AVALIAÇÃO DO COMPORTAMENTO MECÂNICO DE PRÓTESES

FIXAS PROVISÓRIAS DURANTE E APÓS ENSAIO DE FADIGA –

EFEITO DE TRÊS TIPOS DE REFORÇOS (FIBRA DE VIDRO,

FIBRA DE ARAMIDA E FIO DE AÇO) E DUAS EXTENSÕES DE

PÔNTICO (12,5 e 22,75 mm)

#### **LUIZ GUSTAVO CAVALCANTI BASTOS**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Doutor em Odontologia – Área de Reabilitação Oral.

(Edição Revisada)

BAURU 2006 AVALIAÇÃO DO COMPORTAMENTO MECÂNICO DE PRÓTESES

FIXAS PROVISÓRIAS DURANTE E APÓS ENSAIO DE FADIGA –

EFEITO DE TRÊS TIPOS DE REFORÇOS (FIBRA DE VIDRO,

FIBRA DE ARAMIDA E FIO DE AÇO) E DUAS EXTENSÕES DE

PÔNTICO (12,5 e 22,75 mm)

#### **LUIZ GUSTAVO CAVALCANTI BASTOS**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Doutor em Odontologia – Área de Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. Paulo Martins Ferreira
(Edição Revisada)

BAURU 2006 Bastos, Luiz Gustavo Cavalcanti

B297a

Avaliação do comportamento mecânico de próteses fixas provisórias durante e após ensaio de fadiga – efeito de três tipos de reforços (fibra de vidro, fibra de aramida e fio de aço) e duas extensões de pôntico (12,5 e 22,75 mm) / Luiz Gustavo Cavalcanti Bastos. - Bauru, 2006.

141 p.:il.; 30 cm

Tese (Doutorado) - Faculdade de Odontologia de Bauru - Universidade de São Paulo.

Orientador: Prof. Dr. Paulo Martins Ferreira

Autorizo exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta tese por processo fotocopiadores e/ou meios eletrônicos.

Assinatura do autor: Juliani Roston

Data: / /

#### **LUIZ GUSTAVO CAVALCANTI BASTOS**

19 de janeiro de 1976 Salvador –BA	Nascimento		
Filiação	Eduardo José da Silva Bastos		
	Terezinha Cavalcanti Bastos		
1995 – 2000	Curso de Odontologia – Faculdade de Odontologia		
	da Universidade Federal da Bahia.		
2000 – 2001	Professor Substituto do Departamento de		
	Odontologia Restauradora da Faculdade de		
	Odontologia da Universidade Federal da Bahia.		
2001 – 2003	Curso de Pós-Graduação em Reabilitação Oral em		
	nível de Mestrado, na Faculdade de Odontologia de		
	Bauru –USP.		
2003 – 2006	Curso de Pós-Graduação em Reabilitação Oral em		
	nível de Doutorado, na Faculdade de Odontologia		
	de Bauru –USP.		
2004 - 2004	Curso de Aperfeiçoamento em Periodontia		
2006 -	Professor Adjunto do Curso de Odontologia da		
	Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública -		
	Fundação Bahiana para Desenvolvimento das		
	Ciências (FBDC), Salvador - BA.		
Associações	ABO - Associação Brasileira de Odontologia -		
	Secção Bahia		
	SBPqO – Sociedade Brasileira de Pesquisa		
	Odontológica		

#### Dedicatória

A **Deus**, fonte incessante de força e luz ao meu caminhar

Aos meus pais, **Eduardo** e **Terezinha**, que sempre me apoiaram de forma irrestrita e desprendida nos meus vôos em busca de minhas aspirações

Aos meus irmãos, Eduardo e Ana Carolina, pelo carinho incondicional

Aos meus tios **Abílio** e **Regina**, à minha prima **Mariana** e à minha avó **Adélia**, pelo amparo sempre afetuoso, pelo exemplo de vida na valorização do que é sereno

A toda minha família de Petrolina-PE, pela demonstração de uma vida simples, mas sólida de princípios

Continuamos juntos, cada um sendo parte de um todo, e é a vocês que dedico este trabalho.

"Por isto mesmo, jamais devereis transigir - jamais, volto a insistir, quaisquer que sejam as circunstâncias do momento -, porque a vida que ireis construir dependerá dessa intransigência, como nos dizem as belas palavras de Hipócrates: "É mister que as mãos se mantenham puras e a consciência imaculada".

Luiz Venere Décourt, em Os Deveres do Médico, 1955.

### Agradecimento Especial

Ao **Prof. Dr. Paulo Martins Ferreira**, aquele que me orientou, que me ensinou e que muitas vezes me acolheu. A amizade sedimenta-se não somente pelo acúmulo de situações de aprendizado vividas em conjunto, mas pela afinidade e parceria na defesa de nossos preceitos de vida. Agradeço, novamente, com veemência a sua orientação e amizade.

#### Agradecimento Especial

Aos amigos que se tornaram irmãos de caminhada, **Rafael**, **Renato** e **Paulo Fukashi**. Conviver com vocês é um exercício afável de vida. A vocês, minha profunda gratidão e amizade.

À família **Martins Ferreira**, pelo acolhimento e amizade. Meus sinceros agradecimentos.

A Juliana Azevedo pelo carinho e solicitude irrestrita.

Aos amigos Carlos Palomino e lan Matos pela amizade e companhia

A Renata Teixeira pelo afeto e disponibilidade

Ao Vinícius Porto, pela amizade e pelo exemplo de professor e ser humano

Aos colegas de Doutorado Marly, Marinelle, Ana, Antonio Ricardo, Eduardo Ayub, Paulo Rosseti, Leylha, Tatiany, Jefferson, Oswaldo, pela companhia quase diária, pela amizade e permuta cultural e científica.

### Agradecimentos

Ao Prof.Dr.**Luiz Fernando Pegoraro**, exemplo de sensatez, pela condução de seus ensinamentos e princípios, pelas orientações sempre pertinentes e em defesa de nosso desenvolvimento.

Ao Prof.Dr.**José Henrique Rubo**, pela transmissão de conhecimentos e convívio. Pelo exemplo que é de uma pessoa serena e disciplinada.

Ao Prof.Dr.**Accácio Lins do Valle** e ao Prof.Dr. **Gerson Bonfante**, pela disponibilidade e valiosas orientações.

Ao Prof.Dr. **Paulo César Rodrigues Conti** e ao Prof. Dr. **Carlos Araújo**, pela forma empolgante com que conduzem seus conhecimentos.

Aos Professores do Departamento de Prótese, **Wellington, Salvador**, **Renato** e **Lucimar** por tudo que me ensinaram,

A todos, meu muito obrigado!

Aos funcionários do Departamento, **Edna, Cláudia, Débora, Riva, Marcelo, e Valquíria**, pelo profissionalismo e gentileza em todos os momentos.

Ao Prof. Dr. **José Roberto Pereira Lauris**, pela paciência em instruir a análise estatística deste trabalho.

A Faculdade de Odontologia de Araraquara, UNESP, pela disposição de seu Laboratório de Ensaios Mecânicos.

Aos funcionários da Pós-Graduação da FOB, pela atenção e sempre disponibilidade, em particular a **Eduardo, Cleuza, Meg e Giane.** 

Aos Professores e Funcionários do Departamento de Materiais Dentários, em particular à **Sandra**, por disponibilizar o laboratório para execução deste trabalho.

Aos funcionários da biblioteca pela solicitude e profissionalismo.

A Faculdade de Odontologia de Bauru – USP, representada pelo seu Diretor

Prof.Dr. Luiz Fernando Pegoraro,

e à sua Comissão de Pós-Graduação, representada pelo

Prof.Dr. José Carlos Pereira.

A CAPES, pelo apoio financeiro tornando exeqüível este trabalho.

A todas as pessoas que de alguma maneira, direta ou indiretamente, contribuíram com esta conquista.

Meus sinceros agradecimentos.

# SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	xii
LISTA DE TABELAS	xv
LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS	xvi
RESUMO	xvi
1 – INTRODUÇÃO	2
2 – REVISÃO DE LITERATURA	6
3 – PROPOSIÇÃO	59
4 – MATERIAL E MÉTODOS	61
5 – RESULTADOS	79
6 – DISCUSSÃO	94
7 – CONCLUSÃO	114
8 – ANEXOS	118
9 – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	127
ABSTRACT	141

# LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Ilustração da matriz de aço para a confecção dos corpos de prova com extensão do pôntico de 12,5 mm.	62
Figura 2. Matriz em aço para a confecção dos espécimes com extensão de pôntico de 12,5 mm (A) Vista frontal, e (B) Vista oclusal.	62
Figura 3. Ilustração da matriz de aço para a confecção dos corpos de prova com extensão do pôntico de 22,75 mm.	62
Figura 4. Matriz em aço para a confecção dos espécimes com extensão de pôntico de 22,75 mm (A) Vista frontal, e (B) Vista oclusal.	62
Figura 5. Vista vestibular do enceramento do espécime em forma de prótese parcial fixa. Com distância de pôntico de (A) 12,5 mm, e (B) 22,75mm.	64
Figura 6. Vista oclusal do enceramento do espécime. Com distância de pôntico de (A) 12,5 mm, e (B) 22,75mm. O círculo ilustra o posicionamento da esfera de aço com 8,0 mm de diâmetro que será posicionada durante os ensaios mecânicos.	64
Figura 7. Matriz em silicone bi-partida para confecção dos espécimes em resina PMMA. Com distância de pôntico de (A) 12,5 mm, e (B) 22,75mm.	64
Figura 8. Posicionamento da base da matriz de silicone sobre a matriz de aço. Com distância de pôntico de (A) 12,5 mm, e (B) 22,75mm.	64
Figura 9. Articulação da matriz de silicone bi-partida sobre a matriz de aço. (A) Posicionamento das partes da matriz de silicone, e (B) Matrizes articuladas.	64
Figura 10. Detalhe da fibra de poli(aramida) Kevlar® Du Pont®.	66
Figura 11. Detalhe da fibra de vidro Fibrante® Ângelus® - Odontológika Ind. Ltda	66
Figura 12. Detalhe do fio de aço metálico ortodôntico Ø 0,7 mm – Dental Morelli <sup>®</sup> Ind.	66
Figura 13. Ilustração do posicionamento das fibras sobre as matrizes de silicone e metálica. (A) Vista frontal mostrando as fibras que foram colocadas inferiormente nas proximidades da porção gengiva do conector e as fibras posicionadas mais superiormente na face oclusal dos preparos na matriz metálica. (B) Vista Oclusal do posicionamento das fibras do grupo FIBRANTE	70
Figura 14. Ilustração do posicionamento das fibras do grupo KEVLAR sobre as matrizes de silicone e metálica.	70
Figura 15. Ilustração do posicionamento das fibras do grupo FIO AÇO sobre as matrizes de silicone e metálica.	70
Figura 16. Injeção da resina na base da matriz de silicone e sobre as fibras previamente posicionadas.	71
Figura 17. Injeção da resina através do orifício na parte superior da matriz de silicone até o seu extravasamento.	71
Figura 18. Disposição das matrizes após a completa inserção da resina com a apreensão de suas partes através de elásticos.	71
Figura 19. Vista oclusal do espécime simulando prótese parcial fixa provisória após a polimerização da resina.	71
Figura 20. Espécime sendo removido das matrizes utilizadas para a sua confecção.	71
Figura 21. Espécime pronto após o acabamento com a remoção dos excessos de resina.	71

Figura 22. Máquina de testes MTS 810 (Material Testing System / MTS System Corporation/ USA), utilizada para ambos os ensaios de fadiga e de resistência à fratura.	74
Figura 23. Célula de carga e garras servo-hidráulicas para apreensão da haste contendo em sua ponta a esfera de $\emptyset$ 8,0 mm, e o "aquário" onde foi posicionada a matriz de testes contendo o espécime.	74
Figura 24. Detalhe do "aquário" mostrando a esfera posicionada sobre o espécime, além da fonte de calor com o dispositivo que controlava a temperatura da água em 37º C.	74
Figura 25. Espécime posicionado sobre a matriz de teste com a esfera posicionada no centro do pôntico para exercer a carga durante o ensaio de fadiga ou de resistência à fratura.	74
Figura 26. Deformação Média, em (mm), durante um ciclo de 0 a 100 N, registrada a cada 100, 500, 1.000, 5.000 e 10.000 ciclos, de cada espécime do grupo CONTROLE com extensão do pôntico de 12,5 mm	79
Figura 27. Deformação Média, em (mm), durante um ciclo de 0 a 100 N, registrada a cada 100, 500, 1.000, 5.000 e 10.000 ciclos, de cada espécime do grupo FIO AÇO com extensão do pôntico de 12,5 mm.	80
Figura 28. Deformação Média, em (mm), durante um ciclo de 0 a 100 N, registrada a cada 100, 500, 1.000, 5.000 e 10.000 ciclos, de cada espécime do grupo KEVLAR com extensão do pôntico de 12,5 mm.	80
Figura 29. Deformação Média, em (mm), durante um ciclo de 0 a 100 N, registrada a cada 100, 500, 1.000, 5.000 e 10.000 ciclos, de cada espécime do grupo FIBRANTE com extensão do pôntico de 12,5 mm.	81
Figura 30. Deformação Média, em (mm), durante um ciclo de 0 a 100 N, registrada a cada 100, 500, 1.000, 5.000 e 10.000 ciclos, de cada espécime do grupo CONTROLE (sem reforço) com extensão do pôntico de 12,5 mm.	81
Figura 31. Deformação Média, em (mm), durante um ciclo de 0 a 100 N, registrada a cada 100, 500, 1.000, 5.000 e 10.000 ciclos, de cada espécime do grupo FIO AÇO com extensão do pôntico de 22,75 mm.	82
Figura 32. Deformação Média, em (mm), durante um ciclo de 0 a 100 N, registrada a cada 100, 500, 1.000, 5.000 e 10.000 ciclos, de cada espécime do grupo KEVLAR com extensão do pôntico de 22,75 mm.	82
Figura 33. Deformação Média, em (mm), durante um ciclo de 0 a 100 N, registrada a cada 100, 500, 1.000, 5.000 e 10.000 ciclos, de cada espécime do grupo FIBRANTE com extensão do pôntico de 12,5 mm.	83
Figura 34. Valores médios e desvio padrão da deformação à carga de 100 N, em (mm), de cada grupo em função do número de ciclos, quando a extensão do pôntico foi de 12,5 mm. Grupos unidos por linhas horizontais não apresentaram diferenças estatísticas significantes.	84
Figura 35. Valores médios e desvio padrão da deformação à carga de 100 N, em (mm), apresentados em cada nº de ciclos em função do reforço utilizado, quando a extensão do pôntico foi de 12,5 mm. Grupos unidos por linhas horizontais não apresentaram diferenças estatísticas significantes.	84
Figura 36. Valores médios e desvio padrão da deformação à carga de 100 N, em (mm), de cada grupo em função do número de ciclos, quando a extensão do pôntico foi de 22,75 mm. Grupos unidos por linhas horizontais não apresentaram diferenças estatísticas significantes.	85
Figura 37. Valores médios e desvio padrão da deformação à carga de 100 N, em (mm), de cada grupo em função do número de ciclos, quando a extensão do pôntico foi de 22,75 mm. Grupos unidos por linhas horizontais não apresentaram diferenças estatísticas significantes.	85
Figura 38. Linhas de tendências obtidas a partir do teste de regressão linear simples da deformação a 100 N, em (mm), apresentada por cada grupo em função do nº de ciclos 100, 500, 1.000, 5.000 e 10.000, com espaço protético de 12,5 mm.	86
Figura 39. Linhas de tendências obtidas a partir do teste de regressão linear simples da deformação a 100 N, em (mm), apresentada por cada grupo em função do nº de ciclos 100, 500, 1.000, 5.000 e 10.000, com espaço protético de 22,75 mm.	87

Figura 40. Valores médios e desvio padrão do limite de elasticidade em N, para cada extensão do pôntico em função dos grupos (tipo de reforço). Grupos unidos por linhas horizontais não apresentaram diferenças estatísticas significantes.	88
Figura 41. Valores médios e desvio padrão do limite de elasticidade em N, para cada extensão do pôntico em função da extensão do pôntico. Grupos unidos por linhas horizontais não apresentaram diferenças estatísticas significantes.	89
Figura 42. Valores médios e desvio padrão da carga máxima, em N, para cada grupo (tipo de reforço) em função da extensão do pôntico. Grupos unidos por linhas horizontais não apresentaram diferenças estatísticas significantes.	90
Figura 43. Valores médios e desvio padrão da carga máxima, em N, para cada grupo (tipo de reforço) em função da extensão do pôntico. Grupos unidos por linhas horizontais não apresentaram diferenças estatísticas significantes.	90
Figura 44. Detalhe da fratura (setas) do tipo Total Separada apresentada pelos espécimes do grupo CONTROLE.	92
Figura 45. Detalhe da fratura (setas) do tipo Parcial apresentada pelos espécimes do grupo FIBRANTE.	92
Figura 46. Detalhe da fratura (setas) do tipo Parcial apresentada pelos espécimes do grupo KEVLAR.	92
Figura 47. Detalhe da fratura (setas) do tipo Total Não Separada apresentada pelos espécimes do grupo FIO AÇO.	92
Figura 48. Fotomicrografias da superfície da fratura de uma espécime do grupo CONTROLE fraturado durante o ensaio de fadiga (A) Zona de origem (setas) de micro-trincas relacionadas a falhas internas (Magnificação original de 60 X) e (B) Micro-trincas (setas) margeando uma bolha de água (?) (a) e um poro (b) (Magnificação original de 1.000 X).	103
Figura 49. Fotomicrografias da superfície da fratura de um espécime do grupo FIBRANTE (22,75 mm) (A) Feixe de fibras de vidro no interior do pôntico (Magnificação original de 60 X) e (B) Detalhe de cada fibra de vidro evidenciando a sua boa impregnação à resina (setas) (Magnificação original de 1.000 X).	110
Figura 50. Fotomicrografias da superfície da fratura de um espécime do grupo KEVLAR (22,75 mm) (A) Feixe de fibras de poli(aramida) (Magnificação original de 60 X) e (B) Detalhe de algumas fibras mostrando alguma impregnação à resina (setas) (Magnificação original de 1.000 X).	110
Figura 51. Fotomicrografias da superfície da fratura de um espécime do grupo FIO AÇO (22,75 mm) (A) Os dois fios de aço no interior do pôntico (Magnificação original de 60 X) e (B) Detalhe dainterface entre um dos fios e a resina mostrando uma fenda, característica da ausência de união entre o fio e a resina (Magnificação original de 1.000 X).	110

