

ROBERTO ROLF DITTRICH

**AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DE FIBRAS DE REFORÇO DE
PRÓTESES DENTÁRIAS LIVRES DE METAL PARA O
DESENVOLVIMENTO DE UM PRODUTO SIMILAR**

**Tese apresentada ao Programa de Pós-
Graduação em Processos
Biotecnológicos, Setor de Tecnologia,
Universidade Federal do Paraná, como
requisito parcial à obtenção do título de
Doutor em Processos Biotecnológicos.**

Orientador: Prof. Dr. Alvaro Luiz Mathias

CURITIBA - 2006

DEDICATÓRIA

À **Thaís** minha esposa companheira e amiga pelo amor e carinho que me proporciona força para que eu continue crescendo cada vez mais.

A meus filhos **Fábio** e **Gustavo** pelo carinho e pela compreensão dos momentos ausentes.

A meus **pais** pela oportunidade que me deram de estudar e pela correta orientação para a vida.

AGRADECIMENTOS

A **Deus** pela sua presença constante a meu lado, e orientação nos momentos difíceis.

Ao Professor **Álvaro Luiz Mathias** pelo aceite de meu trabalho, pela orientação e pelo aprendizado obtido durante sua orientação.

À Doutora **Karin SoldatelliBorsato** professora da engenharia mecânica e do Laboratório de Ensaios Destrutivos PUC-PR pela colaboração e apoio na realização dos experimentos com ensaios mecânicos.

Ao Doutor **Orlando Tanaka** pela colaboração e apoio na obtenção das medidas dos modelos dentais.

Aos **colegas de turma** pelo companheirismo e apoio durante o curso.

A Sra. **Aparecida** e a Sra. **Elizete** pela atenção dispensada durante a realização do curso.

Aos **técnicos e estagiários** do laboratório de ensaios destrutivos e de usinagem da PUCPR pela colaboração na execução dos ensaios mecânicos.

A todas as pessoas que direta ou indiretamente colaboraram para a concretização deste trabalho e que não estejam relacionadas.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	17
1.1. FIBRA DE VIDRO	17
1.2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	22
1.2.1 APLICAÇÃO DA FIBRA DE VIDRO NA PRÓTESE DENTÁRIA	22
1.2.2 INDICAÇÕES DE PRÓTESE COM REFORÇO DE FIBRAS	73
1.3 CONDICIONAMENTO DA FIBRA	79
1.3.1. SILANIZAÇÃO DAS FIBRAS DE VIDRO	80
1.3.2. IMPREGNAÇÃO	87
1.3.3. <i>CONSIDERAÇÕES CLÍNICAS E LABORATORIAIS</i>	90
1.4. ASPECTOS ANATÔMICOS DENTÁRIOS	97
1.5 SÍNTESE DA REVISÃO DA LITERATURA	97
2 OBJETIVO	99
2.1 OBJETIVO GERAL	99
2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	99
3 MATERIAIS E MÉTODOS	100
3.1. OBTENÇÃO DAS MEDIDAS ANATÔMICAS DAS COROAS DENTÁRIAS EM MODELO ORTODÔNTICOS E EM MODELO PADRÃO DE OCLUSÃO	101
3.2. PESQUISA DAS FIBRAS COMERCIAIS DISPONÍVEIS NO MERCADO E OS PROCEDIMENTOS UTILIZADOS NO SEU EMPREGO	102
3.3. OBTENÇÃO DO MODELO METÁLICO A PARTIR DO MODELO PADRÃO DE OCLUSÃO	103
3.4. PREPARO DO PADRÃO DO CORPO DE PROVA E DESENVOLVIMENTO DE MOLDE PROTÉTICO	105
3.5. PLANEJAMENTO DOS EXPERIMENTOS PARA PREPARO DOS CORPOS DE PROVA PARA A AVALIAÇÃO DE PRÉ-TRATAMENTOS	106

3.6. PLANEJAMENTO DOS EXPERIMENTOS PARA PREPARO DOS CORPOS DE PROVA PARA A AVALIAÇÃO DE PRÉ-TRATAMENTOS	108
3.7. EXECUÇÃO DE ENSAIOS MECÂNICOS EM PRÓTESES APOIADAS EM MODELO METÁLICO	111
3.8. CONFECÇÃO DOS CORPOS DE PROVA PARA ENSAIOS MECÂNICOS EM DENTES BOVINOS	112
3.9. CONFECÇÃO DOS SUPORTES DE PROVA PARA ENSAIOS MECÂNICOS EM DENTES BOVINOS	114
3.10. EXECUÇÃO DE ENSAIOS MECÂNICOS DE PRÓTESES CIMENTADAS EM DENTES BOVINOS	115
3.11 ANÁLISE POR MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA (MEV)	116
3.12 AVALIAÇÃO ESTATÍSTICA	116
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO	117
4.1 AVALIAÇÃO DOS ASPECTOS ANATÔMICOS	117
4.1.1. DENTES PÓSTERO-SUPERIORES DE MODELOS ORTODÔNTICOS	117
4.1.2. DENTES PÓSTERO-INFERIORES DE MODELOS ORTODÔNTICOS	118
4.1.3. COMPARAÇÃO DAS MÉDIAS ANATÔMICAS OBTIDAS NOS MODELOS DE GESSO COM O MODELO DE OCLUSÃO	119
4.2 TIPOS DE FIBRAS COMERCIAIS PARA USO ODONTOLÓGICO E ASPECTOS CLÍNICOS E LABORATORIAIS	121
4.3 AVALIAÇÃO MECÂNICA DO CORPO DE PROVA POSTERIOR DE TRÊS ELEMENTOS	124
4.3.1. ASPECTOS GERAIS DA AVALIAÇÃO MECÂNICA DOS CORPO DE PROVA S	124
4.3.2. ENSAIO MECÂNICO SOBRE SUPORTE METÁLICO	126
4.3.2. a. Visão geral sobre a influência na força máxima (FMAX)	126
4.3.2 b. Avaliação quimiométrica	130

4.3.2 b1. Quimiometria para avaliação da força máxima (FMAX)	130
4.3.2 b.2. Quimiometria para avaliação da deformação na força máxima (D_FMAX)	135
4.5. ENSAIO MECÂNICO SOBRE SUPORTE CONFECCIONADO COM DENTE BOVINO	140
5 CONCLUSÃO	148
5.1 ASPECTOS GERAIS SOBRE FIBRA PARA REFORÇO DE PRÓTESE DENTÁRIA	148
5.2. AVALIAÇÃO DA ANATOMIA DENTÁRIA POSTERIOR PARA CONFECÇÃO DE PRÓTESES DE TRÊS ELEMENTOS	148
5.3. PRODUTOS COMERCIAIS DE FIBRA PARA REFORÇO DE PRÓTESE DENTÁRIA	148
5.4. AVALIAÇÃO DO PRÉ-TRATAMENTO DA FIBRA PARA REFORÇO DE PRÓTESE ADESIVA DE TRÊS ELEMENTOS	149
5.4.1 AVALIAÇÃO DE CORPOS DE PROVA DE TRÊS ELEMENTOS APOIADA EM SUPORTE METÁLICO	149
5.4.2. AVALIAÇÃO DO CORPO DE PROVA DE TRÊS ELEMENTOS CIMENTADA EM DENTE BOVINO	150
6 MODO DE APRESENTAÇÃO	152
7 PERSPECTIVAS FUTURAS	154
8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	155

LISTA DE SÍMBOLOS, SIGLAS E ABREVIATURAS

3MPS	γ -3metacriloxipropiltrimetoxisilano
MPTMS	γ -3metacriloxypropiltrimetoxisilano
Bis-GMA	Bifenol-glicidil metacrilato
CIL	Cérvico-incisal pela face lingual
CIV	Cérvico-incisal pela face vestibular
CONTR	Controle
D_FMAX	Deformação na força máxima
dp	Desvio padrão
F	Ácido fluorídrico
FMAX	Força máxima
FRC	Compósito reforçado com fibra
FS ANG	Fibra Ângelus tratada com ácido fluorídrico e silano
HF	Ácido fluorídrico
H₃PO₄	Ácido fosfórico
LCTE	Coefficiente de expansão térmica linear
MDL	Mésio-distal pela face lingual
MDO	Mésio-distal pela face oclusal
MDV	Mésio-distal pela face vestibular
MEV	Microscópio eletrônico de varredura
MPTMS	γ -3metacriloxipropiltrimetoxisilano
N	Unidade de força, Newton
P	Ácido fosfórico
PCTG	Policiclodimetileno glicol

PETG	Polietileno glicol
PFS ANG	Fibra Angelus tratada com ácido fosfórico, ácido fluorídrico e silano
PEMA	Polietilmetacrilato
PMMA	Polimetilmetacrilato
PPF	Prótese parcial fixa
PS	Ácido fosfórico e silano
PS ANG	Fibra Angelus tratada com ácido fosfórico e silano
S	Silano
TC	Termo-ciclagem
TCML	Termo-ciclagem associada à carga mecânica
T_FMAX	Tensão na força máxima
VLO	Vestíbulo-lingual pela face oclusal
µm	Micron

Observação Geral: os gráficos gerados pelo programa Statistica permaneceram em inglês devido à dificuldade de compatibilidade com o editor de texto usado. Os fatores representados pelo programa Statistica devem ser assim considerados:

(1)P(L) = fator número 1, corresponde ao condicionamento com ácido fosfórico, usado para modelo linear

(2)F(L) = fator número 2, corresponde ao condicionamento com ácido fluorídrico, usado para modelo linear

(2)S(L) = fator número 2, corresponde ao condicionamento com silano, usado para modelo linear

1Lby2L = interação dos fatores (1)P(L) e (2)F(L), ou simplesmente representado por PF

1Lby3L = interação dos fatores (1)P(L) e (3)S(L), ou simplesmente representado por PS

2Lby3L = interação dos fatores (2)F(L) e (3)S(L), ou simplesmente representado por FS

LISTA DE TABELAS E QUADROS

TABELA 3.1. TIPOS DE FIBRAS DE REFORÇO UTILIZADAS NA CONFECÇÃO DOS CORPOS DE PROVA.	100
TABELA 3.2. MATERIAIS UTILIZADOS NA CONFECÇÃO DOS CORPOS DE PROVA.	100
TABELA 3.3. PLANEJAMENTO DE EXPERIMENTOS A SEREM REALIZADOS NOS CONDICIONAMENTOS PRÉVIOS DAS FIBRAS USADAS NA CONFECÇÃO DE TRÊS PRÓTESES PARA CADA CONDIÇÃO A SEREM SUBMETIDAS AOS TESTES MECÂNICOS SOBRE SUPORTE METÁLICO.	107
TABELA 3.4. PLANEJAMENTO DE EXPERIMENTO A SEREM REALIZADOS NO CONDICIONAMENTO PRÉVIO DE FIBRAS COMERCIAIS OU <i>IN NATURA</i> USADAS NA CONFECÇÃO DE TRÊS PRÓTESES PARA CADA CONDIÇÃO A SEREM SUBMETIDAS NOS TESTES MECANICOS SOBRE DENTES BOVINOS.	113
TABELA 4.1. DISTÂNCIAS ANATÔMICAS MÉDIAS EM DENTES PÓSTERO-SUPERIORES OBTIDAS EM MODELOS DE GESSO ORTODÔNTICOS E DE OCLUSÃO RELEVANTES PARA O USO DE FIBRAS DE CONFECÇÃO DE PRÓTESE DENTAL, EM mm.	118
TABELA 4.2. DISTÂNCIAS ANATÔMICAS MÉDIAS EM DENTES PÓSTERO-INFERIORES RELEVANTES PARA O USO DE FIBRAS DE CONFECÇÃO DE PRÓTESE DENTAL, EM mm.	119
TABELA 4.3. RELAÇÃO PERCENTUAL ENTRE AS DIMENSÕES DOS DENTES PÓSTERO-INFERIORES DO MODELO DE OCLUSÃO E AS MÉDIAS ANATÔMICAS OBSERVADAS NOS MODELOS ORTODÔNTICOS, EM %.	120
TABELA 4.4. DISTÂNCIAS ANATÔMICAS MÉSIO-DISTAIS MÉDIAS	121
TABELA 4.5. DISTÂNCIAS ANATÔMICAS CÉRVICO-OCUSAIS MÉDIAS OBTIDAS POR DIVERSOS PESQUISADORES, EM mm	121
TABELA 4.6. FIBRAS PRÉ-IMPREGNADAS COMERCIALIZADAS PARA USO LABORATORIAL PROTÉTICO ODONTOLÓGICO.	122

TABELA 4.7. FIBRAS PRÉ-IMPREGNADAS COMERCIALIZADAS PARA USO CLÍNICO ODONTOLÓGICO.	122
TABELA 4.8. PRODUTOS COMERCIAIS DE FIBRAS SEM IMPREGNAÇÃO PARA USO CLÍNICO ODONTOLÓGICO.	123
TABELA 4.9. PRODUTOS COMERCIAIS DE FIBRAS DE REFORÇO ENCONTRADAS NO COMÉRCIO LOCAL.	123
TABELA 4.10. FORÇA MÁXIMA MÉDIA OBSERVADA PARA O ROMPIMENTO DAS PRÓTESES E SEUS RESPECTIVOS DESVIOS-PADRÃO.	127
TABELA 4.11. DEFORMAÇÃO MÉDIA NA FORÇA MÁXIMA OBSERVADA PARA O ROMPIMENTO DAS PRÓTESES E SEUS RESPECTIVOS DESVIOS-PADRÃO.	135
TABELA 4.12. FORÇA MÁXIMA MÉDIA OBSERVADA PARA ROMPIMENTO DAS PRÓTESES CIMENTADAS EM DENTES BOVINOSE SEUS RESPECTIVOS DESVIOS-PADRÃO	140
QUADRO 1.1. COMPOSIÇÃO DE ALGUNS TIPOS DE FIBRA DE VIDRO	18
QUADRO 1.2. REATIVIDADE DO SILANO FRENTE A DIFERENTES SUBSTRATOS	85

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1.1. REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DA REAÇÃO DE SILANIZAÇÃO EM MONOCAMADA	81
FIGURA 3.1: DISTÂNCIAS ANATÔMICAS AVALIADAS NOS MODELOS DE GESSO.	101
FIGURA 3.2. MODELO DE ENSINO DE OCLUSÃO DENTAL SEM PREPARO (ESQUERDA) E COM PREPARO (DIREITA).	104
FIGURA 3.3. MODELO EM LIGA DE COBRE-ALUMÍNIO, VISTA SUPERIOR (ESQUERDA) E LATERAL (DIREITA).	104
FIGURA 3.4. MODELO EM LIGA DE COBRE-ALUMÍNIO COM O PADRÃO DE ACRÍLICO, VISTA SUPERIOR (ESQUERDA) E LATERAL (DIREITA).	105
FIGURA 3.5. SUPORTE METÁLICO INCLUÍDO EM BASE DE GESSO (A) DEIXANDO EXPOSTAS APENAS AS ÁREAS EXPULSIVAS DOS DENTES. EM “B” O ASPECTO APÓS A RECUPERAÇÃO DO ESPAÇO EDÊNTULO (B).	106
FIGURA 3.6. A FIGURA “A” MOSTRA A ÁREA DE PÔNTICO RECUPERADA COM SILICONA DE ADIÇÃO ATÉ O NÍVEL DE EQUADOR DO DENTE. E “B” O MUFLO E CONTRA-MUFLO JÁ COPIANDO A SUPERFÍCIE OCLUSAL.	106
FIGURA 3.7. ESQUEMA DA INSERÇÃO DA FIBRA NA PRÓTESE POSTERIOR DE TRÊS ELEMENTOS: A = FIBRAS CURTAS, 10,5mm, B = FIBRAS LONGAS, 21mm.	109
Figura 3.8. PASSOS OPERATÓRIOS PARA A CONFECÇÃO DE PRÓTESE DE TRÊS ELEMENTOS REFORÇADAS COM FIBRA DE VIDRO. A= ADAPTAÇÃO DE UM ENVOLTÓRIO DE RESINA; B= COLOCAÇÃO DO FEIXE INFERIOR DE FIBRA; C= COLOCAÇÃO DO FEIXE SUPERIOR DE FIBRA SOBRE A RESINA QUE RECOBRIU O FEIXE INFERIOR E AS CAIXAS PROXIMAIS; D= PARTE INFERIOR DA PRÓTESE AINDA NO MUFLO; E= VISTA OCLUSAL DA PRÓTESE SEM ACABAMENTO; F= PRÓTESE APÓS ACABAMENTO.	110

- FIGURA 3.9.** CORPO DE PROVA APOIADO NO SUPORTE DE COBRE-ALUMÍNIO COM O IDENTADOR POSICIONADO PARA PRODUÇÃO DE ESFORÇO NOS ENSAIOS MECÂNICOS (A); DETALHE DO IDENTADOR UTILIZADO PARA TRANSMITIR ESFORÇOS AO CORPO DE PROVA (B). **112**
- FIGURA 3.10:** EXEMPLO DE CORPO DE PROVA SOBRE DENTE BOVINO. VISTA OCLUSAL (A) E VISTA LATERAL (B) **115**
- FIGURA 4.1** - GRÁFICO DE PARETO DOS EFEITOS PADRONIZADOS PARA FORÇA MÁXIMA OBSERVADA. A LINHA TRACEJADA $p=0,05$ (,05) DELIMITA OS EFEITOS IMPORTANTES, OS QUAIS APARECERIAM À DIREITA. **131**
- FIGURA 4.2.** FOTOMICROGRAFIAS ELETRÔNICAS DEMONSTRANDO A UNIÃO DA FIBRA À RESINA APÓS O ESFORÇO MECÂNICO. **131**
- FIGURA 4.3** - FORÇA MÁXIMA (N) SOBRE A PRÓTESE DE TRÊS ELEMENTOS PARA TRATAMENTO (+1) OU NÃO (-1) COM SILANO (P) OU ÁCIDO FLUORÍDRICO (F) NA AUSÊNCIA (P=-1; FIG.A) OU NA PRESENÇA DE CONDICIONAMENTO COM ÁCIDO FOSFÓRICO (P=+1; FIG. B). **132**
- FIGURA 4.4** - FORÇA MÁXIMA (N) SOBRE A PRÓTESE DE TRÊS ELEMENTOS PARA TRATAMENTO (+1) OU NÃO (-1) COM ÁCIDO FOSFÓRICO (P) OU SILANOS NA AUSÊNCIA (F=-1; FIG.A) OU NA PRESENÇA DE CONDICIONAMENTO DE ÁCIDO FLUORÍDRICO (F=+1; FIG. B). **133**
- FIGURA 4.5** - FORÇA MÁXIMA (N) SOBRE A PRÓTESE DE TRÊS ELEMENTOS PARA TRATAMENTO (+1) OU NÃO (-1) COM ÁCIDO FOSFÓRICO (P) OU ÁCIDO FLUORÍDRICO (F) NA AUSÊNCIA (S=-1; FIG.A) OU NA PRESENÇA DE CONDICIONAMENTO DE SILANO (S=+1; FIG. B). **134**
- FIGURA 4.6.** GRÁFICO DE PARETO DOS EFEITOS PADRONIZADOS PARA DEFORMAÇÃO NA FORÇA MÁXIMA OBSERVADA. A LINHA TRACEJADA $p=0,05$ (,05) DELIMITA OS EFEITOS IMPORTANTES, OS QUAIS APARECERIAM À

DIREITA.	136
FIGURA 4.7. DEFORMAÇÃO NA FORÇA MÁXIMA (mm) SOBRE A PRÓTESE DE TRÊS ELEMENTOS PARA TRATAMENTO (+1) OU NÃO (-1) COM SILANO (P) OU ÁCIDO FLUORÍDRICO (F) NA AUSÊNCIA (P=-1; FIG.A) OU NA PRESENÇA DE CONDICIONAMENTO COM ÁCIDO FOSFÓRICO (P=+1; FIG. B).	137
FIGURA 4.8. DEFORMAÇÃO NA FORÇA MÁXIMA (mm) SOBRE A PRÓTESE DE TRÊS ELEMENTOS PARA TRATAMENTO (+1) OU NÃO (-1) COM ÁCIDO FOSFÓRICO (P) OU ÁCIDO FLUORÍDRICO (F) NA AUSÊNCIA (S=-1; FIG.A) OU NA PRESENÇA DE CONDICIONAMENTO COM SILANO (S=+1; FIG. B).	138
FIGURA 4.9. DEFORMAÇÃO NA FORÇA MÁXIMA (mm) SOBRE A PRÓTESE DE TRÊS ELEMENTOS PARA TRATAMENTO (+1) OU NÃO (-1) COM ÁCIDO FOSFÓRICO (P) OU SILANO NA AUSÊNCIA (F=-1; FIG.A) OU NA PRESENÇA DE CONDICIONAMENTO COM ÁCIDO FLUORÍDRICO (F=+1; FIG. B).	139
FIGURA 4.10. VALORES DE FMAX OBSERVADOS NOS ENSAIOS DOS ESPÉCIMES DE PRÓTESE EM DENTES BOVINOS, PSa e PSb.	141
FIGURA 4.11. VALORES DE FMAX OBSERVADOS NOS ENSAIOS DOS ESPÉCIMES DE PRÓTESE EM DENTES BOVINOS, FS E PS.	142
FIGURA 4.12. VALORES DE FMAX OBSERVADOS NOS ENSAIOS DOS ESPÉCIMES DE PRÓTESE EM DENTES BOVINOS, PFS E PS.	142
FIGURA 4.13. VALORES DE FMAX OBSERVADOS NOS ENSAIOS DOS ESPÉCIMES DE PRÓTESE EM DENTES BOVINOS, CONNECT E PS.	143
FIGURA 4.14. VALORES DE FMAX OBSERVADOS NOS ENSAIOS DOS ESPÉCIMES DE PRÓTESE EM DENTES BOVINOS,PSAng E PFSAng.	144

- FIGURA 4.15.**VALORES DE FMAX OBSERVADOS NOS ENSAIOS DOS ESPÉCIMES DE PRÓTESE EM DENTES BOVINOSPSAng E FSAng. **145**
- FIGURA 4.16.** VALORES DE FMAX OBSERVADOS NOS ENSAIOS DOS ESPÉCIMES DE PRÓTESE EM DENTES BOVINOS, *ANGELUS*, *SUPERFIBER* E PS. **146**
- FIGURA 4.17.**VALORES DE FMAX OBSERVADOS NOS ENSAIOS DOS ESPÉCIMES DE PRÓTESES COM REFORÇO (OS) OU NÃO (CONTR) EM DENTES BOVINOS. RESULTADO SEMELHANTE FOI OBTIDO POR BEHR EM 2003. **147**
- FIGURA 6.1.** MODO DE APRESENTAÇÃO DA FIBRA A SER COMERCIALIZADA, COM IMPREGNAÇÃO DE MONÔMERO (ACIMA) E SEM IMPREGNAÇÃO (ABAIXO). **153**

RESUMO

O reforço de polímeros orgânicos com fibras tem se difundido na odontologia após o desenvolvimento de técnicas adesivas. Diversos aspectos foram estudados para elaborar um produto similar aos produtos consagrados clinicamente. É de consenso que a condição da fibra influencia no compósito formado. Um produto foi idealizado e seu desempenho mecânico foi comparado aos produtos disponíveis no mercado local. Um estudo piloto de anatomia dental foi usado para avaliar as medidas em dentes permanentes posteriores. As dimensões de um modelo didático de estudo de oclusão e os dados da literatura foram comparados. Um modelo de trabalho com dimensões compatíveis com o estudo anterior foi produzido em liga de Cu/Al para confeccionar corpos de prova e servir como suporte nos testes de compressão. Alternativamente, dentes bovinos foram montados em acrílico para estudo similar. As próteses foram confeccionadas com resina composta laboratorial *ARTGLASS*. Esta foi inserida no molde em pequenas porções, limitada a uma espessura de 2mm, e fotopolimerizada por 40s a cada incremento. Um planejamento experimental 2^3 foi desenvolvido para avaliar a influência da aplicação, ou não, do ácido fosfórico, do ácido fluorídrico e do silano. Três corpos de prova para cada condição foram produzidos e também comparados a um grupo controle (sem fibras). Todos os corpos de prova tiveram uma sessão de pós-cura na unidade Unixs. Alternativamente, pelo menos, três próteses com reforço ou não de fibra foram confeccionadas em diferentes condições e ensaiadas sobre dente bovino com cimentação adesiva. Produtos comerciais, *ANGELUS*, *SUPERDONT* e *CONNECT*, foram também utilizados para produzir próteses sobre dentes e os resultados foram comparados. As dimensões anatômicas observadas são compatíveis com o modelo de oclusão dental, usado para confecção do modelo metálico, e as informações da literatura. A média de força de ruptura da prótese de resina pura (112N) foi significativamente menor (teste "t", $\alpha=5\%$) que para as próteses com reforços (305N). Por outro lado, não é significativo fazer qualquer tratamento. A deformação na força máxima também confirmou essa afirmação. A força máxima sobre as próteses com reforço de fibra (926N) aderidas a dentes bovinos foi levemente menor do que as próteses sem reforço (1045N), mas sem significância estatística (teste "t", $\alpha=5\%$). As próteses reforçadas com a fibra em estudo também confirmaram que os pré-tratamentos não influenciam na resistência ao esforço. O desempenho das próteses com reforço e pré-tratadas com ácido fosfórico e silano (893N) foram similares à *CONNECT* (941N), inferiores à *ANGELUS* (1166N), mas superiores à *SUPERFIBER* (665N) para o teste "t" ($\alpha=5\%$). Fibras *ANGELUS in natura* foram influenciadas pelo tipo de tratamento, onde o pré-tratamento com ácido fosfórico, ácido fluorídrico e silano produzem a melhor condição (1265N). O produto de fibra de vidro idealizado pode ser comercializado com impregnação de monômero ou sem impregnação. Neste caso deve ser protegido da ação da luz. Este produto pode ser considerado adequado, uma vez que seu desempenho mecânico foi igual ao da *CONNECT* e superior ao da *SUPERFIBER*, as quais são clinicamente recomendados.

ABSTRACT

The polymers organic reinforcement with fibers has been spread in orthodontics after the adhesive techniques developing. Many aspects were studied to elaborate a similar product to the clinically used products. It is agreed that the fiber condition influences on the formed composite. A product was idealized and its mechanic performance was compared to the mechanic performances of the available products on the local market. A pilot study of dental anatomy was used to evaluate the measurements of permanent posterior tooth. The measurements of a didactic model of occlusion studies and of literature data were compared. A model of work with consistent measurements to the previous study was produced in a Cu/Al alloy to tailor *corpos de prova* and help as support on the compression tests. Alternatively, bovine tooth were inserted in an acrylic support to similar studies. The prothesis were made with laboratorial composed resin ARTGLASS. This resin was inserted on the mold in little portions limited to a thickness of 2mm, and photopolymerized for 40 seconds each insertion. An experimental planning 2^3 was developed to evaluate the influence of the application, or not, of phosphoric acid, fluoridric acid and silane. Three *corpos de prova* for each condition were produced and also compared to a control group (without fibers). All *corpos de prova* had a pos-cure in Unixs unit. Alternatively, at least, three prothesis with fiber reinforcement, or not, were tailored in different conditions and tested in bovine tooth with adhesive luthing. Commercial products, ANGELUS, SUPERDONT and CONNECT, were also utilized to make prothesis in bovine tooth and the results were compared. The observed anatomic measurements are compatible with the dental occlusion model, used to make the metallic model, and with literature information. The average strength of the pure resin severance (112N) was significantly lower (test "t", $\alpha = 5\%$) than the strength of the reinforced prothesis (305N). On the other hand, it is not significant doing any treatment. The maximum strength warping also confirmed this affirmation/claim. The maximum strength on the fiber reinforced prothesis (926N) adhere to bovine tooth was slightly lower than the not-reinforced-prothesis (1045N), but without statistically significance (test "t", $\alpha = 5\%$). The fiber reinforced prothesis also confirmed that the pre-treatments do not influence on the effort resistance. The reinforced prothesis pre-treated with phosphoric acid and silane performance (893N) was similar to CONNECT (941N), lower than ANGELUS (1166N), but higher/superior than SUPERFIBER (665N) to the test "t" ($\alpha = 5\%$). In natura ANGELUS fibers were influenced by the kind of treatment, in which the pre-treatment with phosphoric acid, fluoridric acid and silane had the best condition (1265N). The idealized glass fiber product can be commercialized with impregnation of monomer or without impregnation. On this case, protected from light's action. This product can be considered proper, once its mechanic performance was equal to CONNECT and superior/higher than SUPERFIBER, which are clinically recommended.

1 INTRODUÇÃO

O uso de fibra de vidro tem sido amplamente difundido para reforço de polímeros orgânicos. Esta filosofia foi recentemente adotada na odontologia com o desenvolvimento de técnicas adesivas eficientes aos materiais dentários (BROWN, 2000). Existem fibras com diferentes composições químicas, sendo que as fibras de vidro têm sido mais freqüentemente usada. O tratamentos prévio das fibras a serem usadas no reforço, bem como sua manipulação, é reconhecidamente determinante do sucesso.

Este estudo contribui com a compreensão do efeito do pré-tratamento de fibras de vidro com ácido fosfórico, ácido fluorídrico e/ou silano nas diferentes combinações possíveis. Fibras de vidro da *Texiglass*, não produzidas especificamente para odontologia, foram usadas para reforças próteses de três elementos com apoios ocluso-proximais para repor o elemento 36 em *Artglass*. Essas próteses foram apoiadas em um suporte metálico similar a anatomia dentária e submetidas a esforço de compressão em máquina de ensaio universal. Alternativamente, algumas próteses foram cimentadas com cimento resinoso em dois dentes bovinos simulando os pânticos 35 e 37. Fibras pré-tratadas em diferentes condições e fibras comerciais, seguindo instruções dos fabricantes, foram avaliadas. Um produto comercial foi proposto a partir da fibras de vidro de estudo.

1.1 FIBRA DE VIDRO

A fibra de vidro é composta de sílica em sua maior parte e outros óxidos, ver QUADRO 1.1, sendo designadas por códigos de acordo com a composição.

QUADRO 1.1. COMPOSIÇÃO QUÍMICA DE ALGUNS TIPOS DE FIBRA DE VIDRO.

Componente, %	Tipo						
	A	C	D	E	E-CR	R	S & S2
SiO ₂	72	65	74	52-56	58-63	60	65
CaO	10	14	0.5	16-25	21-23	9	-
Al ₂ O ₃	0,6	4	0,3	12-16	10-13	25	25
MgO	2,5	3	-	0-5	2-4	6	10
B ₂ O ₃	-	6	22	5-10	-	-	-
TiO ₂	-	-	-	0-1,5	1,0-2,5	-	-
Na ₂ O	14,2	8	1,0	0-2	0-1,2	-	-
K ₂ O	-	-	1,5	0-2	0-1,2	-	-
Fe ₂ O ₃	-	0.2	Tr	0-0,8	0-0,4	-	-
ZnO	-	-	0-0,5	-	0-3,5	-	-
SO ₃	0,7	0,1	-	-	-	-	-
F ₂	-	-	-	0-1,0	-	-	-

Fonte: KATZ and MILEWSKI, 1987.

Desde 1930, a fibra de vidro tem sido considerada um dos materiais do futuro, principalmente associado às suas propriedades dielétricas. Por exemplo, a primeira aplicação industrial em larga escala foi como isolamento de condutores elétricos sujeitos a temperaturas altas e que era obtido com uso de filamento de vidro do tipo “E” (QUADRO 1.1), sendo usado sozinho ou em associação com verniz ou resinas sintéticas. As fibras de vidro do tipo “E” são mais comumente usadas na indústria têxtil e de produção de compósitos; onde respondem com até 90% da resistência mecânica obtida. Esta fibra possui alto conteúdo de alumina e baixo teor de álcalis e de borosilicato e são tidas como superiores na resistência de esforço flexural. As fibras de vidro do tipo “R”

(QUADRO 1.1) apresentam alto desempenho mecânico. Este tipo de filamento foi criado a pedido dos setores da aviação espacial e de armamentos. Elas satisfazem às exigências destas áreas de tecnologia em termos de comportamento frente aos esforços de fadiga, de variação térmica e exposição à umidade. Devido ao seu alto desempenho técnico, elas podem ser usadas para construção das lâminas de rotor de helicóptero, dos assoalhos de aviões, dos tanques de combustível de foguetes, dos corpos de projéteis e dos corpos de lançadores de projétil. Elas também podem ser usadas como reforço em outras aplicações; por exemplo, na indústria de esportes e lazer, de transporte e de blindagem balística. As fibras de vidro do tipo “D” apresenta características dielétricas diferenciadas (QUADRO 1.1). Os produtos à base de vidro “D” têm perdas elétricas muito baixas e são usados como material permeável a ondas eletromagnéticas, o que pode ser muito importante em termos de características elétricas. As fibras de vidro do tipo “D” são usadas na fabricação de radomes, de janelas eletromagnéticas, e de superfícies de circuitos impressos de alto desempenho. Os filamentos de vidro do tipo “AR” (resistente a álcali) foram desenvolvidos especialmente para reforçar cimento (QUADRO 1.1). Seu alto conteúdo de óxido de zircônio oferece resistência excelente para os compostos alcalinos gerados durante a reação de pega deste aglomerante. Reforços de cimento com filamento de vidro “AR” resultam em módulos melhorados de ruptura com boa durabilidade. Isto significa que modelagem feita em GRC (cimento com reforço de vidro) pode ser muito mais leve para o mesmo volume. As aplicações principais destas fibras são como substitutas das fibras de amianto em telhados e coberturas, reforço de painéis de revestimento e de componentes de construção. O vidro tipo “C” (QUADRO

1.1) é usado na produção de mantas de fibra de vidro para as quais são requeridas propriedades de resistência à corrosão (como envoltório externo anticorrosivo de tubulações, superfície de tubos compostos). Existem outros tipos de fibra de vidro, mas menos usados do que os anteriores (JOHN *et al.*, 2001; VETROTEX, 2005).

O reforço com fibra tem sido usado há mais de 25 anos na indústria aeroespacial e nos setores da indústria onde a exigência é principalmente pouco peso, elevada resistência à tração e propriedades anticorrosivas (DEGUSSA, 2006).

A fibra de vidro geralmente tem a finalidade de aumentar a propriedade de resistência mecânica dos plásticos que, reforçados, se prestam a muitas finalidades, como por exemplo, produção de piscinas, carros, pranchas de *surf*, trens, aviões, que seriam impossíveis sem a presença da mesma. A fibra de vidro é submetida a transformações que resultam nas diferentes formas de apresentação sob as quais é comercializada: enrolada em bobinas; cortada (fio cortado com cerca de 3mm de comprimento); como tecido; picotada e espalhada sob uma manta de ligante (SAINT-GOBAIN, 2006).

Algumas características das fibras de vidro podem ser assim relacionadas. **Resistência mecânica:** O filamento de vidro tem a resistência específica (resistência à tensão/massa volumétrica) mais alta que a do aço. Esta característica é o ponto de partida da sua aplicação para o desenvolvimento de produtos com alto desempenho para resistir a esforços mecânicos. **Características elétricas:** Suas propriedades como isolante elétrico são excelentes, até mesmo em espessuras pequenas. Esta propriedade combinada com sua resistência mecânica e bom comportamento

frente a diferentes temperaturas formou a base das primeiras aplicações para o filamento de vidro. **Estabilidade dimensional:** O filamento de vidro é pouco sensível às variações de temperatura, à ação da umidade e tem um baixo coeficiente de expansão linear. **Incombustibilidade:** Como um material inorgânico, a fibra de vidro é naturalmente incombustível. Assim não propaga e não mantém a chama. Quando exposta ao calor, não emite fumaça e nem produtos tóxicos. **Compatibilidade:** A possibilidade da fibra de vidro em aceitar matrizes orgânicas de diferentes tamanhos cria uma íntima inter-relação entre o vidro e a matriz, possibilitando que seja combinada com muitas resinas sintéticas, como também, com certas matrizes minerais (gesso, cimento) formando os compósitos. **Baixa condutividade térmica:** Esta característica é altamente desejável na indústria de construção civil. O uso da fibra de vidro torna possível reduzir as trocas térmicas, possibilitando economia de calor. **Alta resistência a agentes químicos:** Resiste bem a ácidos e agentes oxidantes ou redutores e quando combinada com resinas apropriadas, pode ser usada em uma ampla gama de produtos. **Não apodrecimento:** O Filamento de vidro não deteriora e não apodrece, não é afetado pela ação de insetos e roedores (VETROTEX, 2005).

Assim pode ser destacado das propriedades observadas que as fibras de vidro podem ser aplicadas na cavidade oral para reforço mecânico de materiais odontológicos sem apresentar efeitos negativos, como: variação dimensional, degradação biológica ou química, efeito galvânico, corrosão e fácil alteração térmica.

1.2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

1.2.1. APLICAÇÃO DA FIBRA DE VIDRO NA PRÓTESE DENTÁRIA

O uso de partículas e de fibras de silício com polímero odontológico é possível. No entanto, um tratamento superficial deste material, também denominado de carga, é necessário para viabilizar a compatibilidade. O tratamento da carga com silano é um fator crítico para a união entre a matriz e a carga e, conseqüentemente, influencia a resistência final do compósito produzido. Por exemplo, a estabilidade hidrolítica do silano depende das condições de estocagem do mesmo, podendo reduzir em até 20% a resistência flexural do compósito (OTT, 1990).

Há numerosos processos para a fabricação de compósitos resinosos reforçados com fibras. Como primeiro passo, a impregnação da fibra é feita pela resina em ambiente fechado. Define-se a espessura e o tamanho da fibra e o conjunto segue para o processo de pultrusão, onde são confeccionados os feixes de FRC (compósito reforçado com fibra). O processo de pultrusão consiste na injeção simultânea das fibras impregnadas juntamente com a resina polimérica através de uma secção esférica ou retangular. Por exemplo, pelo processo de pultrusão, o polietileno glicol (PETG) e o policiclo dimetileno glicol (PCTG) foram reforçados com fibra de vidro S2 na proporção de 60 % por peso. Análise metalográfica do compósito em cortes transversais foi feita com microscopia ótica e eletrônica e confirmou a alta densidade de fibra. Assim a utilização das fibras na odontologia é considerada como uma alternativa viável. Portanto, uma FRC necessita de suas propriedades clínicas aumentadas e o sistema deve ser de fácil aplicação. No entanto, as boas qualidades das fibras tais como, reforço mecânico, boa estética e compatibilidade biológica,

estimulam novos estudos para reduzir a dificuldade da sua manipulação e comprova a possibilidade da obtenção de um resultado clínico adequado (GOLDBERG e BURSTONE, 1992).

A molhabilidade é dependente da energia livre de superfície do substrato e da tensão superficial do líquido aplicado. Tais características dependem da natureza e da pureza das substâncias envolvidas. A molhabilidade é melhorada com o aumento da energia livre de superfície, um pré-requisito para união química. Uma baixa molhabilidade provoca uma redução no aproveitamento da área superficial e conseqüentemente uma baixa força de união. Na reação de condensação, o silano reage com os grupos silanol que irão formar a ligação R-Si-O. A porção orgânica geralmente é um metacrilato que reagirá com o monômero da resina de cobertura. Assim, a molhabilidade da fibra pelo silano deve ser a maior possível (ZANGHELLINI e VOSER, 1993).