# **LISTA DE TABELAS**

Tabela 1. Descrição do material de reforço utilizado e divisão dos grupos	65
Tabela 2. Divisão dos grupos em função dos parâmetros avaliados: distância do espaço protético e reforço utilizado	66
Tabela 3. Ocorrência, em %, do modo de fratura apresentado pelos grupos	91
Tabela 4. Resumo dos trabalhos que executaram ensaios de fadiga, com suas diferentes características	96

## LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

<sup>o</sup>C Graus Celsius

Kgf Quilograma força

N Newton

kN kilo Newton
MPa Megapascal
kPa Kilopascal

μm Micrômetro

p Nível de significância

mm Milímetro

mm/min. Milímetro por minuto

% Por Cento n° Número

Bis-GMA Resina bis glicol metacrilato

EMA Monômero etilmetacrilato

MMA Monômero metilmetacrilato

PEMA Poli(etilmetacrilato)

PMMA Poli(metilmetacrilato)

PVMA Poli(vinilmetacrilato)

PVEMA Poli(etilvinilmetacrilato)

UDMA Uretano dimetacrilato

HEMA 2-hidroxietil metacrilato

Hz Unidade de medida de freqüência

ASTM Associação Americana para Teste de Materiais

Ø Diâmetro

W Watts

#### **RESUMO**

A importância das próteses provisórias no tratamento reabilitador oral é inquestionável. Os materiais utilizados para a execução destas restaurações, entretanto, são críticos com relação à resistência e à longevidade, principalmente quando estas são executadas em tratamentos prolongados e/ou em espaços desdentados extensos. A proposta deste trabalho foi determinar através de um ensaio de fadiga e de um teste de resistência à fratura, o efeito do tipo de reforço: fio de aço Ø 0,7 mm, fibra de poli(aramida) (Kevlar®, DuPont - USA) e fibra de vidro (Fibrante<sup>®</sup>, Ângelus -Brasil) e de duas extensões do pôntico (12,5 e 22,75 mm) sobre o comportamento mecânico de espécimes simulando próteses provisórias. Os grupos foram constituídos de 10 espécimes cada, incluindo um grupo CONTROLE, sem reforço. Os espécimes simulando próteses parciais fixas provisórias foram confeccionados em resina auto-polimerizável com auxílio de uma matriz de aço simulando preparos totais protéticos. As amostras foram submetidas a 10.000 ciclos de fadiga, com carga máxima de 100 N, imersas em água a 37°C. Através da análise estatística dos resultados observou-se que durante o ensaio de fadiga: 1) quando a extensão do pôntico foi de 22,75 mm, o grupo CONTROLE exibiu uma maior deformação a partir de 500 ciclos. Não foram observadas diferenças quando a extensão do pôntico foi de 12,5 mm. Houve um aumento da deformação em função do número de ciclos para todos os grupos, principalmente para o grupo CONTROLE, de ambas as extensões de pôntico; 2) Somente espécimes do grupo CONTROLE com extensão do pôntico de 22,75 mm demonstraram fraturas à fadiga. E após o ensaio de fadiga, através de um teste de resistência à fratura: 1) Quando a extensão do pôntico foi de 12,5 mm todos os grupos reforçados apresentaram valores médios do *limite de elasticidade*, em N, significantemente maiores que os demonstrados pelo grupo CONTROLE. Para a extensão do pôntico de 22,75 mm os valores desse parâmetro apresentaram semelhança entre todos os grupos; 2) Em relação à *carga máxima* (resistência à fratura), quando a extensão do pôntico foi de 12,5 mm o grupo FIBRANTE exibiu o maior valor médio. Quando a extensão do pôntico foi de 22,75 mm, observou-se que o grupo KEVLAR apresentou valores semelhantes neste parâmetro ao grupo FIBRANTE. O grupo CONTROLE sempre apresentou os menores valores médios em ambas as extensões de pôntico. Em relação ao *modo de fratura* os grupos reforçados apresentaram fraturas mais favoráveis ao reparo, tendo sido do tipo parcial (coesiva da resina sem fratura ou separação do reforço).

Palavras-chave: resinas acrílicas, restauração dentária temporária, estresse mecânico.



## 1.0 INTRODUÇÃO

O tratamento reabilitador oral com próteses fixas necessita de uma fase provisória que normalmente se estende por um longo período de tempo <sup>22,57</sup>. Nesta fase são empregadas restaurações provisórias com a finalidade de proteger o complexo dentina-polpa dos dentes preparados; manter e avaliar os tecidos periodontais; evitar a movimentação dos dentes pilares; auxiliar na estabilização de dentes com mobilidade; fornecer uma estética adequada e promover conforto durante a função fonética e mastigatória <sup>22,30,31,32,41,43,50,52,72,83,84,86</sup>. O clínico deve, portanto, entender esta fase como sendo uma oportunidade de se elaborar um modelo e antever o sucesso da restauração definitiva<sup>6</sup>.

As restaurações provisórias devem ser semelhantes às definitivas em todos os aspectos, exceto para o material dos quais elas são fabricadas. É conhecido que as restaurações provisórias apresentam ou trazem algumas desvantagens, principalmente se permanecerem por um longo período na boca. Podem ocorrer fraturas que se tornam mais freqüentes à medida que sua permanência é prolongada. Portanto, dada a sua importância, é imperativo elaborar próteses temporárias com o mesmo cuidado com que se trabalham as próteses definitivas dando-lhes as mesmas características de qualidade<sup>6,62</sup>.

Quanto maior o período de tempo de utilização dessas restaurações, maior a durabilidade requerida. Próteses provisórias com resistência e adaptação marginal inadequadas podem levar a recidiva de cáries, sensibilidade dental, inflamação gengival, movimentação do dente preparado<sup>86</sup>, além de constantes fraturas. A falha da restauração provisória através da perda da integridade marginal e/ou fratura, logo, se traduz em um inconveniente clínico imensurável, podendo comprometer o êxito da prótese definitiva<sup>23,41,50,52,57,72</sup>.

Os requisitos necessários para os materiais utilizados na confecção das próteses provisórias são em grande número. Burns, Beck, Nelson, em 2003<sup>6</sup>, descreveram que esses materiais devem fornecer uma boa adaptação marginal e conforto; promover retenção adequada e resistência ao deslocamento durante a função; exibirem boa estabilidade dimensional; não ser poroso; apresentar-se esteticamente aceitável em relação à escolha de cor e aparência translúcida; possuir estabilidade de cor; ser passível de ajustes em relação aos seus contornos fisiológicos e embrasuras; facilidade de manipulação, de reparo e reembasamento; ser relativamente barato; além de ser biocompatível. Alguns desses requisitos, como a resistência à fratura e rigidez suficientes para cumprirem a sua função com conforto são extremamente importantes, e muitas vezes ditam o sucesso do tratamento.

A resina poli(metilmetacrilato) (PMMA) tem sido geralmente eleita para a confecção das restaurações provisórias. Quando estas são exigidas por um longo tempo e se estendem por vários dentes, com longos espaços protéticos, a resistência e a estabilidade das próteses realizadas com este material, entretanto, se tornam críticas em função do processo de fadiga que são submetidas através do ciclo mastigatório ou uma eventual parafunção <sup>10,22,41,43,57,83</sup>.

Estas resinas PMMA, portanto, apresentam baixa resistência à fratura sob a influência de cargas oclusais. Em razão disso, diversos autores propõem a inclusão de reforços nesses polímeros, tais como fios de aço<sup>7,31,52,78</sup>, fibras de carbono<sup>15,43,63,78,84</sup>, fibras de aramida<sup>1,5,17,35,52,63,78</sup>, fibras de poli(etileno)<sup>1,9,17,40,57,60,69</sup>, fibras de vidro  $^{1,4,8,13,17,35,38,39,40,50,61,63,66,67,72,73,78,81}$ , fibras de sílica  $^{74,81}$ , fibras de alumínio<sup>28</sup>, bandas ortodônticas<sup>31</sup>, e fibras de nylon<sup>35</sup> com a finalidade de aumentar a sua resistência mecânica.

A capacidade destes reforços baseados em fibras de vidro e de poli(aramida) de melhorar as propriedades mecânicas incluindo a resistência à fadiga da resina parece ser dependente, principalmente, da orientação e do arranjo das fibras e da união destas com a resina. Alguns fatores como o tratamento superficial dessas fibras com silano, a possibilidade de arranjos variados destas fibras e a sua translucidez propiciando uma situação mais estética, têm sido associados com o progresso destes materiais<sup>32,57</sup>. Pesquisas têm sido realizadas para determinar as variáveis que comprometem ou influenciam positivamente as propriedades mecânicas das próteses provisórias usando estas fibras, incluindo a sua resistência à fadiga, com o propósito principal de desenvolver tanto materiais quanto técnicas que permitam uma maior longevidade dessas restaurações.



## 2.0 REVISÃO DE LITERATURA

# 2.1 Sobre a importância das próteses provisórias no tratamento reabilitador protético

O tratamento reabilitador oral através de próteses fixas, utilizando dentes ou implantes como pilares, exige a confecção de restaurações provisórias as quais facilitam a confecção da prótese definitiva e, consegüentemente, levam-na ao êxito (Wang et al. 1989)<sup>83</sup>. As próteses provisórias têm a função de proteger os dentes pilares preparados, fornecer uma função mastigatória confortável, definir um arranjo estético, e auxiliar na obtenção de informações diagnósticas importantes, como a resposta ao tratamento periodontal e endodôntico (Zinner, Trachtenberg, 1989<sup>86</sup>).

Durante o uso das próteses provisórias, os contornos, a textura, o tipo de conexão e o desenho oclusal podem ser modificados, até se alcançar um estágio de qualidade capaz de satisfazer plenamente as exigências biomecânicas e estéticas. A prótese provisória deve, portanto, antever o resultado final, sendo o protótipo da prótese definitiva (Koumjian; Nimmo 1990<sup>41</sup>). Alguns autores identificam diversos aspectos críticos em relação às restaurações provisórias, incluindo a estética, conforto, fonética e função, saúde periodontal, relações maxilo-mandibulares, além da possibilidade da contínua avaliação do plano de tratamento com próteses fixas (Larson et al, 1991<sup>43</sup>; Powell, Nicholls, Yuodelis, 1994<sup>52</sup>).

Um tratamento biologicamente aceitável com próteses fixas exige que o dente preparado seja protegido e estabilizado através de restaurações provisórias que se assemelham em forma e função do tratamento final planejado. Estas próteses auxiliam na manutenção da saúde periodontal e promovem a cicatrização guiada tecidual fornecendo uma matriz para os tecidos gengivais. Isso é especialmente útil com o tratamento envolvendo áreas altamente estéticas (Hazelton et al, 1995<sup>31</sup>).

Além de valores que incluem a proteção, função e estabilização, as restaurações provisórias são úteis no diagnóstico dos parâmetros funcionais e oclusais. A fase de coroas provisórias corresponde à oportunidade de se identificar a evolução do tratamento antes de se completar os procedimentos definitivos. A restauração fixa provisória será como um guia para o contorno do dente, contatos proximais e a oclusão, e para a avaliação das possíveis conseqüências de uma alteração na dimensão vertical de oclusão. O tratamento provisório pode também fornecer uma ferramenta importante no manejo psicológico dos pacientes, promovendo uma compreensão mútua dos resultados, identificando suas limitações (Zinner, Trachtenberg, 1989<sup>86</sup>; Pfeifer, Grube, 2003<sup>51</sup>; Burns, Beck, Nelson, 2003<sup>6</sup>).

As restaurações provisórias são utilizadas e bem toleradas durante um período de tempo razoável, desde o preparo dental até a finalização do tratamento. Períodos de tempo prolongados como acima de 6 meses, entretanto, podem ser acompanhados de sensibilidade e, potencialmente, uma injúria pulpar. Ocasionalmente, o tratamento provisório tem a necessidade de se estender por intervalos maiores e, durante esse tempo, estas restaurações devem fornecer proteção e estabilidade aos dentes pilares enquanto o tratamento complementar é cumprido. Essa situação normalmente é observada quando se associa à execução da prótese fixa algum tratamento endodôntico, periodontal, ortodôntico ou a

colocação de implantes. As próteses parciais fixas provisórias podem ser especialmente úteis quando a situação da saúde periodontal de um dente pilar é avaliada durante um período de tempo extenso (Galindo, Soltys, Graser, 1998<sup>22</sup>).

De acordo com Burns e colaboradores, em 2003<sup>6</sup>, o ajuste e a perfeição na confecção, instalação e manutenção das próteses provisórias são contestados por alguns profissionais, que se opõem ao seu refinamento pela natureza provisória dessas restaurações e, especialmente, pelo tempo requerido para produzir uma restauração provisória ótima que equivale ao tempo gasto em outros procedimentos como o preparo dental ou a moldagem. A exclusão ou negligência em relação à construção das próteses provisórias pode ser a diferença entre todo o sucesso e a falha do tratamento.

Assim como no tratamento reabilitador sobre pilares dentais, o sucesso das restaurações implanto-suportadas é resultado da disciplina e da compreensão na abordagem do diagnóstico e plano de tratamento, da precisão cirúrgica, dos procedimentos restauradores, bem como da sua contínua manutenção. O uso prudente e adequado da etapa de transição em que são utilizadas as próteses provisórias é um fator importante para se atingir o sucesso clínico e boa aceitação do tratamento protético com implantes pelo paciente. Elas também permitem uma adaptação do paciente à condição dentada, possibilitando a graduação da força aplicada sobre os implantes. O tempo requerido por uma prótese provisória sobre implantes pode ser comparado ao de uma prótese provisória sobre dentes naturais (Freilich et al, 2002<sup>18</sup>).

As restaurações provisórias devem ser semelhantes às definitivas em todos os aspectos, exceto para o material dos quais eles são fabricados. É conhecido que as restaurações provisórias apresentam ou trazem algumas desvantagens, principalmente se permanecerem por um longo período na boca. Podem ocorrer fraturas que se tornam mais freqüentes à medida que sua permanência na boca é prolongada. Portanto, dada a sua importância, é imperativo elaborar próteses temporárias com a mesma diligência com que se trabalham as próteses definitivas dando-lhes as mesmas características de qualidade (Uzun, Keyf, 2003<sup>62</sup>; Burns, Beck, Nelson, 2003<sup>6</sup>).

# 2.2 Sobre as propriedades físico-mecânicas dos materiais utilizados na confecção das próteses provisórias

Os requisitos necessários para os materiais utilizados na confecção das próteses provisórias são muitos. Burns, Beck, Nelson, em 2003<sup>6</sup>, descreveram que esses materiais devem fornecer uma boa adaptação marginal e conforto; promover retenção adequada e resistência ao deslocamento durante a função; exibirem boa estabilidade dimensional; não ser poroso; apresentar-se esteticamente aceitável em relação à escolha de cor e aparência translúcida; possuir estabilidade de cor; ser passível de ajustes em relação aos seus contornos fisiológicos e embrasuras; facilidade de manipulação, de reparo e reembasamento; ser relativamente barato; ser biocompatível. Alguns desses requisitos, como a resistência à flexão e rigidez

suficientes para cumprirem a sua função com conforto, são extremamente importantes, e muitas vezes ditam o sucesso do tratamento.

As resinas ativadas quimicamente apresentam uma grande importância na confecção das próteses provisórias. Segundo Donovan, Hurst, Campagni<sup>10</sup>, em 1985, quando estas próteses que são mantidas em função, por um longo período de tempo, uma resistência, densidade e dureza adequadas à sua manuntenção são requisitos para a longevidade dessas restaurações.

Os autores pesquisaram algumas propriedades físico-mecânicas, dentre elas a resistência flexional, de uma resina acrílica PMMA auto-polimerizável quando processada sob algumas condições de polimerização: ambiente seco; imersa em água; sob pressão; e sob pressão associado à imersão em água.

As amostras polimerizadas em ambiente seco ou imersas em água não apresentaram diferenças significantes nos valores de resistência flexional. Os espécimes polimerizados sob pressão, entretanto, exibiram as maiores médias dessa resistência.

Em 1987, Gegauff, Pryor<sup>23</sup> declararam que a resistência das resinas utilizadas para restaurações provisórias fixas é particularmente crítica quando utilizada nas regiões anteriores, onde a fratura pode causar inconveniência ao paciente.

Os autores realizaram um estudo em que foi avaliada a resistência à fratura de seis resinas utilizadas para próteses provisórias: duas à base de PMMA, uma à base de epimina, um compósito Bis-GMA e duas baseadas em PEMA. Utilizaram um ensaio próprio para o registro da resistência à fratura coesiva dos espécimes, que eram pré-trincados e testados por forças de tração. Avaliaram também a influência da polimerização sob pressão nesta resistência.

Os autores não encontraram efeito significante quanto ao uso de pressão durante a polimerização. Os dados indicaram que os materiais à base de PMMA e epimina tiveram, significantemente, as maiores médias de resistência.

Em 1989, Wang et al<sup>83</sup>, relataram que as resinas baseadas em PMMA freqüentemente utilizadas para a confecção das restaurações provisórias não apresentam todas as propriedades desejáveis para esse fim. Particularmente, apresentam pouca estabilidade de cor, superfície rugosa e resistência mecânica insuficiente para resistir às forças oclusais.

Apoiados nessa afirmativa, os autores realizaram um extenso estudo comparando as características de tipos distintos de resinas utilizadas para confecção de próteses provisórias. Utilizaram duas resinas à base de PMMA autopolimerizável, um compósito ativado quimicamente, um compósito foto-polimerizável, uma resina PVMA e uma à base de PEMA. Avaliaram diversas propriedades químicas e físico-mecânicas, dentre elas a resistência flexional de espécimes íntegros ou reparados.

Diante de seus resultados, os autores concluíram que nenhuma resina provou ser superior às outras nas propriedades testadas nesse estudo. Com relação à resistência flexional dos espécimes íntegros, não houve diferença estatística entre as resinas utilizadas, apesar das resinas constituídas de polímeros de EMA não terem sido testadas por suas características borrachóides. Na resistência flexional após o reparo, os dois polímeros à base de PMMA e o compósito foto-ativado não

tiveram diferenças significantes, porém, somente uma destas resinas à base de PMMA não teve diminuição significante em relação ao corpo de prova íntegro, demonstrando um melhor comportamento mecânico.