ALTIERI *et al.* (1994) relataram em um estudo clínico piloto o monitoramento de doze pacientes que receberam catorze coroas unitárias de restaurações experimentais confeccionadas com infra-estrutura de resina composta com reforço de fibras. A avaliação trimestral foi feita por 24 meses. Os critérios avaliados foram: função, integridade estrutural e textura superficial. As restaurações foram consideradas “falhas” quando apresentavam movimento entre a restauração e os pilares. O teste probabilístico de Kaplan-Meier em 12 meses foi de aproximadamente 50%. A restauração com maior vida útil foi a de um molar inferior que permaneceu por 24 meses em uso na cavidade bucal.

Diferentes tipos de fibra e seu teor têm sido adicionados a polímeros para aumentar suas propriedades mecânicas. VALLITTU *et al.* (1994a) avaliaram resinas acrílicas reforçadas com relação ao efeito da concentração

de fibra na resistência à fratura. Este estudo também testou o efeito da resistência à fratura de resinas acrílicas quando diferentes tipos de fibras foram incorporados na matriz de resina PMMA. As fibras usadas incluíram fibras de vidro, de carbono e de aço inoxidável com 30 espécimes para cada tipo fibra. Os prismas foram confeccionados com 3x4,5x5mm e as fibras foram adicionadas no centro do corpo de prova. Estes prismas foram avaliados através de teste de resistência flexural de três pontos com velocidade de 1mm/min. Alguns espécimes foram cortados e suas secções transversais foram estudadas através da MEV para estabelecer como as fibras se distribuíram após o processo de polimerização. Os resultados indicaram que um aumento na quantidade de fibras melhorou a resistência à fratura das 28 amostras ($p < 0.001$). As imagens das secções transversais das amostras polimerizadas foram observadas pela MEV e revelaram espaços vazios (bolhas) no interior da trança das fibras. Faz-se necessário a silanização das fibras para uma ótima união com a matriz polimérica. A quantidade de fibras presente no reforço também interfere nas futuras propriedades mecânicas. A incorporação das fibras ao acrílico é difícil em função do espalhamento que ocorre durante o processo de prensagem. O uso das fibras como reforço causou a formação de bolhas no sistema matriz/fibra.

VALLITTU (1994) determinou o efeito da contração de polimerização das resinas PMMA sobre fibra de vidro na resistência transversal. As amostras com reforço de fibra de vidro (6,34% de matriz resinosa/mm em peso) foram embebidas com resina acrílica termopolimerizável. As fibras de vidro (tipo E) foram tratadas com quatro misturas de PMMA (30 amostras por grupo) em diferentes proporções monômero/polímero, assumindo que as amostras

tenham diferentes propriedades de contração de polimerização. O teste de resistência transversal foi usado para avaliar a resistência à fratura das amostras. A contração de polimerização das misturas foi medida. Após as amostras serem testadas, as imagens das fibras de vidro foram avaliadas pela MEV. A resistência à fratura das amostras foi estatisticamente diferente ($p < 0.001$) entre os tratamentos, e a contração de polimerização das misturas de PMMA também variou. As imagens da MEV mostraram diferenças na espessura da camada de resina acrílica na superfície da fibra com as distintas misturas de PMMA. Após a termopolimerização usual, os espécimes foram estocados em água por 2 semanas e submetidos aos testes de esforço e fadiga. De acordo com os resultados, a proporção que causou a menor contração de polimerização na fibra de vidro, aumentou a resistência à fratura das amostras avaliadas e pareceu aumentar a quantidade de PMMA no interior das fibras de vidro. A resistência transversal do tipo I foi aumentada em 146% quando comparada com PMMA sem reforço. As imagens da MEV revelaram uma distribuição homogênea e a presença de PMMA entre as fibras. O tipo II que sofreu o teste de fadiga mostrou maior resistência para os corpos com reforço de fibra .

Esta nova tecnologia parece eficaz para restaurações após terapia pré-protética, reabilitação oclusal e aumento da dimensão vertical. Após avaliação clínica de 66 restaurações de compósitos fibro-reforçados (FRC). KÖRBER e KÖRBER (1996) encontraram poucas falhas durante a fase pré-protética, boa adaptação, não foi irritante gengival, perfeita restauração da função oclusal, mecânica e estética.

VALLITTU (1997) fez uma avaliação clínica do uso de fibras de vidro como reforço de próteses de acrílico por um período clínico de 13 meses, em 12 próteses totais e 10 próteses parciais. Utilizou-se para este estudo próteses totais e parciais fraturadas; todas as fraturas ocorridas nas próteses totais ocorreram no meio da parte palatina e as fraturas das próteses parciais removíveis ocorreram em margens das bases de extensão. As próteses fraturadas foram molhadas em metacrilato de metila, as fibras foram orientadas a 90° da linha de fratura da prótese; a fibra utilizada para este estudo foi o *E-glass* (fibra de vidro unidirecional), sendo estas inseridas em monômero antes da união à resina acrílica. Ela foi posicionada sobre a área da fratura, recebeu o polímero e foi polimerizada a 55°C por 15 minutos. Os resultados observados revelaram que existe importância no correto posicionamento da fibra de reforço e técnicas laboratoriais. Uma prótese total e uma parcial fraturaram na região do reforço durante este período de observação. Estas fraturas pareceram estar relacionadas a falhas no posicionamento da fibra. Este autor concluiu que quando fibras unidirecionais de vidro forem utilizadas em próteses removíveis, um ângulo de 90° em relação à potencial área de fratura, e posicionada mais próximo à margem da prótese seria favorável ao aumento da resistência à fratura e deveriam ser posicionadas também em outras áreas fracas da prótese.

VALLITTU (1998a) avaliou a resistência à tração e o módulo de elasticidade para resinas acrílicas utilizadas para próteses totais reforçadas com várias fibras. Seis amostras de resinas de PMMA transparente foram reforçadas por fibras de vidro, as quais foram previamente molhadas em monômero de acrílico. Um grupo controle com seis amostras foi produzido sem

o uso de reforço de fibras. O aumento da concentração de fibras na resina (14,8% por peso), aumentou a média de resistência à tração das amostras de 40 para 50MPa e o módulo de elasticidade de 2057MPa para 3751MPa, mas estes resultados foram menores do que o previsto por cálculos iniciais. A explicação foi atribuída à falha no molhamento das fibras com o monômero de acrílico; o monômero não dissolve completamente o polímero do acrílico, tornando a mistura inviável entre as fibras. Neste estudo, o armazenamento em água influenciou a resistência (30%) das amostras por ter afetado a resina, as fibras e sua interface.

VALLITTU *et al.* (1998b) determinaram o efeito da água nas propriedades flexurais dos polímeros para base de dentaduras reforçadas por fibras. Fibras de vidro trançadas E-glass e fibras de sílica trançadas foram usadas para reforço de resinas para base de dentadura autopolimerizáveis e termopolimerizáveis. As fibras foram orientadas a 45° de angulação ao longo eixo das amostras reforçadas. Amostras não reforçadas foram utilizadas como controle. Amostras secas e aquelas armazenadas em água por mais de 48 semanas foram analisadas com MEV para avaliar o grau de adesão da fibra à matriz. A resistência transversa das amostras reforçadas e não-reforçadas diminuiu 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 que as amostras reforçadas tiveram pouca ou quase nenhuma modificação. A MEV não mostrou diferença na adesão das fibras de vidro e a matriz de polímero comparado às amostras secas, mas houve diminuição da adesão das fibras de sílica à matriz em armazenagem em água.

Concluíram que o armazenamento em água diminuiu a resistência transversal das amostras reforçadas por fibra de vidro em 14% e nas amostras reforçadas por fibras de sílica 36%.

A infra-estrutura de FRC pode substituir a infra-estrutura metálica, enquanto que o compósito aplicado corresponde à porcelana de uma prótese convencional. A infra-estrutura de uma FRC proporciona resistência e rigidez para a resina composta. Essas duas fases combinam as melhores características da FRC com as da resina, dando uma boa alternativa para as próteses convencionais. A FRC produzida com fibra de vidro do tipo S2 pré-impregnada com bis-GMA, foto e termo polimerizada, oferece as mesmas propriedades das FRC com policarbonato. A FRC apresentou menor dificuldade de manipulação. Em testes mecânicos apresentou resistência sete vezes maior que o compósito. Estes produtos empregam novas formulações, partículas mais resistentes, polimerização com luz, vácuo e calor. A associação destes fatores aumenta a elasticidade, a resistência ao desgaste, a resistência ao impacto e a resistência à fratura. Entre as indicações clínicas estão: a necessidade da estética, sensibilidade a metal, facilidade de fabricação, diminuição do desgaste do dente oponente, união à estrutura dentária. Nas contra-indicações observa-se: pacientes com problemas periodontais, espaços edêntulos com dois ou mais pânticos, pacientes com hábitos para-funcionais, pacientes que consumam grande quantidade de substâncias alcoólicas. Consideração clínica e laboratorial: preparos em chanfros formando ângulo de 90 a 120° no ângulo cavo superficial. Redução de 1,2mm a 1,5mm nas superfícies vestibular e lingual. Desgaste mínimo de 1,5mm na superfície oclusal para adequada espessura ao material. Na região proximal, o preparo

deve ter 2,0mm a 3,0mm de largura e 1mm de profundidade. Deve ser feita nesta superfície uma caixa de 0,5mm de profundidade e 2,0mm a 3,0mm de largura para a adaptação da subestrutura em FRC (NIXON, 1997).

De acordo com FREILICH *et al.* (1998a) não há dados clínicos ou estudos *in vitro* que indiquem o tipo de linha de término do preparo, ombro ou chanfrado. Uma característica importante na execução de uma prótese em FRC, é que em todas as camadas de resina composta haverá sempre uma camada externa inibida pelo oxigênio após a fotopolimerização, permitindo a inserção de nova camada de compósito. Havendo presença de ar entre as camadas de resina, ocorre um potencial de falha mecânica da prótese. A fibra da área do pântico envolve os dentes pilares na parede axial e oclusal. Pode haver o descolamento da prótese, o dente pilar pode ser escurecido em função de metal presente anteriormente e o retentor pode promover um sobrecontorno. O preparo proximal é feito com pouca extensão gengival. Não há razão em se estender o preparo proximal até o limite gengival. A subestrutura em FRC não pode ser colocada além da área de contato mantendo adequado contorno. Apenas o compósito pode ser utilizado para preencher a porção apical da caixa proximal e isto pode não ser benéfico para a restauração. Embora testes *in vitro* apresentem propriedades mecânicas adequadas, necessita-se de maiores dados clínicos registrando o sucesso da prótese em FRC.

LOOSE *et al.* (1998) compararam *in vitro* a resistência à fratura e adaptação marginal de próteses parciais fixas de três elementos fabricadas de duas maneiras: com o sistema de resinas compostas reforçadas por fibras (*Targis-Vectris*) e com a cerâmica *In-ceram* à base de Al_2O_3 (VITA) a fim de

obter uma perspectiva para projeção das aplicações clínicas. As raízes de terceiros molares humanos extraídos foram embebidas com *Impregum* a fim de simular o ligamento periodontal. Em seguida, os pilares foram fixados em resina acrílica deixando uma distância de 10mm entre os pilares e foram preparados deixando um ombro de 1mm. A análise da resistência à fratura foi feita após 300 ciclos térmicos entre 5°C e 55°C e 1,2x10⁶ ciclos mastigatórios com 50N. A resistência foi determinada aplicando uma força com uma esfera de aço de 12,5mm de diâmetro no centro do pântico na prótese parcial fixa em uma máquina de ensaio universal com velocidade de 1mm/min. A qualidade marginal foi avaliada com MEV seguindo os critérios de “margem perfeita”, e “fenda marginal” com separação dos componentes por falha adesiva ou coesiva. O *In-ceram* e o *Targis/Vectris* com fibra pré-impregnada apresentaram boa adaptação marginal, ambos significativamente maiores que o *Targis/Vectris* sem fibra pré-impregnada. Após a ciclagem térmica e mecânica os sistemas reforçados por fibra de vidro apresentaram uma resistência flexural significativamente maior à fratura que o sistema *In-ceram*.

FREILICH *et al.* (1998b) revisaram e descreveram o desenvolvimento e uso de um compósito reforçado com fibras unidirecionais e contínuas como infra-estrutura para fabricação de próteses fixas. Citaram neste artigo que usando vários materiais como matriz e fibras, um número de formulações de compósitos reforçados por fibra foi avaliado com o objetivo de criar um sistema com propriedades mecânicas otimizadas e características de manipulação. Segundo os autores, os compósitos reforçados por fibra baseados em matriz de bis-GMA fotopolimerizada têm sido usados clinicamente para confecção de próteses de duas fases compostas de uma subestrutura de compósito

reforçado por fibra de vidro coberta por um compósito particulado. As fibras de reforço para compósito poderiam ser classificadas quanto ao tipo de fibra e orientação além da presença ou não da pré-impregnação com resina. Citou ainda que as fibras de Carbono, *Kevlar*, polietileno e fibra de vidro tanto podem ser unidirecionais como trançadas. As próteses fixas estão sujeitas a condições de aplicação de cargas complexas na cavidade oral, apesar disto, as propriedades flexurais do material poderiam ser uma característica importante para seleção. Estes valores de resistência flexural têm sido obtidos aplicando carga em barras retangulares de várias dimensões e diferentes formulações de fibras em testes flexurais padronizados de três 3 pontos. Citaram que as propriedades flexurais são afetadas pela geometria da amostra de teste e que o objetivo das fibras é alcançar uma formulação de compósito reforçado por fibra que possa facilmente formar uma infra-estrutura de prótese, mas, com altas propriedades flexurais após a polimerização. Embora experiências clínicas adicionais sejam necessárias, os compósitos reforçados por fibra, segundo os autores, podem ser usados para confecção de próteses livres de metal com excelentes qualidades estéticas.

CHUNG *et al.* (1998) estudando a resistência flexural de um material resinoso provisório com adição de fibra, encontraram que o efeito da adição de fibra de vidro na resistência flexural de uma resina composta. Um material provisório foi usado como controle e matriz resinosa. Uma fibra de vidro tratada com silano foi selecionada como método de reforço. A fim de determinar a influência geométrica na resistência, fibras ordenadas (na proporção de 1:1 em relação à matriz orgânica) foram imersas dentro da matriz resinosa em quatro diferentes localizações. Além disso, fibras de 5mm de largura, foram

misturadas aleatoriamente (com proporção de 1:1 até 8:1) com o pó de resina acrílica e moldada em um molde retangular (34x9x8mm) com uma proporção pó líquido de 2:1. Dez amostras foram preparadas para cada grupo. O teste flexural de três pontos foi realizado em um vão de 25mm com velocidade de carga de 5mm/min. Os valores de resistência foram coletados e analisados com ANOVA e teste de Scheffe. As resistências das amostras com fibras orientadas variaram de 49,4 a 65,5MPa e o controle foi de 54,3MPa. No grupo de fibras dispersas, as resistências obtidas variaram de 55,9 a 87,3MPa. Os resultados mostram que a inclusão de fibras orientadas horizontalmente em relação à direção da tensão aplicada na amostra, aumentou significativamente a resistência flexural comparado ao grupo controle ($p < 0,05$). Uma resistência ótima foi obtida no grupo contendo a proporção de 5:1 de fibras em relação à matriz. A incorporação de fibras de vidro aumentou significativamente a resistência flexural da resina e os métodos dispersos (trançado) foram mais eficientes do que o método de inclusão orientada.

GOLDBERG e FREILICH (1999) citaram que aplicações para fixação dentária têm sido usadas, por muitos anos, para estabilizar dentes com hiper mobilidade e retenção ortodôntica. Estes *splints* ou retentores têm sido realizados com uma grande variedade de materiais incluindo fio de aço envolvido por amálgama, fio de aço, malha de aço ou malha de fibras embebidas em compósito restaurador e compósitos restauradores sem reforço. Os autores citaram, para fins de comparação, que as resinas compostas com partículas de quartzo ou vidro apresentam uma resistência flexural transversa de aproximadamente 135MPa. Uma abordagem melhorada seria para os mesmos usar um enovelado de fibras previamente impregnadas com resina.

Estas estão disponíveis em um variado número de formas, incluindo a forma da malha das fibras de vidro (*Glasspan*), fibras de polietileno (*Connect*), fibras de polietileno trançadas (*Ribbon*). Os sistemas pré-impregnados seriam preferíveis, pois, eliminaram passos clínicos e as propriedades flexurais seriam maiores devido ao maior conteúdo de fibra alcançável no processo de fabricação. Nas fibras inicialmente desenvolvidas, uma matriz reforçada com policarbonato com fibras de vidro unidirecional foram desenvolvidas. Embora o reforço de policarbonato ter demonstrado alta resistência e muitas outras excelentes propriedades mecânicas, este exibiu características de manuseio indesejáveis, uma aparência opaca e sem boa união ao esmalte e compósitos. Os sistemas atuais são sistemas à base de bis-GMA fotoativáveis, possuem fácil manuseio e altas propriedades mecânicas elevando em até sete vezes a resistência e rigidez dos compósitos particulados. Estas novas formulações apresentam propriedades ópticas desejáveis e permite uma espessura de 0,5mm nos *splints*. Os autores recomendaram que embora cada um destes materiais possa ser usado para todas situações de fixação, a arquitetura de fibras multidirecionais (*SPLINT IT* e *RIBBOND*) é provavelmente mais fácil de se utilizar.

BEHR *et al.* (1999) examinaram *in vitro* próteses fixas inlays posterior feitas em Targis/Vectris para verificar a resistência à fratura e a adaptação marginal simulando situações clínicas. Dois tipos de preparo foram executados em terceiros molares extraídos e inseridos em PMMA com espaço edêntulo de 10mm. Um dos grupos com 8 espécimes foi preparado caixa proximal e no outro grupo o preparo foi uma caixa oclusal com extensão proximal. Todas as prótese foram cimentadas adesivamente e após a termociclagem e teste de

esforço (6000×5°C/55°C, 1200×50N, 1,66Hz) as prótese foram testadas até que houvesse falha. A adaptação marginal foi investigada antes e após o TCML. Não houve diferença significativa entre os tipos de preparo para a resistência mecânica, com uma média de 720N para o preparo em caixa e 696N para o preparo oclusal. A adaptação marginal mostrou-se perfeita em mais de 60% após a TCML em ambos os preparos.

GÖHRING *et al.* (1999) examinaram vinte FPDs feitas em *Targis/Vectris* após um ano clinicamente e por MEV. Todas estavam intactas, nenhum sinal de fratura, sem defeitos superficiais, sem desgaste excessivo e com adaptação perfeita. Este estudo mostrou sucesso para a FPDs reforçada com fibra de vidro após 1 ano.

ROSENTRITT *et al.* (2000) avaliaram a combinação das boas propriedades flexurais de resinas reforçadas com as vantagens estéticas das cerâmicas. A resistência de união das cerâmicas reforçadas por fibras foi determinada utilizando oito próteses fixas de três elementos e oito próteses fixas de quatro elementos. Elas foram fabricadas de acordo com o planejamento experimental e foram cimentadas de forma adesiva em molares humanos. Após a ciclagem mecânica e térmica em um ambiente artificial, a resistência à fratura e a adaptação marginal foram determinadas. Próteses fixas fabricadas com resinas reforçadas com fibra foram usadas como controle. A maior resistência de união foi obtida usando condicionamento em combinação com técnicas de cimentação adesiva. Valores médios de fratura foram 575N para as próteses de três elementos e 876N para as próteses de quatro elementos. Mais de 85% das próteses mostraram margens perfeitas enquanto 15% mostraram fenda marginal depois da ciclagem térmica e

mecânica. Os autores concluíram que a técnica híbrida pode representar um interessante procedimento necessitando de maiores investigações para aplicação clínica.

VALLITTU (1999a) descreveu e avaliou fibras de vidro unidirecionais e trançadas pré-impregnadas (*Stick & Stick Net*) como reforço de resinas acrílicas termopolimerizadas e autopolimerizadas. Cinco amostras foram fabricadas sem reforço para servir de grupo controle. Outros dois grupos foram compostos por amostras reforçadas com fibras unidirecionais ou com fibras trançadas. Uma carga foi aplicada com teste de três pontos para medir a resistência transversa e o módulo flexural dos grupos. As secções transversais das amostras foram depois examinadas pela MEV para avaliar a grau de impregnação das fibras. A quantidade de fibras das amostras foi determinada por análise de combustão. A resistência transversa de polímeros termopolimerizados foi de 76MPa. Este valor aumentou para 341MPa com uso de *Stick* (unidirecionais), e o módulo flexural aumentou de 2550 para 19086MPa. O uso de *StickNet* (trançadas) aumentou a resistência transversa para 99MPa e a resistência flexural para 3530MPa. O aumento foi na mesma proporção em resinas autopolimerizáveis. ANOVA mostrou que o reforço com *StickNet* (trançada) aumentou os valores de resistência à fratura sendo que o *Stick* (unidirecional) diminuiu estes valores. A quantidade de fibras de vidro variou de 6 a 28% do volume, sendo os menores valores do *StickNet* (trançada) e os maiores do *Stick* (unidirecional). O uso de fibras unidirecionais aumentou consideravelmente a resistência transversa e o módulo flexural das resinas.

BEHR *et al.* (2000) estudaram as propriedades flexurais de compósitos reforçados com fibra usando processo manual de adaptação por vácuo/pressão. Este estudo investigou a influência do conteúdo de fibra e armazenagem em água na resistência flexural de prismas feitos com dois compósitos reforçados com fibra, sistema *Vectris* e *FibreKor*. Foram comparados trinta prismas de *FibreKor* medindo 25 x 4 x 2mm feitos manualmente e 30 prismas medindo 25 x 4 x 2mm de *Vectris* executados sob processo de vácuo/pressão. Um grupo do *Vectris* e *FibreKor* (n=10) foi armazenado em água por 24 horas, um segundo grupo foi termociclado por 6000 vezes em 5°C/55°C, e um terceiro grupo foi armazenado em água por 30 dias à 37°C. Todos prismas foram testados até a fratura usando o teste de resistência à fratura de três pontos e a resistência flexural foi calculada. No geral, a resistência flexural diminuiu significativamente com o aumento do tempo de armazenagem independente da fibra e sistema de fabricação. Com os parâmetros de 24h à 30 dias, a média na resistência flexural para os prismas de *Vectris* foi 618/579/545N/mm², e *FibreKor* 585/534/499N/mm². O conteúdo de fibra do *Vectris* foi determinado em 28,1 vol% e 12,8 vol% para os prismas de *FibreKor*. Após 24 horas de armazenagem em água, os prismas de *Vectris* e *FibreKor* apresentaram um valor estatisticamente maior na resistência flexural do que após 30 dias de armazenagem em água. Fatores que afetam a resistência do compósito reforçado por fibra: orientação das fibras, quantia de fibras, impregnação da fibra com a matriz resinosa, adesão da fibra à matriz e propriedades da fibra versus propriedades da matriz. O processo de fabricação por 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. Não apenas o conteúdo de fibra, mas também a composição da matriz, assim como a união das fibras à matriz, determina as propriedades das resinas compostas reforçadas por fibras.

VALLITTU e SEVELIUS (2000) avaliaram o desempenho clínico de 31 próteses parciais fixas de resina composta reforçada por fibra de vidro. As próteses realizadas substituíam de um a três dentes superiores ou inferiores em cada um dos 31 pacientes. As próteses possuíam uma infra-estrutura de fibra de vidro do tipo E unidirecional com matriz polimérica de múltipla fase e recoberta com compósito particulado fotopolimerizável (sem polimerização adicional). As próteses foram examinadas semestralmente por até 24 meses (média de acompanhamento de 14 meses). O critério para estabelecimento de falha do tratamento foi o deslocamento total ou parcial da prótese, a fratura da infra-estrutura, o número de pilares, o número de pânticos, o tipo de prótese fixa (cinco tipos), a localização anterior versus posterior e superior versus inferior. Os materiais utilizados nos casos clínicos foram fibra de vidro do tipo E unidirecional – *Stick*, adesivo para embeber as fibras – *Synfony activator liquid* e *Triad Gel* e resina composta com carga – *Vita Zeta LC* e *Synfony*. Dos resultados obtidos, foi possível observar que duas próteses soltaram durante o período de acompanhamento; uma perda ocorreu devido a um ajuste oclusal incorreto e a outra por razão desconhecida. O teste probabilístico de Kaplan-Meier para durabilidade/sobrevivência em 24 meses foi de 93%. Nenhuma fratura de infra-estrutura foi observada. Os resultados deste estudo preliminar sugerem que as próteses parciais fixas de compósito reforçado com fibras podem ser uma alternativa para as próteses com infra-estrutura metálica.

FREILICH *et al.* (2000) citaram em seu livro que o teste de resistência flexural é o mais amplamente reportado para avaliações de resistência de polímeros e resinas reforçadas por fibras. Dos testes de flexão, tem se utilizado freqüentemente o teste de três pontos com um espécime na forma de uma barra de 20x2x2mm; podendo existir variações de diâmetro como 20x4x4mm ou até mesmo a utilização de outras formulações. O autor citou ainda que valores médios de resistência flexural de fibras de vidro e polietileno estão compreendidos entre 300 a 1000MPa, em dependência da preparação da amostra e da sua geometria.

KANIE *et al.* (2000) estudaram as propriedades flexurais e a resistência ao impacto de polímeros para base de dentadura reforçado com fibras de vidro trançada. Determinaram o efeito do reforço de fibras de vidro trançadas em polímeros para base de dentadura sobre deflexão, resistência flexural, módulo flexural e resistência ao impacto. Três fibras de vidro silanizadas e não silanizadas foram usadas. As amostras foram realizadas usando resina acrílica termopolimerizável (a base de PMMA) contendo fibras de vidro, as quais foram colocadas em lâminas no interior. As amostras com quatro espessuras diferentes (1, 2, 3 e 4mm) e quatro diferentes alturas dentro do prisma foram realizadas incorporando a fibra de vidro. O teste de resistência flexural de três pontos e teste de impacto foram empregados para determinar as propriedades flexurais e a resistência ao impacto. Os resultados mostraram que quando as amostras contendo fibra de vidro não eram silanizadas, a resistência flexural nas amostras de 1 e 2mm de espessura e a resistência ao impacto nas amostras de 2mm de espessura foram maiores que aquelas amostras sem fibra de vidro. A resistência flexural e a deflexão nas amostras reforçadas com

fibra de vidro silanizada de 1mm de espessura foram significativamente maiores do que aquelas amostras não reforçadas. Além disso, a resistência ao impacto nas amostras reforçadas com fibras de vidro silanizada de 2mm foi significativamente maior do que as amostras não reforçadas. As diferenças estatisticamente significantes foram encontradas na resistência flexural e na resistência ao impacto quando as amostras de 4mm de espessura foram reforçadas com duas ou três camadas de fibras de vidro não silanizadas. O reforço com fibras de vidro foi efetivo para amostras finas, e o efeito de reforço aumentou com um maior número de fibras de vidro.

KALLIO *et al.* (2000) estudaram a adesão de resinas compostas para restauração e facetas em certos compósitos poliméricos. O objetivo deste estudo foi determinar a resistência de união entre diferentes compósitos reforçados por fibras e resinas compostas fotopolimerizáveis. Um total de 180 espécimes confeccionados com oito tipos de substratos de compósitos reforçados por fibras e quatro tipos de substratos de resinas compostas fotopolimerizáveis foram confeccionadas e divididas em 36 diferentes grupos. As superfícies dos substratos foram desgastadas com lixa de carbeto de silício com granulação 1200 antes da adição da resina composta. A resistência de união ao cisalhamento foi determinada para amostras sem o uso de uma resina intermediária, para amostras com o uso de uma resina intermediária e para amostras com resina intermediária e termociclagem. A rugosidade superficial do substrato foi medida com um perfilômetro antes da adição da resina composta sobre o substrato. Foram utilizados no estudo as fibras *Stick*, *Stick Net*, *FibreKor*, *Vectris Frame*, *Vectris Pontic* e *DC Tell*. As resinas utilizadas foram: *Sculpture Dentin*, *Targis Base*, *Sinfony Dentin* e *Z-100*. A análise de

variância (ANOVA) revelou diferenças estatisticamente significantes ($p < 0,001$) relacionado com o tipo de substrato, a resina composta intermediária e a termociclagem. O maior valor de resistência de união ao cisalhamento para o substrato reforçado por resina foi com a combinação *StickNe/Z100* e para a combinação de substratos de resina composta *Sinfony/Sinfony*. A rugosidade superficial variou de $0,10\mu\text{m}$ do *Targis* para $0,50\mu\text{m}$ do *Vectris Pontic*. A rugosidade superficial observada não influenciou na resistência de união ao cisalhamento para resina composta de reparo para resina composta reforçada por fibra e resina composta fotopolimerizável. Os mais altos valores de resistência de união foram relacionados com materiais específicos e resinas de reparo usados. Em alguns casos, os materiais utilizados apresentaram um desempenho melhor sem o uso de resina de reparo intermediária.

Em 2000, NOHRSTRÖM *et al.* fabricaram um suporte em cobre/alumínio preparado para prótese fixa com preparo para coroa total. Nos espaços edêntulos de 10mm, 17mm ou 19mm foram construídas próteses fixas para simulação de esforços mastigatórios. Diferentes quantidades de fibras foram usadas e inseridas em diferentes posições na FPD. As próteses foram inseridas nos suportes metálicos e submetidas a esforço com identador esférico de 6mm de diâmetro na região central do espaço edêntulo. A resistência à fratura das próteses sem reforço foi de 372 a 1061N e nas reforçadas com fibra de vidro foi de 508 a 1297N. A capacidade de reforço da fibra depende da orientação das fibras, adesão da matriz à fibra e da impregnação da fibra com a matriz. Em função da boa adesão da fibra de vidro silanizada ao PMMA e da boa estética, a fibra de vidro tem aplicabilidade em prótese parcial temporária. Quando o espaço edêntulo é maior na FPD, o

estresse no pântico e no conector aumenta. Assim o reforço é mais evidente nos espaços maiores. A posição do reforço também teve influência na resistência da FPD. A fadiga do material é a principal causa de fraturas em FPD. Estudos *in vitro* induzem à fadiga por termociclagem e/ou por aparelho de fadiga. Um efetivo reforço da fibra de vidro foi mais evidente em espaços edêntulos maiores. Cargas oclusais repetidas podem ter grandes influências nos valores de resistência à fratura da FPD.

Segundo KARMAKER e PRASAD (2000), como nas aplicações industriais, a manipulação dos parâmetros durante a construção da prótese deve ser obedecida. A orientação, a proporção da fibra, a localização e o tipo de matriz resinosa são parâmetros importantes para a obtenção de uma prótese adequada. Para as fibras unidirecionais, suas propriedades são preponderantes na direção da fibra e menores perpendicular a elas. Assim na região de pântico, é necessário de um feixe de fibras na direção méso-distal. Durante a mastigação formas complexas de estresse são geradas, principalmente as flexurais. A propriedade flexural da fibra unidirecional é fortemente influenciada pelo diâmetro e comprimento da fibra. Barras de fibras pré-impregnadas com dimetacrilato (*Fibrekor*) foram confeccionados em molde de teflon. Para o grupo A, a espessura variou de 1,3 a 4,2mm com comprimento de 25mm e 3mm de largura. O grupo B teve comprimento de 60mm, largura de 2mm e profundidade de 2,2mm. Os espécimes foram polimerizados durante 5 minutos com *Cure-Lite Plus* e em seguida, por mais 15 minutos a 110°C sob vácuo. Usando um “jg” ajustável foi executado teste de flexão a 0,5mm/min. A distância entre os suportes variou de 5 a 40mm. A resistência flexural e o módulo de elasticidade diminuíram com o aumento da

espessura com uma distância constante de 20mm para suporte. A resistência flexural calculada e o módulo foram baixos em espaços pequenos, enquanto que a força absoluta foi maior. Baseado neste fato, a infra-estrutura deve ser executada para suportar o máximo de esforço. Pode-se concluir que as propriedades obtidas de um teste flexural padrão não é confiável para próteses odontológicas.

XU (2000) testou o reforço das resinas compostas termopolimerizáveis com filamentos cerâmicos (β -Si₃N₄). Foi inicialmente pensado que os filamentos cerâmicos aumentariam consideravelmente os compósitos termopolimerizáveis. Foi também imaginado, que a quantidade de carga e 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 0 a 79%, a temperatura variou de 80°C a 180°C e o tempo de presa de 10 min a 24 horas. A resistência flexural e resistência à fratura dos compósitos foram medidas, e as amostras fraturadas foram observadas em MEV. O nível de carga tem um efeito significativo nas propriedades do compósito. O compósito com filamentos cerâmicos, com nível de carga de 70%, apresentou uma resistência flexural de 248 ± 23 MPa, significativamente maior que os 120 ± 16 MPa de um compósito para *inlay/onlay* usado como controle e 123 ± 21 MPa 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 MPa do compósito polimerizado por três horas. A resistência do compósito reforçado por

filamentos não foi degradada após a armazenagem e envelhecimento por 100 dias. Os compósitos termopolimerizáveis foram significativamente reforçados com filamentos. Os mecanismos de reforço pareceram ser a formação de pontes e resistência a microtrincas. As resistências flexural e à fratura dos compósitos com filamentos cerâmicos foram próximo ao dobro das resinas compostas atualmente disponíveis para *inlay/onlay* de compósitos laboratoriais.

POLYZOIS *et al.* (2001) investigaram a força de fratura, a deflexão na fratura e a dureza de resinas para base de prótese total reparadas com resinas termopolimerizadas, autopolimerizadas ou autopolimerizadas com reforço de fibra de vidro. Oito grupos foram avaliados: seis com resinas autopolimerizadas para reparo, incluindo um grupo sem reforço e um tratado com irradiação de microondas após a polimerização, dois com uma camada ou multicamadas de fibra de vidro, três com reforço de fios circulares ou trançados. Cada grupo consistiu de 12 amostras. As amostras experimentais eram cortadas e um espaço de 3mm em ombro foi reparado. Um teste de três pontos foi utilizado para determinar a resistência à fratura, a deflexão na fratura e a tenacidade das amostras. Os dados foram avaliados por análise de variância de *One-way* com teste de *Post-hoc*. A resistência à fratura (28,4 a 73,4N), deflexão (1,6 a 3,8mm) e tenacidade (0,02 a 0,13J) para todas as amostras de reparo foram significativamente menores que o grupo controle (82,79N, 4,4mm, e 0,16J, respectivamente). As falhas foram adesivas e entre todas as amostras avaliadas a mais efetiva foi a de irradiação com microondas, utilizando resinas autopolimerizáveis com fios circulares ou uma camada de fibra de vidro.

KEYF e UZUM (2001) estudaram algumas propriedades mecânicas tais como a resistência transversa, a deflexão máxima, e o módulo de elasticidade

da resina reforçada com filamentos de fibra de vidro sem tratamento em diferentes concentrações. Diferentes tipos de fibras têm sido adicionados a materiais poliméricos para aumentar suas propriedades mecânicas. Se as fibras são usadas para aumentar a resistência de um polímero, é essencial a adesão entre as fibras e o polímero. As fibras podem ser tratadas com silano ou plasma. A quantidade de fibras e seu comportamento na matriz polimérica também podem afetar o comportamento do sistema. As fibras foram mergulhadas previamente em monômero para aumentar a adesão entre a fibra e a resina. Os resultados revelaram que uma concentração de fibras de 0,5% provocou um aumento na resistência transversa. Com o aumento da concentração de fibras, houve um decréscimo nos valores da resistência transversa, porém sem significado estatístico. Os espécimes com 0,5% de fibra foram mais fortes que o grupo controle e os espécimes com 1% e 1,5% de fibra. A resistência dos espécimes contendo 1% de fibra foi menor que o grupo controle, mas sem significância estatística. As fibras incorporadas à resina acrílica aumentaram a resistência transversa, mas com uma concentração maior houve um decréscimo na resistência. Ao MEV, as fibras mostraram-se bem impregnadas com a matriz polimérica. O uso de uma concentração maior de fibras pode causar a formação de bolhas de ar no sistema.

BEHR *et al.* (2001) investigaram a resistência à fratura e a adaptação marginal de uma coroa unitária feita em 3 sistemas de compósito reforçado por fibra de vidro. 36 dentes foram preparados aleatoriamente e divididos em 3 grupos. A) *Targis/Vectris*. B) *Fiberkor/Sculpture*. C) *Belleglass/Connect*. A confecção das coroas seguiu as orientações dos fabricantes e foram cimentadas com os respectivos cimentos adesivos. Os espécimes foram então

estocados em água destilada por 24 horas e, após este tempo foi efetuado o acabamento marginal. A termociclagem foi feita em todos os corpos de prova por $6.000 \times 5^\circ\text{C}/55^\circ\text{C}$, oscilando a cada 2 minutos. Quatro coroas passaram pelo teste de infiltração marginal. Todos os sistemas apresentaram maior infiltração entre o cimento e o dente. O sistema *Targis/Vectris* teve menor infiltração em relação aos outros sistemas. Oito coroas de cada grupo foram submetidas a testes de resistência à fratura. A resistência à fratura dos três tipos de sistemas foi muito alta. O maior valor foi para o sistema *Fiberkor/Sculpture* seguida pelo sistema *Targis/Vectris*. A produção da infra-estrutura do sistema *Targis/Vectris* tem pouca união à resina composta devido às duplas ligações de carbono obtidas pelo sistema de cura e pela usinagem. No sistema *Fiberkor/Sculpture* as fibras são pré-impregnadas antes da acomodação da resina composta. A camada superficial é inibida pelo oxigênio, preservando um grande número de duplas ligações entre carbonos. Esta pode ser a razão pela alta resistência à fratura do sistema. O sistema *Belleglass/Connect* pode ser fraco em função das fibras de polietileno serem apenas mecanicamente unidas à matriz resinosa e da dificuldade em se evitar áreas vazias durante a impregnação manual com monômero.

BOTTINO *et al.* (2001) avaliaram as propriedades mecânicas das resinas *Charisma* e *Permalute* e a influência da adição da fibra de reforço *Ribbon* na resistência flexural das resinas. Os corpos de prova foram divididos em quatro grupos. Dois sem as fibras de reforço e dois com as fibras de reforço. Os resultados mostraram uma maior resistência para o *Charisma* associado com o *Ribbon* seguido da associação *Permalute* com *Ribbon*. Na análise ao MEV notou-se que não houve união entre as fibras e o compósito.