Segundo Koumijan, Nimmo<sup>41</sup>, em 1990, as resinas acrílicas são os materiais de escolha para a confecção das próteses fixas provisórias. Avaliaram a resistência flexional de sete marcas comerciais de resinas utilizadas nessas restaurações, observando os efeitos da imersão em água, o tempo de espera para o ensaio e o reparo.

A resistência à flexão das resinas de PMMA foi significante maior que das resinas Bis-GMA e PEMA, após sete dias de espera em ambiente seco ou imersas em água. Todos os materiais tiveram sua resistência significantemente diminuída após o reparo. Os autores concluíram, ao final, que não há nenhuma vantagem de se realizar o reparo nessas resinas utilizadas em restaurações provisórias, dentre elas o PMMA, já que a diminuição da resistência apresentada não justifica o tempo gasto nesse procedimento.

De acordo com Gegauff, Wilkerson<sup>24</sup>, em 1995, muitas dessas resinas utilizadas para confecção de restaurações provisórias são frágeis e susceptíveis à fratura durante a função. A experiência clínica, segundo os autores, indica que esta fratura ocorre como resultado da propagação de trincas provenientes de uma falha superficial.

Os autores estudaram a resistência à fratura de espécimes confeccionados em resinas utilizadas para próteses provisórias, quando em meio seco e imersos em água. Avaliaram as resinas PMMA e PEMA, auto-polimerizáveis, além das resinas

UDMA e PVEMA, foto-polimerizáveis. Executaram um teste específico para registro da resistência à fratura, no qual os espécimes são pré-trincados com o auxílio de uma lâmina de bisturi.

Observaram em seus resultados que a imersão em água foi irrelevante na resistência testada para todas as resinas. A resina UDMA obteve a maior resistência, seguida da resina PMMA. As outras duas resinas foram, estatisticamente, menos resistentes.

Haselton, Diaz-Arnold, Vargas<sup>24</sup>, em 2002, investigaram a resistência flexional de treze marcas comerciais de materiais utilizados para confecção de próteses provisórias. Utilizaram resinas à base de MMA e Bis-GMA e produziram espécimes em forma de barra que foram avaliados através de um teste de carga de três pontos.

Os resultados mostraram que apesar das quatro resinas mais resistentes terem sido à base de Bis-GMA, não houve correlação entre a resistência flexional e o tipo de resina utilizada. Os autores relataram, ao final, algumas características das resinas PMMA tradicionais, tais como baixo peso molecular, moléculas lineares, além de resistência flexional e rigidez diminuídas, ao contrário das resinas Bis-GMA que são materiais compostos com ligações cruzadas mais efetivas e com melhores propriedades mecânicas.

Lang e colaboradores, em 2003<sup>42</sup>, declararam que a resistência às cargas funcionais e às forças de remoção são fatores mecânicos que devem ser considerados na escolha do material para a confecção da restauração provisória. A fratura dessas próteses se torna uma situação constrangedora e inconveniente ao

paciente e ao clínico, pois seu reparo é geralmente insatisfatório e sua nova confecção financeiramente dispendiosa.

Baseados nessa informação, os autores investigaram o efeito simultâneo da ciclagem térmica e mecânica na resistência à fratura de espécimes simulando próteses parciais fixas provisórias de três elementos, com pôntico medindo 10 mm, confeccionadas com seis materiais de marcadas comerciais distintas: quatro resinas Bis-GMA e duas resinas PMMA. Os espécimes, 10 de cada grupo, foram armazenados por 14 dias em água destilada, após o qual foram termociclados (5º a 55°C) e, simultaneamente, submetidos a uma ciclagem mecânica com uma força média de 50N e freqüência de 1.6 Hz, por 480.000 ciclos. As próteses do grupo controle, que não sofreram a ciclagem, e aquelas que sobreviveram à ciclagem foram submetidas a um teste de resistência à fratura, com auxílio de uma máquina universal de testes, onde uma esfera de 12,5 mm de diâmetro foi aplicada sobre o pôntico.

Encontraram em seus resultados que para o grupo controle, uma das resinas Bis-GMA obteve média de resistência à fratura quase o dobro dos outros materiais. Para aqueles que sofreram o ciclo termo-mecânico, todos os espécimes confeccionados com resina PMMA apresentaram deformação permanente após o ciclo. Os outros materiais mostraram um menor número de falhas durante o ciclo, variando entre 1 a 4 espécimes por grupo. Após o ciclo, as médias de resistência à fratura das próteses resistentes não mostraram diferenças estatísticas entre os grupos. Para duas resinas baseadas em Bis-GMA, a resistência à fratura foi maior após a ciclagem. Os autores justificam esse fato pelo efeito de uma polimerização "tardia" produzindo uma maior estabilidade mecânica. Relatam, ao final, que a resistência à fratura de uma resina para provisórios é somente um dos inúmeros fatores considerados na seleção de um material para uso clínico.

# 2.3 Sobre a utilização de reforços nas resinas acrílicas utilizadas para a confecção das próteses provisórias

Muitas dessas resinas acrílicas utilizadas para a confecção de restaurações provisórias, segundo Burns, Beck, Nelson, em 2003<sup>6</sup>, são mecanicamente frágeis e pouco resistentes à fratura. A propagação de trincas que culmina com a fratura desse material é decorrência de sua inadequada resistência transversa e incapacidade de suportar fadiga por período de tempo mais prolongado.

Grant, Greener<sup>28</sup> foram autores de um dos primeiros relatos da utilização de algum tipo de reforço em resinas acrílicas baseadas em PMMA no universo Odontológico. Realizaram, em 1967, um estudo avaliando a resistência flexional de resinas acrílicas PMMA auto e termo-polimerizáveis quando reforçadas com fibras à base de alumínio denominadas "sapphire whiskers". Os autores submeteram espécimes em forma de barra a um teste de carga de três pontos. Evidenciaram em seus resultados um aumento considerável da resistência flexional das resinas acrílicas que continham uma pequena concentração dessas fibras. Os autores relataram ainda a importância do uso de silano para as propriedades mecânicas dos compostos reforçados. Descreveram que a aplicação de silano sobre o reforço

aumenta a atividade superficial deste, permitindo uma melhor transferência das tensões da matriz de PMMA para as fibras.

Em 1984, Carroll, Von Fraunhofer estudaram o efeito do uso de fios metálicos de diversos diâmetros, unidirecionais ou trançados, com e sem dobras circulares em suas extremidades, sobre a resistência flexional de espécimes em resina acrílica PMMA autopolimerizável. Os fios mediam 0,41; 0,64; 0,91; e 1,30 mm de diâmetro. Foram confeccionados espécimes em forma de barra por meio da técnica da saturação e os diversos fios foram posicionados no seu terço inferior. De acordo com os autores, essa localização dos fios permite uma maior resistência do espécime às forças de tração. Após a realização de um teste de carga de três pontos para a verificação da resistência flexional das amostras, constatou-se o aumento significativo na resistência da resina quando esta foi reforçada com fios de diâmetros a partir de 0,41 mm, apresentado uma dobra na sua extremidade. O maior valor médio de resistência foi encontrado com a utilização do fio de maior diâmetro. Nenhuma vantagem foi observada na confecção de dobras nas extremidades dos fios.

Yazdanie, Mahood<sup>84</sup>, em 1985, investigaram a resistência flexional e o módulo de elasticidade de espécimes, em forma de barras, em resina acrílica PMMA termopolimerizável, quando reforçados com fibra de carbono em diversas concentrações em peso. Observaram que as amostras reforçadas com essas fibras são mais resistentes e rígidas que aquelas não reforçadas. As fibras dispostas numa única direção, no sentido do longo eixo do espécime, resultaram em espécimes mais resistentes. Evidenciaram, além disso, uma relação positiva entre a concentração de fibras, a resistência flexional e a rigidez, porém, maiores concentrações podem dificultar a inserção dessas fibras à mistura da resina.

Ekstrand, Ruyter, Wellendorf<sup>15</sup>, em 1987, investigaram as propriedades flexionais de uma resina acrílica PMMA associada às diferentes concentrações de três tipos de fibras de carbono. Estudaram, além disso, a adesão dessas fibras à matriz resinosa e a influência da imersão em água sobre essas propriedades. Os autores elegeram a resina PMMA por ser um material utilizado extensivamente na Odontologia apesar de sua baixa resistência relativa à flexão quando sob influência de umidade.

Concluíram que o módulo de elasticidade aumenta proporcionalmente à concentração dessas fibras. As fibras unidirecionais produziram o maior aumento das propriedades flexionais, porém, somente neste grupo, a imersão em água foi negativamente relevante. Os autores relataram a dificuldade de se testar os polímeros dentais em laboratório, já que este ambiente não simula a complexidade do meio oral. Defenderam, portanto, a execução desses testes sob condições observadas na boca, como a umidade relativa de 100% e a temperatura de 37°C.

Berrong, Weed, Young<sup>5</sup>, em 1990, comentaram que as resinas PMMA têm sido aplicadas com sucesso em várias áreas da Odontologia. São materiais de fácil manipulação, porém, com algumas propriedades mecânicas limitadas. Sustentaram que as áreas críticas de próteses realizadas com essas resinas, como por exemplo, as regiões de pouca espessura, devem ser reforçadas prevenindo fraturas. Os autores elaboraram um estudo para avaliar o efeito de diversas concentrações, em

peso, de fibras à base de aramida na resistência ao impacto de espécimes confeccionados em resina acrílica PMMA termo-polimerizável.