ELLAKWA *et al.* (2001a) estudaram a influência da armazenagem por seis meses nas propriedades flexurais de quatro sistemas de resinas reforçadas por fibras. As propriedades flexurais do *Artglass*, *BelleGlass HP*, *Herculite XRV* e *Solidex* e mais duas resinas experimentais foram investigadas. O grupo “A” comparou 4 tipos de compósito indireto (*Artglass*, *BelleGlass*, *Herculite XRV* laboratorial, e *Solidex*). Dez corpos de prova de cada resina com ou sem reforço de polietileno foram confeccionados em molde de 2 x 2 x 20mm. A fibra de polietileno foi inserida na base da barra e em seguida coberta com a respectiva resina. Os espécimes foram estocados em água destilada por 24 horas ou por 6 meses. Depois de 1 hora em meio ambiente foram submetidos ao teste de flexão. A série “B” consistiu em um compósito experimental semelhante ao Z100 (3M). Sua composição consistiu em bis-GMA e TEGDMA com carga de zircônia/sílica de 0,6 μ m. Três grupos controle com cinco espécimes cada um, sem fibra de reforço, com 40, 60 e 80% de carga em peso foram preparados para teste de compressão/flexão. Sete grupos com 5 espécimes cada foram preparados com 40, 70, 72, 74, 76 e 80% de carga em peso reforçados com *Connect* no lado tensional. Os espécimes foram estocados por 24 horas em água destilada e submetidos ao teste de tensão após 1 hora. A série “C” consistiu em 4 compósitos com mesma porcentagem de carga em peso, com diferentes matrizes. Dois grupos com 5 espécimes foram testados, um com reforço de fibra e outro como controle. Os corpos de prova foram armazenados em água destilada durante 24 horas antes do ensaio de flexão. Dentre os grupos sem reforço, a resina *BelleGlass*, obteve maior resistência flexural, seguida da *Artglass* após 24 horas; mas tiveram diferença significativa após 6 meses. As amostras foram preparadas em uma matriz de

25x2x2mm e avaliadas, utilizando uma máquina de teste *Instron* com uma velocidade de 1mm/minuto. Os resultados não mostraram diferenças significantes na resistência flexural entre as resinas da série A; a resistência flexural da resina *Belleglass* reforçada por fibra foi significativamente maior que o *Artglass* e o *Solidex*. O armazenamento em água por seis meses não causou diferença significativa na resistência flexural de três das quatro resinas reforçadas; a resistência flexural do *Artglass* foi significativamente reduzida pela armazenagem em água por seis meses. Entretanto, aumentar a quantidade de carga na série B resultou em um aumento no módulo flexural, mas, não teve efeito na resistência a flexão. Na série C, a mudança na formulação da matriz não teve efeito na resistência a flexão, mas, sim no módulo flexural.

ELLAKWA *et al.* (2001b) avaliaram a influência da inserção e posicionamento das fibras de ultra-alto peso molecular de polietileno (*Connect/Kerr*) na eficiência do reforço de próteses de resinas reforçadas por fibras de três elementos. Quatro grupos (dez amostras por grupo) de *Herculite XRV* cor A3 foram preparados para teste de resistência e módulo flexurais, com fotopolimerizações de 60 segundo em três regiões do corpo de prova. Dois grupos controle foram confeccionados sem uso de fibras. Metade das amostras foi armazenada em água destilada e a outra metade em ambiente seco, ambos a 37°C por duas semanas antes do uso. Os resultados mostraram que o uso de fibras aumentou significativamente a resistência em comparação às resinas não reforçadas, sendo que o modo de falha diferiu em dependência do posicionamento da fibra. As fibras inseridas distante do lado de tensão favoreceram o desenvolvimento de falhas nos espaços interfibrilares ao longo das fibras. As fibras de polietileno podem ser tratadas para melhorar a união

com a resina. O tratamento da fibra com plasma promove uma união mecânica à fase resinosa. A colocação da fibra de polietileno no lado de tensão aumentou as propriedades flexurais do compósito testado. A inserção da fibra ligeiramente distante do lado de tensão também aumentou as propriedades flexurais. As imagens da MEV revelaram que a colocação da fibra levemente afastada do lado de tração favorece a quebra e a propagação da trinca, enquanto o posicionamento mais próximo à área de tração oferece uma maior resistência. Não houve diferenças entre os grupos mantidos em água destilada e aqueles mantidos a seco.

JOHN *et al.* (2001) avaliaram *in vitro* se a resistência flexural de resinas acrílicas termopolimerizadas poderia ser aumentada com a adição de três tipos de fibra: vidro, *aramida* e *nylon*. 40 moldes de gesso foram preparados usando discos de aço com dimensões especificadas. Os grupos consistiam de resinas acrílicas e a mesma resina reforçada com fibras de vidro, *aramida* e *nylon*. Dez amostras foram fabricadas para cada grupo experimental. O excesso de monômero foi removido por secagem. A proporção Resina/fibra foi de 2% em fibra. Em função do módulo de elasticidade da fibra de vidro ser alto, muito do estresse é absorvido sem que haja deformação do espécime. As amostras de resina foram realizadas com acrílico termopolimerizável. Um teste de três pontos foi executado. No grupo A (controle), a força necessária para a fratura variou entre 14 e 18,5kg, a resistência flexural variou entre 624,6 e 825,4MPa, com média de 696MPa. No grupo B (fibra de vidro reforçada), a força requerida foi de 18,5 a 23,5kg e a resistência flexural de 825,4 a 1048,5MPa, com média de 979,2MPa (a maior média das amostras). No grupo C (fibra de *aramida*) a força requerida para a fratura das amostras foi de 16,5 a 22kg, com resistência

flexural das amostras entre 736,2 a 981,5MPa com média de 849,9MPa. Finalmente no grupo D (fibra de *nylon* reforçada), a força média requerida para a fratura foi de 15 a 19kg, e a resistência flexural das amostras foi de 619,5 a 847,7MPa, com média de 733,4MPa. Os resultados mostraram que todas as amostras reforçadas apresentaram uma melhora na resistência à flexão. O grupo com fibra de vidro demonstrou os melhores resultados, seguido pela *aramida* e pelo *nylon*. A fibra preferida dependerá do tipo de prótese requerida. Assim, a fibra de vidro pode prevenir fraturas em próteses fixas provisórias através do reforço na área de pântico.

MEIERS e FREILICH (2001) desenvolveram uma prótese parcial fixa protótipo com caráter não invasivo e confeccionada com resina composta reforçada por fibra de vidro. Situações ideais para este tipo de técnica incluem: solução fixa para substituição de dentes perdidos por trauma; solução fixa para dentes sistemicamente comprometidos e que não dispõem de tempo ou possibilidade de anestesia local; pilares periodontalmente abalados; mantenedor fixo do espaço seguido de movimentação ortodôntica e provisório fixo durante a fase de cicatrização pós-implante. Os autores descreveram um protocolo de construção de uma infra-estrutura e de confecção de uma prótese parcial fixa de resina composta reforçada por fibras. A infra-estrutura era composta de fibra de vidro unidirecional e trançada, tipo S (*Splint-It*). As aletas/retentores eram compostas de uma camada de fibra unidirecional coberta com duas camadas de fibras trançadas. A espessura dos retentores era de 0,6mm. O suporte do pântico foi confeccionado com fibras unidirecionais formando o corpo. A retenção da superfície já polimerizada e inibida pelo ar de

componentes garante, segundo os autores, uma união efetiva entre as camadas de fibras e entre a subestrutura e compósito particulado.

MOURA *et al.* (2002) compararam dois sistemas e encontraram diferença estatística a 5% a favor do sistema *Targis/Vectris* no teste de resistência flexural, quando comparada com o sistema *Sculpture/Fibrekor*. Quarenta espécimes foram divididos em dois grupos. Os exemplares retangulares possuíam 4mm x, 4mm x 20mm. As fibras de vidro utilizadas foram as específicas dos sistemas. As imagens da MEV revelaram adesão entre o feixe de fibras e a camada envolvente. O uso de compósito reforçado por fibra inspira precaução mas sua longevidade ainda não está definida. As fibras podem ser separadas durante a manipulação podendo ser vantagem ou desvantagem dependendo da técnica. Em contrapartida um maior volume de fibras oferece maior resistência à manipulação. Também muitas fibras podem causar falha na impregnação da matriz tornando o sistema menos resistente.

ELLAKWA *et al.* (2002a) compararam fibra de polietileno, aramida e fibra de vidro em barras (2x2x25mm) de resina indireta *Artglass*. As fibras previamente pesadas foram umectadas durante 24 horas em monômero resinoso com e sem carga. As fibras foram inseridas na base da barra. Após serem fotopolimerizada, as barras foram guardadas em água a 37°C durante 24 horas e 6 meses. Dois grupos controle foram feitos sem o reforço de fibra. Após o teste de flexão em três pontos pôde-se concluir que houve um significativo aumento na resistência flexural (de 124% a 490%) em comparação ao grupo sem reforço. Após 6 meses houve um declínio na resistência flexural dos espécimes reforçados com fibra de vidro com auxílio do agente de união. A

escolha da fibra e o agente umectante influenciam sobre as propriedades flexurais do das FPDs.

KOLBECK *et al.* (2002) trabalharam com 32 dentes com as raízes recobertas com 1mm de poliéter para simular o periodonto. Eles foram inseridos numa base de PMMA com distância de 10mm entre os pilares. Preparos circulares foram feitos com 1mm de profundidade com término em esmalte e em dentina. Trinta e duas unidades foram executadas em fibra de polietileno e em fibra de vidro. Dois grupos com dezesseis unidades cada foram produzidos com *Connect/Belleglass* ou com *Fibrekor/Conquest Sculpture*. Todos os dentes pilares foram condicionados com ácido fosfórico por 30s. As FPDs foram tratadas com jato de alumina de 50 μ m. As próteses em *Connect* foram silanizadas e cimentadas adesivamente com sistema adesivo dual (*SilanPrimer*, *Syntac-Classic* e *Variolynk II*). A prótese com *Fibrekor*, foi cimentada com sistema adesivo dual (*Lut-It*). Todas as próteses foram polimerizadas por 40s e após 24 horas, o excesso do cimento foi removido com pontas diamantadas, sendo posteriormente polidas. Uma termociclagem foi realizada. No teste mecânico, a força foi aplicada no centro do pântico usando uma esfera de aço com 12,5mm de diâmetro a uma velocidade de 1mm/min. A falha foi determinada após a perda de 10% da força máxima aplicada. A resistência à fratura, após a ciclagem térmica, teve uma média de 830N para o grupo com fibra de polietileno contra 844N para o grupo em fibra de vidro. Não há diferença estatística significativa entre os grupos.

LASSILA *et al.* (2002) estudaram a influência do armazenamento em curto prazo em água nas propriedades flexurais de compósitos reforçados por fibra de vidro unidirecional. O objetivo deste estudo foi determinar as

propriedades flexurais de compósitos reforçados por fibra de vidro do tipo E unidirecional com matrizes poliméricas com diferentes propriedades de absorção de água. Três marcas comerciais de resinas à base de diacrilatos (*Sinfony Activator*, *Triad Gel* e *Adesivo Scotchbond Multiuso*) foram usadas como matriz polimérica para a fibra de vidro para reforço do tipo E, pré-impregnada com PMMA (*Stick*). Amostras prismáticas com 2x2x25mm foram confeccionadas (padrão ISO 10477). Seis amostras foram confeccionadas para cada um dos seguintes grupos: *Sinfony Activator* (n=30) com teor de fibra de 0, 12, 23, 36 e 45%. Outros espécimes com os mesmos teores foram feitos com *Triad Gel* (n=30) e *Scotchbond Multiuso* (n=30). As amostras foram avaliadas quanto à resistência flexural de três pontos e quanto à absorção de água. Os valores médios de resistência flexural e absorção de água foram analisados estatisticamente com ANOVA ao nível de significância de 1%. A resistência flexural das amostras com 45% em volume de fibras de vidro tipo E variaram de 759MPa a 916MPa na condição seca. As amostras armazenadas em água apresentaram resistência flexural entre 420-607MPa. A análise estatística ANOVA revelou que o percentual de volume de fibra e absorção de água da matriz polimérica apresentou um efeito significativo ($p < 0.001$) nas propriedades flexurais. A desidratação das amostras recuperou as propriedades mecânicas. A diminuição nas propriedades flexurais após a imersão em água foi causada principalmente pelo efeito plastificante da água. O uso de polímeros com baixa absorção de água parece ser benéfico a fim de otimizar as propriedades flexurais das resinas reforçadas por compósito.

Baseado nos testes de resistência flexural *in vitro* realizados, HIRATA (2002) concluiu que os grupos de fibra de vidro unidirecionais IV-*Vectris*

(*Ivoclar*) e VI-*Fibrex (Angelus)* obtiveram valores médios estatisticamente maiores de resistência flexural do que os demais grupos, porém não foram diferentes estatisticamente entre si. O grupo IV-*Vectris/Ivoclar* obteve os maiores valores médios de módulo de elasticidade, enquanto os grupos II-*Connect/Kerr* e III-*Targis/Ivoclar* mostraram os menores valores médios, mas estes não foram diferentes estatisticamente entre si. As imagens dos padrões de falha observadas pela MEV revelaram 100% de falha de fratura incompleta com leve delaminação superficial das fibras nos grupos IV (*Vectris/Ivoclar*) e VI (*Fibrex/Angelus*) e 100% de falha de fratura incompleta com quebra da matriz resinosa ao redor das fibras de polietileno nas amostras do grupo II (*Connect/Kerr*).

ELLAKWA *et al.* (2002b) avaliaram a influência de 7 agentes de união comercialmente disponíveis nas propriedades flexurais de um compósito reforçado com fibra (FRC) de polietileno de ultra-alto peso molecular (UHMWPE). 9 grupos com 10 espécimes para teste flexural (25x2x2mm) de compósito produzidos com a resina *Solidex* e fibra *Connect* com 2mm de largura. As amostras foram armazenadas em meio úmido por 24hs a 37°C antes da medição da resistência flexural e módulo de elasticidade em teste de três pontos com velocidade de carregamento de 1mm/min. Paralelamente, fibras de polietileno foram imersas por 24h em álcool, acetona e HEMA para visualizar possível ação destes sobre a fibra (24h). A imersão prolongada em acetona dissolve completamente as fibras e a imersão em álcool resultou em trincas na superfície das fibras. Estes efeitos não foram encontrados nas fibras submetidas ao HEMA. A adesão da fibra ao compósito requer um agente de união específico, sendo essencial que seus constituintes não tenham reações

adversas sobre a fibra. Todos os corpos de prova ficaram unidos pela fibra, com exceção do grupo controle. O agente de união melhora a resistência flexural do FRC, embora esta melhora seja dependente da formulação deste agente. Também houve ganho na resistência flexural com a utilização de adesivo para esmalte e dentina. Adesivos contendo álcool ou acetona, possuem efeito negativo para a interface matriz/fibra. Imagens de MEV foram usadas para avaliar a interface fibra-resina das amostras representativas. A média da resistência flexural dos grupos testados impregnados pelo agente de união variou de 169 a 266MPa. Os resultados da resistência flexural e módulo flexural foram obtidos para *Prime/Bond NT* (203MPa e 4,7GPa), *Prime/Bond 2.1* (195MPa e 4,6GPa), *One-Step* (206MPa e 4,9GPa), *DE Bonding Resin* (266MPa e 5,1GPa), *XR Bonding* (204MPa e 4,5GPa), *Optibond Solo* (208MPa e 4,7GPa), *Kolor Plus* (265MPa e 5,3GPa), *Silano + Kolor Plus* (169MPa e 5,1GPa), compósito com fibra e sem agente de união (75MPa e 3GPa), somente compósito (66MPa e 4,9GPa). A análise estatística da resistência flexural usando a ANOVA de um fator revelou diferenças estatisticamente significantes ($p < 0,05$) entre os grupos. A silanização da fibra de polietileno não é recomendada. O pré-tratamento com silano na fibra UHMWPE antes da impregnação com o agente de união reduziu significativamente a resistência flexural ($p < 0,05$).

MAGNE *et al.* (2002) conduziram um estudo com o uso do método de elementos finitos bidimensional visando analisar a indução de estresse em superfície e na interface de próteses posteriores de três elementos, realizadas com seis diferentes materiais. A influência do desenho e da configuração do preparo na distribuição e indução de estresse também foram avaliadas. Uma

secção méso-distal de uma prótese de três elementos foi digitalizada e usada como um modelo de duas dimensões da membrana periodontal, e do osso de suporte. Diferentes materiais restauradores (ouro, alumina, zircônia, vidro cerâmico, resinas e resinas reforçadas por fibra) em diferentes configurações de cavidade como caixas proximais (*slots*), preparo de duas faces e três faces foram simulados com uso de uma carga de 50N em um pântico padronizado. O estresse então foi avaliado em materiais restauradores, interface dente/restauração e estresse tangencial de superfície ao nível do pântico. Todos os materiais exibiram um padrão de estresse similar, com áreas de compressão definidas no lado oclusal do pântico e a tração em áreas gengivais do pântico. Uma melhor transferência e redução de tensão para a interface foram conseguidas pelo grupo de resinas e resinas reforçadas por fibra, não tendo muita influência da configuração da cavidade. Segundo os autores as resinas reforçadas por fibras representaram uma combinação promissora que necessita somente de observações clínicas que confirmem esses resultados.

AYDIN *et al.* (2002) testaram o efeito do reforço na resistência flexural de diferentes tipos de base para dentadura. Este estudo investigou o efeito do uso de fibras em resinas termopolimerizadas, autopolimerizadas e fotopolimerizadas. Noventa amostras foram confeccionadas com um desenho especial em moldes para produzir amostras de acordo com cada fabricante. Foram utilizados para este estudo, fibras de vidro unidirecionais e trançadas. A resistência flexural foi determinada utilizando um teste de três pontos. As fibras de vidro unidirecionais (*Stick*) e trançadas (*StickNet*) foram bem impregnadas com a matriz de resina. O reforço com ambas as fibras aumentou significativamente a resistência flexural das amostras testadas. Em todos os

grupos, as amostras reforçadas por fibras unidirecionais (*Stick*) exibiram os maiores valores de resistência flexural, seguido pelas fibras de vidro trançadas (*StickNet*). O grupo controle exibiu os menores valores. Os autores concluíram que as fibras de vidro podem ser utilizadas para reforço de resinas para base de dentadura.

De acordo com YOSHIDA *et al.* (2002), o compósito dentário consiste essencialmente em uma matriz orgânica carregada com vidro ou sílica dispersa que se une à matriz através de um silano. Pouca atenção tem sido dada à contaminação adsorvida na superfície da carga que pode prejudicar um adequado molhamento e união do silano. Como resultado pode-se ter defeitos estruturais podendo originar micro-trincas na interface matriz-carga. Assim, a descontaminação pode ser bom caminho para uma adequada silanização. YOSHIDA *et al.* (2002) utilizaram placas de SiO₂ descontaminadas com solução de peróxido dissulfato de sódio em várias concentrações a quente por 15min seguida da limpeza com ultra-som em acetona por 30 min. Uma superfície livre de contaminantes foi obtida com a fervura da placa em solução a 5% de peróxido de dissulfato de sódio durante 15min e uma limpeza em ultra-som por 30 min em acetona. Foram utilizados o γ -MPTS (metacriloxipropiltrimetoxisilano) e o TTDCS (tridecafluor-1,1,2,2-tetrahidroxildimetilclorosilano). O γ -MPTS é o agente silanizador mais comumente usado na odontologia. Assim eram esperadas uma união química à superfície da carga e uma co-polimerização com a matriz polimérica metacrilato. O efeito da descontaminação e da pré-silanização sobre as propriedades mecânicas foi determinado pela resistência diametral. Uma resina composta experimental com 70% de carga e 30% de bis-GMA e TEGDMA foi

fabricada com partículas de sílica descontaminadas antes da silanização. 45 espécimes cilíndricos (6/3mm) da resina experimental e de controle foram curados por 1 mim em molde de teflon. Todos os espécimes foram estocados por 24 horas em água destilada a 37°C. 15 amostras de cada grupo foram submetidas a termociclagem de 5°C a 55°C com 5.000° por 71s e outras 15 amostras de cada grupo durante 10.000 ciclos. As 15 amostras restantes de cada grupo não sofreram termociclagem e serviram de controle. A descontaminação mais efetiva foi realizada com a solução de peroxidodissulfato de sódio a 0,05-5% durante 15 min seguido da limpeza em ultra-som na acetona por 30 min. Na análise pela espectroscopia fotoelétrica de Rx, a descontaminação superficial diminuiu a quantidade de carbono presente no vidro. A aplicação do γ -MPTS aumentou o pico de carbono superficial, indicando que houve uma efetiva adesão do silano à superfície. A resistência diametral dos espécimes que sofreram a termociclagem significativamente maior que o grupo controle 40,4MPa para 5000 ciclos e 38,5MPa para 10000 ciclos. No grupo controle a resistência diametral foi de 36,1MPa para 5000 ciclos e de 28,8MPa para 10000MPa. Quando o vidro foi silanizado com γ -MPTS, múltiplas camadas de moléculas de silano foram formadas envolvendo a carga de vidro. A formação da camada múltipla de silano através de união intermolecular é instável e é facilmente removida da superfície. A adesão depende da formação de ponte de siloxano entre a carga superficial e a molécula de silano (Si-O-Si).

Barras de titânio e de ouro com diâmetro de 2,0mm e comprimento de 10mm, tiveram suas superfícies preparadas com vários tipos de condicionamento. Rugosidade mecânicas feitas com Al_2O_3 de 110 μ m, sílica

pirolítica, *silicoating* e um grupo controle sem tratamento. Após o tratamento mecânico, foi realizada a aplicação de silano a 100°C por 10 minutos. As barras foram posicionadas em um molde metálico, preenchido com resina composta e fibra de vidro, posteriormente levadas ao teste de tração. Os métodos de condicionamento de superfície mostraram semelhança para os dois metais. Valores maiores foram obtidos para a sílica pirolítica silanizada (30MPa). O uso do jato de alumina mostrou o menor valor (17MPa). O uso de compósito reforçado com fibra na odontologia tem ganhado popularidade por causa do aumento da resistência à fadiga do material e da simplificação da técnica para a fabricação da prótese parcial fixa (VALLITTU e KURUNMÄKI, 2003).

De acordo com YUN *et al.* (2003) a união química ao nível de interface matriz/fibra é importante para se entender a alteração da resistência interfacial na matriz reforçada com fibra. Uma aplicação de silano na interfase protege as fibras de um dano superficial da manipulação, mas também aumenta a adesão entre a fibra de reforço e a matriz polimérica. Fibras unidirecionais de *E-glass* com diâmetro médio de 16 µm e quatro diferentes grupos funcionais de silanos foram usados neste estudo. As substâncias comercialmente aplicadas na superfície das fibras foram removidas a 400°C por 45 min. Quatro silanos com diferentes grupos funcionais (Diamina, Metacrilato, Epóxi e Cloropropil) foram aplicados na superfície da fibra de vidro. Uma micro-gota de resina termoplástica (*nylon 6*) foi adicionada em uma única fibra de vidro com 16 µm de diâmetro. O teste de micro-tensão foi executado em uma máquina de teste mecânico da *Instron*. A velocidade no teste mecânico foi de 5mm/min. De 12 a 15 espécimes foram utilizados para cada grupo. Foi usado o valor médio das

medidas para análise. A química da superfície da fibra de vidro pode ser diferente devido às interações que podem ocorrer entre os grupos hidroxilas da superfície da fibra e pelos grupos hidroxilas dos grupos silanol no silano. O uso de silano aumentou significativamente a resistência interfacial do *E-glass*. O silano do grupo cloropropilas teve o maior aumento (132%) seguido do grupo metacrilato (115%). O grupo diamina apresentou menor resistência interfacial.

A avaliação feita por BEHR *et al.* (2003a) compararam a resistência à fratura de coroas em molares reforçados com fibra de vidro ou não para testar a hipótese de que uma coroa se beneficia do reforço com a fibra de vidro. Dois grupos foram testados. Grupo I, coroas reforçadas: *Targis/Vectris*, *FiberKor/Sculpture* ou *BelleGlass/Connect*. Grupo II, coroas sem reforço, *Targis*, *Sculpture*, *BelleGlass*, ou *Artglass*. As coroas produzidas com *Artglass* tiveram maior resistência à fratura, bem mais elevada que as coroas feitas com *Belleglass*, *Targis* e o sistema *Belleglass/Connect*. A análise de variância (*two way*) mostrou que os grupos de coroas com fibra pré-impregnada tiveram valores significativamente maiores que os grupos sem a pré-impregnação ou sem fibras. Os baixos valores obtidos e a amplitude dos resultados indicam se um sistema é confiável sob condições clínicas ou não é susceptível a falhas durante a confecção. Assim, a coroa em *Artglass* não foi superior a nenhuma coroa sem fibra de reforço. Tão pouco as coroas reforçadas foram superiores às sem reforço. Entre as múltiplas razões pela alta variação nos resultados, podem ser destacadas: falhas durante a pré-impregnação; falhas na união entre a fibra e a matriz; excesso de matriz na infra-estrutura; falhas na união entre a fibra e a resina externa (depende da camada inibida pelo oxigênio; a quantidade de fibra e sua orientação). Por exemplo, as fibras transversais ou

perpendiculares enfraquecem a infra-estrutura. Os sistemas *Vectris (Single)* e *Connect* possuem poucas fibras na direção da carga. Assim, mais fibras colocadas transversalmente permitem maior resistência da infra-estrutura. As coroas unitárias em molares, não foram beneficiadas pelo uso da fibra de reforço.

Raízes de terceiros molares foram recobertas com 1mm de poliéster simulando o periodonto (BEHR *et al.*, 2003b). 24 espécimes foram inseridos verticalmente em resina PMMA. Foram executados um preparo de 0,8mm com linha de término em dentina. Após moldagem, coroas com o sistema *Targis/Vectris* foram confeccionadas. No Grupo 1, a fibra de vidro (*single*) formava a porção interna da coroa. Esta foi jateada com Alumina e silanizada (*monobond S*) antes da cimentação. Todas as coroas foram pós-curadas com luz e calor (95°C, 22 min). No grupo 2, a fibra de vidro (*Single*) foi inserida após uma camada de 0,5mm de resina com tratamento idêntico antes da cimentação. O Grupo Controle não teve jateamento e silanização antes da cimentação. Após cimentação com *Variolink II* e *Syntac*, as coroas passaram por Termomecânicociclagem (6000x5°C/55°C; 1,2x10⁶x50N). A força no teste de resistência à fratura foi feita com o auxílio de um indentador em esférico com 12,5mm de diâmetro a uma velocidade de 1mm/min. Uma fina folha poliéster foi interposta para evitar picos locais de força. As coroas mostraram falhas abruptas; com simultânea diminuição na resistência à força, e aumento na deformação em função da delaminação das fibras. O grupo controle mostrou a menor resistência à fratura (1509N ± 485). As coroas com as fibras de vidro tiveram os maiores valores (1896N ± 342) e as coroas com resina composta,

valores intermediários ($1754\text{N} \pm 340$). Todos os grupos mostraram modo de fratura idêntica e não houve diferença estatística significativa.

DEBNATH *et al.* em 2003 utilizaram testes de micro-tração para verificar a resistência interfacial entre a fibra e a resina. A teoria do molhamento sugere que uma boa união é encontrada quando a resina é capaz de molhar a superfície silanizada. O uso do MPS (3-metacriloxipropil-trimetoxissilano) aumenta a resistência interfacial, sugerindo que as moléculas do silano atuam como agentes de união. O MPS reage com a sílica (via radical metoxila) e com a matriz (via radical metacrilato). O uso de MPS a 5% mostrou uma maior resistência interfacial. Esta foi atribuída a diminuição da resistência interfacial na formação de multicamadas sobre a fibra. O enxágüe diminuiu a resistência interfacial em todos os exemplares. A resistência interfacial também foi diminuída.

ELLAKWA *et al.* (2003) produziram 6 grupos com 10 espécimes feitos com *Artglass* com dimensões de 3 x 3 x 25mm. Os espécimes foram reforçados com fibra, as quais foram inseridas a 0; 0,5; 1; 1,5 e 2,5mm do lado de tensão. Um sexto grupo serviu de controle (sem fibra). Os espécimes foram guardados em água destilada a 37°C durante 24h. Os resultados indicaram que a colocação da fibra no lado de tensão aumentou a resistência flexural e o estresse interno da resina composta significativamente. Afastando-se do lado de tensão, houve uma redução significativa da resistência flexural, mas não do estresse da resina composta. Uma redução significativa da resistência flexural e do estresse do resina composta foi obtida para fibras colocadas distante 2,5mm do lado de tensão.

XU *et al.* (2003) investigaram a influência das camadas de fibra de vidro em restaurações MOD em resina composta reforçada com fibra de vidro pré-silanizadas adicionadas no lado de tensão da restauração. As fibras se apresentaram distribuídas uniformemente quando visualizada em corte transversa, mas foi observada porosidade no compósito pré-polimerizado. Na resina composta, a silanização favoreceu a união firme das fibras com a matriz. Barras com 2 x 2 x 25mm foram feitas para verificar a resistência flexural, o módulo de elasticidade e a energia de fratura. O Grupo I consistia de barras com insertos de fibra de vidro pré-polimerizadas de 1,3mm. Elas foram inseridas sobre uma camada de resina composta de 0,3mm e recobertas com resina composta até a espessura de 2mm. No Grupo II, várias espessuras em fibra de vidro foram testadas. A proporção resina/fibra foi de 2/0mm, 1,8/0,2mm, 1,6/0,4mm, e 0/2mm. As fibras foram inseridas no lado de tensão da barra. No Grupo III, os espécimes formaram uma estrutura mista de resina/fibra pré-polimerizada. A espessura da fibra de vidro pré-polimerizada foi de 0,4mm e 0,8mm inseridas sobre uma camada de resina de 0,2mm. Sendo posteriormente recoberta com resina nas espessuras de 1,4mm e 1,0mm. Todos os espécimes que continham fibra de vidro, independente da localização, tiveram os valores mais elevados em relação ao controle. No grupo I, o módulo de elasticidade foi o dobro para os corpos com fibra e a energia de fratura foi sete vezes maior para a presença das fibras. A resistência flexural foi 4 vezes maior que a do controle (sem fibra). De maneira geral não houve diferença estatística significativa entre os grupos com fibra. Para o Grupo II, a energia de fratura e o módulo de elasticidade não tiveram diferença significativa nos espécimes com fibra. Os corpos de prova com fibra tiveram os resultados

para o módulo de elasticidade dobrado e a energia de fratura multiplicada em sete vezes quando comparada com os espécimes sem fibra. Para o Grupo III, os espécimes com fibra aumentaram em mais de três vezes a resistência a fratura, em oito vezes a energia de fratura e em dobro o módulo de elasticidade em relação ao espécime sem fibra.

Para HIRATA *et al.* (2003) a escolha entre fibras uni ou multidirecionais depende da exigência da situação clínica. A adição das fibras próximas a áreas de compressão e no meio das amostras não aumenta significativamente sua resistência. Testes laboratoriais têm demonstrado que os compósitos reforçados por fibra unidirecionais exibem maior resistência transversa e rigidez em relação aqueles com fibras multidirecionais. O tipo de falha que ocorre com as fibras de reforço depende do tipo da fibra. As fibras de vidro dobram-se após o esforço e algumas se rompem. As fibras de polietileno se dobram e não se rompem. Na revisão, o autor relaciona a fibra de polietileno, fibra de aramida, fibra de nylon e quatro tipos de fibra de vidro. Entre outras conclusões, estão as possibilidades de substituição da infra-estrutura metálica de coroa unitária, reforço de próteses fixas de um elemento, esplintagens e contenções ortodônticas.

ECKROTE *et al.* (2003) desenvolveram espécimes contendo 42% de fibra unidirecional (*Fibrekor*) com 2mm x 2mm com 60, 50, 40, 30, 20 e 10mm de comprimento e com 2mm x 1mm com 60, 50, 40, 30 e 20mm de comprimento foram polimerizados em molde de teflon por 9 min. Após, polimerizados por 30 min sob vácuo a 110°C, os espécimes foram submetidos ao teste de flexão com as duas extremidades presas e com extremidade livre, até falha com indentador de 1,6mm de raio a uma velocidade de 0,5mm/min. A resistência à

deformação explica a interação com o tamanho do pântico. Comparando a rigidez nos dois testes de flexão, os altos valores na proporção comprimento/espessura, mostraram rigidez 2 a 4 vezes maior no teste de flexão com a extremidade fixa. Os dados deste estudo sugerem que a rigidez de uma FRC é mais dependente do módulo de resistência.

No estudo de SONG HO-YONG *et al.* (2003), 80 dentes (40 molares e 40 pré-molares inferiores) de tamanho semelhante foram utilizados. Os dentes foram armazenados em solução aquosa de formaldeído à temperatura ambiente. As raízes foram recobertas com poliéter, simulando o periodonto (1mm de espessura). Os dentes pilares foram imersos em resina acrílica até 1mm aquém da junção amelo-cementária. As distâncias entre os dentes pilares foram de 7 e 11mm, representando a ausência de um pré-molar e um molar inferior respectivamente. Os corpos de prova foram divididos em 4 grupos com 10 espécimes cada. O grupo A apresentava 7mm de distância entre os dentes pilares e preparo próximo-oclusal. O grupo B apresentava 11mm de distância entre os dentes pilares e preparo próximo-oclusal. O grupo C apresentava 7mm de distância entre os dentes pilares e apenas preparo oclusal. O grupo D apresentava 11mm de distância entre os dentes pilares e apenas preparo oclusal. O preparo nos dentes molares apresentou 4mm de largura, 6mm de comprimento M-D e 2,5mm de profundidade. A caixa proximal apresentava desgaste com 2mm de largura e 1mm de profundidade. No pré-molar, a comprimento M-D foi de 4mm e a largura 2mm. Os espécimes foram guardados em solução salina durante 2 semanas à temperatura ambiente. O esmalte foi condicionado com ácido fosfórico a 37% durante 30s. A dentina foi tratada com agente adesivo. A prótese foi silanizada e cimentada com cimento

dual com pressão constante de 10N. No teste mecânico, uma força vertical foi aplicada na fôssula central a 1mm/min com ponta arredondada de 6mm de diâmetro interposto uma lâmina poliéster de 0,05mm de espessura. A resistência à fratura foi definida após a detecção da perda de 10% da força máxima. A resistência à fratura difere significativamente de acordo com o preparo. O preparo em caixa apresentou maior resistência à fratura que o preparo oclusal. A resistência à fratura na distância de 7mm foi significativamente maior que o de 11mm. A resistência à fratura foi influenciada significativamente pela distância dos entre os pilares. A resistência à fratura dos dentes com preparo proximal foi de 1242N e de 900N para o preparo oclusal na distância de 11mm. Para a distância de 7mm, as resistências foram de 1750N para os dentes com preparo proximal e 1388N para os dentes com preparo oclusal. Todos os espécimes mostraram falhas adesivas. Fraturas e/ou separação da camada de *Veneer* deixou exposta a camada de fibras. O preparo proximal produz maior área de superfície para transmitir as forças e pode receber um conector com dimensões maiores para a infra-estrutura. Logo, os piores resultados nos testes mecânicos foram observados para os elementos apenas com o preparo oclusal. A taxa de separação da camada *Veneer* foi maior nos pânticos maiores, talvez em função da pequena dimensão do conector. Clinicamente é recomendado que a área de união e as dimensões do conector sejam aumentadas. As falhas observadas nas PFR-*inlays* foram de fratura da camada *Veneer* seguida da falha adesiva com a fibra. Uma das razões para a falha adesiva da restauração pode ser atribuída à diferença no módulo de elasticidade entre a fibra de vidro e a resina composta.

De acordo com TEZVERGIL *et al.* (2003), devido ao isotropismo da partícula de carga da resina, as propriedades mecânicas e térmicas não variam conforme o tipo da resina. A orientação das fibras de vidro influencia as propriedades mecânicas da resina composta e o coeficiente de expansão térmica linear (LCTE) do compósito. Espécimes de resina composta reforçada com fibra de vidro mostraram diferença de acordo com a orientação da fibra. As fibras longitudinais mostraram baixo índice de expansão térmica, enquanto as fibras transversas mostraram valores similares ao polímero sem carga. Todos os espécimes apresentaram aumento no valor do LCTE entre 36°C e 67°C. O resultado deste estudo mostrou diferenças significativas para a LCTE de acordo com a orientação da fibra. A polimerização adicional final resultou no aumento do grau de conversão e menor LCTE. O maior grau de conversão de grupos di- e multi- funcionais do acrilato também aumentam o número de pontes na cadeia polimérica. Isto explica os baixos valores no LCTE dos compósitos após a polimerização adicional final.

VALLITTU e KURUNMAKI (2003) compararam os métodos de condicionamento de superfície. Os métodos utilizados neste estudo são comuns na odontologia. Os sistemas *Rocatec* e *Silicoater* são baseados na adesão de acrilatos em superfície recoberta com sílica tratada com silano. Os valores encontrados nos testes de resistência adesiva em ouro e titânio sugerem que o tratamento com *Silicoater* (3M/Espe sílica pirolítica), seguida da aplicação do silano, permitiram o maior valor de resistência adesiva. Os métodos de condicionamento químico mostraram influência similar para o ouro e para o titânio. Os valores da resistência adesiva obtidos com o *Silicoater* e *Rocatec* permaneceram altos mesmo após a termociclagem. A retenção

mecânica produzida com jato de Al_2O_3 mostrou baixos valores em relação aos tratamentos químicos.

LEHMANN *et al.* (2004) trabalharam com 96 dentes distribuídos em 12 grupos. Os dentes foram fixados em blocos de resina até 2mm abaixo da junção amelocementária. O preparo obedeceu ao desgaste de 1mm de espessura, 0,5mm na região cervical, e um ângulo de 11° de convergência. A resina *Sinfony* (3M Espe) foi utilizada para a construção dos espécimes. *Vectris Single* foi usado para a confecção das infra-estruturas em fibras. As coroas que não foram submetidas à ciclagem térmica (TC) ou à ciclagem térmica associada ao esforço mecânico (TCML), receberam carga com um indentador esférico de 8mm de raio e carga máxima de 50N. Nas coroas submetidas à termociclagem associada a esforço mecânico (TCML), a força que variou entre 35N a 70N. A falha foi considerada depois de atingido 10% de perda da força máxima aplicada. A fratura inicial antes da falha ocorrer foi encontrada apenas para as coroas fibro-reforçadas. Este fenômeno pode ser atribuído à fratura gradual do material de reforço. Estes materiais mostram delaminação das fibras que conduzem à deformação das fibras e/ou falhas adesivas entre a resina e a fibra de reforço. 50% das coroas de *Sinfony* e 50% das coroas reforçadas, cimentadas com ionômero de vidro (GIC) foram soltas. A média da resistência à fratura das coroas sem reforço foi de 1539N e para as coroas reforçadas foi de 2170N. Não houve diferença entre a cimentação adesiva e a convencional. A ciclagem térmica e a aplicação de carga cíclica não tiveram efeito significativo na resistência à fratura das coroas com e sem reforço, e cimentadas com cimento adesivo.