Nos espécimes com fibras nas concentrações de 1% e 2% as fraturas foram em "galho verde" mantendo os dois fragmentos unidos. Todas as amostras reforçadas foram significantemente mais resistentes que o grupo controle não reforçado, sendo que, quanto maior a concentração da fibra, maior foi a resistência ao impacto. Tal material composto de fibras sintéticas de aramida, segundo os autores, tem sido indicada para restaurações dentárias onde a resistência é essencial. Essas fibras têm maiores valores de módulo de elasticidade e resistência à tração que o aço, e por isso têm sido empregadas na fabricação de vestimentas à prova de bala, pneus automotivos, mastros de embarcações e partes de aeronaves.

Henry, Bishop, Purt<sup>32</sup>, em 1990, destacaram que os materiais indicados para a confecção de próteses provisórias estão sempre sujeitos à fadiga e à fratura, particularmente em regiões com espessuras menores e sob efeito de maiores cargas oclusais. Os autores citaram que o método usual de se reforçar essas próteses com fios e malhas metálicas normalmente resulta em um sobrecontorno da restauração, dificultando a sua utilização. Ao contrário, defendem o uso de fibras baseadas em polímeros de alto peso molecular como fator de redução do risco de fraturas e falhas dessas restaurações em resina, principalmente quando utilizadas por longos períodos. Os autores executaram testes de resistência à tração e de resistência flexional em alguns materiais utilizados para confecção de próteses provisórias, incluindo uma resina PMMA autopolimerizável, contendo fibras de poli(etileno). Em ambos os ensaios, testaram o tratamento dessas fibras com silano. A inclusão de fibras de poli(etileno) silanizadas do tipo longa e unidirecional resultou em espécimes mais resistentes à tração e à flexão. O uso de fibras não silanizadas, porém, diminuiu essas propriedades. Os autores afirmaram que a silanização provoca uma adesão química entre as fibras e a matriz resinosa reduzindo o microdeslizamento entre elas e, portanto, minimizando a propagação de micro-trincas que, após um período de tempo, podem acarretar numa fratura de todo o conjunto.

Dixon, Breeding<sup>9</sup>, em 1992, ressaltaram o uso crescente de vários tipos de fibras utilizadas para reforço de resinas baseadas em PMMA. Relataram, contudo, que as fibras de carbono e as de aramida, apesar de sua eficiência comprovada sobre as propriedades mecânicas da resina PMMA, não podem ser usadas em áreas estéticas, a primeira por sua coloração negra e a outra por sua coloração amarelada. Os autores investigaram a resistência flexional de três resinas acrílicas utilizadas para a confecção de bases de próteses totais quando reforçadas com fibras de poli(etileno). Utilizaram uma resina de alta resistência ao impacto, uma resina termo-ativada de polimerização rápida e uma resina foto-polimerizável. Encontraram em seus resultados que a incorporação das fibras de poli(etileno) aumentou significantemente a resistência flexional somente da resina foto-polimerizável.

Em 1992, Vallittu, Lassila<sup>78</sup>, declararam que a resina PMMA é freqüentemente reforçada com diferentes tipos de fios metálicos e com fibras de carbono. O uso das fibras de carbono, entretanto, é limitado esteticamente pela sua coloração negra. Argumentaram que por essa razão se deve eleger reforços que forneçam uma estética mais apropriada, como as fibras de vidro e as de aramida.

Os autores usaram fios metálicos semicirculares, fios metálicos achatados e trançados, fios metálicos cilíndricos de 1,0 mm de diâmetro e uma malha metálica, todos esses, lisos ou jateados com óxido de alumínio, além disso, utilizaram fibras de vidro contínuas e trançadas, fibras trançadas de carbono e fibras trançadas de aramida, com e sem tratamento superficial com silano. Testaram a eficiência de todos esses reforços na resistência flexional de uma resina PMMA através de um teste de carga de três pontos.

Observaram que todos os fios metálicos aumentaram significantemente a resistência à flexão dos espécimes, porém, não houve diferença estatística entre os lisos e os que foram jateados. A malha metálica, contrariamente, não apresentou boas propriedades mecânicas. Com relação às fibras, todas elas reforçaram os espécimes em resina com exceção das fibras de vidro não silanizadas que, ao contrário, diminuíram levemente sua resistência à flexão. As fibras posicionadas de maneira perpendicular ou diagonal à carga não resultaram em diferença nesta resistência. Por fim, concluíram que nenhuma das fibras estudadas teve um efeito tão favorável na resistência à flexão quanto os fios metálicos.

Vallittu<sup>63</sup>, em 1993, argumentou que a resistência à flexão das próteses provisórias reforçadas com fibras depende da adesão entre a matriz da resina acrílica e a fibra utilizada, e que essa adesão poderia ser melhorada por meio de tratamento dessas fibras com compostos de silano. O autor pesquisou o efeito do uso de duas fórmulas de silano, A174 e AP133, na adesão entre diferentes tipos de fibras e uma resina à base de PMMA. Realizou-se o teste de resistência flexional em espécimes em forma de barra, reforçados por fibras de vidro, carbono e aramida, todas unidirecionais. Evidenciou-se que somente o composto A174 aumentou significativamente a adesão entre a resina e as fibras de vidro e aramida, porém nenhum dos tipos de silano causou efeito relevante na união entre as fibras de carbono e a resina.

Powell e colaboradores<sup>52</sup>, em 1994, explanaram que as próteses provisórias devem ter, entre outras características, resistência mecânica aos esforços mastigatórios, já que em algumas circunstâncias são utilizadas por alguns meses durante o tratamento protético reabilitador. Elaboraram um estudo utilizando próteses fixas provisórias reforçadas com fio de aço e fibras de aramida (Kevlar). Avaliaram a rigidez inicial, a carga no momento da fratura inicial e a unidade de tenacidade, esta última descrita pelos autores como a energia armazenada pela viga da prótese após ter sofrido uma deflexão de 1,0 mm. Confeccionaram próteses provisórias em PMMA, reforçadas com um fio de 0,9 mm de diâmetro, reforçadas com Kevlar, além de um grupo sem reforço. Observou-se que as próteses provisórias com reforços em configuração de "V" - acompanhando a inclinação da própria prótese e, com isso, mantendo-se o mais inferiormente possível - exibiram maior rigidez. O grupo reforçado com o fio 0,9 apresentou rigidez significativamente maior. Não houve diferença estatística entre os valores da carga gerada na primeira fratura. Os autores justificaram os resultados baseando-se na "Lei de flexão das vigas". Segundo os autores, a referida lei declara que quando uma viga está sob ação de uma carga compressiva no centro e equidistante entre dois pontos de suporte, a força aplicada induz tensão de compressão na região superior e tensão de tração na região inferior. Os reforços utilizados nas resinas e polímeros odontológicos são mais eficientes quando posicionados fora do eixo neutro no interior da prótese, o mais inferiormente possível em relação ao centro. Freqüentemente a fratura tem início no lado de tração, por isso, os espécimes cujos reforços foram posicionados na região mais inferior apresentaram maior resistência à fratura do que aqueles cujos reforços situavam-se mais próximos à superfície oclusal.

Vallittu, Lassila, Lappalainen<sup>80</sup>, em 1994, citam que as fibras para reforço deveriam ser utilizadas com o propósito de se aumentar a resistência flexional e a rigidez dos materiais poliméricos. Os autores defendem que uma ótima adesão entre as fibras e a matriz do polímero é essencial para o aumento da resistência mecânica. Essa adesão, por sua vez, pode ser conseguida e aumentada pelo uso de um composto de silano. A fim de se compreender o efeito da quantidade de fibras sobre a resistência dos polímeros utilizados em Odontologia, os autores estudaram a resistência flexional de espécimes em resina acrílica PMMA termo-polimerizável reforçados com fibras de vidro, fibras de aramida e fibras de carbono, todas unidirecionais. As fibras foram inseridas no centro do espécime, no sentido vertical, utilizando três concentrações em peso, a depender do tipo de reforço. Os autores observaram em seus resultados, que a incorporação de qualquer uma dessas fibras na resina acrílica aumentou estatisticamente sua resistência à flexão, sendo que esse aumento foi diretamente proporcional à concentração das mesmas. Não foram encontradas diferenças significativas entre os tipos de reforços. Evidenciou-se, porém, a presença de bolhas na interface fibra-resina onde se localizou a fratura. Os autores atribuíram a presença dessas bolhas à contração de polimerização do

monômero metilmetacrilato no qual as fibras foram imersas antes de sua incorporação à massa da resina acrílica, que é de cerca de 20% contra 8% do polímero PMMA.

Vallittu<sup>64</sup>, ainda em 1994, dando continuidade ao trabalho anterior, pesquisou a influência da imersão prévia em monômero das fibras de vidro sobre a resistência flexional do espécime em resina acrílica. O autor questionou inicialmente se a diferença de contração de polimerização entre a resina mais fluida, em contato direto com as fibras, e a resina que compõe o restante do provisório provocaria uma redução da resistência flexional do espécime. As fibras foram silanizadas e tratadas, antes da confecção do corpo de prova, de duas maneiras: imersão no monômero ou numa mistura polímero/monômero. Concluiu que, diminuindo a contração de polimerização da resina que fica em contato com as fibras, aumenta-se a resistência à flexão do corpo de prova. Essa contração pode ser amenizada pela imersão das fibras numa mistura de polímero/monômero, variando-se a proporção em peso (de 3:8 a 10:8), antes da polimerização do espécime. Por fim, observou-se que a imersão em uma mistura polímero/monômero fornece uma camada mais espessa de resina na superfície da fibra de vidro do que a imersão em monômero apenas.