DYER *et al.* (2004) estudaram o efeito da posição da fibra sobre a resistência a fratura de uma FRC. Espécimes de 2x2x25mm foram feitos em resina *Belleglass* e *Targis*. As fibras de reforço foram posicionadas em diferentes orientações e geometria. Fibras de polietileno (*Connect*), tela de fibra de vidro (*Vectris*) e fibra de vidro unidirecional (*Vectris*) foram avaliadas. Após uma semana em água a 37°C, os espécimes foram submetidos a testes de tensão de três pontos. O reforço do compósito foi mais eficiente quando a fibra estava localizada no lado de tensão do espécime. Os espécimes que apresentaram maior resistência à fratura foram respectivamente fibra unidirecional, tela de fibra e *Connect*. Os valores maiores foram encontrados nas fibras unidirecionais em fibra de vidro localizadas no lado de tensão e de compressão. Está largamente aceito que a orientação da fibra perpendicularmente à força aplicada aumenta a resistência nas FRC. Forças paralelas ao longo eixo produzem falhas na matriz e por conseqüência pouco reforço. Sabe-se que há o reforço nas FRC, pouco se sabe dos efeitos nas variações de forma e espessura das infra-estruturas. Foram feitos espécimes de 2 x 2 x 25mm em três grupos: Grupo PE composto por fibra de polietileno *Connect*; Grupo W composto por fibra de vidro (*Targis/Vectris* tela) e Grupo U composto por fibra de vidro (*Targis/Vectris Pontic*). As maiores cargas registradas foram aplicadas nos espécimes reforçados com fibra de vidro unidirecional. As fibras minimizaram as falhas catastróficas ou instantâneas e retiveram fragmentos dos espécimes. Ao microscópio eletrônico, observou-se boa adesividade da fibra de vidro à matriz e ruim para a fibra de polietileno. O aumento da rigidez flexural dos espécimes pode ser atribuído ao aumento da carga necessária para a fratura dos espécimes.

Para ELLAKWA *et al.* (2004), a performance clínica de uma FRC depende não só das propriedades físicas dos materiais mas também das características (adesividade e viscosidade) destes e de sua adequada manipulação. Pouco se tem publicado a respeito da técnica de construção da infra-estrutura sobre a performance clínica de uma prótese em FRC. Clinicamente existe uma grande variação dos padrões e das freqüências de carga sobre uma FRC. Assim sendo, diferentes metodologias são indicadas para testar a eficácia da fibra de reforço nas restaurações. Primeiramente foi testada a influência da posição da fibra (UHMWPE) em discos entalhados em “V” (ângulo de 60°). O formato em “V” representa a fissura na superfície oclusal com os lados do entalhe representando as vertentes das cúspides. Os espécimes foram pós-curados por 90s no forno *Unixs* e armazenados por 24h a 37°C. As inserções da fibra ao redor do entalhe (Grupo A) produziram os valores de torque para se obter fratura, cerca de 20 vezes maiores que o controle (sem fibra). A segunda parte do estudo verificou 4 diferentes técnicas de reforço na área do pântico de uma FRC com fibra (UHMWPE). Um preparo no modelo de gesso para prótese de 3 elementos com preparo coronal foi feito. Uma caixa proximal foi feita para a acomodação das fibras de polietileno nos dentes pilares, 2º pré-molar e 2º molar inferior. O Grupo B foi feito em *Artglass* com reforço de uma barra de fibra *Connect* em posição vertical na área do pântico e posição horizontal nos apoios dos dentes pilares. No Grupo C, a fibra se posicionava horizontalmente em toda a extensão da prótese. No Grupo D, a fibra de polietileno circundava os dentes pilares e recobria uma barra com 2mm de largura por 0,5mm de espessura na posição vertical na área do pântico pelo lado vestibular e pelo lado lingual. Para a fabricação do Grupo E, uma barra de

Artglass inserida na posição horizontal foi recoberta com a fibra *Connect* na área do pântico. O Grupo A (controle) constituído apenas de resina *Artglass* falhou catastroficamente. Nos demais grupos (B a E), a falha foi similar e os fragmentos permaneceram unidos. Este achado permite sugerir que é possível fazer reparo da FRC.

No trabalho de HAMZA *et al.* (2004) duas resinas acrílicas à base de PPMA, PEMA e Bis-acrilato composto foram associadas a fibras de reforço para testes de resistência à fratura e resistência flexural. As fibras usadas neste estudo tinham diferentes formas e diferentes tipos de tratamento. 105 corpos de prova foram divididos em 3 grandes grupos (35 espécimes de cada). Estes grupos foram subdivididos em 7 sub-grupos (5 espécimes de cada). Foram testados e comparados diversos tipos de fibra de reforço. As fibras de vidro foram silanizadas e pré-impregnadas com polímero poroso. As fibras de polietileno com diferentes espessuras foram tratadas com plasma a frio. Para se ter maior adesão das fibras à matriz, as fibras foram pré-impregnadas. Ainda, a resina deve estar em contato com toda a fibra para se obter um efetivo processo de impregnação. Embora o monômero promova um aumento da adesão das fibras à matriz, outras propriedades podem ser comprometidas pela presença de monômero residual. O grau de adesão à matriz polimérica também difere de acordo com o tipo de fibra utilizada. A presença da fibra de vidro provocou um significativo aumento da resistência à fratura em relação ao reforço com fibra de polietileno. O PMMA associado à fibra de vidro *Fibrestick* provocou o maior aumento da resistência à fratura revelada pela resistência flexural. A fibra de polietileno (*Construct*) foi o melhor reforço para aumentar a resistência à fratura e a resistência flexural do composto com Bis-acrilato. No

compósito com PEMA, ela também apresentou maior resistência flexural. Este estudo não mostrou diferença significativa entre a fibra de vidro (*Fibrestick*) e a fibra de polietileno (*Construct*).

A fração de fibra geralmente é alta, acima de 60% em volume (LASSILA e VALITTU, 2004). Na odontologia esta fração é consideravelmente menor pois as fibras devem ser recobertas com uma camada de polímero sem carga ou com uma camada de compósito com carga para a obtenção de uma superfície resistente ao desgaste e passível de polimento. Para se otimizar as propriedades mecânicas de uma infra-estrutura com pouca quantidade de fibras, a posição e a orientação destas devem maximizar a transferência do estresse da matriz para a fibra. O objetivo deste trabalho foi investigar a influência da posição da fibra de reforço na construção de uma FRC. O conteúdo de monômero residual sob diferentes condições de polimerização também foi avaliado. Fibras de vidro contínuas e compósito híbrido foram utilizadas para a confecção dos corpos de prova. As fibras foram colocadas nas regiões de compressão, tensão, neutra e na posição vertical. A posição do reforço e o tipo de polimerização tiveram efeito significativo na resistência flexural. A resistência flexural para os espécimes nos lados de tensão foi de 500 a 600MPa contra 250MPa no lado de compressão. O conteúdo de monômero residual foi menor nos espécimes polimerizados a temperatura elevada. A obtenção de um maior grau de conversão do monômero geralmente provocou uma melhora nas propriedades mecânicas. Uma maior conversão foi obtida pelo aumento da intensidade luminosa ou pelo aumento da temperatura de polimerização, o que é atribuído a uma matriz polimérica homogênea. A resistência flexural foi menor com as fibras inseridas no lado de compressão

(248MPa), seguida da região neutra (435MPa), e maior no lado de tensão (577MPa). A fibra orientada no sentido vertical, produziu uma maior resistência flexural (585MPa).

ÖZCAN *et al.* (2005) avaliaram o efeito de três diferentes tratamentos de superfície em resinas indiretas submetidas a reparo. 36 espécimes foram feitos com *Gradia*, *Sculpture*, *Sinfony*, *Targis* ou *Tetric-Ceram*, ou seja, um total de 180 espécimes. Os corpos de prova foram confeccionados com 6mm de diâmetro por 2mm de espessura em molde acrílico obedecendo à orientação de cada fabricante. A superfície exposta foi polida com lixa abrasiva n^o.1200 e limpa por 10min em ultra-som. MÉTODO I: a resina foi condicionada com **HF** a 9,5% durante 90s. MÉTODO II: a superfície foi jateada com óxido de alumínio 50µm a 2,5Bar durante 4s a 10mm de distância. MÉTODO III: foi utilizado o sistema *Silicoating*, nas mesmas condições do método II, com exceção do tamanho das partículas, 30µm. Silano (3-metacriloxypropilmetoxisilano (3-MPS) foi aplicado e deixado atuar por 5min., A seguir, o adesivo *Scotchbond*. aplicado e fotopolimerizado por 10s. Espécimes de cada grupo foram observados em MEV. Todos os grupos foram divididos em duas partes: Parte I, os espécimes foram estocados em dessecador durante 24 horas. Parte II, os espécimes sofreram termociclagem em água deionizada a 5°C e 55°C por 6000 ciclos. O teste mecânico foi realizado com velocidade de 1mm/min até que a falha ocorresse. Os substratos condicionados com HF, apresentaram os menores valores de resistência. O HF provocou efeito adverso no substrato resultando em um reparo mais fraco quando comparado com os outros métodos. Uma monocamada aquosa pode permanecer nas erosões, bem como bolhas, o que desorganiza a camada de silano que é responsável pela estabilidade da

interface carga/resina. A extensão da erosão da carga depende do tipo da carga. Por exemplo, é sabido que os vidros de bário, de boroaluminossilicato, de silício, de estrôncio, e o de zinco exibem maior degradação pelo HF, enquanto que o vidro de quartzo, de sílica, e de litioaluminossilicato são menos atacados. Todos os monômeros deste estudo são derivados de ésteres orgânicos de metacrilato de metila obtidos em pH baixo. Com o aumento da dissolução da carga pelo HF, há um aumento da área exposta em matriz resinosa. Por conseqüência, uma aceleração do efeito hidrolítico. O silano MPS possui afinidade com o metacrilato para copolimerização com a resina. Ele também aumenta a molhabilidade da carga e afeta a energia de superfície, dispersando a matriz. Havendo pouca carga há uma limitação do efeito silano. A resistência adesiva varia com o tipo de resina, da carga e do condicionamento de superfície. O HF dissolveu as partículas, e resultou em menor resistência adesiva do que o jato de alumina e ou *Silicoating*. O tratamento com o jato de alumina e a aplicação de silano, aumentou a resistência adesiva.

1.2.2. INDICAÇÕES DE PRÓTESE COM REFORÇO DE FIBRAS

Esta nova metodologia parece ser eficaz para restaurações após terapia pré-protética, reabilitação oclusal e aumento da dimensão vertical. Após análise de 66 compósitos fibro-reforçados (FRC), KÖRBER e KÖRBER (1996) encontraram poucas falhas durante a fase pré-protética, boa adaptação, não foi irritante gengival, perfeita restauração da função oclusal, adequada resistência mecânica e bom efeito estético

Existem diversas aplicações para o uso de fibras na odontologia, embora a literatura também limite sua aplicação. Entre as indicações estão: a exigência estética, sensibilidade a metal, facilidade de fabricação, diminuição do desgaste do dente oponente, e boa união à estrutura dentária. Nas contra-indicações inclui-se: pacientes com problemas periodontais, espaços edêntulos com dois ou mais pânticos, pacientes com hábitos parafuncionais e pacientes que consumam grande quantidade de substâncias alcoólicas (FREILICH *et al.*, 1998a).

VALLITTU e NARVA (1997) observaram que a adição de fibra de vidro aumentou a resistência ao impacto do PMMA. Já o uso de reforço adicional com aramida não influenciou o resultado dos testes. Todos os espécimes silanizados, ou não, tiveram resultados superiores ao grupo sem reforço (controle).

MCLAREN *et al.* (1999) sugeriram a indicação da prótese reforçada com fibra de vidro para a confecção de coroa total para evitar o desgaste do dente oponente. A prótese reforçada com fibra de vidro também pode ser aplicada quando o paciente for alérgico a metal. O principal benefício é sua facilidade de reparo, mas ainda não se tem dados suficientes para esta afirmação. A maioria dos preparos para coroas totais são executados em dentes com o mínimo ou nenhum esmalte remanescente. Assim, sob esforço o dente é mais flexionado, concentrando o estresse na coroa. Este efeito pode ser diminuído pela adição de fibras. No preparo de uma prótese reforçada com fibra de vidro, devem ser considerados a direção, o tipo e o grau de força a que estará sujeita a restauração. A conservação da estrutura sadia é um objetivo clínico. Assim, pequenas cavidades *inlays* são preparadas nos dentes pilares como retentor

da prótese. O tipo de estresse e sua distribuição na prótese e na estrutura dentária e a área de superfície aderida são mais críticas neste tipo de prótese. Sendo um material mais flexível, as próteses reforçadas com fibra de vidro possuem conectores que sofrem maior flexão em relação às próteses com metal. Isto promove um maior estresse sobre a interface de cimentação. O pântico também deve ser produzido com fibras que dêem suporte ao material de cobertura. As fibras devem ser recobertas com 2mm de espessura de resina composta laboratorial.

Para SHUMAN (2000) as resinas compostas isoladas são frágeis e incapazes de resistir a esforços oclusais prolongados, especialmente nas regiões de pântico. A adição da fibra diminui a chance da falha, aumentando a resistência do compósito. A aplicação desta técnica diretamente na boca do paciente, permite a substituição do elemento dentário imediatamente à extração.

A aplicação da fibra de reforço na infra-estrutura de prótese sobre implante apresenta os mesmos benefícios que a infra-estrutura metálica. Sua vantagem é evidente quando é considerado: a) menor tempo de execução, b) evitar a sensibilidade às ligas de Ni-Cr e de Cr-Co, c) inexistência de corrosão, d) união química e mecânica da infra-estrutura à resina acrílica e e) resistência flexural maior do que a da resina. As vantagens da infra-estrutura em FRC tornam possível a substituição da infra-estrutura metálica com os mesmos benefícios (DUNCAN *et al.*, 2000).

JOHN *et al.* (2001) avaliaram *in vitro* se a resistência flexural de resinas acrílicas termopolimerizadas poderia ser aumentada com a adição de três tipos de fibra: vidro, *aramida* e *nylon*. 40 moldes de gesso foram preparados usando

discos de aço com dimensões especificadas. Os grupos consistiam de resinas acrílicas e a mesma resina reforçada com fibras de vidro, *aramida* e *nylon*. Dez amostras foram fabricadas para cada grupo experimental. O excesso de monômero foi removido por secagem. A proporção Resina/fibra foi de 2% em fibra. Em função do módulo de elasticidade da fibra de vidro ser alto, muito do estresse é absorvido sem que haja deformação do espécime. As amostras de resina foram realizadas com acrílico termopolimerizável. Um teste de três pontos foi executado. No grupo A (controle), a força necessária para a fratura variou entre 14 e 18,5kg, a resistência flexural variou entre 624,6 e 825,4MPa, com média de 696MPa. No grupo B (fibra de vidro reforçada), a força requerida foi de 18,5 a 23,5kg e a resistência flexural de 825,4 a 1048,5MPa, com média de 979,2MPa (a maior média das amostras). No grupo C (fibra de aramida) a força requerida para a fratura das amostras foi de 16,5 a 22kg, com resistência flexural das amostras entre 736,2 a 981,5MPa com média de 849,9MPa. Finalmente no grupo D (fibra de *nylon* reforçada), a força média requerida para a fratura foi de 15 a 19kg, e a resistência flexural das amostras foi de 619,5 a 847,7MPa, com média de 733,4MPa. Os resultados mostraram que todas as amostras reforçadas apresentaram uma melhora na resistência à flexão. O grupo com o uso de fibra de vidro demonstrou os melhores resultados, seguido pela *aramida* e pelo *nylon*. A fibra preferida dependerá do tipo de prótese requerida. Assim, a fibra de vidro pode prevenir fraturas em próteses fixas provisórias através do reforço na área de pântico.

Sistemas restauradores indiretos reforçados com fibra de vidro são alternativas eficientes para reconstrução dentária e recomposição protética. Este componente restaura a função mecânica e biológica, com ótimos

resultados estéticos, preservando tecido dentário sadio (TERRY e TOUATI, 2001).

As fibras incorporadas à resina acrílica aumentaram a resistência transversa. As fibras se mostraram bem impregnadas com a matriz polimérica pela avaliação com a MEV. O uso de uma concentração maior de fibras pode ocasionar a formação de bolhas de ar no sistema fibra/matriz (KEYF e UZUN 2001).

Para FELIPPE *et al.* (2001), as indicações da fibra na odontologia, crescem a cada instante. Entre as principais indicações estão: núcleos de preenchimento direto, núcleos de preenchimento indireto, esplintagem periodontal, esplintagem ortodôntica, prótese adesiva direta e indireta, provisórios acrílicos extensos, reparos de prótese total e parcial, coroa pura em resina composta, prótese fixa em resina composta, onlays reforçados, prótese sobre implante, situações emergenciais no consultório.

Os materiais de reforço possuem larga aplicação nas mais variadas situações clínicas. Conhecendo as vantagens e limitações dos diferentes tipos de FRC, o clínico pode selecionar a melhor alternativa de reforço para cada situação clínica (HEALTHMANTRA, 2003)

De acordo com DICKERSON e RINALDI (1996) a utilização de prótese reforçada com fibra de vidro como alternativa à prótese convencional é o tratamento menos invasivo na substituição de um dente em circunstâncias específicas. A prótese reforçada é indicada para: 1) substituição de dente com preparo conservador e estético; 2) contra-indicação de implante ou quando este não é desejado pelo paciente; 3) infra-estrutura metálica contra-indicada; 4) dentes pilares que permitem preparos *inlays* ou *onlays*. A posição do dente

deve permitir adequado preparo proximal. O ponto mais fraco da prótese é a área de contato interproximal. Os trabalhos em resina devem ser construídos em função do aumento das propriedades físicas adquiridas pelo método de fabricação. A pressão de 80 a 85psi em alta temperatura (135°C) promovem a conversão de aproximadamente 85% do monômero em polímero e a redução de bolhas resultantes da condensação. O uso de tela em fibra de vidro impregnada com resina surgiu para melhorar a distribuição de forças quando comparado a outros métodos.

Para HIRATA *et al.* (2003), situações que exigem um reforço estrutural são favoráveis ao uso das fibras. Os compósitos reforçados por fibra são usados como uma subestrutura para proporcionar aumento da resistência mecânica e rigidez.

De acordo com BUTTERWORTH *et al.* (2003), os compósitos fibro-reforçados são restaurações que possuem fibras adicionadas ao seu conteúdo para aumentar suas propriedades mecânicas. Este material é muito heterogêneo, pois depende da natureza da fibra, do arranjo geométrico e da camada de resina utilizada na restauração.

Hamza *et al.* 2004 executaram testes de dureza e resistência flexural em corpos de prova fabricados com PMMA e PEMA, de acordo com as especificações E 399-83 da ASTM e ISSO 14077 respectivamente. Grupos sem reforço foram usados como grupo controle. A restauração provisória é uma fase importante na recuperação protética. Ela provê proteção pulpar e periodontal. A fibra de vidro foi incorporada na restauração provisória visando o aumento de sua resistência mecânica e longevidade. O tratamento de superfície da fibra, também denominado condicionamento, influencia na

atuação da fibra como elemento de reforço. A longevidade de uma prótese parcial fixa (PPF) executada em PMMA está na dependência de uma boa adaptação marginal, adequada rigidez e boa resistência mecânica. A utilização da fibra de vidro, sua localização e a quantidade aumentam consideravelmente a resistência mecânica da FPD (NOHRSTRÖM *et al.*, 2000; HAMZA *et al.* 2004).

De acordo com VALLITTU (2005), a tecnologia em materiais fibro-reforçados mostrou ser capaz de realizar trabalhos estéticos e com mínima invasão do tecido dentário. Com a introdução e o aperfeiçoamento da denominada de odontologia adesiva, a utilização da fibra de vidro tornou-se uma realidade. As pesquisas envolvendo a fibra de vidro estão proporcionando uma revolução nos procedimentos odontológicos clássicos. A fabricação da fibra exclusivamente para uso odontológico é ainda uma questão de tempo.

1.3. CONDICIONAMENTO DA FIBRA

Os materiais restauradores e protéticos dentários estão sujeitos a estresse em condições hostis da cavidade oral (forças da mastigação, forças de fadiga, trauma, disfunção oral, microbiota bucal, mudanças de temperatura, saliva e de pH). Uma alta força de união entre o material restaurador e o tecido dentário é essencial para a durabilidade da restauração. O tratamento superficial da restauração, aumentando sua energia livre de superfície, é definido como condicionamento de superfície. Dois caminhos são geralmente empregados na odontologia: o físico-químico e o condicionamento químico (puro). Certos *primers* químicos podem ser quimicamente reativos e atuam como agentes de união. O uso de uma técnica de preparo superficial pode

introduzir uma característica micro-mecânica de retenção ao substrato (por exemplo, o condicionamento ácido do esmalte). Os trialcoxisilanos possuem átomos de silício unidos aos átomos de carbono. Eles promovem a união entre diferentes materiais constituídos por sílica. Na odontologia, o 3-MPS (3-metacriloxipropiltrimetoxisilano) tem sido intensamente estudado. Inicialmente foi utilizado na união dos dentes de porcelana a resina acrílica. Os primeiros resultados foram encorajadores. Assim muitos outros silanos têm sido estudados nos últimos anos e podem prolongar a vida da restauração dentária (MATINLINNA *et al.*, 2005.)

1.3.1. SILANIZAÇÃO DAS FIBRAS DE VIDRO

A fibra de vidro é obtida pelo aquecimento de barras de vidro que sofrem estiramento para produzir os fios. Imediatamente após a fase de estiragem e antes de se unirem para formar os fios de base, os filamentos são impregnados com uma solução aquosa de compostos (geralmente orgânicos). Este processo é chamado de encimagem e tem a função de proteger a superfície da fibra, bem como garantir a sua perfeita aderência ao material que ela vai reforçar. Existem diversos tipos de encimagem e o tipo de tratamento depende da aplicação a que se destina a fibra (SAINT-GOBAIN, 2006).

A união química ao nível da interface matriz/fibra é importante para se entender a resistência interfacial na matriz reforçada com fibra. Uma aplicação de silano na interface protege as fibras de um dano superficial da manipulação e também aumenta a adesão entre a fibra de reforço e a matriz polimérica (YUN *et al.* 2003).

A silanização é um dos possíveis processos para o preparo da fibra de vidro para uso odontológico para melhorar a adesão da fibra ao monômero polimérico. A superfície da fibra é tratada com um composto tipo organo-silano. Os grupos silanol formam uma união R-Si-O através da reação de condensação com o oxigênio presente na superfície da fibra (FIGURA 1.1). Assim, a porção orgânica de uma prótese dentária é geralmente um metacrilato que forma um copolímero com o monômero resinoso, o qual formará um compósito de fibra de vidro (ZANGHELLINI e VOSER, 1993).

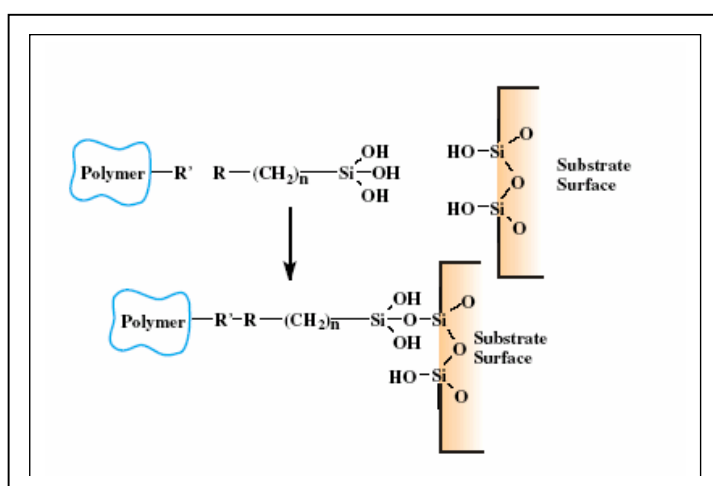


FIGURA 1.1. REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DA REAÇÃO DE SILANIZAÇÃO EM MONOCAMADA.

Fonte:GELEST, 2005.

Várias misturas de silano, γ -3MPS com álcool e outros silanos hidrofóbicos, foram testadas por NIHEI *et al.* (2002). A esta mistura foi adicionada 3% de sílica (50% de 0,04 μ m e 50% de 3 μ m) em cada teste. Após a evaporação do solvente por sete dias, a carga modificada pelo silano foi aquecida a 120°C por duas horas. Uma resina composta experimental foi

elaborada com 80% em peso de carga. Cinco espécimes de cada mistura de silano foram testados para cada condição: resistência tensional, absorção de água e modificação do ângulo de contato. A resistência tensional do compósito com carga tratada apenas com 3-MPS foi de aproximadamente de 50MPa após um dia imerso em água. A resistência tensional do compósito modificado com a mistura 1 (trifluoropropil + 3-MPS) e com a mistura 2 (nonafluorohexyl + 3-MPS) não tiveram redução significativa após 1800 dias imersos em água (38MPa e 54MPa) e após termociclagem (42MPa e 55MPa). A absorção de água pela matriz foi de 1,4 mg/cm² após 1 dia de imersão em água. Após 90 dias de imersão em água, não houve diferença significativa entre os espécimes de resina composta, sendo significativamente menor que a matriz. O ângulo de contato formado pelo monômero e a carga foi de 27° para o 3-MPS, sendo maior do que os encontrados quando se fez na concentração de 20% em peso de silano hidrofóbico associado ao 3-MPS. Grupos alcóxi e silanol podem existir na camada organo-siloxano, interferindo com a união química entre a carga e a matriz. Os grupos silanol presentes na interface absorvem água, causando a expansão da resina por estresse interno entre a carga e a matriz resinosa. Como resultado, a resistência do compósito pode ser diminuída em função do período de imersão em água. Foi proposto que os silanos hidrofóbicos promoveriam um selamento superficial da carga e assim produziriam uma resina composta mais durável. A camada siloxano tratada com a mistura de silano mostrou uma molhabilidade maior ao monômero quando comparada com o 3-MPS sozinho. Uma boa molhabilidade facilita a penetração do monômero resinoso até a camada de siloxano. Esta penetração promove ligações covalentes e também forma uma cadeia polimérica

interpenetrante através do grupo siloxano. Na aplicação do silano 3MPS (3-metacriloxipropiltrimetoxisilano) associado ao álcool e a outros silanos hidrofóbicos, a fibra mostrou uma maior molhabilidade ao monômero quando comparado com a aplicação isolada de cada silano (NIHEI *et al.*, 2002).

A teoria do molhamento sugere que uma boa união é encontrada quando a resina é capaz de molhar a superfície previamente silanizada. Este resultado foi atribuído à diminuição da resistência interfacial na formação de multicamadas de silano sobre a fibra. Por outro lado, a imersão em água e álcool durante 1 mês diminuiu a resistência interfacial e a resistência flexural em todos os exemplares (DEBNATH *et al.*, 2003).

O grau de polimerização do silano é determinado pela quantidade de água disponível e o constituinte orgânico. A água para a hidrólise pode ser adicionada, estar presente na superfície do substrato ou vir do meio ambiente. Se o silano é adicionado à água e este possui baixa solubilidade neste solvente, um alto grau de reação com a superfície é favorável. A espessura da camada de polisiloxano é também determinada pela concentração da solução de siloxano (GELEST, 2005).

A produção de uma monocamada de silano é a situação geralmente desejada (FIGURA 1.1), mas a adsorção de multicamada é comumente obtida por causa da solução usada. Por exemplo, uma solução de silano a 0,25%, deposita de 3 a 8 camadas moleculares do soluto. Por outro lado, a formação de ligações covalentes na superfície se faz com certa reversibilidade e,

portanto, existe necessidade de se utilizar mais moléculas de silano do que para a estequiometria 1:1. Entre os fatores que influenciam a seleção de um silano estão a concentração de grupos hidroxil da superfície, o tipo dos grupos hidroxil da superfície; a estabilidade hidrolítica das uniões formadas as dimensões físicas e as características do substrato. Os trialcóxissilanos tendem a formar filmes poliméricos promovendo total cobertura do substrato e, portanto, maximizando a silanização. A união é maximizada quando o silano reage com o número máximo de sítios reativos presentes na superfície do substrato. A interface pode adquirir energia de superfície, características, propriedades mecânicas e químicas distintas dependendo do tratamento do substrato com silano. Os grupos hidroxilas variam largamente em concentração e tipo nos diferentes substratos. Substratos novos e em condições neutras de armazenagem possuem baixo número de hidroxilas. Já os substratos mais antigos e em condições adversas tendem a possuir um maior número de hidroxilas. Se a estabilidade da união entre o silano e o substrato é pobre ou sua aplicação é em meio agressivo, silanos dipodal podem apresentar melhor desempenho. As limitações na deposição de multicamadas são significantes nas nano-partículas ou nano-compósitos onde estas dimensões se aproximam daquelas do substrato. A reatividade depende do tipo de substrato (QUADRO 1.2), o que poderá ser ditada pela composição do vidro, como visto anteriormente (GELEST, 2005).

QUADRO 1.2. REATIVIDADE DO SILANO FRENTE A DIFERENTES SUBSTRATOS.

Reatividade	Substrato
Excelente	Sílica
	Quartzo
	Vidro
	↑
	Alumínio (AlO(OH))
Bom	Alumino-silicato (p.ex. argila)
	Cobre
	Estanho (SnO)
	Talco
	Óxidos inorgânicos (p.ex. Fe ₂ O ₃ , TiO ₂ , Cr ₂ O ₃)
↑	Aço, Ferro
	Asbesto
	Níquel
	Zinco
	Chumbo
Leve	Mármore, gesso (CaCO ₃)
	Gipsita (CaSO ₄)
↑	Barita (BaSO ₄)
	Grafite
	Pobre
	Carvão negro

Fonte:GELEST, 2005

De acordo com ANTONUCCI *et al.* (2005), a performance e a vida útil do compósito com carga de vidro ou cerâmica, depende da natureza da resina, da carga e da fase interfacial, assim como da eficácia da polimerização. Com exceção da restauração a ouro, todos os materiais restauradores são materiais multifase tendo um compósito como microestrutura, envolvendo uma ou mais interfases. Estudos indicam que a resistência e a durabilidade da interfase é dependente da estrutura química do silano e do processo de silanização. Todos os monômeros usados na odontologia tais como: bis-GMA e TEGDMA possuem grupos funcionais como hidroxila, óxido de etileno e/ou grupos uretanos, os quais podem servir como locais para a absorção de água e

posterior hidrólise. O agente de silanização, 3-metacriloxipropiltrimetoxisilano (MPTMS) é uma molécula bifuncional capaz de reagir através do grupo alcoxisilano com a carga, bem como com a resina através do grupo metacrilato. O grau de reação do silano com a carga através de uma extremidade (formação de ligações oxanos), e com a resina (co-polimerização) através da outra extremidade, determina a eficácia do agente silanizador. A ligação oxano (silício-oxigênio-silício), formada entre o silano e a partícula mineral pode ser muito vulnerável à hidrólise por causa da ligação covalente, a qual tem certo caráter iônico. As ligações covalentes (carbono-carbono), que se formam entre o silano e a matriz polimérica, são muito mais estáveis ao ataque hidrolítico. A durabilidade da interfase na cavidade oral e a habilidade de distribuir o estresse entre o polímero e a carga durante a mastigação é importante neste material dentário. Comercialmente, as partículas são silanizadas pela deposição de uma solução de MPTMS (3-metacriloxipropiltrimetoxisilano). A deposição do silano por spray durante a mistura mecânica ou a moagem da carga também é empregada. A natureza da superfície do substrato inorgânico ou carga deve ser considerada na seleção do silano. Fatores que devem ser considerados incluem: o tipo de grupos hidroxil superficiais (silanol vs. a água absorvida, íons hidratados), a estabilidade hidrolítica dos grupos oxanos por área do substrato, a reatividade superficial e as propriedades físico-químicas do silano e condições de silanização (quantidade de silano, método de deposição, pH, temperatura, catalisador). A sílica, o quartzo, o silicato de zircônia e o boroaluminosilicato apresentam grupos silanol superficiais capazes de promover uma efetiva silanização. Vidros com alto conteúdo de álcalis ou

fosfato não somente formam ligações oxanos estáveis como também podem evitar a interrupção da silanização e a redistribuição das ligações Si-O-Si.

A reação do silano envolve quatro passos. Inicialmente ocorre a hidrólise. Seguido da condensação, que forma as cadeias oligoméricas. A seguir, ocorre a união do hidrogênio oligomérico com o grupo OH do substrato. Há normalmente apenas uma ligação para cada silício da superfície do substrato. O grau de polimerização do silano é determinado pela quantidade de água disponível no substrato orgânico. A espessura da camada polisiloxano é também determinada pela concentração da solução siloxano, como já explicado (GELEST, 2005).

1.3.2. IMPREGNAÇÃO

Impregnação é o método na qual a fibra é envolvida por matriz resinosa. É um dos principais fatores que influenciam na resistência mecânica. Quanto mais intensa for a união molecular entre a fibra e a matriz resinosa, maior é a resistência mecânica. Produtos pré-impregnados são aqueles cuja fibra é incorporada na matriz resinosa ou epóxica pelo fabricante e cujo cálculo aproximado do volume de fibras já foi determinado pelo fabricante. A vantagem desses produtos está na maior rapidez, facilidade de utilização e também na maior resistência final conseguida, uma vez que o processo industrial de impregnação e o cálculo do volume ideal de fibra na estrutura são bem estabelecidos. Produtos não impregnados, ou seja fibras puras, são facilmente encontradas no mercado e em geral são os mais baratos. A impregnação é feita pelo dentista ou técnico em prótese dentária na hora do uso. Todos os cuidados para certificar-se de que a fibra está sendo molhada ao máximo

devem ser executados antes de se iniciar a incorporação de resinas poliméricas maiores (FELIPPE *et al.*, 2001).

A fibra pré-impregnada tornou mais fácil a sua utilização. A fibra em rede possui boas propriedades mecânicas, sendo que as fibras de arranjo unidirecionais proporcionam maior resistência flexural e rigidez (MEIERS *et al.*, 1998).

De acordo com BUTTERWORTH *et al.* (2003), a molhabilidade das fibras pela resina possui importante papel no reforço protético. A estrutura e as propriedades da interface matriz-fibra desenvolvem importante função nas propriedades físicas e mecânicas dos compósitos reforçados com fibra.

A pré-impregnação é um fator decisivo na obtenção de um aumento da resistência por parte da estrutura plástica. Outro fator que o dentista e ou o técnico em prótese dentária deve levar em consideração é a direção e a quantidade de fibra na estrutura (VALLITTU, 1999c).

Para GOLDBERG & FREILCH (1999), os sistemas pré-impregnados seriam preferíveis, pois, eliminam passos clínicos e as propriedades flexurais seriam maiores devido ao maior conteúdo de fibra alcançado pelo processo de fabricação.

Os fatores que geralmente influenciam as propriedades de uma FRC (compósito reforçado com fibra) são: propriedades das fibras e/ou propriedades da matriz, impregnação das fibras com resina de adesão da fibra à matriz, quantidade de fibras, direção das fibras e localização das fibras. A aplicação da fibra de vidro em prótese odontológica, limita-se a pequenos espaços edêntulos. A qualidade da FRC é de grande importância. Tendo em mente os fatores que influenciam as propriedades das FRCs, o profissional deve ser

cuidadoso para alcançar o sucesso clínico destas. Isto é especialmente importante porque o sistema mastigatório produz esforços cíclicos na estrutura dentária. Procura-se desta maneira uma adequada resistência mecânica dinâmica e não apenas estática. Uma ótima impregnação das fibras com a resina é fundamental para o sucesso clínico. Entre as vantagens da pré-impregnação podem ser detectadas: a maior facilidade de manipulação da fibra devido à diminuição da memória elástica; eliminação da desfiamento da fibra durante a manipulação; maior quantidade de fibra de reforço na matriz, resultando em FRC mais resistente; melhor penetração da matriz às fibras, resultando em uma melhor adesão após a polimerização. A adesão da cobertura estética da FRC com resina composta possui importante papel na longevidade da restauração. A adesão interna da FRC influencia a resistência coesiva da FRC e está baseada na união das fibras à matriz polimérica. Neste aspecto, as fibras mais adequadas são as de vidro e de sílica, as quais podem ser silanizadas para uma adequada adesão à matriz polimérica. A união da cobertura estética e do agente cimentante são prejudicados em função da ótima polimerização final e da elevada taxa de conversão conseguida em FRC executadas em laboratório. Nesta condição de trabalho, ocorre a ausência da camada superficial reativa inibida pelo oxigênio. O problema de adesão pode ser contornado pela presença da camada superficial reativa presente na resina composta. Outra maneira de aumentar a adesão é pela interpenetração da rede polimérica. A adesão da nova resina está baseada na interdifusão do monômero da nova resina através da estrutura polimérica do substrato. Isto ocorre quando o polímero do substrato é totalmente ou parcialmente linear. O

monômero da nova resina pode dissolver o polímero do substrato. A difusão ocorre através dos espaços da cadeia polimérica linear (VALLITTU, 2005).

1.3.3. CONSIDERAÇÕES CLÍNICAS E LABORATORIAIS

A saturação do feixe de fibra e uma boa união das mesmas, bem como sua boa união com o material de recobrimento policerâmico da FRC, produz uma resistência flexural de aproximadamente 1000MPa no módulo independente de ruptura. Os feixes de fibras impregnadas interferem substancialmente na resistência e rigidez do sistema. Testes mecânicos têm demonstrado que uma FRC polimerizada por luz e calor exibe resistência 7 vezes maior do que a resina composta bem como aumentou sua rigidez (NIXON, 1997).

A apresentação como trança de fibra de vidro exibe boas propriedades mecânicas, enquanto que a fibra de vidro unidirecional possui maior resistência flexural e rigidez (MEIERS *et al.*, 1998; VALLITTU, 1999b).

Quanto mais paralela for a incidência da força em relação à disposição dos fios, maior será a absorção e a dissipação do esforço pela estrutura e melhor será seu desempenho. A manipulação das fibras deve ser feita com cuidado, principalmente as impregnadas, para que a superfície tratada e reativa não seja contaminada. A utilização de luvas plásticas ou de silicone é recomendada (FELIPPE *et al.*, 2001).

Uma infra-estrutura com material de baixo módulo de elasticidade poderia reduzir o estresse ao nível da interface de cimentação. Uma união melhor do que a apresentada com próteses com uso de metal poderia também diminuir o número de falhas de adesão das próteses parciais fixas. Os

compósitos reforçados com fibra possuem as especificações necessárias. As propriedades mecânicas das FRCs estão dependentes do tipo, da forma, e da quantidade de fibra de reforço. A capacidade de adesão das FRCs depende principalmente do tipo da matriz polimérica entre as fibras. A matriz termopolimerizada possui alta formação de matriz polimérica cruzada (semelhante aos produtos fotoativados) possibilitando a união adesiva ao agente cimentante através de radicais livres presentes na superfície (VALLITTU e SEVELIUS, 2000).