Vallittu<sup>65</sup>, em 1995, elaborou um estudo para estabelecer a relação entre o tempo de polimerização e a resistência flexional de espécimes em resina acrílica PMMA termo-polimerizável reforçadas com fibras de vidro unidirecionais e silanizadas. Comparou-se a resistência flexional após processos de polimerização de 45 minutos, 2, 6 e 12 horas, a 80° C e após processos de 6 e 12 horas, com

imersão dos espécimes em água fervente durante os 30 minutos finais. Averiguaram-se também as causas e efeitos dos espaços vazios internos nos corpos de prova reforçados. Dentro do mesmo grupo, com e sem reforço, a resistência não variou significativamente em relação ao tempo de polimerização. Também não houve relação entre a presença de bolhas de ar entre as fibras e a resistência flexional, fortalecendo a hipótese, de que a resistência flexional é influenciada principalmente pelo contato entre a superfície das fibras e a matriz resinosa, e não pelo contato entre as fibras.

Em 1995, Vallittu, Vojtkova, Lassila82, pesquisaram a resistência ao impacto de espécimes em resina acrílica PMMA termo-polimerizável quando reforçados com fios metálicos de 1,0 mm de diâmetro ou com diferentes concentrações em peso de fibras de vidro unidirecionais e contínuas. As médias de resistência ao impacto dos grupos reforçados foram consideravelmente maiores que aquelas encontradas nos grupos sem reforço. Houve somente uma modesta diferença na resistência entre a utilização de fio e fibras, tendo estas últimas, originado melhores resultados.

De acordo com Hazelton et al.31 em 1995, a resina acrílica PMMA tem sido o material de escolha para a realização de próteses provisórias. Vários materiais e técnicas de reforço têm sido sugeridos. Os autores acrescentam que reforços realizados através de estruturas metálicas fundidas implica em maior custo e tempo de confecção. Investigaram o efeito de algumas variáveis experimentais sobre o desempenho de próteses provisórias em PMMA autopolimerizável, com distância inter-pilares de 23,0 mm: 1) prótese reforçada com fio ortodôntico 0,8 mm de

diâmetro e 2) prótese reforçada com uma fita metálica para confecção de bandas ortodônticas. Avaliou-se a carga quando foi perdido o selamento marginal do cimento nos pilares mesial e distal, além de registrarem a rigidez e a carga no momento da fratura destas próteses. Observou-se que as próteses reforçadas com as matrizes metálicas foram estatisticamente mais rígidas e necessitaram de maior carga para perder o selamento marginal nos pilares. Nenhuma diferença significativa foi notada na resistência à fratura entre as próteses com e sem reforço, entretanto, os autores relataram que os reforços mantiveram as duas peças fraturadas contíguas. Clinicamente, isso reduziria o risco de perda, ingestão ou aspiração da prótese provisória.

Segundo Samadzadeh et al.<sup>57</sup>, em 1997, os materiais restauradores provisórios geralmente exibem baixa resistência à fratura, especialmente em casos de próteses com pônticos extensos, de longa duração, localizadas em áreas de maior estresse mastigatório ou em pacientes que apresentam bruxismo. Porém, com a utilização de fibras de diversas composições e desenhos, observa-se um aumento da resistência desses materiais. Os autores avaliaram o efeito do uso de uma fibra trançada à base de poli(etileno) tratada com plasma sobre a resistência à fratura de corpos de prova simulando próteses provisórias com vãos de 22 mm. Os corpos de prova foram confeccionados em PMMA autopolimerizável e em um material restaurador provisório de polimerização dual à base de Bis-GMA. Os tipos de fratura foram analisados e classificados da seguinte forma: (a) parcial, quando a região de conexão da prótese permaneceu intacta e uma porção vestibular ou lingual do pôntico fraturou, separando-se da prótese; (b) não separada, quando houve fratura de um ou ambos os conectores, porém, o conjunto permaneceu unido pela fibra que não se fraturou e (c) catastrófica, quando o pôntico sofreu uma fratura dividindo-o em várias partes que se separaram da prótese. Ao final, verificou-se que o reforço de poli(etileno) aumentou significantemente a resistência à fratura das próteses confeccionadas no material Bis-GMA. No grupo confeccionado com resina acrílica PMMA autopolimerizável, o reforço não conferiu aumento estatisticamente significativo dessa resistência. Todavia, os autores enfatizam que, em ambos os grupos reforçados, o modo de fratura foi mais favorável, ou seja, do tipo parcial ou não separada.

Vallittu, em 1997<sup>66</sup>, executou um trabalho com o propósito de determinar, através da medida de resistência flexional de espécimes reforçados com fibras de vidro, como a interação do silano (γ-metacriloxi -propiltrimetoxisilano) à superfície da fibra vidro é influenciada por diferentes temperaturas e períodos de tempo de polimerização. As fibras de vidro silanizadas foram colocadas em um forno elétrico por vários períodos de tempo, variando-se a temperatura. Após a sua cura, as fibras silanizadas foram inseridas numa mistura de resina PMMA auto-polimerizável em uma concentração, em peso, de cerca de 17%. Os espécimes foram polimerizados com auxílio de pressão de 2 bar a uma temperatura de 40° C. A resistência flexional foi obtida através de um teste de carga de três pontos. Observou que os valores dessa resistência não apresentaram diferença significante entre os espécimes não reforçados e os que receberam fibras não silanizadas. Os maiores valores de resistência foram observados quando a polimerização do silano ocorreu por 120 minutos à temperatura de 100°C. As imagens obtidas do microscópio eletrônico de varredura mostraram que não houve qualquer partícula de resina aderida às fibras não silanizadas, e que algumas partículas de PMMA foram detectadas na superfície das fibras de vidro quando estas foram previamente tratadas superficialmente com silano polimerizado a uma temperatura acima de 22°C. Para o autor, se torna essencial a polimerização do silano em temperaturas maiores que a ambiente previamente a sua adição à resina PMMA.

Vallittu<sup>68</sup>, ainda em 1997, apresentou resultados preliminares de um estudo clínico que avaliou a utilização de fibras de vidro no reparo das bases de doze próteses totais e dez próteses parciais removíveis. A avaliação foi feita após 13 meses de uso, em média. Muitas das próteses utilizadas nesse estudo já tinham história de fratura recorrente de sua base em PMMA. Utilizou-se para o reparo, fibras de vidro unidirecionais e silanizadas. Houve recorrência da mesma fratura somente em duas próteses. Em outras seis, as fraturas ocorreram em novas posições. Com base nesses resultados o autor suporta o uso dessas fibras no reparo de próteses removíveis, totais ou parciais, observando cuidadosamente as áreas de maior tensão, nas quais elas devem ser inseridas. O autor finaliza relatando que, apesar dos resultados serem promissores, há necessidade de uma avaliação mais longa.

Vallittu<sup>69</sup>, em 1997, estudou a influência da inclusão de fibras trançadas de poli(etileno) de alto peso molecular, tratadas com gás de plasma, sobre a resistência flexional de espécimes em resina acrílica PMMA auto-polimerizável. As fibras, em uma ou duas camadas, foram inseridas no terço inferior dos corpos e o ensaio realizado foi um teste compressivo de carga de três pontos. Os resultados

evidenciaram uma melhora, embora modesta, na resistência flexional dos espécimes. Baseado na análise microscópica eletrônica de varredura dos espécimes fraturados, o autor atribuiu o pequeno aumento na resistência dos espécimes à falta de união adequada entre a matriz resinosa e a fibra.

Miettinen, Vallittu<sup>48</sup>, em 1997, explicaram que a resina acrílica PMMA tem sido utilizada como matriz polimérica para compostos reforçados com fibras. O uso dessa resina, entretanto, apresenta alguns problemas, já que uma das dificuldades encontradas é a inadequada impregnação das fibras pela matriz de PMMA. A efetiva impregnação das fibras permitiria um contato mais íntimo com a matriz aumentando a resistência do composto. Um dos mecanismos para melhorar a adesão entre as fibras e o PMMA é a aplicação de uma solução fluida de PMMA-MMA sobre a fibra ou sua imersão em monômero MMA. Essas duas técnicas, porém, aumentam a quantidade de monômero residual e a sua consequente liberação do composto resina-fibra. Com a proposta de estudar esse problema, os autores realizaram uma pesquisa para se determinar a liberação de monômero MMA residual em água, por espécimes em resinas acrílicas PMMA auto e termo-polimerizáveis, com e sem a adição de reforço à base de fibras de vidro. Utilizou-se barras com fibras de vidro contínuas, unidirecionais e silanizadas, umedecidas com cerca de 10 gotas de monômero antes de sua incorporação à resina. As amostras em resina termoativada foram imersas em água fervente por 45 minutos, enquanto os espécimes em resina auto-polimerizável foram polimerizados sob pressão e temperatura de 45° C, durante 10, 30 e 60 minutos. O ciclo de polimerização foi determinante no conteúdo de monômero residual liberado. Um menor tempo de polimerização resultou em uma maior liberação desse monômero. Nos espécimes reforçados obtidos com a resina ativada quimicamente, a quantidade de monômero residual foi semelhante àqueles sem reforço, entretanto a liberação de monômero nas amostras termo-

polimerizáveis, com e sem reforço, foi significantemente menor que as auto-

polimerizáveis.