Pouca atenção tem sido dada à contaminação adsorvida na superfície da carga que pode prejudicar um adequado molhamento e a união do silano. Como resultado podem-se ter defeitos estruturais podendo originar microtrincas na interface matriz-carga. Por este motivo é que a descontaminação prévia à silanização pode ser um caminho para uma adequada silanização (YOSHIDA *et al.*, 2002).

A limitação da técnica está na seleção cuidadosa de casos. Espaços protéticos de 8 a 10mm são recomendados. A carga oclusal na região de pântico deve ser de mínima intensidade e os dentes apoio devem ter a estrutura remanescente sadia (WIJLEN e VAN, 2000).

Existe a possibilidade de bolhas ou defeitos serem incluídos durante a fabricação da infra-estrutura e isto determinará a longevidade clínica. (GIORDANO II, 2000)

HIRATA *et al.* (2003), concluíram que as fibras podem ser utilizadas para substituir infra-estrutura metálica em coroas unitárias, em próteses fixas de um elemento dentário ausente e em esplintagem dentária. Concluiu também que o posicionamento da fibra influencia os resultados dos testes de resistência, já

que quanto mais próximo da área de tensão, melhores são os resultados nos testes de resistência.

A resistência flexural, encontrada por GOMES *et al.* (2005), em testes mecânicos de ensaio flexural de três pontos com fibras unidirecionais foi acima de 500MPa. Barras com resina composta de 25mm x 2mm x 2mm produzidas com fibras unidirecionais *Vectris Pontic* e *Fibrex Medial*, não apresentou diferença estatisticamente significativa.

A seleção da fibra, quantidade, distribuição, localização e a umidificação são os primeiros passos na fabricação de uma FRC. A proporção fibra/resina obtida por pultrusão define a composição final do compósito. Na odontologia, pequenos cilindros de secção circular ou retangular podem ser preparados com fibras de vidro para posterior aplicação clínica. Para as fibras sem a pré-silanização e sem pré-impregnação, após ser seccionada no tamanho adequado, a fibra de vidro é silanizada de acordo com as recomendações do fabricante e seca à temperatura ambiente durante 24h. A seguir, o monômero deve ser aplicado sem excesso, seguido da adição da resina (GOLDBERG e BURSTONE, 1992).

O mecanismo de reforço envolve a incorporação de finos filamentos de materiais externos à base da resina, a qual aumenta a resistência flexural, resistência à fratura e aumento da força de tensão no produto final. Não há aumento na resistência compressiva. As fibras de polietileno, de vidro, ou de polipropileno de 10 a 20µm de diâmetro por fibra são adequadas para uso odontológico. A anatomia superficial de cada filamento é um fator intrínseco na retentividade do sistema. Possuem uma característica esbranquiçada até sua saturação com monômero, tornando-se então transparentes. São de fácil

manipulação e podem ser cortadas com bisturi e/ou com tesoura no tamanho adequado. Mantém-se no formato desejado quando embebida com monômero (BELVEDERE, 1998).

Fibra de vidro tipo S (*Fibrekor*) foi utilizada em espessuras que variavam de 1,3mm, 2,2mm, 2,9mm e 4,2mm de espessura, 25mm de comprimento e 3mm de largura. Outro grupo foi realizado com 60mm de comprimento, 2mm de largura e 2,2mm de espessura. Testes de flexão foram executados a uma velocidade de 0,5mm/min usando um suporte com distância regulável. O módulo flexural foi calculado. A resistência flexural e o módulo flexural diminuíram com o aumento da espessura dos espécimes quando a distância foi de 20mm. Embora a resistência flexural e o módulo foram menores em nos espaços menores, o valor da carga foi maior. Baseado neste dado a confecção de uma FRC deve focar uma maior capacidade de carga da infra-estrutura. Conclui-se que as propriedades obtidas em um teste flexural padrão não é confiável para uma prótese dentária. A orientação, proporção da fibra localização e tipo de matriz resinosa são parâmetros necessários para a obtenção de uma prótese adequada. Para as fibras unidirecionais, as suas propriedades são maiores na direção da fibra e menores perpendicular a elas. Assim, é necessário um feixe de fibras na direção mesio-distal na região de pântico (KARMAKER e PRASAD, 2000).

As FPDs foram inseridas em "jigs" metálicos preparados para coroa total com espaços edêntulos de 10mm, 17mm e 19mm. Submetidas a esforço com ponteiro esférico de 6mm de diâmetro na região central do espaço edêntulo. O reforço da fibra de vidro foi mais evidente em espaços edêntulos maiores. Quando o espaço é maior na FPD, o estresse no pântico e no conector

aumenta. A posição do reforço também teve influência na resistência da FPD. A fadiga do material é a principal causa de fraturas em FPD. Estudos *in vitro* induzem à fadiga por termociclagem e/ou por aparelho de fadiga. Cargas oclusais repetidas podem ter grandes influências nos valores de resistência à fratura da FPD (NOHRSTRÖM *et al.*, 2000).

ELLAKWA *et al.* (2001) encontraram um aumento na resistência flexural nos espécimes quando a fibra de reforço estava localizada no lado de tensão. A colocação da fibra no lado de tensão ou ligeiramente distante deste, aumentou a propriedade flexural do compósito. A falha modifica-se conforme a posição das fibras. As fibras inseridas distantes do lado de tensão, favoreceram o desenvolvimento de falhas nos espaços interfibrilares ao longo das fibras. Não houve diferença significativa entre os espécimes secos e os espécimes úmidos.

A orientação das fibras de vidro influencia as propriedades mecânicas do compósito com resina composta e o coeficiente de expansão térmica linear (LCTE). Espécimes de resina composta reforçada com fibra de vidro mostraram diferença de acordo com a orientação da fibra. A disposição da fibra longitudinalmente mostrou baixo índice de expansão térmica, enquanto transversalmente mostrou valor similar ao polímero sem carga. No compósito com disposição unidirecional, existem dois valores de LCTE. Um na direção das fibras, sendo menor por causa do mecanismo de resistência imposta pelas fibras. Outra, perpendicular às fibras mostrou o LCTE alto da matriz polimérica. A razão para o alto valor de LCTE na direção transversa é que a rigidez das fibras previne a expansão da matriz na direção longitudinal. Assim a matriz é

forçada a expandir mais que o normal na direção transversa (TEZVERGIL *et al.*, 2003).

Em espécimes de *Artglass* na forma de barras, as fibras foram colocadas a 0; 0,5; 1; 1,5 e 2,5mm do lado de tensão. Os resultados indicaram que a colocação da fibra no lado de tensão aumentou a resistência flexural e o estresse interno da Resina Composta significativamente. Afastando-se do lado de tensão, houve a redução significativa da resistência flexural, mas não do estresse da Resina Composta (ELLAKWA *et al.*, 2003).

40 pré-molares e 40 molares foram inseridos numa base de PMMA. À distância entre o pré-molar e o molar foi de 7mm e de 11mm Dez corpos de prova de cada grupo foram feitos em *Targis/Vectris*. Em cada grupo os dentes tiveram dois tipos de preparo. Um preparo próximo-oclusal, com definição da caixa proximal e outro com preparo oclusal estendo até a proximal (n=5). Para os espaços de 7mm e 11mm, o preparo próximo-oclusal obteve maiores valores (1779N/1336N) contra 1368N/885N para o preparo oclusal. A resistência à fratura difere significativamente de acordo com o preparo. O preparo em caixa apresentou maior resistência à fratura do que o preparo oclusal. O preparo proximal teve maior área de superfície para resistir às forças e um conector com dimensões maiores para a infra-estrutura. As falhas das PFR-*inlays* apresentaram forma de duas fases: fratura da camada *Veneer* seguida da falha adesiva com a fibra (SONG HO-YONG *et al.*, 2003).

Uma das razões para a falha adesiva da restauração está na diferença no módulo de elasticidade entre a infra-estrutura em fibra de vidro e a resina composta. Utilizando-se de insertos de fibra de vidro pré-silanizadas localizados no lado de tensão da restauração, XU *et al.* (2003) investigaram a

influência da espessura da camada de fibra de vidro em restaurações MOD de resina composta. A espessura obedecia a uma proporção resina/fibra de 2/0mm, 1,8/0,2mm, 1,6/0,4mm, e 0/2mm. Outra parte do estudo a fibra foi inserida em molde de 2mm de espessura. As fibras tinham espessuras de 0,4 e 0,8mm e foram inseridas sobre uma camada *veneer* de 0,2mm de resina composta, determinando espécimes com 2mm de espessura. Independente da localização da fibra nos espécimes, as restaurações reforçadas tiveram os valores mais elevados em relação ao controle. Na resina composta a silanização mostrou união firme da carga com a matriz.

ROSENTRITT e BEHR (2003) utilizaram infra-estrutura em forma de barra pré-fabricada em fibra de vidro associada à cerâmica. Este procedimento pode facilitar a fabricação de restauração baseada em FRC. Por outro lado, o baixo conteúdo de monômero residual nos compósitos pré-formados pode limitar a união da camada de revestimento. A prótese com preparo para coroa total teve valores entre 1100 e 1400N. Já nos preparos com definição da caixa proximal, o melhor resultado foi encontrado nos corpos de prova com o dente do pântico em cerâmica (1100N).

A quantidade de fibra de vidro para reforço está atualmente entre 43-50% em volume, enquanto que na década de 60 e 70 atingia apenas 5 a 15% (FREILICH *et al.*, 2000).

GÖHRING *et al.* (1999) estudaram FPDs fixadas com preparo intracoronário. 25 FPDs foram produzidas com *Targis-Vectris* e examinadas após um ano de uso clínico com a MEV. As imagens da MEV revelaram que todas as próteses estavam intactas, sem sinais de fratura, defeitos superficiais ou excessivo desgaste. Também apresentou boa interface dente e agente

cimentante ($91,6\% \pm 5\%$) e na interface entre agente cimentante e prótese ($86,1\% \pm 8\%$). Com base nestes dados, pode-se considerar sucesso clínico após 1 ano da fixação.

1.4. ASPECTOS ANATÔMICOS DENTÁRIOS

Um dos primeiros relatos a respeito de medidas de dentes foi idealizada por “Black em 1902”, onde são citadas as distâncias M-D dos dentes (MARCHIONNI *et al.*, 2001).

Segundo PICOSSE (1983) a coroa anatômica é o segmento do dente situado acima da abertura do alvéolo dentário, demarcado pela linha sinuosa do colo que corresponde ao ponto de união do esmalte com o cimento radicular. Por sua vez a coroa clínica é o segmento da porção dentária que fica situada acima do plano gengival. A altura e a largura desta coroa determina a possibilidade de se realizar um procedimento visando a imobilização dentária, substituição de dentes ausentes, entre outros procedimentos.

A forma básica e a posição dos dentes determinam uma pequena variação que afeta a dentição decídua e a permanente. Sua presença e o grau de penetração permitem traçar uma relação entre as raças e a afinidade da população humana.

1.5 SÍNTESE DA REVISÃO DA LITERATURA

O uso de fibra para reforço de materiais pode ser utilizado em diversas aplicações. Existem diferentes tipos de vidro dependendo da composição. Várias características do vidro como, alta resistência mecânica, isolamento elétrico, estabilidade dimensional, incombustibilidade, compatibilidade com

resinas orgânicas sintéticas, baixa condutividade térmica, alta resistência à ação de agentes químicos e não biodegradabilidade, sugere que sua aplicação na cavidade bucal seja adequada.

As fibras podem ser fisicamente pré-tratadas, silanizadas ou impregnadas com monômero para facilitar sua utilização. Por exemplo, a silanização das fibras pode melhorar as propriedades do compósito formado, mas é dependente de vários fatores, como tipos e concentração de grupos hidrofílicos superficiais e características físicas do substrato. O pré-condicionamento com o ácido fluorídrico pode ativar a superfície ou mesmo causar efeito negativo sobre as fibras de vidro, sendo atribuído à presença de água residual, erosão das fibras e produção de bolhas.

O uso de monômero para impregnar fibras de reforço altera a resistência mecânica da peça protética, produzindo uma maior resistência final e maior rigidez da estrutura. A pré-impregnação realizada pelo cirurgião-dentista ou pelo técnico em prótese dentária despende tempo e nem sempre é realizada nas condições ideais, o que pode causar insucesso clínico. A pré-impregnação na fase industrial facilita a manipulação do produto no ato clínico, evita o desfiamento da fibra e proporciona a adesão ideal.

Os estudos laboratoriais geralmente são realizados com corpos de prova que não consideram a anatomia dentária, pois geralmente é avaliada a resistência flexural. Estes estudos geralmente apontam para valores maiores da resistência flexural para os corpos de prova com reforço por fibras. Estudos clínicos revelaram também que o reforço com fibras produzem próteses clinicamente com melhor sucesso. O sucesso clínico depende do tamanho da prótese reforçada, a qual está relacionada com a anatomia dentária.

2 OBJETIVO

2.1 OBJETIVO GERAL

O objetivo geral deste trabalho foi desenvolver um produto para reforço de prótese dentária adequado ao esforço biomecânico no aparelho estomatognático. Estudar os aspectos anatômicos, biomecânicos, clínicos e laboratoriais envolvidos na aplicação de fibras de reforço aplicadas à odontologia para elaborar uma fibra para reforço protético e comparar com alguns produtos disponíveis no mercado.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

a) Construir suportes similares as dimensões anatômicas para a confecção de próteses dentárias livre de metais para dentes posteriores.

b) Confeccionar corpos de prova para prótese de três elementos reforçadas com fibra de vidro, não utilizada especificamente na odontologia, e avaliar seu comportamento mecânico quando apoiadas em suporte metálico. Avaliar o efeito de diferente pré-tratamentos das fibras antes da confecção da prótese.

c) Confeccionar corpos de prova para uma prótese de três elementos com a fibra não comercial e com algumas comerciais para comparar o desempenho mecânico quando cimentadas em dentes bovinos.

d) De acordo com resultados, sugerir uma forma de apresentação para fibra de vidro não comercial.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Os principais materiais usados neste estudo são listados a seguir. A

TABELA 3.1 mostras as fibras e a TABELA 3.2 os materiais acessórios.

TABELA 3.1. TIPOS DE FIBRAS DE REFORÇO UTILIZADAS NA CONFECCÃO DOS CORPOS DE PROVA.

MATERIAL	NOME COMERCIAL	FORNECEDOR	PAÍS
Fibra de vidro	<i>Texiglass</i>	Texiglass	Brasil
Fibra de vidro	<i>Ângelus</i>	Angelus	Brasil
Fibra de polietileno	<i>Connect</i>	Kerr	EUA
Fibra de vidro e	<i>Superfiber</i>	Superdont	Brasil

TABELA 3.2. MATERIAIS COMPLEMENTARES UTILIZADOS NA CONFECCÃO DOS CORPOS DE PROVA.

MATERIAL	NOME COMERCIAL	FORNECEDOR	PAÍS
Resina Artglass	Artglass	Heraeus kulzer	Alemanha
Gesso tipo IV	Tuffrock	Taladium do Brasil	Brasil
Resina epóxi	Arazyn 1.0	Ara Ashland química	Brasil
Ácido fluorídrico	Ácido fluorídrico	Nuclear	Brasil
Ácido fosfórico	Ácido fosfórico	Biotec	Brasil
Vaselina sólida	Vaselina sólida	Rioquímica	Brasil
Silano	Angelus	Angelus	Brasil
Resina Acrílica	Pattern resin	GC Denta	Japão
Cera rosa 7	Cera rosa 7	Wilcos	Brasil
Liga CuAl	Duracast	Wilcos	Brasil
Resina acrílica	Duralay	Reliance	EUA
Enforce	Enforce	Dentsply	EUA
Silicona de adição	Express	3M	EUA
Adesivo AlphaBond	Alfabond	DFL	Brasil

3.1. OBTENÇÃO DAS MEDIDAS ANATÔMICAS DAS COROAS DENTÁRIAS EM MODELO ORTODÔNTICOS E EM MODELO PADRÃO DE OCLUSÃO

Uma amostra aleatória composta por 30 pares de modelos de gesso de adultos jovens com idades entre 18 e 22 anos foi obtida em clínica de ortodontia particular para determinação de distâncias dentárias após tratamento ortodôntico. O conjunto era composto por 11 pares de modelos de pacientes do sexo masculino e 19 do sexo feminino. Esses modelos apresentavam todos os dentes posteriores de interesse para esta pesquisa; (35,36,37,25,26,27) sem alterações dentárias de forma ou de tamanho, e sem perdas de espaço por cárie ou traumatismo.

A análise dos dentes permanentes foi baseada na medição das distâncias: méso-distal pela face vestibular (MDV); méso-distal pela face lingual (MDL); méso-distal pela face oclusal (MDO); vestibulo-lingual pela face oclusal (VLO); cérvico-oclusal pela face vestibular (COV) e cérvico-oclusal pela face lingual (COL) (FIGURA 3.1). As medidas foram determinadas através de um paquímetro digital marca *SEGA Tools* ferramentas (Brasil), modelo 150mm/6" e com resolução de 0,01mm .

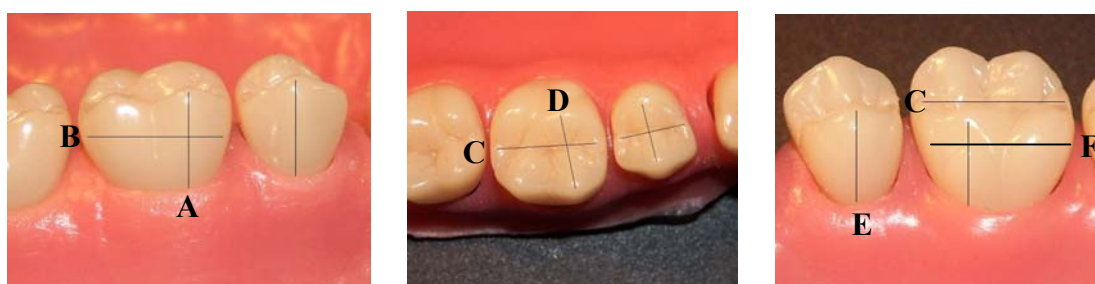


FIGURA 3.1. DISTÂNCIAS ANATÔMICAS AVALIADAS NOS MODELOS DE GESSO. EM “A”, A DISTÂNCIA CÉRVICO-OCCLUSAL VESTIBULAR (COV); EM “B”, A DISTÂNCIA MÉSIO-DISTAL VESTIBULAR (MDV); EM “C”, A DISTÂNCIA MÉSIO-DISTAL OCLUSAL (MDO); EM “D”, A DISTÂNCIA VESTÍBULO-LINGUAL OCLUSAL (VLO); EM “E”, A MEDIDA CÉRVICO-OCCLUSAL LINGUAL (COL) E EM “F”, A MEDIDA MÉSIO-DISTAL LINGUAL (MDL).

Os pontos de referência para a medição méso-distal da face vestibular (MDV) e da face lingual (MDL) foram determinados pelo limite do espaço interdental. Os pontos de referência para as medições méso-distal da face oclusal (MDO) foram as cristas marginais mesiais e cristas marginais distais. Os pontos de referência para as medições vestibulo-lingual da face oclusal (VLO) foram as pontas de cúspides vestibular e lingual. Os pontos de referência para as medições cérvico-oclusal da face vestibular (COV) e da face lingual (COL) foram determinados pela margem gengival e pela ponta da maior cúspide vestibular/lingual. Esses valores também foram determinados em um modelo didático de ensino de oclusão e foram usados para comparação com os valores médios dos modelos ortodônticos. Por último as medidas MDV e COV foram comparadas com os dados disponíveis na bibliografia técnico-científica. Esta comparação foi realizada para verificar possíveis discrepâncias entre as medidas encontradas na literatura e os modelos ortodônticos.

3.2. PESQUISA DAS FIBRAS COMERCIAIS DISPONÍVEIS NO MERCADO E OS PROCEDIMENTOS UTILIZADOS NO SEU EMPREGO

Os tipos de materiais de fibra de vidro foram pesquisados e registrados em tabelas. As informações foram obtidas através de pesquisa em livros e artigos, bem como em sistemas de base de dados digitais e no comércio. Os procedimentos sugeridos pelos fabricantes das fibras comerciais usadas no estudo também são apresentados.

3.3. OBTENÇÃO DO MODELO METÁLICO A PARTIR DO MODELO PADRÃO DE OCLUSÃO

O uso de dentes naturais com dimensões similares aos valores médios dos modelos ortodônticos não foi possível. Assim, um modelo de gesso tipicamente utilizado em estudos laboratoriais no ensino de oclusão dentária (FIGURA 3.2, esquerda) foi utilizado como referência dimensional para a obtenção de um modelo padrão. O modelo de gesso foi alterado de modo a produzir a ausência do dente 36, bem como a realização dos preparos dos elementos 35, caixa ocluso-distal, e do elemento 37, caixa ocluso-mesial, com broca *carbide* (H33L.314.016, *Komet/Brasseler*, Alemanha), para confecção de um corpo de prova de uma prótese posterior de três elementos (FIGURA 3.2, direita). Os preparos dos dentes pilares foram executados com metodologia semelhante a uma situação clínica. O modelo de gesso com os dentes preparados foi moldado com silicone de adição. O molde foi preenchido com resina acrílica *Pattern Resin* de modo a reproduzir o modelo de gesso previamente preparado abrangendo os elementos pilares e pântico do referido modelo. O padrão de acrílico foi encaminhado a um laboratório de prótese dentária para fundição em liga de cobre-alumínio. Assim, um modelo metálico de trabalho em liga de Cu/Al foi confeccionado para a produção dos corpos de prova e para os ensaios mecânicos (FIGURA 3.3).

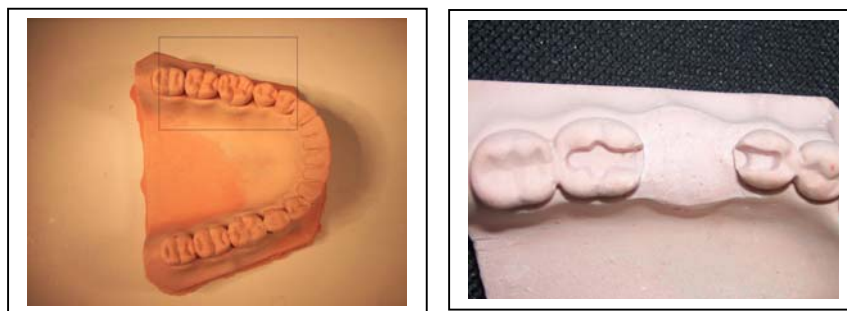


FIGURA 3.2. MODELO DE ENSINO DE OCLUSÃO DENTÁRIA SEM PREPARO (ESQUERDA) E COM PREPARO (DIREITA).

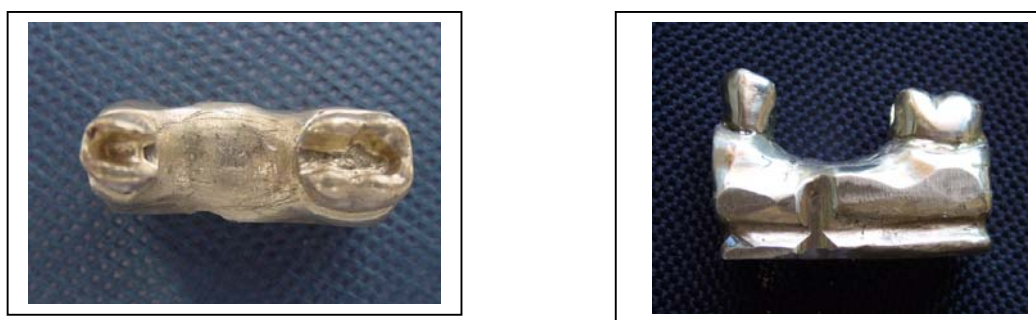


FIGURA 3.3. MODELO EM LIGA DE COBRE-ALUMÍNIO EM VISTA SUPERIOR (ESQUERDA) E LATERAL (DIREITA).

Os preparos dos elementos 35 e 37 foram refinados no modelo metálico para melhor definição através de pontas diamantadas (N^o846KR.314.018, *Komet/Brasseler*, Alemanha) e brocas multilaminadas (N^o.H49.314.012, *Komet/Brasseler*, Alemanha). O preparo final deixou espaço suficiente para receber as fibras de reforço e para a resina composta que as envolve. Este procedimento foi semelhante aos preparos recomendados para os sistemas indiretos de resina ou para os sistemas de cerâmica pura; ou seja, expulsivos e com ângulos internos arredondados (VIEIRA, 1995; GAVA *et al.*, 1998; NIXON, 1997; GARONE *et al.*, 1998).

3.4. PREPARO DO PADRÃO DO CORPO DE PROVA E DESENVOLVIMENTO DE MOLDE PROTÉTICO

Dois padrões (um em cera e outro em acrílico) foram esculpidos sobre o modelo metálico (FIGURA 3.4). O padrão em cera foi usado para a confecção da matriz em resina epóxi (*Arazyn 1.0, Ara Ashland Química, Brasil*) conforme será descrito em maior detalhe a seguir. 27 corpos de prova foram produzidos com o uso da matriz em resina epóxi. em resina *Artglass* reforçada com fibra de vidro (*Texiglass, Brasil*).



FIGURA 3.4. MODELO METÁLICO COM O PADRÃO DE ACRÍLICO EM VISTA SUPERIOR (ESQUERDA) E LATERAL (DIREITA).

O modelo metálico de trabalho com o padrão de acrílico em posição foi incluído em um muflo com o uso de gesso sintético. A porção correspondente ao pântico e as áreas acima do equador dos dentes pilares não foram recobertas pelo gesso (FIGURA 3.5). A área de pântico foi recoberta com silicona de adição até o nível de equador do dente, envolvendo as porções laterais e inferior do modelo e do padrão em acrílico (FIGURA 3.5). O padrão em acrílico foi substituído pelo padrão em cera. Após a aplicação de vaselina sólida como isolante nas coroas, no padrão e na superfície do gesso, a parte superior do muflo (contra-muflo) foi fechada e preenchida até recobrimento da

porção exposta com resina epóxi. Após a polimerização dessa resina, as duas partes do muflo foram separadas e o padrão de cera foi removido com espátula metálica. O uso de isolante foi indispensável para que a resina *Artglass* não aderisse na resina epóxi. A FIGURA 3.6 (parte B) mostra o molde de produção de próteses, a parte superior é uma janela para a polimerização final da oclusal do corpo de prova.

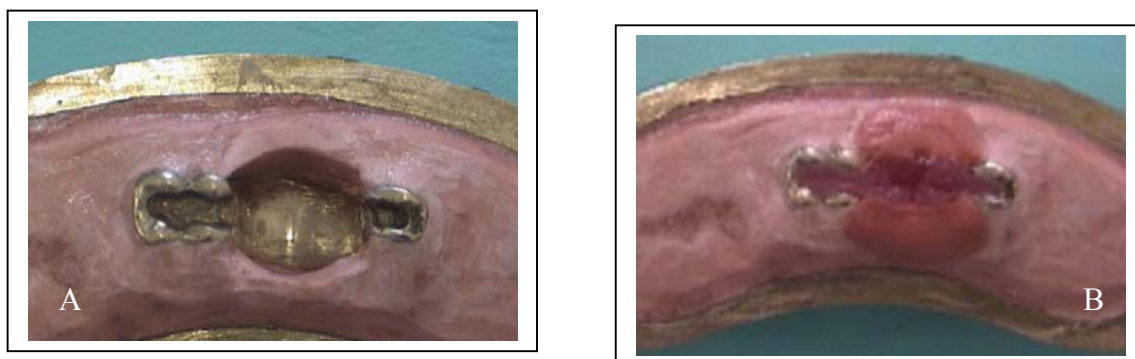


FIGURA 3.5. MODELO METÁLICO INCLUÍDO EM BASE DE GESSO DEIXANDO EXPOSTAS APENAS AS ÁREAS EXPULSIVAS DOS DENTES (“A”). ASPECTO APÓS A RECUPERAÇÃO DO ESPAÇO EDÊNTULO (“B”).

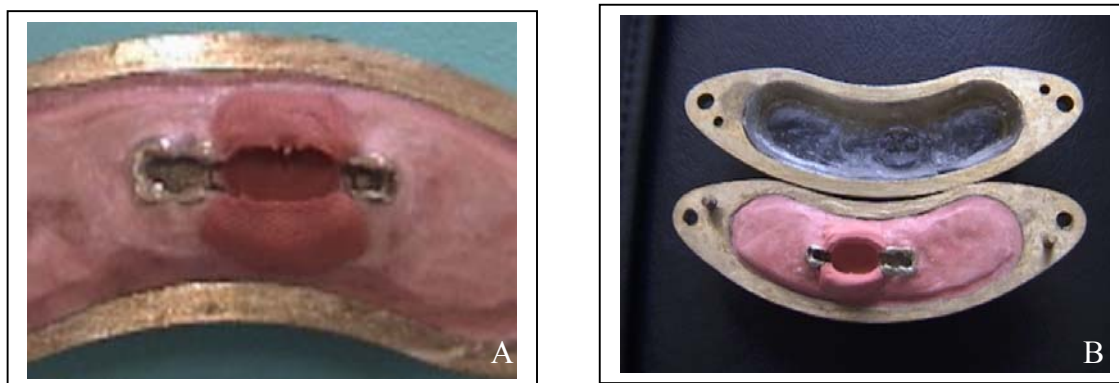


FIGURA 3.6. ÁREA DE PÔNTICO RECUPERADA COM SILICONA DE ADIÇÃO ATÉ O NÍVEL DE EQUADOR DO DENTE (“A”). MUFLO E CONTRAMUFLO JÁ COPIANDO A SUPERFÍCIE OCLUSAL (“B”).

3.5. PLANEJAMENTO DOS EXPERIMENTOS PARA PREPARO DOS CORPOS DE PROVA PARA A AVALIAÇÃO DE PRÉ-TRATAMENTOS

Baseados nos princípios da quimiometria, os quais preconizam que se realizem pequenos números de repetição experimentais para estudo científico. 24 corpos de prova de três elementos (35, 36 e 37) foram produzidos em

Artglass e reforçadas com fibras de vidro *Texiglass* (BARROS NETO *et al.*, 1995). Assim, só seria necessário ampliar o número de experimentos em caso de uma discrepância não justificada por um enorme número de fatores estatísticos. As fibras de vidro receberam tratamentos prévios distintos conforme mostra a TABELA 3.3. A influência individual do pré-condicionamento com ácido fosfórico (solução a 37% por 1 min), ácido fluorídrico (solução a 9% por 1 min) e silano (aplicado e deixado por 5 min), bem como suas interações, foram avaliadas. Três corpos de prova sem fibra também foram confeccionados para grupo controle da importância das fibras de vidro.

TABELA 3.3. PLANEJAMENTO DE EXPERIMENTOS PARA ESTUDO DA INFLUÊNCIA DE DIFERENTES CONDICIONAMENTOS PRÉVIOS DA FIBRA TEXIGLASS USADAS NA CONFECÇÃO DE TRÊS CORPOS DE PROVA A SEREM SUBMETIDOS AOS TESTES MECÂNICOS SOBRE SUPORTE METÁLICO.

CORPOS DE PROVA	CONDIÇÃO DE TRATAMENTO			
	H ₃ PO ₄ a 37%/1min	HF a 9%/1 min	SILANO	ADESIVO
A(Controle)*	-	-	-	-
B*	-	-	-	+
C*	+	-	-	+
D*	-	+	-	+
E*	+	+	-	+
F*	-	-	+	+
G*	+	-	+	+
H*	-	+	+	+
I*	+	+	+	+

Onde: * foram preparados três próteses para cada condição de pré-tratamento de fibra. “-” significa ausência e “+” significa aplicação do produto.

O pré-tratamento da fibra de vidro *Texiglass* foi executado conforme descrito a seguir. No grupo **B** as fibras não sofreram tratamentos prévios,

sendo apenas impregnadas pelo adesivo. As fibras do grupo **C** foram pré-tratadas com ácido fosfórico a 37% durante 1 minuto, lavadas por 20 segundos, secas durante 24 horas para então ser impregnadas pelo adesivo. No grupo **D** as fibras foram pré-tratadas com ácido fluorídrico a 9% durante 1 minuto, lavadas por 20 segundos, secas durante 24 horas para então ser impregnadas pelo adesivo. Para a confecção do grupo **E** as fibras foram tratadas inicialmente com o ácido fosfórico, seguido do tratamento com o ácido fluorídrico, obedecendo a técnica preconizada. No grupo **F**, as fibras foram imersas em solução de silano durante 5 minutos e secas durante 24 horas. Após esse procedimento as fibras foram impregnadas com adesivo. Para o grupo **G** as fibras foram tratadas com o ácido fosfórico, silanizadas e impregnadas. No grupo **H** as fibras foram tratadas com o ácido fluorídrico, silanizadas e impregnadas. O grupo **I** teve todos os procedimento de pré-tratamento. Primeiramente com o ácido fosfórico, seguido do ácido fluorídrico, silanizadas e impregnadas.

3.6. PLANEJAMENTO DOS EXPERIMENTOS PARA PREPARO DOS CORPOS DE PROVA PARA A AVALIAÇÃO DE PRÉ-TRATAMENTOS

Três corpos de prova foram feitos para cada indicação de pré-tratamento da fibra, ou para ausência da fibra. Um total de 27 corpos de prova foram produzidos para teste mecânico sobre modelo metálico. Os corpos de prova simulavam uma prótese fixa com volume e formato recomendado pela literatura odontológica (GOMES, 1996; SOARES *et al.*, 2003) e similares aos valores do modelo de oclusão (TABELA 4.1 e 4.2). As fibras foram sempre impregnadas com adesivo e dispostas na mesma orientação, méso-distal, para não se alterar a capacidade de reforço (NOHRSTRÖM *et al.*, 2000).

A resina composta do tipo híbrida para dentina da *Artglass* (*DA3 Hereaus-Kulzer*, Alemanha) foi utilizada para a confecção dos corpos de prova. A presença de carga de diferentes tamanhos na sua composição, tipo híbrida, confere melhores propriedades mecânicas segundo o fabricante.

A cada incremento de resina composta laboratorial *Artglass*, a mesma foi fotopolimerizada durante 80s com o fotopolimerizador *Gnatus* (*Optilight Plus*, Brasil). A resina foi inserida em pequenas porções no molde. Isto produzia camadas com espessura inferior a 2mm, o que é preconizado para se obter uma polimerização adequada da mesma. A resina foi inicialmente inserida na base do pântico, formando um envoltório a nível cervical para receber as fibras de vidro. A seguir, as faces vestibular e lingual também foram preenchidas, de modo a possibilitar a inserção de uma porção de fibras com 10,5mm de comprimento na região central do pântico (ver FIGURA 3.7 e FIGURA 3.8).

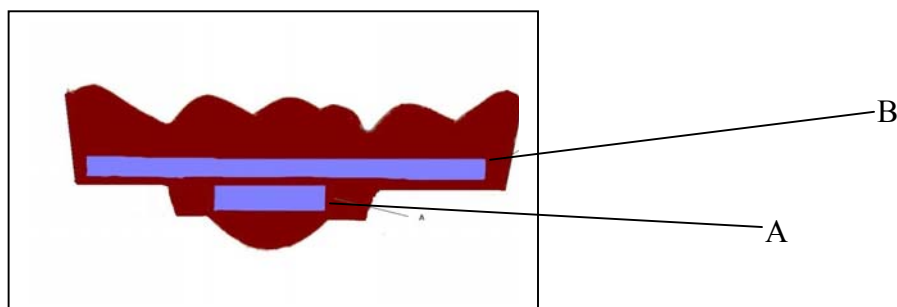


FIGURA 3.7. ESQUEMA DA INSERÇÃO DA FIBRA NO CORPO DE PROVA POSTERIOR DE TRÊS ELEMENTOS: “A” = FIBRAS CURTAS, 10,5mm, “B” = FIBRAS LONGAS, 21mm.

A fibra foi fotopolimerizada por 80s para permitir acomodação de nova camada de resina, a qual também foi fotopolimerizada por 80s. Um espaço de 2mm foi deixado entre a base do pântico e o rebordo gengival, conforme ilustra o padrão de acrílico. A ordem de grandeza deste espaço possibilitou a execução dos testes de compressão sem envolvimento de estruturas

subjacentes, principalmente evitando o toque na porção gengival do elemento pântico (ver FIGURA 3.4).

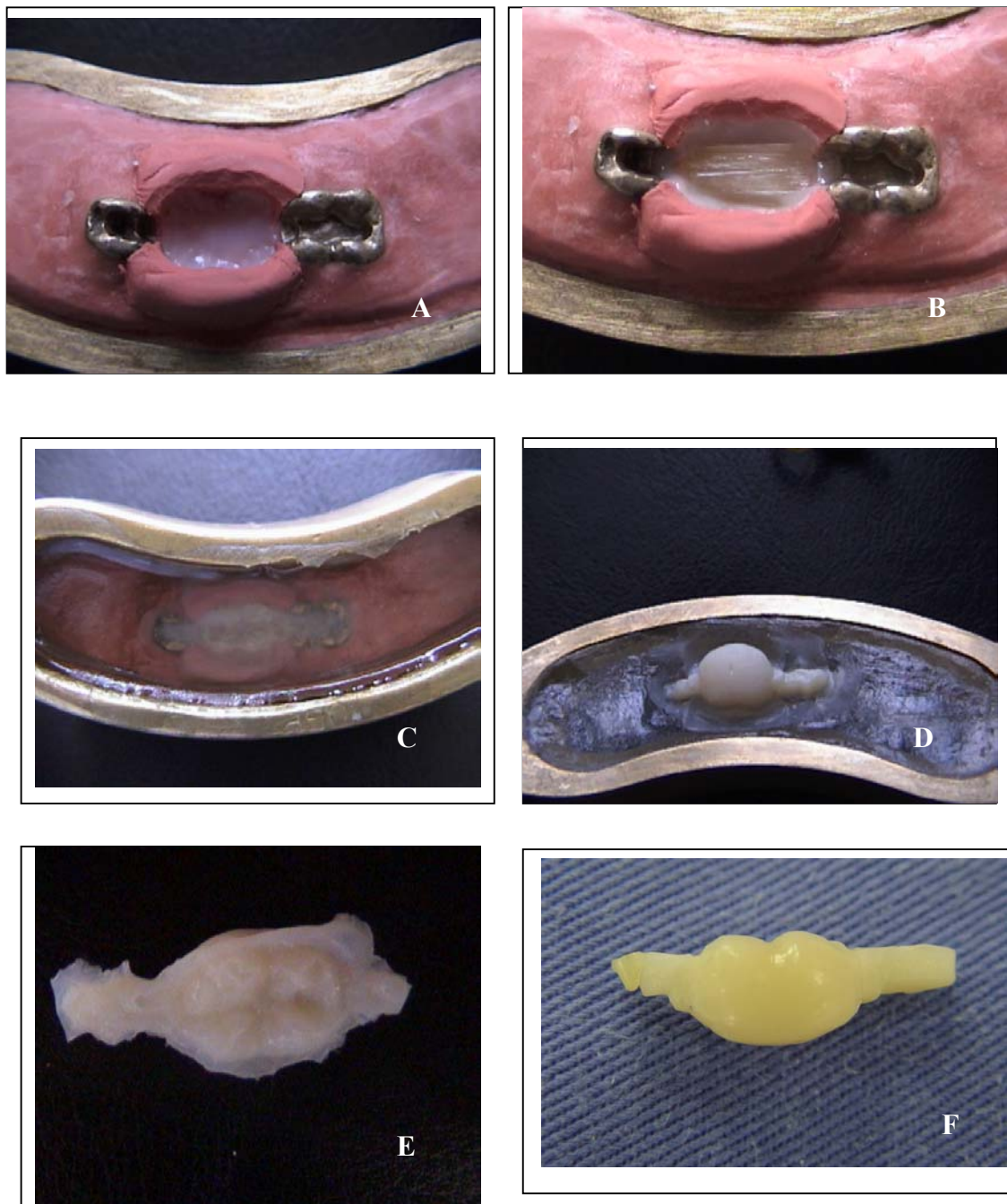


FIGURA 3.8. PASSOS OPERATÓRIOS PARA A CONFECÇÃO DO CORPO DE PROVA DE TRÊS ELEMENTOS REFORÇADOS COM FIBRA DE VIDRO. **A)** ADAPTAÇÃO DE UM ENVOLTÓRIO DE RESINA; **B)** COLOCAÇÃO DO FEIXE INFERIOR DE FIBRA; **C)** COLOCAÇÃO DO FEIXE SUPERIOR DE FIBRA SOBRE A RESINA QUE RECOBRIU O FEIXE INFERIOR E AS CAIXAS PROXIMAS; **D)** PARTE INFERIOR DA PRÓTESE AINDA NO MUFLO; **E)** VISTA OCLUSAL DO CORPO DE PROVA SEM ACABAMENTO; **F)** CORPO DE PROVA APÓS ACABAMENTO.

Uma nova porção de fibra de vidro com 21mm e que se estendia do interior do preparo do 35 ao interior do preparo do 37 foi inserida e fotopolimerizada por 80s. Por fim, a face oclusal recebeu uma camada de resina para recobrimento da fibra e suficiente para a definição anatômica dentária. O muflo foi fechado para a modelagem da anatomia oclusal do corpo de prova. Com o muflo fechado, a resina foi inicialmente fotopolimerizada por 80s através da resina epóxi. O muflo foi aberto e uma polimerização complementar de 80s foi realizada. A seguir, o corpo de prova foi removida do muflo e foi realizado um refino de acabamento da peça. Após o acabamento, uma polimerização final foi feita por 180s em cada superfície do corpo de prova, conforme indicação do fabricante da resina, em fotopolimerizador *UNIXS (Hereaus/Kulzer, Alemanha)*, para obter as melhores propriedades mecânicas. Os corpos de prova foram hermeticamente fechados em tubos de PVC para armazenamento até o momento de execução de ensaio mecânico.

3.7. EXECUÇÃO DE ENSAIOS MECÂNICOS EM PRÓTESES APOIADAS EM MODELO METÁLICO

O modelo metálico também foi utilizado como suporte para os corpos de prova para a realização dos testes de compressão. Um espaço de 2mm foi deixado entre a base do pântico e o rebordo gengival, conforme ilustra o padrão de acrílico (FIGURA 3.4). A ordem de grandeza deste espaço possibilitou a execução dos testes de compressão sem envolvimento de estruturas subjacentes, principalmente evitando o toque na porção gengival do elemento pântico.

Os corpos de prova previamente preparados foram inseridos no modelo metálico (FIGURA 3.9A); similar à metodologia de NOHRSTRÖN *et al.* (2000). Esse suporte metálico com o corpo de prova foi previamente fixado na base da máquina de ensaio universal *EMIC DL500* (*EMIC*, BRASIL).

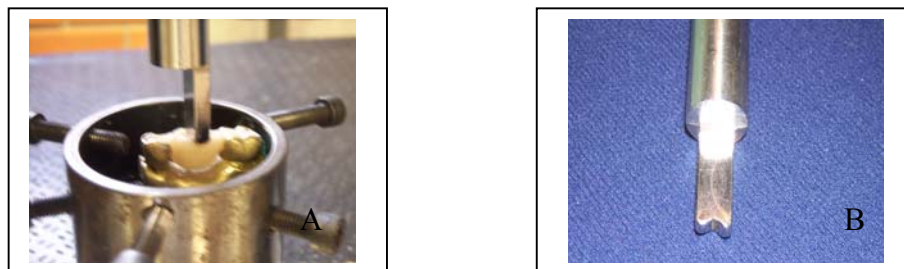


FIGURA 3.9. CORPO DE PROVA APOIADO NO SUPORTE DE COBRE-ALUMÍNIO COM O IDENTADOR POSICIONADO PARA PRODUÇÃO DE ESFORÇO NOS ENSAIOS MECÂNICOS (“A”). DETALHE DO IDENTADOR UTILIZADO PARA TRANSMITIR ESFORÇOS AO CORPO DE PROVA (“B”).

Um identador com o formato similar à cúspide do primeiro molar superior foi fixado em uma célula de carga de 2500N na porção superior da máquina (FIGURA 3.9B). O identador foi abaixado a uma velocidade de 1mm/min de modo a produzir uma força de compressão na região central do corpo de prova de três elementos. Esta ação mecânica simula a ação da cúspide do 1^o. molar superior direito sobre a fossa do elemento pântico deste estudo.

3.8. CONFECÇÃO DOS CORPOS DE PROVA PARA ENSAIOS MECÂNICOS EM DENTES BOVINOS

40 corpos de prova de três elementos foram preparados com metodologia semelhante à descrita no item 3.6 para produção de três próteses com reforço de fibra. As fibras foram pré-condicionadas ou não, conforme descrito na TABELA 3.4. Três corpos de prova foram feitos com cada tipo de fibra *Connect*, *Angelus* e *Superfiber* seguindo as instruções dos fabricantes.

Fibra *in natura* da *Angelus* (PSAng, FSAng e PFSAng) e da *Texiglass* (PSa, PSb, FS e PFS) foram usadas com diferentes pré-tratamentos. Quatro corpos de prova sem reforço também foram produzidos como controle. Alguns corpos de prova adicionais foram produzidos para ajuste de operação da máquina de teste mecânico.

TABELA 3.4. PLANEJAMENTO DE EXPERIMENTOS PARA ESTUDO COMPARATIVO DE FIBRAS COMERCIAIS OU *IN NATURA* USADAS NA CONFECÇÃO DE TRÊS PRÓTESES A SEREM SUBMETIDOS AOS TESTES MECÂNICOS SOBRE DENTES BOVINOS.

Corpo de Prova	Tipo Da Fibra	H ₃ PO ₄ a 37%/ 1min	HF a 9%/ 1 min	SILANO	ADESIVO
PSa*	<i>Texiglass</i> (estudo)	+	-	+	+
PSb*	<i>Texiglass</i> (estudo)	+	-	+	+
FS*	<i>Texiglass</i> (estudo)	-	+	+	+
PFS*	<i>Texiglass</i> (estudo)	+	+	+	+
Connect*	Connect	-	-	-	+
PSAng*	<i>Angelus in natura</i>	+	-	+	+
FSAng*	<i>Angelus in natura</i>	-	+	+	+
PFSAng*	<i>Angelus in natura</i>	+	+	+	+
Angelus*	Angelus	-	-	-	-
Superfibe*r	Superfiber	-	-	+	+
Controle sem fibras [#]	-	-	-	-	-

Onde: “-” significa ausência e “+” significa aplicação do produto. * foram produzidos três corpos de prova de acordo com as recomendações do fabricante. As fibras *in natura* apresentam diferentes pré-tratamento (PS = ácido fosfórico seguido de silano, FS = ácido fluorídrico seguido de silano, PFS = ácido fosfórico, seguido de ácido fluorídrico e seguido de silano) [#] foram produzidos quatro corpos de prova.

3.9. CONFECÇÃO DOS SUPORTES DE PROVA PARA ENSAIOS MECÂNICOS EM DENTES BOVINOS

Cinquenta pares de dentes incisivos bovinos foram fornecidos pelo Frigorífico Argus em São José dos Pinhais, PR, Brasil. Os dentes foram extraídos com o auxílio de *fórceps*, limpos através de raspagem com auxílio de instrumento cortante e armazenados em soro fisiológico a -12°C.

Os incisivos bovinos em pares foram posicionados paralelos entre si e incluídos em uma base de resina acrílica (PMMA). O terço médio da coroa do dente foi posicionado distalmente a 10,5mm do terço médio da coroa do outro dente. A borda incisal foi desgastada com lixa d'água nº 220 até ser atingida a região mediana da coroa. O tecido pulpar foi removido e a câmara pulpar e os conduto radicular foi preenchido com resina composta CHARISMA, obedecendo ao procedimento técnico restaurador, ou seja, condicionamento ácido de dentina com ácido fosfórico a 37% por 15 seg. Lavado abundantemente por 20 seg e deixado umedecido com auxílio de papel filtro. Após a aplicação do adesivo dentinário a resina composta foi inserida em porções e fotopolimerizada.

O preparo cavitário foi feito de modo a reproduzir o preparo do modelo metálico. O preparo foi refinado até se obter a adaptação adequada do corpo de prova. A cimentação do conjunto foi realizada com cimento adesivo. O esmalte e a dentina foram condicionados com ácido fosfórico a 37% durante 40 e 20s respectivamente. O corpo de prova de três elementos também sofreu aplicação do ácido fosfórico com o intuito de desgordurar a peça protética. Depois de lavados por 20s e secos com papel absorvente, foi aplicado o adesivo dentinário *Prime & Bond 2.1* associado ao catalizador *Self Cure*

Activator. O cimento resinoso foi manipulado e inserido nas cavidades, pincelado nos apoios dos dentes bovinos. Após o assentamento do corpo de prova, o excesso foi removido com sonda exploradora e fotopolimerizada durante 60s cada superfície envolvida. O conjunto final corpo de prova-dentes pilares no suporte de acrílico que foi conduzido para ensaio mecânico é ilustrado na FIGURA 3.10.

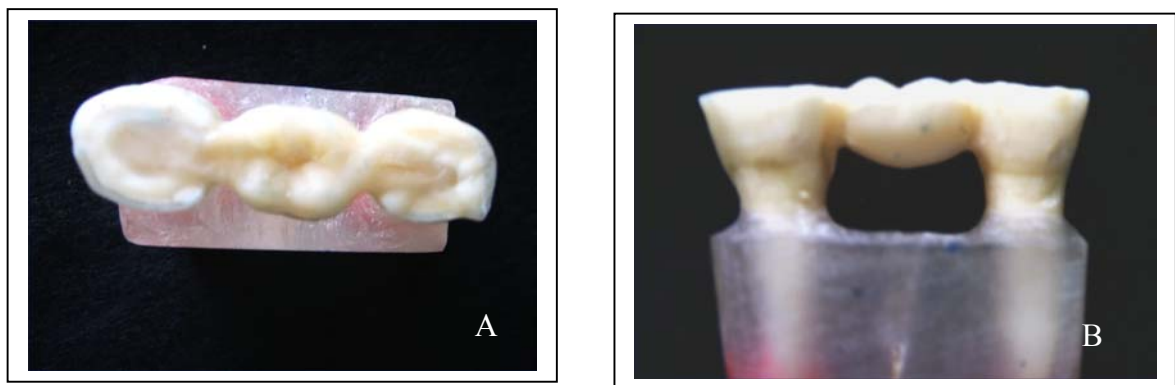


FIGURA 3.10: CORPO DE PROVA SOBRE DENTE BOVINO. VISTA OCLUSAL (“A”) VISTA LATERAL (“B”).

3.10. EXECUÇÃO DE ENSAIOS MECÂNICOS DE PRÓTESES CIMENTADAS EM DENTES BOVINOS

Os corpos de prova (prótese-dente pilares no suporte de acrílico) foram rompidos de modo similar ao descrito na seção 3.7.

Em função da confecção dos corpos de prova e dos testes mecânicos ter sido executados em dias diferentes, dois grupos foram preparados, sendo denominados **PSa** e **PSb**. Estes grupos serviram para atestar a reprodutibilidade dos testes mecânico, independente do dia de sua execução.

3.11 ANÁLISE POR MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA (MEV)

Um corpo de prova de cada grupo de prótese apoiada em suporte metálico foi submetido a teste mecânico e foi avaliado com microscopia eletrônica de varredura do Centro de Microscopia Eletrônica da UFPR, em aparelho JEOL (Modelo JSM-6360 LV, Japão). As superfícies dos corpos de prova foram tornadas condutoras elétricas em metalizador Balzer (modelo SCD 030 UNION FL 9496, Alemanha) utilizando ouro como agente metalizador. Os corpos de prova foram apoiados em suporte de alumínio e observadas sob vácuo.

3.12 AVALIAÇÃO ESTATÍSTICA

Os valores do estudo anatômico foram avaliados de modo a determinar um parâmetro de tendência de inferência central (média) e um de dispersão (desvio-padrão).

Os resultados dos ensaios mecânicos dos corpos de prova de três elementos foram avaliados pelos programas de quimiometria (BARROS NETO *et al.*, 1995) e Statistica[®] 5.1, bem como a utilização de metodologia clássica, como teste “t” e teste “F”.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 AVALIAÇÃO DOS ASPECTOS ANATÔMICOS

4.1.1. DENTES PÓSTERO-SUPERIORES DE MODELOS ORTODÔNTICOS

As medidas observadas nos modelos ortodônticos estão inseridas no lado esquerdo das tabelas a seguir. A TABELA 4.1 revela que as dimensões dos dentes póstero-superiores são compatíveis entre os homólogos e com a literatura, conforme será discutido a seguir em detalhes. As distâncias MDV geralmente são maiores que as MDL, o que é compatível com a formação do arco dentário. Em alguns casos, p. ex.: elementos 16 e 26, foi observado que a MDL é levemente maior, mas muito próximo da igualdade. Do mesmo modo, as distâncias COV foram geralmente maiores que a COL, cabendo a mesma justificativa. As dimensões observadas para COV e COL, sempre maiores que 5mm, extrapolando essa realidade às faces mésio e disto-proximais, faz com seja possível realizar desgaste com cerca de 2mm para receber os braços de apoio do corpo de prova reforçado com fibra.

A distância MDO e VLO revelam a região de maior esforço, sendo que a região MDO corresponde ao contato do corpo de prova em sua porção de pântico com os pilares e VLO corresponde à região mais proeminente do corpo de prova. A MDO chega a ser até 81% maior que a VLO para o mesmo dente, o que revela um esforço muito concentrado na fossa central nestes casos. Esse esforço se propaga pelo corpo de prova e provoca uma tensão muita elevada sobre os apoios protéticos. Por outro lado, um preparo de apoios adequados evita esforço de torção (giro) que seria mais crítico para o desempenho biomecânico da prótese.

TABELA 4.1. DISTÂNCIAS ANATÔMICAS MÉDIAS EM DENTES PÓSTERO-SUPERIORES OBTIDAS EM MODELOS DE GESSO ORTODÔNTICOS E DE OCLUSÃO RELEVANTES PARA CONFEÇÃO DE PRÓTESE DENTÁRIA COM REFORÇO EM FIBRAS, EM mm.

Dentes Superfícies medidas	Médias anatômicas						Modelo de oclusão					
	15	25	16	26	17	27	15	25	16	26	17	27
MDL	5,5	5,5	9,8	9,8	8,2	8,3	7,0	6,6	9,6	9,5	8,5	8,7
MDV	6,2	6,3	9,6	9,3	9,6	10,1	6,7	6,2	9,5	9,2	8,9	8,6
COV	5,9	6,0	5,6	5,6	5,3	5,1	7,7	8,0	7,7	7,7	7,5	7,8
COL	5,5	5,4	6,1	6,1	4,7	5,0	6,4	6,8	8,1	7,2	6,6	7,4
MDO	5,9	6,1	9,7	9,7	9,2	9,1	6,5	6,8	9,4	9,8	9,9	9,8
VLO	6,0	6,0	7,0	7,0	6,7	6,8	5,2	5,2	6,0	5,4	6,0	5,5

4.1.2. DENTES PÓSTERO-INFERIORES DE MODELOS ORTODÔNTICOS

A TABELA 4.2 apresenta valores compatíveis entre os homólogos dos dentes póstero-inferiores. As distâncias MDV foram sempre superiores a MDL, bem como a COV são superiores a COL. Essas relações são compatíveis com o arco dentário e os ângulos de inserção dentária.

A maior distância méso-distal vestibular observada (MDV do 46 = 10,5mm) foi muito próxima à dos demais primeiros molares inferiores (MDV médio de 10,4mm para esses dentes). Assim, o valor de 10,5mm foi usado para produzir o espaço do pântico (elemento 36) do corpo de prova de três elementos (35, 36, 37) utilizado como condição de simulação no estudo, ou seja, o caso mais crítico de esforço biomecânico. Essa distância é compatível com o estudo de NOHSTRÖM *et al.* (2000), os quais utilizaram valores de 11, 17 e 19mm para simular situação clínica.

TABELA 4.2. DISTÂNCIAS ANATÔMICAS MÉDIAS EM DENTES PÓSTERO-INFERIORES OBTIDAS EM MODELOS DE GESSO ORTODÔNTICOS E DE OCLUSÃO RELEVANTES PARA CONFECÇÃO DE PRÓTESE DENTÁRIA COM REFORÇO EM FIBRAS, EM mm.

Superfícies Medidas	Dentes		Médias Anatômicas						Modelo de oclusão					
	35	45	36	46	37	47	35	45	36	46	37	47		
MDL	6,0	5,9	10,1	10,2	9,4	9,4	5,9	6,2	9,7	9,3	9,5	9,2		
MDV	6,5	6,5	10,4	10,4	10,1	10,1	6,7	6,9	10,3	10,5	9,6	9,6		
COV	6,5	6,6	6,2	6,0	5,7	5,7	6,8	6,7	6,2	6,9	5,9	5,4		
COL	3,9	4,1	4,7	4,7	4,1	4,2	5,6	5,5	5,8	5,8	5,1	5,5		
MDO	6,4	6,5	9,9	10,0	9,7	9,7	7,0	6,2	9,8	9,9	9,5	9,7		
VLO	5,0	5,0	6,7	6,6	6,4	6,2	4,1	4,0	5,8	5,6	5,1	5,6		

4.1.3. COMPARAÇÃO DAS MÉDIAS ANATÔMICAS OBTIDAS NOS MODELOS DE GESSO COM O MODELO DE OCLUSÃO

As dimensões anatômicas do modelo de oclusão (referência) foram também determinadas e são apresentadas no lado direito das TABELAS 4.1 e 4.2. Os valores das distâncias MD para medição pela face lingual (MDL) e vestibular (MDV) do modelo de oclusão foram geralmente próximos da média observada nos modelos ortodônticos, sendo que esta diferença geralmente foi menor que 6% (ver TABELA 4.3). Por outro lado, os valores observados para as medidas cérvico-oclusal para a face vestibular (COV) e face lingual (COL) foram sistematicamente diferentes. Os valores observados nos dentes do modelo de oclusão são maiores, até 53% do que os observados nas médias anatômicas. Assim, o modelo de oclusão ilustra satisfatoriamente as anatomias méso-distais, mas não as cérvico-oclusais. Por outro lado, as dimensões da coroa clínica (cérvico-oclusais) são aumentadas com a idade do indivíduo, bem

como em caso de patologia periodontal, devido à redução de inserção dentária no osso. Assim, o modelo de oclusão poderia ser conveniente para aplicação de estudo biomecânico, inclusive com a vantagem de apresentar uma folga para o deslocamento do corpo de prova durante o teste mecânico.

Assim, esses dados podem ser sumarizados com a afirmação de que as relações percentuais das medidas anatômicas obtidas e as encontradas no modelo de oclusão tiveram pouca divergência, ver TABELA 4.3 nas medidas MDL, MDV, MDO e VLO. Já nas medidas COV e COL a diferença percentual foi mais evidente.

TABELA 4.3. RELAÇÃO PERCENTUAL ENTRE AS DIMENSÕES DOS DENTES POSTERIORES DO MODELO DE OCLUSÃO E AS MÉDIAS ANATÔMICAS OBSERVADAS NOS MODELOS ORTODÔNTICOS, EM %.

Dente Superfícies medidas	Arco superior						Arco inferior					
	15	25	16	26	17	27	35	45	36	46	37	47
MDL	127	120	98	97	104	105	98	105	96	91	101	98
MDV	108	98	99	99	93	85	103	106	99	101	95	95
COV	131	133	138	138	142	153	105	102	100	115	104	95
COL	116	126	133	118	140	148	144	134	123	123	124	131
MDO	110	111	97	101	108	108	109	95	99	99	98	100
VLO	87	87	86	77	90	81	82	80	87	85	80	90

Os valores MDV (ver TABELA 4.4) e COV (ver TABELA 4.5) foram similares aos relatados pela literatura técnico-científica. Os valores dos modelos anatômicos após ortodontia apresentaram valores menores, mas são compatíveis com jovem-adultos sem retração gengival.

TABELA 4.4. COMPARAÇÃO DAS DISTÂNCIAS ANATÔMICAS MÉSIDISTAIS MÉDIAS COM A LITERATURA TÉCNICO-CIENTÍFICA, EM mm.

Autor Dente	BLACK Mésio-distal	SICHER-TANDLER Mésio-distal	DIAMOND Mésio-distal	PICOSSE Mésio-distal	Avaliação anatômica, MDV	Dimensão do modelo de oclusão MDV
15/25	6,8	6,5	7,5	7,17	6,2	6,5
16/26	10,7	10,1	11,0	11,05	9,5	9,4
17/27	9,2	9,8	10,5	10,38	9,8	8,8
35/45	7,1	7,3	8,0	7,04	6,5	6,8
36/46	11,2	11,5	12,0	11,26	10,4	10,4
37/47	10,7	10,7	11,0	10,93	10,1	9,6

TABELA 4.5. COMPARAÇÃO DAS DISTÂNCIAS ANATÔMICAS CÉRVICO-OCCLUSAIS MÉDIAS OBTIDAS POR DIVERSOS PESQUISADORES, EM mm.

Autor Dente	BLACK Cérvico-oclusal	SICHER-TANDLER Cérvico-oclusal	DIAMOND Cérvico-oclusal	PICOSSE Cérvico-oclusal	Avaliação anatômica obtida COV	Modelo de oclusão COV
15/25	7,0	7,9	8,0	7,63	7,8	7,9
16/26	7,7	7,7	9,0	7,86	8,6	7,7
17/27	7,2	7,7	8,0	7,39	7,2	7,6
35/45	7,9	8,5	9,0	8,05	6,6	6,8
36/46	7,7	8,3	9,0	8,16	6,1	6,5
37/47	6,9	8,1	8,0	7,68	5,7	5,6

4.2 TIPOS DE FIBRAS COMERCIAIS PARA USO ODONTOLÓGICO E ASPECTOS CLÍNICOS E LABORATORIAIS

A TABELA 4.6 mostra as fibras comerciais com informação disponíveis ao no mercado odontológico. Todas as fibras pré-impregnadas de uso laboratorial para confecção do corpo de prova com reforço são fibra de vidro. Cinco empresas, sendo duas nacionais (*Angelus e Superdant*), produzem fibras que estão mais acessíveis ao clínico. Elas podem apresentar disposição unidirecional, em rede e em trança, sendo que também é possível observar a apresentação no formato de fita.

TABELA 4.6. FIBRAS PRÉ-IMPREGNADAS COMERCIALIZADAS PARA USO LABORATORIAL PROTÉTICO ODONTOLÓGICO.

PRODUTO	FABRICANTE	TIPO DE FIBRA	DISPOSIÇÃO DAS FIBRAS
Fibrekor ¹	Jeneric/Pentron	Vidro	Unidirecional
Vectris pontic ²	Ivoclar	Vidro	Unidirecional
Vectris frame and single ²	Ivoclar	Vidro	Rede
EverStick net ³	Stick Tech Ltd	Vidro	Rede
Fibrex-Lab ⁴	Angelus	Vidro	Unidirecional/Rede/Fita
Superbar ⁵	Superdont	Vidro/Aramida	Trança
Superfiber ⁵	Superdont	Vidro	Trança

Adaptado de Freilich,2000;

¹: <http://www.jeneric.com>

²: http://media.ivoclarvivadent.com/pdf/binarydata_en/info/vectris_va_e.pdf#search='vectris%20pontic',

³: <http://www.sticktech.com/document.asp?id=12081>,

⁴: <http://www.angelus.ind.br>, ⁵: www.superdont.com.br

As fitas para uso clínico odontológico podem ser pré-impregnadas (TABELA 4.7) ou não (TABELA 4.8). Elas geralmente são compostas por fibra de vidro, mas também podem ser de fibras de polietileno ou associação de fibra de vidro com aramida; sendo que este último é apresentado somente sem impregnação. Existem produtos com disposição de fibras unidirecionais, em fita e em trança; sem haver uma tendência consensual.

TABELA 4.7. FIBRAS PRÉ-IMPREGNADAS COMERCIALIZADAS PARA USO CLÍNICO ODONTOLÓGICO.

PRODUTO	FABRICANTE	TIPO DE FIBRA	DISPOSIÇÃO DAS FIBRAS
Splint-it ¹	Jeneric/Pentron	Vidro	Unidirecional
Splint-it ¹	Jeneric/Pentron	Vidro	Trança
Splint-it ¹	Jeneric/Pentron	Polietileno	Fio
EverStick ²	Stick Tech Ltd	Vidro	Unidirecional
Interlig ³	Angelus	Vidro	Fita

Adaptado de Freilich,2000;

¹<http://www.jeneric.com>,

² <http://sticktech.com>,

³ <http://www.angelus.ind.br>.

TABELA 4.8. PRODUTOS COMERCIAIS DE FIBRAS SEM IMPREGNAÇÃO PARA USO CLÍNICO ODONTOLÓGICO.

PRODUTO	FABRICANTE	TIPO DE FIBRA	DISPOSIÇÃO DAS FIBRAS
Connect ¹	Kerr	Polietileno	Fita
DVA Fibres ²	Dental/Ventures	Polietileno	Unidirecional
Fibre-splint ³	Polydentia Inc	Vidro	Trança
GlasSpan ⁴	GlasSpan	Vidro	fita
Ribbon ⁵	Ribbon	Polietileno	trança
Superfiber ⁶	Superdont	Vidro/Aramida	Trança
Superbar ⁶	Superdont	Vidro/Aramida	Trança

Adaptado de Freilich,2000:

¹ <http://admin.sybrondental.com/learning/publications/msds/kerrlab/us/english/ConnectFibers.pdf>,

² http://www.dentalventures.com/MSDS_resinFibers.htm, ³ <http://www.polydentia.ch/en/LabLine.asp>,

⁴ <http://www.glasspan.com/about.html>, ⁵ <http://www.ribbon.com/indexribbon.htm>

⁶ <http://www.superdont.com.br>

A TABELA 4.9 mostra os produtos disponíveis no mercado local e o respectivo custo aproximado para reposição. Dentre esses produtos, a fibra de vidro unidirecional da *Angelus*, *Fibrex medial*, e a fibra de vidro *Superfiber* foram utilizadas neste estudo, bem como a fibra de polietileno *Connect*.

TABELA 4.9. PRODUTOS COMERCIAIS DE FIBRAS DE REFORÇO ENCONTRADAS NO COMÉRCIO LOCAL.

PRODUTO	FABRICANTE	TIPO DE FIBRA	DISPOSIÇÃO DAS FIBRAS	PREÇO* R\$ EM 02/06
Connect	Kerr	Polietileno	Trança	430,00 -US\$10,00/cm
Ribbon	Ribbon	Polietileno	Trança	264,00 -US\$12,00/cm
Sistema FibrexLab	Angelus	Vidro	Unidirecional/Trança/Rede	623,00 -US\$20,00/cm
Sistema Targis/Vectris	Ivoclar	Vidro	Unidirecional/ Trança/ Rede	850,00 -US\$40,00/cm
Sistema Superfiber	Superdont	Vidro/Aramida	Trança	227,00 -US\$10,00/cm
Superbar	Superdont	Vidro/Aramida	Trança	110,00 -US\$8,00/cm

* valores obtido em fevereiro de 2006 (US\$1,00 = R\$2,15)

A diversidade de tipos de produtos e de aplicações profissionais, bem como o alto valor agregado ratificam a importância desse estudo sobre o referido material dentário.

4.3 AVALIAÇÃO MECÂNICA DO CORPO DE PROVA POSTERIOR DE TRÊS ELEMENTOS

4.3.1. ASPECTOS GERAIS DA AVALIAÇÃO MECÂNICA DOS CORPO DE PROVA S

O teste flexural padrão possivelmente seja a metodologia mais utilizada na avaliação mecânica de biomateriais odontológicos com reforço em fibra (CHUNG *et al.*, 1998; DEBNATH *et al.*, 2003; FREILICH *et al.*, 1998a; MEIERS *et al.*, 1998; OTT, 1990; ASM, 1987; VALLITTU *et al.*, 1994b, VALLITTU *et al.*, 1998a). No entanto, KARMAKER e PRASAD (2000) afirmam que essa metodologia não é a mais confiável para estudo de próteses dentárias. Assim, o uso de simulador de oclusão foi adotado neste estudo por ser mais parecido com a oclusão dos dentes.

YOSHIDA *et al.* (2002) afirma que a contaminação adsorvida na superfície de uma carga pode prejudicar um adequado molhamento e união do silano, o que pode provocar micro-trincas na interface das duas substâncias. Assim, a descontaminação prévia à silanização é recomendável. Além disso, substratos novos e tratados em condições não agressivas possuem poucas hidroxilas, o que limita o potencial de silanização (GELEST, 2005). Assim, a fibra fornecida poderia estar com uma grande área inativa, o que exigiria pré-tratamentos agressivos, como o obtido com ácido fosfórico e fluorídrico. ÖZCAN (2005) afirma que o pré-tratamento com ácido fluorídrico pode reduzir a resistência, o que é atribuído à retenção de água nas erosões criadas, bem como de bolhas, que desorganizam a camada de silano. Por outro lado, um aumento da área exposta pode viabilizar maiores regiões de ancoragem mecânica e/ou ligação química na fibra. O ácido fosfórico foi usado como

tratamento alternativo ao uso do ácido fluorídrico, uma vez que é clinicamente disponível, e não ataca as fibras de vidro. A silanização é um procedimento consensual. O pré-tratamento com adesivo foi recomendado por VALLITTU (2005) para facilitar a manipulação clínica (por exemplo, diminuir a memória elástica da fibra), evitar o desfiamento da fibra, facilitar a penetração da resina entre as fibras e melhorar a adesão após polimerização. Assim, este último pré-tratamento foi considerado indispensável para usar as fibras de vidro.

NIXON (1997) recomenda preparos em chanfros formando ângulo de 90 a 120° no ângulo cavo superficial, redução de 1,2mm a 1,5mm nas superfícies vestibular e lingual e desgaste mínimo de 1,5mm na superfície oclusal para adequada espessura ao material. No preparo proximal, deve ser feita uma caixa de pelo menos 0,5mm de profundidade e 2,0mm a 3,0mm de largura para a adaptação da subestrutura em FRC. Todos esses desgastes dentários são compatíveis com as dimensões dentárias observadas em nosso estudo anatômico.

FREILICH *et al.* (1998b) afirma que a adição de resina sobre as fibras deve ser feita em camadas. Assim, a camada externa é inibida pelo oxigênio de se polimerizar por fotoativação, ou seja, mantendo-se ativa para receber novas camadas de resina. Por outro lado, o aprisionamento do ar possibilita falhas mecânicas. CHUNG *et al.* (1998) afirmam que a incorporação de fibras trançadas aumenta significativamente a resistência flexural, sendo que quanto maior a proporção de fibras, melhor será em termos de resistência. BEHR *et al.* (1999) e BEHR *et al.* (2000) recomendam o uso do vácuo, em relação à adaptação manual, para eliminar gases entre as fibras e propiciar uma incorporação de maiores proporções das mesmas no compósito. Assim, nesse

estudo, a adição de resina foi feita em camadas e, pela falta de bomba de vácuo, por técnica manual, mas com o máximo cuidado possível para evitar incorporação de gases. FREILICH *et al.* (1998b), afirmam que existe uma dependência da geometria da amostra, bem como de sua preparação. Isto fez com que fossem utilizados corpos de prova no formato de uma prótese dentária e que fosse avaliada para aquela condição de pré-tratamento da fibra. Três espécimes foram rompidos para avaliar também a reprodutibilidade do ensaio naquela condição de pré-tratamento. A influência do dia de preparo e do dia de ensaio também foram avaliadas (ver teste PSa e PSb para prótese sobre dentes bovinos).

4.3.2. ENSAIO MECÂNICO SOBRE SUPORTE METÁLICO

A avaliação da influência dos tipos de pré-tratamentos sobre a resistência a esforços mecânicos foi feita através da medição da força máxima (FMAX) e da deformação na força máxima (D_FMAX).

a. Visão geral sobre a influência na força máxima (fmax)

A TABELA 4.10 mostra os valores médios de FMAX e os respectivos desvios-padrão observados nos ensaios mecânicos.

TABELA 4.10. FORÇA MÁXIMA MÉDIA OBSERVADA PARA O ROMPIMENTO DOS CORPOS DE PROVA E SEUS RESPECTIVOS DESVIOS-PADRÃO.

Condição de tratamento	H ₃ PO ₄ a 37% 1min	HF a 9% 1 min	SILANO	ADESIVO	F _{máx} , N	s F _{máx} , N
Grupos						
A (sem fibra)	-	-	-	-	112,1	16,4
B	-	-	-	+	268,0	65,9
C	+	-	-	+	306,4	37,9
D	-	+	-	+	305,2	14,2
E	+	+	-	+	315,2	21,4
F	-	-	+	+	308,8	26,7
G	+	-	+	+	327,8	1,0
H	-	+	+	+	307,2	35,7
I	+	+	+	+	305,5	18,8

Onde: “-” significa ausência e “+” significa aplicação do produto.

O grupo A apresentou a menor média de força máxima de esforço de compressão (FMAX). Esses corpos de prova eram compostos apenas por resina *Artglass*, sendo que a média foi de 112,1N. O coeficiente de variação (desvio-padrão dividido pela média vezes 100) foi pouco menor do que 15%, o que sugere bom grau de reprodutibilidade experimental, apesar da complexidade de produção dos corpos de prova. Isto foi confirmado pelo cálculo do coeficiente de variação da média global (incluindo o grupo A - controle) e o desvio-padrão global, ou seja, um valor de apenas 9,3% e 26,4N, respectivamente.

A inserção de fibra de vidro sem tratamento prévio, mas com a aplicação de adesivo (monômero), provocou um aumento importante de resistência ao

esforço produzido no ensaio mecânico. Este grupo (B) apresentou valor médio de força máxima de 268,0N, ou seja, mais que o dobro da força máxima observada para os corpos de prova de resina pura.

Os corpos de prova que apenas foram silanizados (Grupo F) apresentaram resistência à fratura aproximada de 308,8N, valor próximo daqueles obtidos nos corpos de prova que receberam tratamentos adicionais. Entre os corpos de prova submetidos a silanização, aqueles tratados com o ácido fosfórico apresentaram melhores resultados do que os corpos de provas condicionados apenas com ácido fluorídrico. Nos corpos de prova submetidos a tratamentos ácidos o maior valor de FMAX foi observado, com o pré-tratamento com ácido fosfórico, ou seja, 328,9N.

De acordo com as observações de FREILICH *et al.* (1998b), as propriedades flexurais são afetadas pela geometria da amostra de teste, e o objetivo de seu estudo foi alcançar uma formulação de compósito reforçado por fibra que possa facilmente formar uma infra-estrutura de prótese. Esse autor conclui que os compósitos reforçados por fibra podem ser usados para confecção de próteses livres de metal inclusive com excelentes qualidades estéticas. Novas experiências clínicas adicionais são consideradas necessárias para uma conclusão definitiva.

O teste “t” é amplamente utilizado para a comparação de médias. Ele foi aplicado para avaliar, ao nível de significância de 5%, a força máxima média observada nos ensaios com corpos de prova sem reforço de fibra de vidro (grupo A) e com reforço de fibra de vidro com pré-tratamento com ácido fosfórico, ácido fluorídrico e silano (grupo I) ou sem pré-tratamento (grupo B). A fibra foi sempre impregnada com adesivo neste estudo.

O grupo A (sem fibras) apresentou uma média de aproximadamente 112,1N para força máxima, enquanto que o grupo I (com todos os pré-tratamentos) apresentou 305,5N. A dispersão dos resultados foi utilizada no teste “t” e revelou que existe diferença significativa ao nível de 5%. Em outras palavras, é conveniente utilizar as fibras para reforço.

O grupo I (com todos os pré-tratamentos) também foi comparado com o grupo B (sem pré-tratamento), sendo ambos com fibra. A média do grupo B (268,0N) era relativamente próxima ao do grupo I (305,5N), o que sugeria serem similares. Esta hipótese foi confirmada pelo teste “t” ao nível de significância de 5%, ou seja, é dispensável o uso de pré-tratamento da fibra de vidro. Clinicamente esta conclusão é essencial, pois está relacionada com a simplificação dos procedimentos, bem como redução de custo. Quimicamente esse resultado não era esperado. O pré-tratamento não melhorou a resistência. Por outro lado, informações posteriores do fabricante da fibra permitiram concluir que ela já vinha com silanização prévia devido às necessidades do processo industrial. Assim, embora essa fibra não seja produzida especificamente para uso odontológico, ela se adapta perfeitamente à confecção de próteses dentárias para os materiais aqui usados.

b. AVALIAÇÃO QUIMIOMÉTRICA

Os resultados gerados pelo programa do teste EMIC possibilitaram obter as informações sobre a força máxima (FMAX), sendo que esta foi normalizada pelo maior valor observado (100% igual a 328,9N) e a deformação na força máxima (D_FMAX) que foi expressa em micrômetro. As superfícies de resposta para cada uma destas propriedades foram produzidas a cada dois fatores, considerando o tratamento ou não do terceiro fator estudado, para viabilizar a visualização humana.

b1. QUIMIOMETRIA PARA AVALIAÇÃO DA FORÇA MÁXIMA (FMAX)

O gráfico de Pareto para força máxima observada revelou que nenhum dos fatores isolados ou interagindo de dois em dois são estatisticamente significativos a 5%. A FIGURA 4.1 apresenta a linha tracejada que determina o valor mínimo a ser atingido em módulo para que um fator seja considerado importante ($\alpha=5\%$ ou $p=,05$). Uma vez que nenhum dos fatores ultrapassou este limite, eles não são considerados significativos estatisticamente.

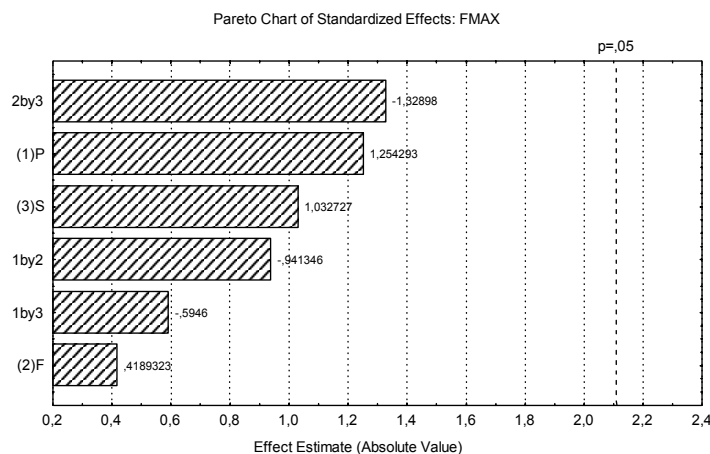


FIGURA 4.1. GRÁFICO DE PARETO DOS EFEITOS PADRONIZADOS PARA FORÇA MÁXIMA OBSERVADA. A LINHA TRACEJADA $p=0,05$ (,05) DELIMITA OS EFEITOS IMPORTANTES, OS QUAIS APARECERIAM À DIREITA.

Contrapondo ao observado anteriormente, a FIGURA 4.2 mostra uma imagem (fibra pré-condicionada com ácido fosfórico e silano) que sugere ter havido algum efeito positivo de união (ver seta indicativa) ocasionado pela ação de pré-tratamento. Essas imagens revelam uma íntima associação das fibras com o polímero. Assim, os gráficos de superfície de resposta sugerem que houve alguma melhora, conforme será discutido a seguir.

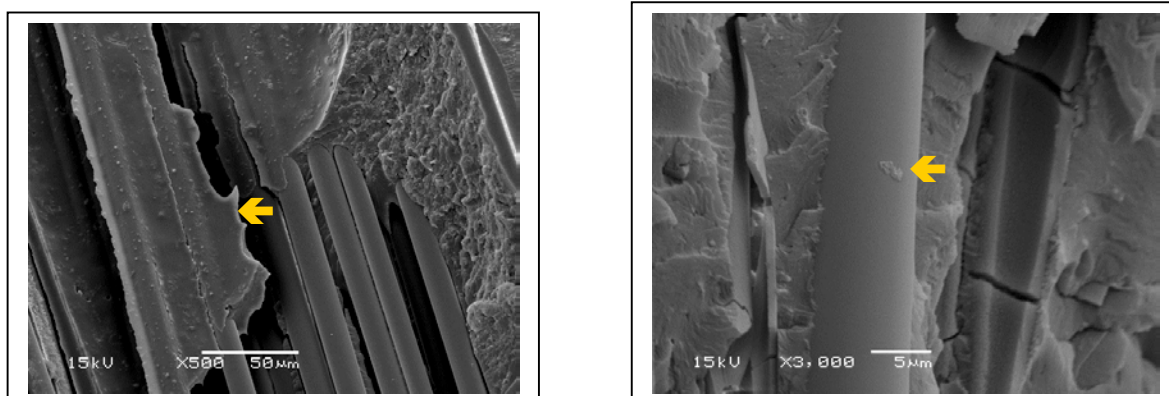


FIGURA 4.2. FOTOMICROGRAFIAS ELETRÔNICAS DEMONSTRANDO A UNIÃO DA FIBRA À RESINA APÓS O ESFORÇO MECÂNICO.

A FIGURA 4.3A confirmou a importância da associação de uso do ácido fluorídrico (F=+1) e do silano (S=+1) na ausência do pré-tratamento com ácido fosfórico (P=-1). Por outro lado, a FIGURA 4.3B revelou que o pré-condicionamento com ácido fosfórico (P=+1) parece preparar suficientemente as fibras, de modo a dispensar o uso de ácido fluorídrico.

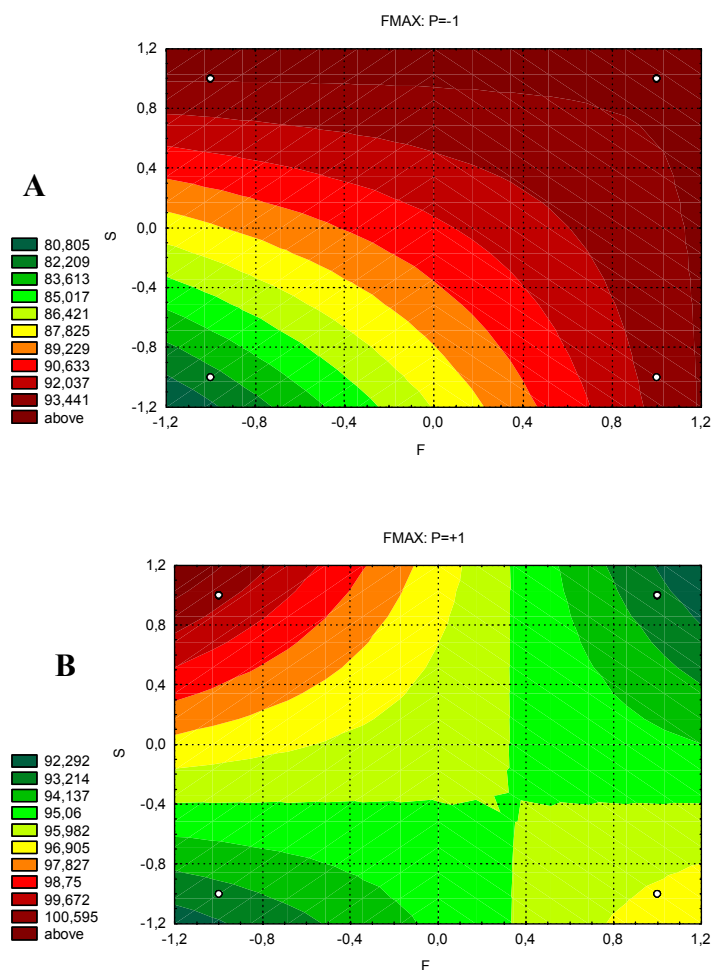


FIGURA 4.3 - FORÇA MÁXIMA (N) SOBRE O CORPO DE PROVA DE TRÊS ELEMENTOS PARA TRATAMENTO (+1) OU NÃO (-1) COM SILANO (P) OU ÁCIDO FLUORÍDRICO (F) NA AUSÊNCIA (P=-1; FIG. "A") OU NA PRESENÇA DE CONDICIONAMENTO COM ÁCIDO FOSFÓRICO (P=+1; FIG. "B").

A FIGURA 4.4A ratifica que houve uma interação positiva do ácido fosfórico (P=+1) com o silano (S=+1), quando não se tem condicionamento com o ácido fluorídrico (F=-1). Isto sugere que o ácido fosfórico tenha promovido uma limpeza das fibras, o que tornou a superfície mais reativa. Por outro lado, o pré-tratamento com ácido fluorídrico (F=+1) não deixou evidente que a silanização se torne mais eficaz (FIGURA 4.4B) do que no caso anterior.

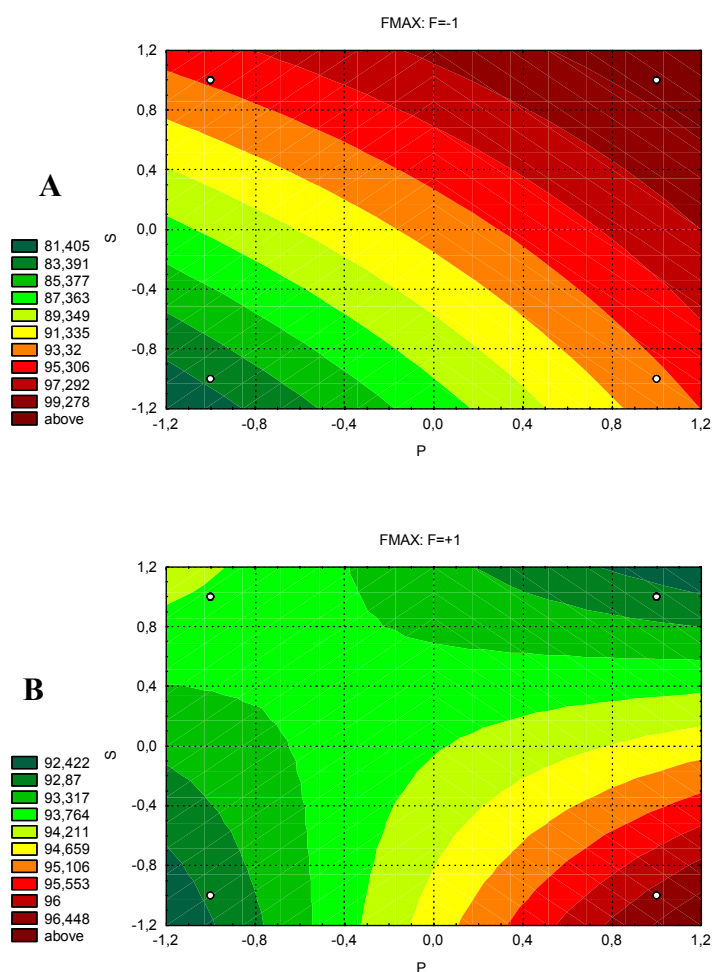


FIGURA 4.4 - FORÇA MÁXIMA (N) SOBRE O CORPO DE PROVA DE TRÊS ELEMENTOS PARA TRATAMENTO (+1) OU NÃO (-1) COM ÁCIDO FOSFÓRICO (P) OU SILANOS NA AUSÊNCIA (F=-1; FIG. "A") OU NA PRESENÇA DE CONDICIONAMENTO DE ÁCIDO FLUORÍDRICO (F=+1; FIG. "B").

A FIGURA 4.5A revelou que as fibras tratadas com ácido fosfórico (P=+1) e ácido fluorídrico (F=+1), mas não condicionada com silano, apresenta maior FMAX do que foi observado para tratamentos individualizados ou ausência de tratamento por estes dois ácidos. A FIGURA 4.5B sugere que o pré-tratamento com o ácido fluorídrico seja potencializado pela ação subsequente do silano aplicado, o que é traduzido por um maior valor de FMAX. ÖZCAN *et al.* (2005) recomenda o pré-tratamento com ácido fluorídrico antes da silanização, confirmando a hipótese levantada.

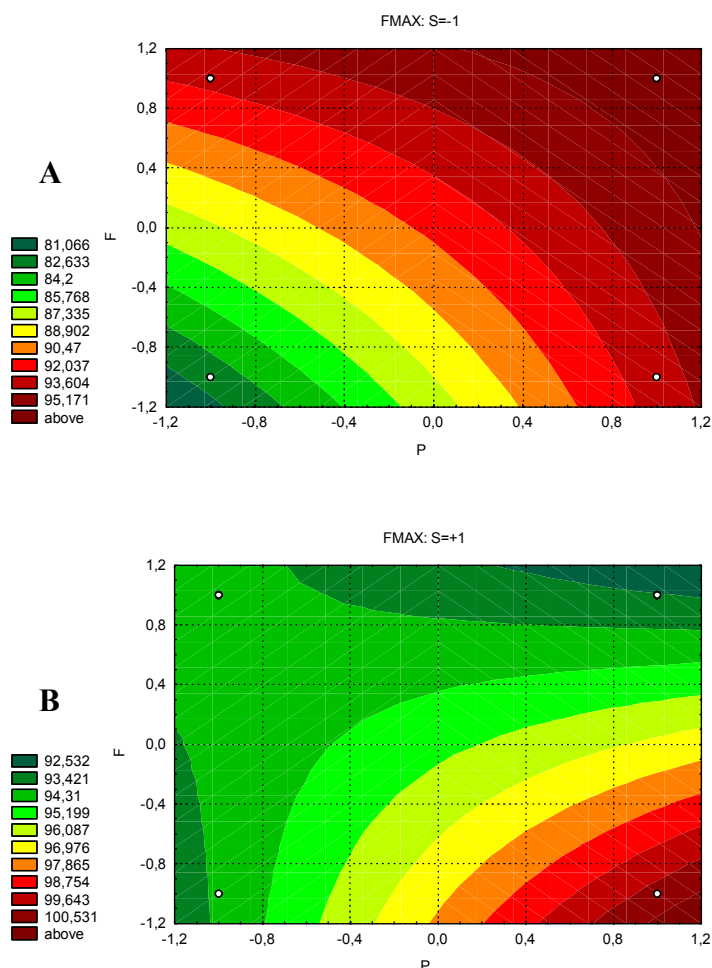


FIGURA 4.5 - FORÇA MÁXIMA (N) SOBRE O CORPO DE PROVA DE TRÊS ELEMENTOS PARA TRATAMENTO (+1) OU NÃO (-1) COM ÁCIDO FOSFÓRICO (P) OU ÁCIDO FLUORÍDRICO (F) NA AUSÊNCIA (S=-1; FIG. A) OU NA PRESENÇA DE CONDICIONAMENTO DE SILANO (S=+1; FIG. B).

b.2. QUIMIOMETRIA PARA AVALIAÇÃO DA DEFORMAÇÃO NA FORÇA MÁXIMA (D_FMAX)

A deformação observada na força máxima (D_FMAX, μm) está diretamente associada ao grau de relacionamento do polímero fotopolimerizado com as fibras de vidro que formam a prótese dentária com reforço. Quanto menor o deslocamento, pode-se concluir que mais intensa será esta associação; podendo ser de ordem física (embricamento mecânico) ou de ordem química (interação molecular ou ligação química). A TABELA 4.11 mostra o valor médio de deformação e seu respectivo desvio-padrão. As menores deformações (compósito mais coeso) ocorreram quando se associou o uso de um dos ácidos (fosfórico ou fluorídrico) ao pré-tratamento com silano ou associação apenas dos dois ácidos.

TABELA 4.11. DEFORMAÇÃO MÉDIA NA FORÇA MÁXIMA OBSERVADA PARA O ROMPIMENTO DOS CORPOS DE PROVA E SEUS RESPECTIVOS DESVIOS-PADRÃO.

Pré-tratamento Corpo de prova	Pré-tratamento		SILANO	ADESIVO	D_Fmáx, μm	s D_Fmáx, μm
	H ₃ PO ₄ a 37%/ 1min	HF a 9%/ 1 min				
A	-	-	-	-	508	421
B	-	-	-	+	1061	210
C	+	-	-	+	1105	519
D	-	+	-	+	1156	664
E	+	+	-	+	611	34
F	-	-	+	+	810	372
G	+	-	+	+	501	129
H	-	+	+	+	611	71
I	+	+	+	+	773	88

Onde: – significa ausência e + significa aplicação do produto.

A FIGURA 4.6 mostra o gráfico de Pareto para o estudo dos efeitos da deformação na força máxima. Assim como observado no caso da força máxima, não houve efeitos isolados ou interações secundárias importantes ao nível de 5% de significância ($\alpha=5\%$ ou $p=,05$).

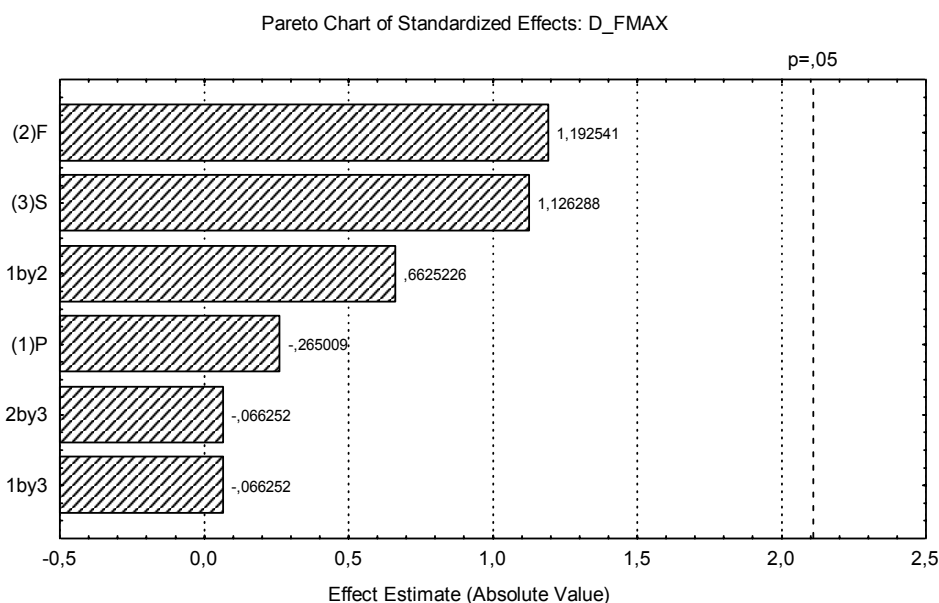


FIGURA 4.6. GRÁFICO DE PARETO DOS EFEITOS PADRONIZADOS PARA DEFORMAÇÃO NA FORÇA MÁXIMA OBSERVADA. A LINHA TRACEJADA $p=0,05$ ($,05$) DELIMITA OS EFEITOS IMPORTANTES, OS QUAIS APARECERIAM À DIREITA.

Os valores de deformação observados durante os ensaios mecânicos variaram de 501 a 1156 μm . Um padrão de comportamento bastante similar pôde ser observado quando as fibras não foram pré-condicionadas com ácido fosfórico (FIGURA 4.7A) ou foram condicionadas (FIGURA 4.7B).

O condicionamento com o silano foi essencial para se obter uma deformação menor, o que sustenta a teoria de uma interação química maior. Já o tratamento isolado com ácido fluorídrico possivelmente produziria rugosidades superficiais, as quais funcionam como zonas de retenção

mecânica para a resina fotopolimerizada, o que melhora parcialmente essa agregação, mas os resultados não confirmam essa possibilidade. No caso do silano, a superfície se tornaria mais adequada para interagir molecularmente com a resina fotopolimerizada, mas sem prejudicar a resistência da própria fibra. A associação da silanização com o ácido fluorídrico não reduziu a deformação. Da mesma forma, o pré-tratamento com ácido fosfórico revela-se dispensável.

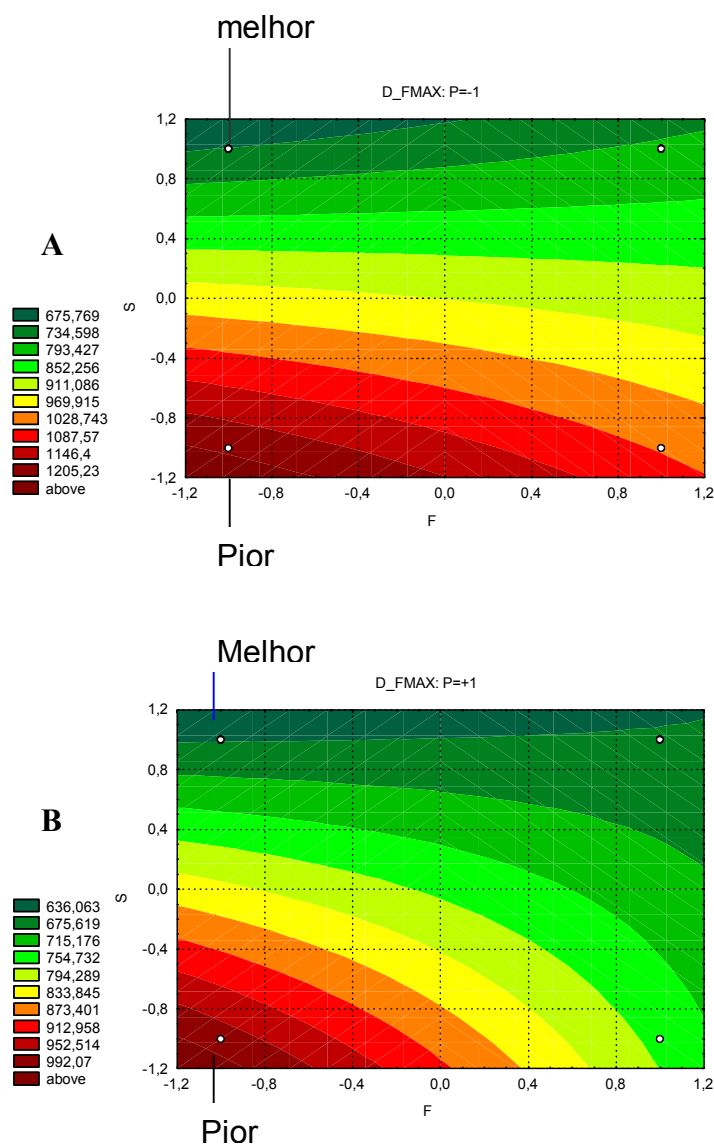


FIGURA 4.7. DEFORMAÇÃO NA FORÇA MÁXIMA (mm) SOBRE O CORPO DE PROVA DE TRÊS ELEMENTOS PARA O PRÉ-TRATAMENTO (+1) OU NÃO (-1) COM SILANO (P) OU ÁCIDO FLUORÍDRICO (F) NA AUSÊNCIA (P=-1; FIG.A) OU NA PRESENÇA DE CONDICIONAMENTO COM ÁCIDO FOSFÓRICO (P=+1; FIG. B).

A FIGURA 4.8A, sem o pré-tratamento com silano ($S=-1$), demonstra que a combinação do tratamento com os dois ácidos apresentou o menor deslocamento. Isto pode ser atribuído à remoção de impurezas, produzida pelos ácido ou de substâncias que inibem a interação molecular sobre as fibras, bem como a possível criação de embricamento produzido pelo ácido fluorídrico.

O pré-tratamento com os dois ácidos, bem como com o silano, revelou menor deformação (FIGURA 4.8B). Por outro lado, o tratamento com ácido fluorídrico (HF) isolado mostrou-se menos eficiente para a redução da deformação.

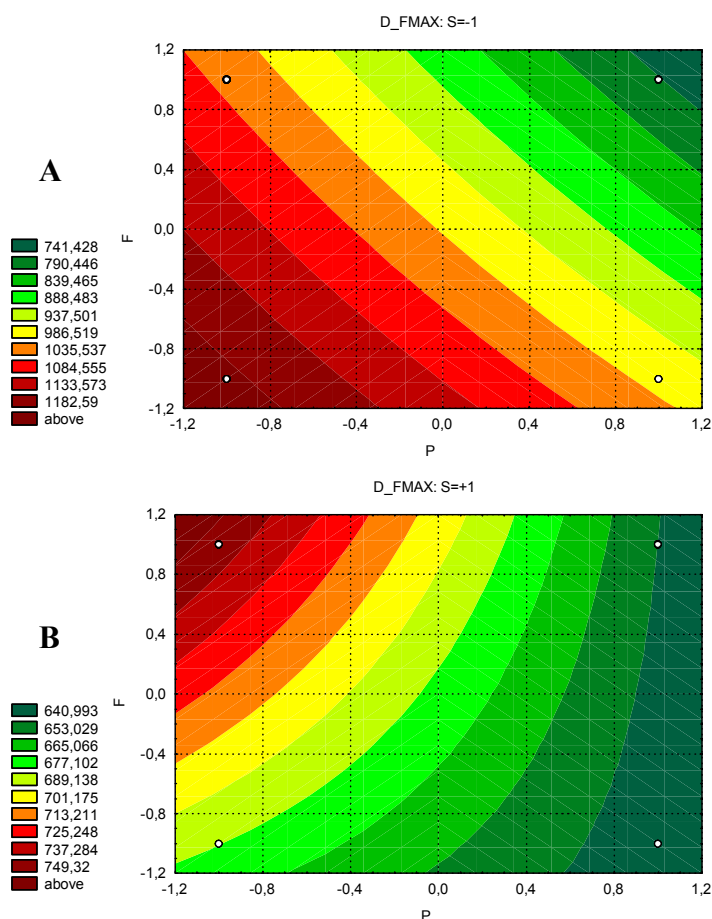


FIGURA 4.8. DEFORMAÇÃO A FORÇA MÁXIMA (mm) SOBRE O CORPO DE PROVA DE TRÊS ELEMENTOS PARA O PRÉ-TRATAMENTO (+1) OU NÃO (-1) COM ÁCIDO FOSFÓRICO (P) OU ÁCIDO FLUORÍDRICO (F) NA AUSÊNCIA ($S=-1$; FIG.A) OU NA PRESENÇA DE CONDICIONAMENTO COM SILANO ($S=+1$; FIG. B).

O pré-tratamento isolado com ácido fosfórico ($P=+1$) ou com silano ($S=+1$) reduziu a deformação, sendo mais intenso no caso da silanização. A combinação destes tratamentos produziu uma deformação ainda menor (FIGURA 4.9A e FIGURA 4.9B). O pré-tratamento com ácido fluorídrico ($F=+1$) ou não ($F=-1$) associado ao uso de ácido fosfórico ou silano não apresentou diferenças evidentes.

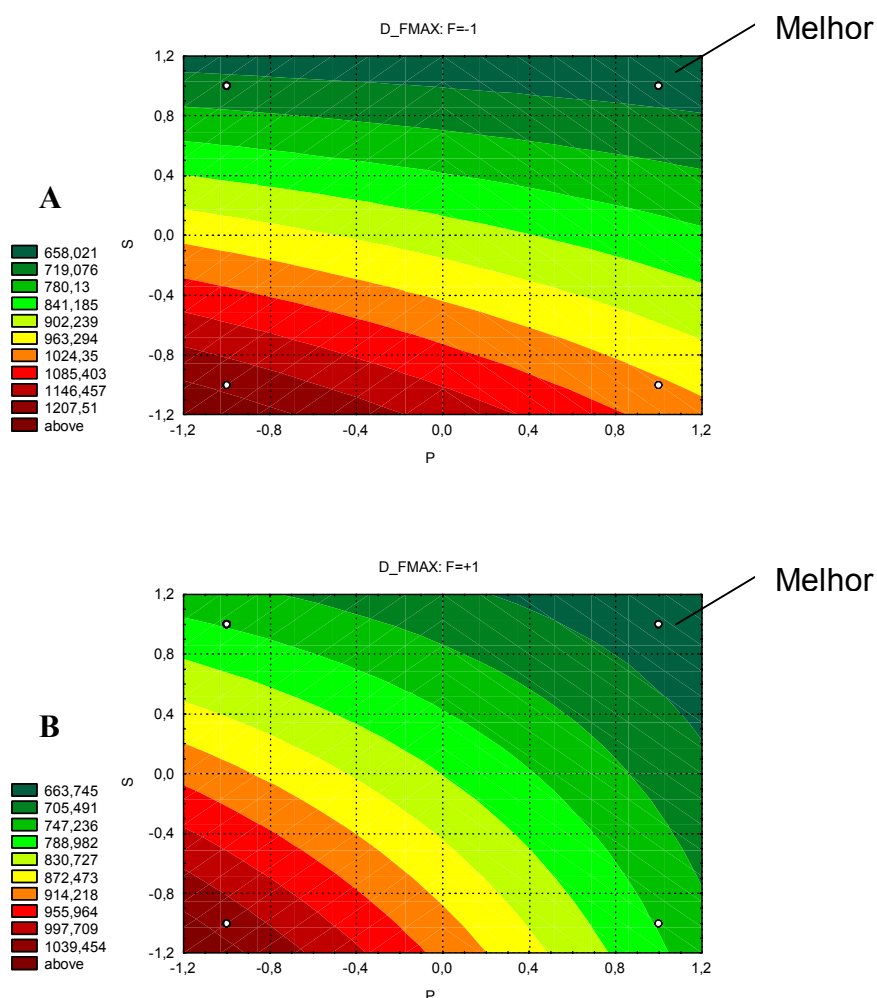


FIGURA 4.9. DEFORMAÇÃO NA FORÇA MÁXIMA (mm) SOBRE O CORPO DE PROVA DE TRÊS ELEMENTOS PARA O PRÉ-TRATAMENTO (+1) OU NÃO (-1) COM ÁCIDO FOSFÓRICO (P) OU SILANO NA AUSÊNCIA ($F=-1$; FIG.A) OU NA PRESENÇA DE CONDICIONAMENTO COM ÁCIDO FLUORÍDRICO ($F=+1$; FIG. B).

4.5. ENSAIO MECÂNICO SOBRE SUPORTE CONFECCIONADO COM DENTE BOVINO

A TABELA 4.12 mostra os valores médios para a força máxima e os respectivos desvios-padrão observados nos ensaios mecânicos para corpos de prova preparados com diferentes fibras e ou condições de pré-tratamentos. Neste caso, o corpo de prova estava fixada ao dente (suporte), simulando o esforço no conjunto dente-prótese.

TABELA 4.12. FORÇA MÁXIMA MÉDIA OBSERVADA PARA ROMPIMENTO DOS CORPOS DE PROVA CIMENTADAS EM DENTES BOVINOS E SEUS RESPECTIVOS DESVIOS-PADRÃO

ESPÉCIME	H ₃ PO ₄ a 37%/ 1min	HF a 9%/ 1 min	SILANO	ADESIVO	F _{máx} , N	s F _{máx} , N
PSa	+	-	+	+	893	116
PSb	+	-	+	+	948	155
FS	-	+	+	+	911	175
PFS	+	+	+	+	953	247
Connect	-	-	-	+	941	273
PSAng	+	-	+	+	887	158
FSAng	-	+	+	+	1084	160
PFSAng	+	+	+	+	1265	100
Angelus	-	-	-	-	1166	72
Superfiber	-	-	+	+	665	39
Controle	-	-	-	-	1045	314

Onde: “-“ significa ausência e “+” significa aplicação do produto.

A FIGURA 4.10 ilustra a reprodutibilidade dos ensaios, uma vez que alguns corpos de prova e testes foram realizados em dias distintos. O grupo de comparação utilizado para avaliar a reprodutibilidade deste estudo, foi o de próteses reforçadas com fibras de vidro *Texiglass* pré-condicionadas com ácido fosfórico (37%, 1min) e silano, sendo designado **PS**.

Dois grupos foram preparados do mesmo modo e avaliados em dias diferentes, sendo denominados PSa e PSb. Comparando a FMAX média observada nos ensaios destes grupos e suas respectivas variâncias, eles são iguais ao nível de significância de 5% para o teste "t". Os resultados independem do dia de preparo do corpo de prova e da realização do ensaio mecânico.

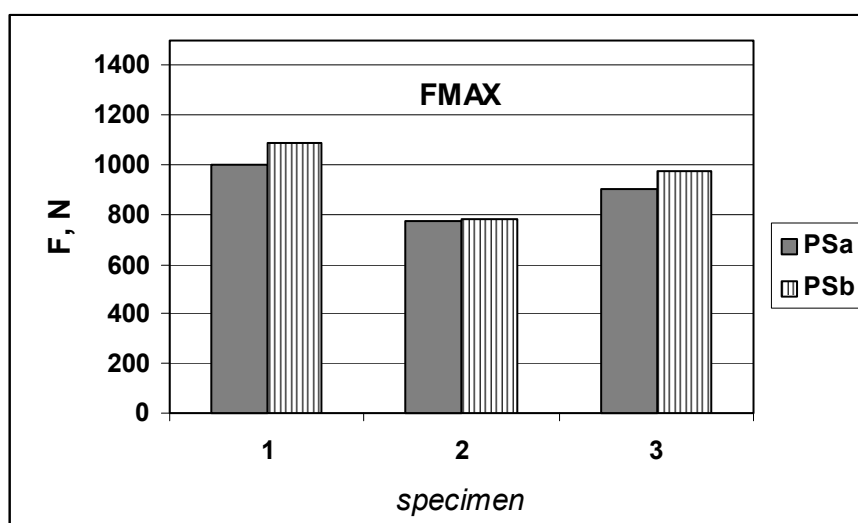


FIGURA 4.10. VALORES DE FMAX OBSERVADOS NOS ENSAIOS DOS CORPOS DE PROVA DA PRÓTESE EM DENTES BOVINOS, PSa e PSb.

A utilização apenas do ácido fosfórico (PS) ou fluorídrico (FS) seguido de silanização para a fibra da *Texiglass* não mostrou diferença para o teste "t" ao nível de significância 5%, ou seja, é indiferente o uso de um dos dois ácidos (FIGURA 4.11).

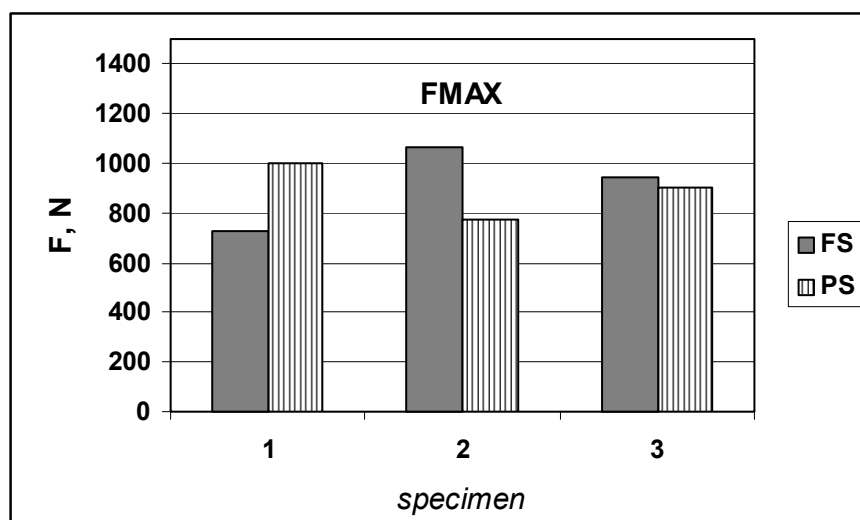


FIGURA 4.11. VALORES DE FMAX OBSERVADOS NOS ENSAIOS DOS CORPOS DE PROVA DA PRÓTESE EM DENTES BOVINOS, FS E PS.

A FIGURA 4.12 compara o efeito do ácido fosfórico (PS) ou a associação dos ácidos fosfórico e fluorídrico (PFS), seguidos pelo tratamento com silano. O teste “t” revelou que a FMAX para rompimento dos corpos de prova reforçados com fibras da *Texiglass* sobre dente bovino, são iguais para estas condições ao nível de significância de 5%. Não existe a necessidade de um tratamento tão sofisticado.

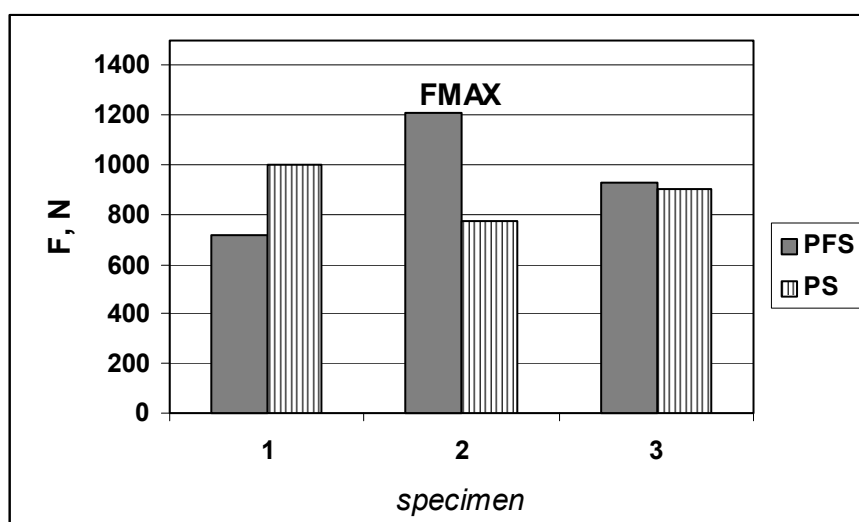


FIGURA 4.12. VALORES DE FMAX OBSERVADOS NOS ENSAIOS DOS CORPOS DE PROVA DA PRÓTESE EM DENTES BOVINOS, PFS E PS.

A fibra comercializada pela Kerr, com o nome de *Connect*, é composta por fibras de polietileno. Três corpos de prova foram preparados seguindo a recomendação do fabricante da *Connect*, ou seja, somente a aplicação de adesivo para a impregnação da fibra. A comparação da *Connect* com a PS (*Texiglass*) revelou igualdade ao nível de significância de 5% (FIGURA 4.13). KOLBECK *et al.* (2002) também não observaram diferença estatística para próteses fixas com reforço com fibra de vidro (884N) e com fibra de polietileno (830N).

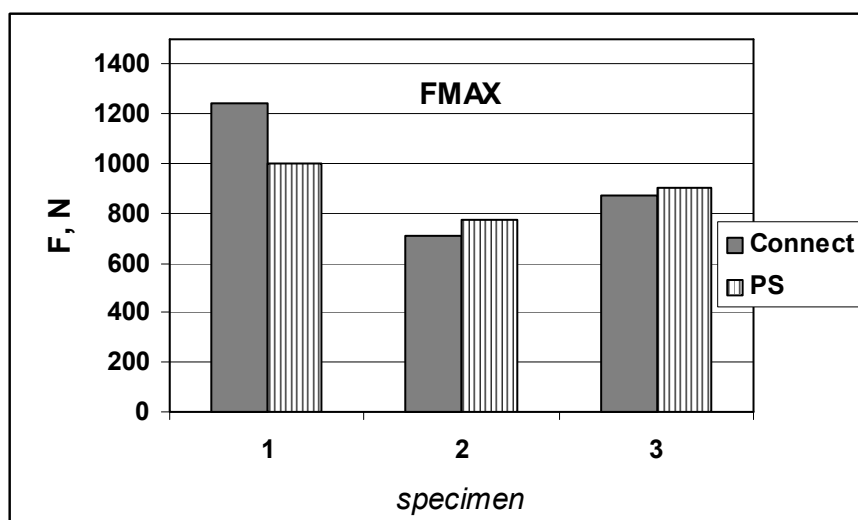


FIGURA 4.13. VALORES DE FMAX OBSERVADOS NOS ENSAIOS DOS CORPOS DE PROVA DA PRÓTESE EM DENTES BOVINOS, *CONNECT* E PS.

A fibra *in natura* da *Angelus* foi fornecida pela empresa e foi condicionada com diferentes técnicas. As fibras *Angelus* “*in natura*” pré-tratadas com ácido fosfórico e fluorídrico (PFSAng) ou apenas com ácido fosfórico, seguido por silanização, foram diferentes segundo o teste “t” ao nível de significância de 5%. Este resultado foi diferente do observado nas fibras da *Texiglass*. Assim, pode-se afirmar que, para as fibras da *Angelus* “*in natura*”, um pré-tratamento mais sofisticado produz melhores resultados (FIGURA 4.14).

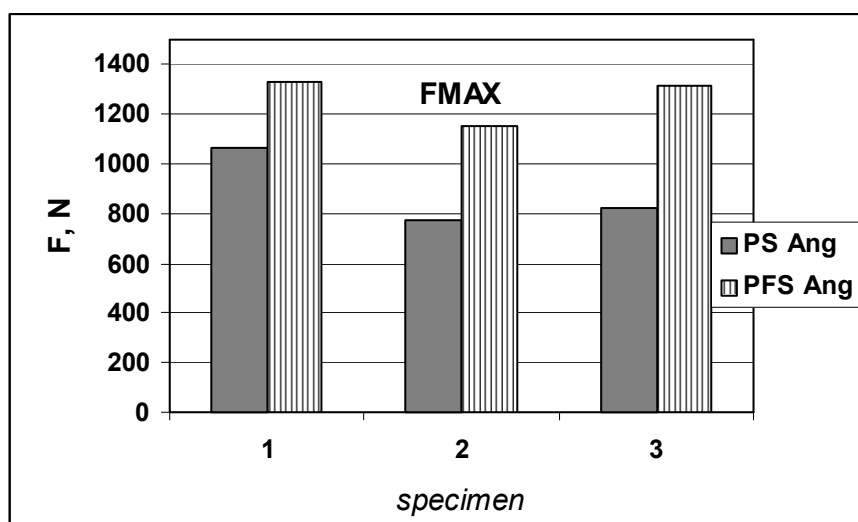


FIGURA 4.14. VALORES DE FMAX OBSERVADOS NOS ENSAIOS DOS CORPOS DE PROVA DA PRÓTESE EM DENTES BOVINOS, PSAng E PFSAng.

Os corpos de prova com fibra de vidro *in natura* da *Angelus* sob a ação do ácido fosfórico (PSAng) ou do ácido fluorídrico (FSAng) se comportam iguais ao nível de significância a 5%. O pré-tratamento com ácido fluorídrico apresentou valor médio de FMAX um pouco maior (FIGURA 4.15).

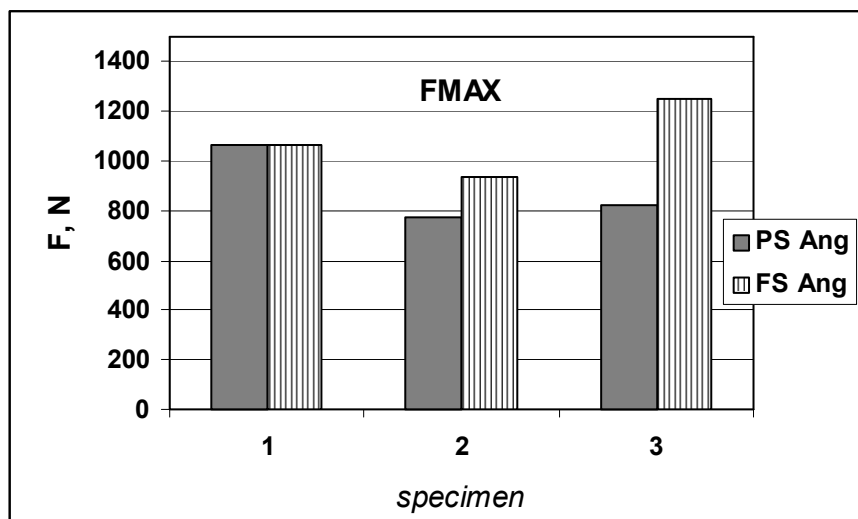


FIGURA 4.15. VALORES DE FMAX OBSERVADOS NOS ENSAIOS DOS CORPOS DE PROVA DA PRÓTESE EM DENTES BOVINOS PSAng E FSAng.

A FIGURA 4.16 compara duas fibras de vidro comerciais (*Angelus* e *Superfiber*) com a fibra estudada neste trabalho (*Texiglass*). O melhor resultado foi obtido pela fibra da *Angelus* e o pior pela fibra *Superfiber*. Existe diferença, ao nível de significância de 5%, para a fibra da *Angelus* em relação à fibra *Texiglass*. Também foi observada diferença significativa ao mesmo nível para a fibra *Superfiber* em relação à fibra em estudo. Assim, pode-se concluir que o melhor produto sob esse foco seria a fibra *Angelus*. Por outro lado, o produto da *Superdont* (*Superfiber*) tem se revelado clinicamente adequado, o que faz crer que a fibra em estudo (*Texiglass*) também o serve, e com menor comprometimento de sua integridade.

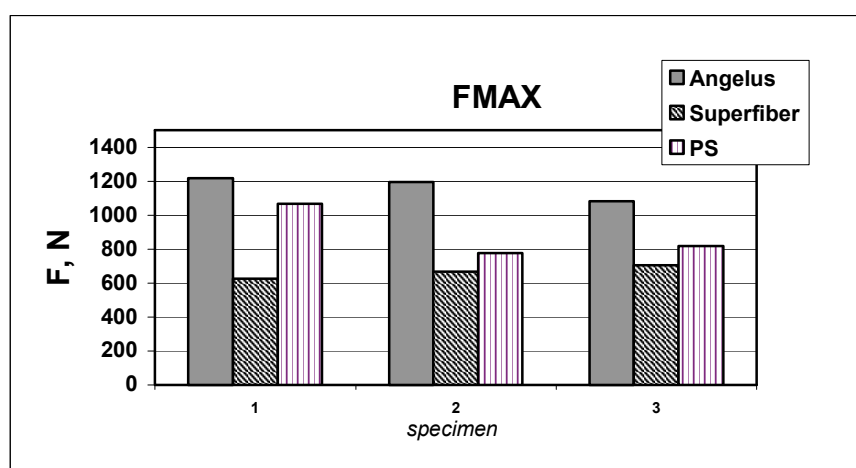


FIGURA.4.16. VALORES DE FMAX OBSERVADOS NOS ENSAIOS DOS CORPOS DE PROVA DA PRÓTESE EM DENTES BOVINOS, *ANGELUS*, *SUPERFIBER* E PS.

Foi produzido um grupo com quatro corpos de prova sem reforço de fibras. Este grupo controle obteve um resultado superior em relação ao grupo com tratamento com ácido fosfórico (FIGURA 4.17). A média para o FMAX do grupo controle foi de 1045N enquanto que do grupo PS foi de 893N. Por outro lado, o teste “t” revelou serem iguais ao nível de significância de 5%. Estes resultados sugeriram que o uso de fibras não trouxe benefícios aos corpos de prova de três elementos, ao contrário do que foi observado no estudo sobre suporte metálico. Os valores observados para os corpos de prova reforçados com fibras *Angelus* comercial e fibras *Angelus in natura* (pré-tratadas do tipo PFS) foram maiores do que o observado no controle, mas também são estatisticamente similares aos corpos de prova sem reforço. Resultados semelhantes foram encontrados por BEHR *et al.* (2003b). Este comportamento sugere que a fibra de vidro não atuou como solução de continuidade, promovendo o enfraquecimento da estrutura, em ambos os casos. Por outro lado, o estudo através de outra filosofia, como por exemplo estudo de fadiga, poderia revelar que a introdução da fibra de vidro é relevante.

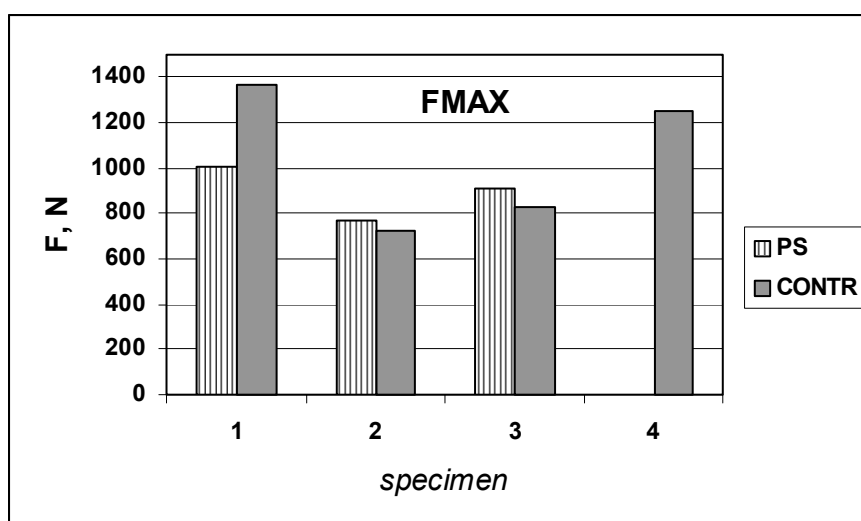


FIGURA 4.17. VALORES DE FMAX OBSERVADOS NOS ENSAIOS DOS CORPOS DE PROVA DAS PRÓTESES COM REFORÇO (PS) OU NÃO (CONTR) EM DENTES BOVINOS. RESULTADO SEMELHANTE FOI OBTIDO POR BEHR *et al.* EM 2003b.

5 CONCLUSÃO

5.1 ASPECTOS GERAIS SOBRE FIBRA PARA REFORÇO DE PRÓTESE DENTÁRIA

A literatura técnico-científica apresenta diversos tipos de fibras. A prótese reforçada é uma ótima opção estética e para conservação das estruturas dentárias remanescentes. Há dúvidas sobre sua eficiência para o esforço mecânico, bem como sua relação com as condições iniciais das fibras e a sua facilidade de manuseio.

5.2. AVALIAÇÃO DA ANATOMIA DENTÁRIA POSTERIOR PARA CONFEÇÃO DE PRÓTESES DE TRÊS ELEMENTOS

As distâncias anatômicas avaliadas retificaram os dados da literatura e permitiram concluir que um modelo didático de oclusão dentária pode ser usado como padrão anatômico de confecção de próteses e de suporte para teste mecânico que simulem a oclusão simplificada. As dimensões dentárias observadas são compatíveis com os preparos exibidos para a instalação de prótese adesiva com reforço em fibra. As fibras devem ter comprimentos suficientes para pânticos posteriores, entre 5,5 a 10,5mm, mais as extensões para os dentes pilares.

5.3. PRODUTOS COMERCIAIS DE FIBRA PARA REFORÇO DE PRÓTESE DENTÁRIA

Os produtos disponíveis no mercado compreendem fibras de vidro unidirecional simples, multidirecional em fita trançada e multidirecional em tela. A fibra ainda não aplicada à odontologia da *Texiglass* e a comercial da *Angelus* usada são do tipo unidirecional simples. Uma fibra de polietileno, *Connect* da

Kerr (fibra de polietileno disposta como fita trançada), e uma fibra de vidro mistas, com fibra de aramida da *Superdont* (Fibra de vidro disposta como trança), estão disponíveis no mercado local. Esses materiais apresentam elevado valor agregado, o que contribui para o interesse de desenvolvimento de novos produtos.

5.4. Avaliação do pré-tratamento da fibra para reforço de prótese adesiva de três elementos

5.4.1 Avaliação de corpos de prova de três elementos apoiada em suporte metálico

A fibra da *Texiglass* (unidirecional simples) foi gentilmente fornecida pelo fabricante e foi inicialmente considerada como *in natura*, ou seja, sem tratamento prévio. A mesma foi pré-tratada com ácido fosfórico 37% (w/w) por 1 min, ácido fluorídrico 9% (w/w) por 1 min, ou silanizada, bem como todas as possíveis combinações nesta ordem. Não houve melhora na capacidade de resistir esforço mecânico até ruptura; associada a grandeza da Força máxima (FMAX). Por outro lado, as imagens das fibras ao MEV sugerem uma íntima associação. O pré-tratamento de ácido fosfórico e silano foi a melhor condição observada, o que é compatível com a teoria de que o ácido fluorídrico possa danificar a fibra de vidro.

As próteses do grupo controle (sem fibras) revelaram uma FMAX média de 112,1N, enquanto que o valor médio para todos os corpos de prova reforçados com fibras foi de 305,5N. Em outras palavras, houve uma resistência adicional de 173%, confirmado pelo teste “t” ($\alpha=5\%$). Nesses ensaios, os corpos de prova avaliados não foram unidos ao suporte, o que permite inferir apenas a resistência dos apoios oclusais.

5.4.2. AVALIAÇÃO DO CORPO DE PROVA DE TRÊS ELEMENTOS CIMENTADA EM DENTE BOVINO

A metodologia do conjunto preparo de fibra, pré-tratamento, produção de próteses, cimentação de prótese e realização de ensaio foi reprodutível (teste “t”, $\alpha=5\%$), sendo testado para dois conjuntos de próteses reforçadas com fibra *Texiglass* pré-tratadas com ácido fosfórico e silano (PS); a melhor condição observada anteriormente.

A força máxima (F_MAX) observada das próteses reforçadas com fibra de vidro da *Texiglass* revelou-se independente do pré-tratamento ácido utilizado, ácido fosfórico 37% (w/w) ou ácido fluorídrico 9% (w/w) por 1 mim, seguido de silanização. A associação dos ácidos, na ordem ácido fosfórico e fluorídrico, seguido de silanização (PFS) mostrou comportamento igual (teste “t”, $\alpha=5\%$) ao observado pelo método de referência (PS).

Os corpos de prova preparados com fibra da *Connect* (polietileno), seguindo as recomendações do fabricante (apenas aplicação de adesivo), revelaram comportamento igual (teste “t”, $\alpha=5\%$) ao método de referência (PS).

As próteses reforçadas com fibras comerciais da *Angelus* resistiram mais ao esforço mecânico do que as próteses de referência (PS). Por sua vez, as próteses de referências (PS) resistiram mais do que as próteses confeccionadas com fibras da *Superfiber* (teste “t”, $\alpha=5\%$).

Os corpos de prova com fibras *in natura* da *Angelus* foram dependentes do pré-tratamento utilizado. O pré-tratamento PFSAng, com os dois ácidos em seqüência, produziu melhores resultados (maiores FMAX) do que o PSAng. Por outro lado, o uso em separado de ácido fosfórico (PSAng) ou de ácido

fluorídrico (FSAng) para este comportamento mecânico foi indiferente (teste “t”, $\alpha=5\%$).

As próteses sem reforço (sem fibras) apresentaram resistências iguais às observadas com reforço em fibras. Este desempenho foi verificado comparando tanto as fibras da *Texiglass* quanto as fibras da *Angelus in natura*, na melhor condição de pré-tratamento. Este fato sugere que a coesão formada pela resina *Artglass* e os dentes bovinos sob adesão adequada transforma esse conjunto num corpo único. Assim, o reforço esperado pela adição da fibra não foi confirmado. Eventualmente podendo até funcionar como um agente desagregador, iniciando a fratura na interface fibra e resina, o que exige um menor esforço mecânico para ruptura.

6 MODO DE APRESENTAÇÃO

Após os estudos sobre os pré-tratamentos que não alteraram o desempenho mecânico das próteses reforçadas, o fabricante da fibra em estudo (*Texiglass*) foi recontactado. Nessa segunda oportunidade, o representante técnico da empresa revelou que a fibra fornecida já vinha com um tratamento de silanização decorrente do processo industrial. Assim, pode ser concluído que a fibra em estudo, embora não seja desenvolvida especificamente para odontologia, já vem adequada a seu uso. Ainda, o pré-tratamento da fibra com ácido fosfórico e/ou com ácido fluorídrico não elimina a camada de silanização. O próprio silano utilizado no estudo também se mostrou compatível com a silanização prévia, não melhorando, mas também não prejudicando a sua função. O mesmo resultado não foi verificado pela fibra *in natura* da *Angelus*, o qual pode ser atribuído a uma fibra não silanizada ou, eventualmente, silanizada, mas com uma técnica e/ou produto menos compatíveis com a resina *Artglass*.

O biomaterial proposto é composto por fibras tratadas com monômero para facilitar o manuseio e evitar a contaminação química. O produto deverá ser acondicionado em embalagens de polietileno opaco para evitar ação da luz (FIGURA 6.1). Eventualmente, ela poderá ser comercializada sem impregnação. A quantidade de fibras dessas embalagens deverá ser de uso único para evitar contaminação biológica pelo manuseio de embalagens. O tamanho das fibras deverá ser, por exemplo, de 10 a 22mm com intervalos de 2mm para confecção de próteses de até três elementos.



FIGURA 6.1. MODO DE APRESENTAÇÃO DA FIBRA A SER COMERCIALIZADA, COM IMPREGNAÇÃO DE MONÔMERO (ACIMA) E SEM IMPREGNAÇÃO (ABAIXO).

7 PERSPECTIVAS FUTURAS

Estudar o comportamento de próteses de três elementos sobre base metálica e base de dente bovino para avaliar se há alguma vantagens do uso de fibras através de teste de fadiga com valores de baixa, média e alta intensidade (p.ex., LOOSE *et al.*, 1998) e/ou análise de imagem por MEV (microscopia eletrônica de varredura).

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ALTIERI, J.V.; BURSTONE, C.J.; GOLDBERG, A.J.; PATEL, A.P. Longitudinal clinical evaluation of fiber-reinforced composite fixed partial dentures: a pilot study. *J. Prosthet. Dent.*, v.71, n.1, p.16-22, 1994.
- ANTONUCCI, J.M; DICKENS, S.; FOWLER, B.O.; XU, H.H.K. e McDONOUGH, W.G. **Chemistry of silanes: interfaces in dental polymers and composites.** <http://polymers.msel.nist.gov/uploads/antonucci0803.pdf>, acessado em 22/11/2005.
- ASM INTERNATIONAL. **Engineered materials handbook.** Composites Vol I: Edt ASM International, U.S.A 1987-1991. pg. 27-29, p.45-48, 1987.
- AYDIN, C.; YILMAZ, H.; CAGLAR, A. Effect of glass fiber reinforced on the flexural strength of different denture base resins. *Quintessence Int.*, v.33, n.6, p. 457-463, 2002.
- BARROS NETO, B.; SCARNINIO, I.; BRUNS, R.E. **Planejamento e otimização de experimento.** 1ª. ed., Editora Unicamp, Campinas, 1995.
- BELVEDERE, P.C. Single-sitting, fiber-reinforced fixed bridges for the missing lateral or central incisors in adolescent patients. *Dent. Clin. of Nort.Am.*, v.42, n.4, p.665-682, 1998.
- BEHR, M.; ROSENTRIT, M.; LEIBROCK, A.; SCHNEIDER-FEYRER, S. E HANDEL G. *In vitro* study of fracture strength and marginal adaptation of fiber-reinforced adhesive fixed partial inlay dentures. *J. Dent.*, v.27, n.2, p.163-168, 1999.
- BEHR, M.; ROSENTRIT, M.; LANG, R.; HANDEL, LG. Flexural properties of fiber-reinforced composite using a vacuum/pressure or a manual adaptation manufacturing process. *J. Dent.*, v.28, n.7, p.509-514, 2000.
- BEHR, M.; ROSENTRIT, M.; LATZEL, D.; KREISLER, T. Comparison of three types of fiber-reinforced composite molar crowns on their fracture resistance and marginal adaptation *J. Dent.*, v.29, n.3, p.187-196, 2001.
- BEHR M.; ROSENTRIT, M.; LATZEL, D.; HANDEL, G. Fracture resistance of fiber-reinforced vs. non fiber-reinforced composite molar crowns. *Clin. Oral Invest/*, v.7, p.135-239, 2003a.
- BEHR M.; ROSENTRIT M.; SIKORA, M.I.KARL P.; HANDEL G.. Marginal adaptation and fracture resistance of adhesively luted glass fibre-composite reinforced molar crowns with different inner crown surface. *Journal of Dentistry*, v.31, p.503-508, 2003b.

- BOTTINO, M.A.; QUINTAS, A.F.; BONCIOLLI, I.R. A comparative study of flexural strength using two composite resins fiber reinforced. **PGRO Pós-Grad. Rev. Odontol.**, v.4, n.3, p. 5-12, 2001.
- BROWN, D. Fibre-reinforced materials **Dent. Update**, v.27, n.9, p.442-448, 2000.
- BUTTERWORTH, C.; ELLAKWA, A.E.; SHORTALL, A. Fibre-reinforced composites in restorative dentistry **Dent. Update**, v.30, p.300-306, 2003.
- CHUNG, K.; LIN, T.; WANG, F. Flexural strength of a provisional resin material with fiber addition. **J. Oral Rehab.**, v.25, p. 214-217, 1998.
- DEBNATH, S.; WUNDER, S.L.; McCOOL, J.I.; BARAN, G.R. silane treatment effects on glass/resin interfacial shear strengths. **Dental Materials**, v.19, n.5, p.445-448, 2003.
- DEGUSSA. **Sistema compósito de reforço** Disponível em <http://www.degussa-cc.com.br/pdf/produto/mbrace.pdf>, acessado em 16/04/2006.
- DICKERSON, W.G.; RINALDI, P. the fiber-reinforced inlay-supported indirect composite bridge. **Practical Periodontics and Aesthetic Dentistry**, supplement, 1996.
- duncan, j.p.; freilich, m.a.; latvis, c.j. fiber-reinforced composite framework for implant-supported overdentures. **J. of Prosth. Dent.**, v.84, n.2, p.200-204, 2000.
- DYER, S.R., LASSILA, L.V.J.; JOKINEN, M.; VALLITTU, P.K. Effect of fiber position and orientation on fracture load of fiber-reinforced composite **Dental Materials**, v.20, p.497-955, 2004.
- ECKROTE, K.A. BURSTONE, C.J.; FRILICH, M.A.; MESSER, G.E.; GOLDBERG, A.J.. Shear in flexure of fiber composites with different end supports. **J. Dent. Res.**, v.82, n.4, p.262-266, 2003.
- ELLAKWA, A.E; SHORTALL, A.C.; MARQUIS, P. Influence of veneering Composite Composition on the Efficacy of Fiber-Reinforced Restorations (FRR). **Operative Dentistry**, v.26, n.5, p.467-475, 2001a.
- ELLAKWA A.E; SHORTALL, A.C.; SHERATA, M.K.; MARQUIS, P.M. The influence of fiber placement and position on the efficiency of reinforcement of fiber reinforced composite bridgework. **J. Oral Rehabil.**, v.28, n.8, p.785-791, 2001b.
- ELLAKWA, A.; SHORTALL, A.; MARQUIS, P. Influence of fiber type and wetting agent on the flexural properties of an indirect fiber reinforced composite. **J. Prosthet. Dent.**, v.88, n.5, p.485-490, 2002a.

- ELLAKWA, A.E.; SHORTALL A.C.; SHEHATA, M.K.; MARQUIS P.M. Influence of bonding agent composition on the flexural properties of an ultra-high weight polyethylene fiber-reinforced composite. **Oper. Dent.**, v.27, n.2, p.184-191, 2002b.
- ELLAKWA, A; SHORTALL, A; MARQUIS, P. Influence of Fibre position on the flexural properties and strain energy of a fibre-reinforced composite. **J. Oral Rehabil.**, v.30, p.670-682, 2003.
- ELLAKWA, A.E; SHORTALL, A.C; MARQUIS P. influence of different techniques of laboratory construction on the fracture resistance of fiber-reinforced composite (FRC) bridges. **The Journal of Contemporary Dental Practice**, v.5, n.4, p.1-13, 2004.
- FELIPPE, L.A.; BARATIERI, L.N.; MONTEIRO Jr., S.; DE ANDRADA, M.A.C. e VIEIRA, L.C.C. Fibras de reforço para uso odontológico – fundamentos básicos e aplicações clínicas **APCD**, v.55, n.4, 2001.
- FREILICH, M.A.; DUNCAN, J.P.; MEIERS, J.C.; GOLDBERG, A.J. Preimpregnated, fiber-reinforced prostheses. Part I. Basic rationale and complete-coverage and intracoronal fixed partial denture designs. **Quintessence Int.**, v.29, n.11, p.689-96, 1998a.
- FREILICH, M.A.; KARMAKER, A.C.; BURSTONE, C.J.; GOLDBERG, A.J. Development and clinical applications of a light-polymerized fiber-reinforced composite. **J. Prosthet. Dent.**, v.80, n.3, p.311-318, 1998b.
- FREILICH, A.M.; MEIERS, J.C.; DUNCAN, J.P.; GOLDBERG, A.J. Fiber-reinforced composites in clinical dentistry, Hong-Kong: **Quintessence Int**, 106pp., 2000.
- GARONE NETTO, N.; BURGER, R.C. **Inlay e onlay : metálica e estética**. São Paulo: Santos, 277pp., 1998.
- GAVA, E.C.; PINHEIRO, L.M.G.; ANDRADE, M.F. Inlay/Onlay de porcelana: uma revisão de literatura. **Odonto 2000**, Araraquara: v.2, n.2, p.8-12, 1998.
- GELEST. **Silane Coupling Agents – Conneting across Boundaire disponível em <http://www.gelest.com/company/pdfs/couplingagents.pdf>** GELEST, INC. acessado em 14/06/2005.
- GIORDANO II, R. Fiber reinforced composite resin systems. **Gen. Dent.** p.244-250, 2000.
- GOLDBERG, A.J.; BURSTONE, C.J. The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. **Dent Mater.** v.8, n.3, p.197-202, 1992.
- GOLDBERG, A.J.; FREILICH, M.A. An innovative pre-impregnated glass fiber for reinforcing composites. **Dent Clin North Am**, v.43, n.1, p.127-133, 1999.

- GOMES, J.C. **Odontologia estética : restaurações adesivas indiretas**. São Paulo: Artes Médicas, 213pp., 1996.
- GOMES, J.C.; SILVA, A.O.; GOMES, O.M.M. *0611 evaluation of flexural strength of unidirectional fiberglass system IADR/AADR/CADR 83rd General Session* March 9-12, 2005.
- GÖHRING, T.N.; MORMANN, W.H.; LUTZ, F. Clinical and scanning electron microscopic evaluation of fiber-reinforced inlay fixed partial dentures: preliminary results after one year. **J. Prosthet. Dent.**, v.82, n.6, p.662-668, 1999.
- HAMZA, T.A.; ROSENTIEL, S.F.; ELHOSARY, M.M.; IBRAHEEM, R.M. The effect of fiber reinforcement on the fracture toughness and flexural strength of provisional restorative resins. **J. Prosthet. Dent.** v.91, n.3, p.258-264. 2004.
- HEALTHMANTRA. **Fiber-reinforced composites – The state of Art** Disponível em <http://www.healthmantra.com/ypb/oct%2001/fiber.htm> acessado em 20/02/2003.
- HIRATA, R. **Resistência flexural e módulo de elasticidade de resinas compostas e fibras de vidro e polietileno**. Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul Faculdade de Odontologia Porto Alegre, novembro de 2002.
- HIRATA, R.; PACHECO, J.F.M.; AROUCA, S.E.; FERRAREZI, M. Análise das variadas fibras de reforço presentes no mercado por meio de suas propriedades, composições e aplicações clínicas: revisão. **J. Bras. Clin. Odontol. Int.**, v.7, n.40, p.307-312, 2003.
- JOHN, J.; GANGADHAR, S.A.; SHAH, I. Flexural Strength of heat-polymerized polymethyl methacrylate denture resin reinforced with glass, aramid, or nylon fibers. **J. Prosthet. Dent.**, v.86, n.4, p.424-427, 2001.
- KALLIO, T.T.; LASTUMÁKI, T.M.; VALLITTU, P.K. Bonding of restorative and veneering composite resin to some polymeric composites. **Dent. Mater.**, v.16, n. 1, p.80-86, 2000.
- KANIE, T.; FUJII, K.; ARIKAWA, H.; INOUE, K. Flexural properties and impact strength of denture base polymer reinforced with woven glass fibers. **Dent. Mater.**, v.16, n.2, p.150-158, 2000.
- KATZ, H.S.; MILEWSKI, J.V. **Handbook of fillers for plastics** Ed.Van Nostrand Reinhold Co., New York, 467pp.,1987.
- KARMAKER, A.; PRASAD, A. Effect of design parameters on the flexural properties of fiber-reinforced composites. **Journal of Materials Science Letters**, v.19, p.663-665, 2000.

- KEYF, F.; UZUN, G. The effect of glass fiber-reinforcement at different concentration on the transverse strength, deflection and modulus of elasticity of a provisional fixed partial denture resin. **J. Biomaterials Applications**, v.16, n. 2, p.149-152, 2001.
- KÖRBER, S.; KÖRBER, K.H. Puente fijo de fibra de vidrio **Zahnartz Magazin**, n.3, 1996.
- KOLBECK, C.; ROSENTRIT, M.; BEHR, M.; LNG, R.; HANDEL, G. *In vitro* study of fracture strength and marginal adaptation of polyethylene-fibre-reinforced-composite versus glass-fibre-reinforced-composite fixed partial dentures. **Journal of Oral Rehabilitation**, v.29, n.7, 2002.
- LASSILA, L.V.J.; NOHRSTRÖM, T.; VALLITTU, P.K. The influence of short-term water storage on the flexural properties of unidirectional glass fiber-reinforced composites. **Biomat.**, v.23, p.2221-2229, 2002.
- LASSILA, L.V.J., VALLITTU, P.K. The effect of fiber position and polymerization condition on the flexural properties of fiber-reinforced composite. **J. Contemp. Dent. Pract.**, v.5, n.2, p.14-26, 2004.
- LEHMANN, F.; EICKEMEYER, G.; RAMMELSBERG, P. Fracture resistance of metal-free crowns-effects of fiber reinforcement, thermal cycling, and cementation technique. **J. Prosthet. Dent.**, v.92, n.3, p.258-264, 2004.
- LOOSE, M., ROSENTRITT, M., LEIBROCK, A.; BEHR, M.; HANDEL, G. *In vitro* study of fracture strength and marginal adaptation of fibre-reinforced-composite versus all ceramic fixed partial dentures. **Eur. J. Prosthodont Rest. Dent.**, v.6, n.2, p.55-62, 1998.
- MCLAREN E. A., RIFKIN R., DEVAUD V. Considerations in the use of polymer and fiber-based indirect restorative materials. **Pract. Periodont. Aesthet. Dent.** v.11, n.4, p.423-432, 1999.
- MAGNE, P.; PERAKIS, N.; BELSER, U.C.; KREJCI, I. Stress distribution of inlay-anchored adhesive fixed partial dentures: a finite element analysis of the influence of restorative materials and abutment preparation design. **J. Prosthet. Dent.**, v.87, n.5, p.516-527, 2002.
- MARCHIONNI, V.M.T; SILVA, M.C.A.; ARAÚJO, T.M.; REIS, S.R.A. Evaluation of the effectiveness of the Tanaka-Johnston method for prediction of the mesiodistal diameter of unerupted canines and premolars. **Pesqui. Odontol. Bras.**, v.15, n.1, p.35-40, 2001.
- MATINLINNA J.P., ÖZCAN M., LASSILA L.V.J., VALLITTU P.K. Silane chemistry and its applications in dentistry. **The Fifth International Symposium on Silanes and Other Coupling Agents**. www.mstconf.com/silanes5-abs.htm, acessado em 03/11/2005.

- MEIERS, J.C.; DUNCAN, J.P.; FREILICH, M.A.; GOLDBERG, A.J. Preimpregnated, fiber-reinforced prostheses. Part 2. Direct applications: Splints and fixed partial dentures. *Quint. Int.*, v.29, n.12, p.761-768, 1998.
- MEIERS, J.C.; FREILICH, M.A. Chairside prefabricated fiber-reinforced resin composite fixed partial dentures. *Quintessence Int.*, v.32, n.2, p.99-104, 2001.
- MOURA, J.R.S DE_ JÚNIOR; FIGUEIREDO, A.R.; BOTTINO, M.A.; CLARO, A.P.R.A. A comparative study of the flexural strength of two systems for fiber-reinforced prosthesis. *PGRO pós-Grad Rev Odontol*, v.5, n.2, p.6-12, 2002.
- NIHEI, T.; KURATA, S.; KONDO, Y.; UMEMOTO, K.; YOSHIRO, N.; TERANAKA, T. Enhanced hydrolytic stability of dental composites by use of fluoroalkyltrimethoxysilanes. *J. Dent. Res.*, v.81, n.7, p.482-486, 2002.
- NIXON, R.L., The Advent of Metal-Free Dentistry: A Versatile New Fiber and polymer-Glass System. *Prat Periodont Aesthet Dent*. v.9, n.8, supplement, p.1-7, 1997.
- NOHRSTRÖM, T.J., VALLITTU, P.K., YLI-URPO, A. The Effect of Placement and Quantity of Glass Fibers on the Fracture Resistance of Interim Fixed Partial Dentures. *Int. J. Prosthodont*, v.13, p.72-78, 2000.
- OTT, G. Composition and development of dental composites. *Ivoclar-Vivadent Report*, n. 5, p.20, 1990.
- ÖZCAN, M.; ALANDER, P.; VALLITTU, P.K.; HUYSMANS, M.-C.; KALK, W. Effect of Three surface conditioning methods to improve bond strength of particulate filler resin composites. *Journal of Material Science: Material in Medicine*, v.16, p.21-27, 2005.
- PICOSSE, M. *Anatomia Dentária*. 4ed. Ed. Sarvier São Paulo, p.11-59, 1983.
- POLYZOIS, G.L.; TARANTILI, P.A.; FRANGOU, M.J.; ANDREOPOULOS, A.G. Fracture force, deflection at fracture, and toughness of repaired denture resin subjected to microwave polymerization or reinforced with wire or glass fiber. *J. Prosthet. Dent.*, v.86, n.6, p.613-619, 2001.
- ROSENTRITT, M., BEHR, M., LANG, R., HANDEL, G. Experimental design of FDP made of all-ceramics and fibre-reinforced composite. *Dent. Mater.*, v.16, n.2, p.159-165, 2000.
- ROSENTRITT, M.; BEHR, M. Handel. Fixed partial dentures: all-ceramics, fibre-reinforced composites and experimental systems. *Journal of oral rehabilitation*, v.30, p.873-877, 2003.

- SAINT-GOBAIN. **O Vidro Disponível em http://www.saint-gobain-vidros.com.br/vidro/frame_prod_fibra.htm**), acessado em 16/04/2006.
- SHUMAN, I.E. Replacement of a tooth with a fiber-reinforced direct bonded restoration. **Gen. Dent.**, v.48, n.3, p.314-318. 2000.
- SOARES, C.J.; GIANNINI, M.; MARTINS, L.R.M. Emprego de compósito reforçado com fibras na construção de prótese adesiva - sistema targis/vectris - relato de caso clínico. **JBD :Jornal Brasileiro de Dentística & Estética**. v.2, n.5, p.9-14, 2003.
- SONG, H.Y ;YI, Y.J ; CHO L.R ; PARK D.Y. Effects of two preparation designs and pontic distance on bending and fracture strength of fiber-reinforced composite inlay fixed partial dentures. **J. Prosthet. Dent.** v.90, p. 347-53, 2003.
- TERRY, D.A; TOUATI, B. Clinical considerations for aesthetic laboratory-fabricated Inlay/Onlay restoration: a Review. **Pract. Proced. Aesthet. Dent.**, v.13, n.1, p.51-58, 2001.
- TEZVERGIL, A; LASSILA; L.V.J., VALLITTU, P.K. The effect of fiber orientation on the thermal expansion coefficients of fiber-reinforced composites. **Dental Materials**, v.19, p.471-477, 2003.
- VALLITTU, P.K.; LASSILA, V.P.; LAPPALAINEN, R. Acrylic resin - fiber composite - Part I: The effect of fiber concentration on fracture resistance. **J Prosthet Dent**; v.71, p.607-612, 1994a.
- VALLITTU, P.K. Acrylic resin-fiber composite-part II: The effect of polymerization shrinkage of polymethyl methacrylate applied to fiber roving on the transverse strength. **J. Prosthet. Dent.**, v.71, p.613-617, 1994.
- VALLITTU, P.K.; LASSILA, V.P.; LAPPALAINEN, R. Transverse strength and fatigue of denture acrylic-glass fiber composite. **Dent. Mat.**, v.10, p.116-121, 1994b.
- VALLITTU P.K., NARVA, K. Impact strength of a modified continuous glass fiber-poly(methyl methacrylate). **Int. J. Prosthodont**; v.10, p.142-148, 1997.
- VALLITTU, P.K. Glass fiber reinforcement in repaired acrylic resin removable dentures: Preliminary results of a clinical study. **Quintessence Int.**, v.28, n.1, p.39- 44, 1997.
- VALLITTU, P.K. Some aspects of tensile strength of unidirectional glass fibre polymethyl metacrylate composite used in dentures. **J. Oral Rehab.**, v.25, p.100-105, 1998a.
- VALLITTU, P.K.; RUYTER, I. E. ; EKSTRAND, K. Effect of water storage on the flexural properties of E-glass and Silica Fiber Acrylic resin composite. **Int. J. Prost.**, v.11, n.4, p.340-350, 1998b.

- VALLITTU, P.K. Flexural properties of acrylic resin polymers reinforced with unidirectional and woven glass fibers. *J. Prosthet. Dent.*, v.81, n.3, p.318-326, 1999a.
- VALLITTU, P.K. Prosthodontic treatment with glass fiber reinforced composite resin bonded fixed partial denture. A clinical report. *J. Prosthet. Dent.*, v.82, n.2, p.132-135, 1999b.
- VALLITTU, P.K. **The Finnish Dental Journal** 7/1999c. Disponível em www.sticktech.com, acessado em 20/01/2005.
- VALLITTU, P.K.; SEVELIUS, C. Resin-bonded, glass fiber-reinforced composite fixed partial dentures: a clinical study. *J. Prosthet. Dent.*, v.84, n.4, p.413-8, 2000.
- VALLITTU, P.K.; KURUNMÄKI, H. Bond strength of fibre-reinforced composite to the metal surface. *J. Oral Rehabil.* v.30, p.887-892, 2003.
- VALLITTU, P.K. Fibre-reinforced composites in minimal invasive prosthodontics. Disponível em http://www.sticktech.com/contentlibrary/fibre_library/nordic%20dentistry.pdf, acessado em 05/06/2005.
- VETROTEX. **Vetrotex: filamentos de vidro** Disponível em <http://www.vetrotex.com.br/portugues/gstrand.html> acessado em 22/11/2005.
- VIEIRA, G.F., FERREIRA, A.T.M.; GARÓFALO, J.C.; AGRA C.M.. **Restaurações estéticas indiretas em dentes posteriores inlay onlay**. São Paulo: Santos, 1995.
- XU, H.H.K. Whisker-reinforce heat-cured dental resin composites: effects of filler level and heat-cure temperature and time. *J. Dent. Res.*, v.79, n.6, p.1392-1397, 2000.
- XU H.H.K, SCHUMACHER G.E, EICHMILLER F.C, PETERSON R.C, ANTONUCCI J.M, MUELLER H.J. Continuous-fiber perform reinforcement of dental resin composite restorations. *Dental Materials*, v.19, p.523-530, 2003.
- YOSHIDA Y.; SHIRSI,K.; NAKAYAMA, Y.; ITOH, M.; OKAZAKI,M.; SHINTANI, H.; INOUE, S.; LAMBRECHTS, P.; VANHERLE,G.; Van MEERBEEK,B. Improved filler-matrix coupling in resin composites. *Journal of Dental research*, v.81, n.4, p.270-73, 2002,
- YUN S H.; CHO D.; KIM,J.; LIM,S.; LEE, G.-W.; PARK,M; LEE, S.-S. Effect of silane coupling agents with different organo-functional groups on the interfacial shear on glass fiber/nylon 6 composites. *Journal of Materials Science Letters*, v.22, p.1591-1594, 2003.

WIJLEN, P.; VAN, A. Modified technique for direct, fibre-reinforced, resin-bonded bridges: clinical reports. **J. Can Dent. Assoc.**, v.66, n.7, p.367-71, 2000.

ZANGHELLINI, G.; VOSER, D. A contribution on the nature of metal-resin bonding. **Ivoclar-vivadent-Report**. n.8, p.3-12, 1993.