Vallittu, Narva<sup>79</sup>, também em 1997, compararam a resistência ao impacto de uma resina acrílica PMMA auto-polimerizável quando reforçada com fibras de vidro ou com uma associação de fibras de vidro e fibras de aramida. Espécimes em forma de barras foram confeccionados e quando foi utilizado o reforço adicional, este foi posicionado no lado onde há maior tensão de tração no interior do corpo de prova, isto é, mais inferiormente.

A utilização de fibras de vidro silanizadas aumentou consideravelmente a resistência ao impacto do polímero auto-polimerizável. Observaram, entretanto, que o efeito da inclusão de fibras adicionais no lado de tensão, tanto de aramida quando de vidro, não foi relevante nessa resistência.

Vallittu, em 1997<sup>67</sup>, avaliou a espessura da camada superficial não-polimerizada de uma resina acrílica PMMA auto-polimerizável, através da medição da camada de inibição, quando adicionada fibras de vidro em seu interior. Utilizou 3 proporções de pó-líquido, em peso, diferentes: 10:8, 10:9 e 10:10. A camada de inibição consiste numa porção da resina, desde a sua superfície a uma profundidade variável, que é submetida à ação inibitória do oxigênio em relação à polimerização. Essa camada foi avaliada através de uma técnica microscópica de luz polarizada. Os espécimes foram polimerizados sob pressão (300 kPa) e calor (55,0°C) por 15

minutos. Os resultados evidenciaram que a proporção pó-líquido da mistura de PMMA e a adição de fibras de vidro influenciaram significantemente na espessura da camada de inibição. Os autores observaram que utilizando uma maior relação pólíquido, ou seja, provocando uma mistura mais viscosa, menor foi a camada de inibição, e que essa camada foi maior nos espécimes com fibras em seu interior. Concluem ratificando a importância de uma boa impregnação da fibra pela mistura da resina para que se evitem espaços vazios nessa interação, que agem como áreas de armazenamento de oxigênio inibindo a polimerização de áreas da resina PMMA.

De acordo com Vallittu<sup>72</sup>, em 1998, a utilização de fibras como reforço dos polímeros odontológicos tem fornecido melhores resultados mecânicos do que os fios metálicos. Determinou-se resistência à fratura de corpos de prova semelhantes a próteses provisórias de três unidades com vãos de 10,0 mm, sendo dois pilares e um pôntico, quando reforçados apenas com fibras de vidro unidirecionais ou associadas à forma trançada. Utilizou uma mistura de pó da resina PMMA e líquido do monômero n-butilmetacrilato, e as fibras foram distribuídas de três formas: uma, duas ou três fibras unidirecionais. Foram também confeccionados espécimes contendo três fibras unidirecionais e uma trançada. A vantagem das fibras empregadas nesse estudo seria a sua pré-impregnação com um polímero que possibilita maior adesão à matriz polimérica. Os corpos de prova foram submetidos a um teste compressivo de carga de três pontos. Observou-se que a adição das fibras aumentou significativamente a resistência à fratura das próteses, embora, segundo o autor, o posicionamento das fibras não tenha sido o ideal, ou seja, não foram inseridas na sua parte inferior onde se concentraram as tensões de tração. Por fim, o uso da fibra trançada próxima aos pilares aumentou a resistência dos retentores.

Em 1998, Stipho<sup>59</sup> mencionou os diversos tipos de fibras utilizados com a finalidade de melhorar as propriedades mecânicas das resinas à base de PMMA utilizadas em próteses provisórias. Segundo o autor, as fibras de aramida e carbono são reforços eficazes, porém não fornecem uma boa estética, assim como os fios e malhas metálicas, que normalmente exigem um sobrecontorno em regiões menos espessas da prótese. As fibras de poli(etileno), apesar de fornecerem características estéticas ao composto reforçado, não são práticas, exigindo cuidados na sua manipulação. Por outro lado, defendeu que as fibras de vidro apresentam maior potencial como reforço das restaurações provisórias. O autor procurou estudar o efeito de diversas concentrações de fibras de vidro na forma de pequenos feixes, nas propriedades mecânicas de uma resina autopolimerizável à base de PMMA. Avaliou-se a resistência flexional, a deformação e o módulo de elasticidade dos espécimes em resina, variando a concentração em peso (1%, 2%, 5%, 10% e 15%) das fibras na sua mistura. Encontrou-se um aumento significativo na resistência flexional dos grupos reforçados com as concentrações de 1% e 2% de fibras, ao passo que, maiores concentrações provocaram diminuição dessa resistência. Além disso, a deformação no momento da fratura foi estatisticamente maior no grupo com a concentração de 1%. O autor finalizou ratificando que altas concentrações de fibras de vidro incorporadas à mistura da resina resultam na perda de homogeneidade e aumento da porosidade, provocando a redução de sua resistência.

Vallittu<sup>71</sup>, também em 1998, fez um estudo motivado a determinar experimentalmente a resistência à tração e o módulo de elasticidade de compostos em resina acrílica PMMA auto-polimerizável reforçados com fibras de vidro unidirecionais. Espécimes medindo 16 x 3 x 2 mm foram confeccionados em um desenho em forma de alteres, próprio para testes de tração, adicionando fibras em diversas concentrações em peso, longitudinalmente e paralelas à força. Esses corpos de prova foram mantidos em água a 37°C durante quarenta dias.

Evidenciou que os espécimes reforçados com 14,8 % em peso de fibras tiveram sua resistência à tração e módulo de elasticidade aumentados significantemente. Esses valores, entretanto, foram menores que os encontrados através de um cálculo teórico, considerando os materiais puros, secos e totalmente aderidos uns aos outros. O autor percebeu que essa diferença foi encontrada por uma diversidade de variáveis tais como: a imersão em água, a dificuldade de se obter uma interface resina-fibra com uma adesão mais forte e a característica multifásica do PMMA usado na Odontologia, justificando sua heterogeneidade. Explicou ainda que o PMMA é polimerizado a partir de uma mistura de pérolas prépolimerizadas de PMMA e o monômero líquido MMA, formando um polímero multifásico contendo uma matriz polimérica, pérolas de PMMA e uma rede polimérica interpenetrando estes dois componentes.

Vallittu, Ruyter, Ekstrand<sup>81</sup>, em 1998, determinaram as propriedades flexionais de dois polímeros à base de PMMA, um auto e outro termo-polimerizável, quando reforçados com fibras de vidro contínuas ou com fibras de sílica, em função do tempo de armazenamento em água. Espécimes em forma de barra foram submetidos a um teste de carga de três pontos para avaliação do limite da resistência flexional à fratura, após a imersão em água destilada, durante 2, 4, 12, 24 e 48 semanas. Em seus resultados, observou-se que o armazenamento em água diminuiu significativamente a resistência flexional dos espécimes sem reforço, evidenciando o efeito plastificante resultado da interação das moléculas de água com a estrutura do polímero. A resistência flexional também decresceu nos espécimes reforçados, tanto com as fibras de vidro quanto com as de sílica, sendo que os reforçados com fibras de sílica sofreram maior redução na resistência. Verificou-se ainda que a adesão entre as fibras e a matriz da resina diminuiu com a imersão em água, porém os espécimes reforçados com fibras de vidro sofreram menor redução nessa adesão. Os autores explicaram que as regiões das fibras que não sofreram uma boa impregnação pela resina causaram porosidades que, provavelmente, aumentaram a absorção de água levando à diminuição da resistência flexional, sendo que as fibras de sílica apresentaram-se menos impregnadas pela resina do que as fibras de vidro.

Chung, Lin, Wang, em 1998<sup>8</sup>, avaliaram o efeito de fibras de vidro, posicionadas de diversas formas, sobre a resistência flexional de uma resina acrílica autopolimerizável PMMA para confecção de restaurações provisórias. Inseriram as fibras, na concentração de 1% em peso, nos espécimes em forma de barra nas seguintes posições: no terço superior, no terço médio, no terço inferior e uma dupla camada de fibras contidas no terço superior e no terço inferior do espécime. Além disso, incluíram as fibras de vidro cortadas em pequenos pedaços na mistura da resina nas concentrações de 1 a 8%, em peso. Os espécimes foram submetidos a um teste de carga de três pontos para registro da carga máxima suportada. Observaram em seus resultados que os espécimes que portavam as fibras de vidro no seu terço inferior e nos terços inferior e superior formando a dupla camada apresentaram significantemente melhores resultados de resistência flexional. Naqueles em que as fibras foram inseridas na mistura de resina, quando foi utilizada uma concentração acima de 4% em peso, houve um aumento significante da resistência à flexão. Os autores, por fim, discutem que a resistência alcançada com a inclusão de fibras de vidro na resina excede a resistência do material e que as restaurações realizadas desta maneira podem ser mais duradouras e as fraturas na região do conector podem ser evitadas.

Vallittu<sup>73</sup>, em 1999, relatou que a resistência flexional dos polímeros à base de PMMA usados em próteses provisórias pode ser ligeiramente aumentada pelo uso de reforços metálicos, entretanto, a influência desses reforços sobre a resistência à fadiga é questionável. As fibras de vidro, por sua vez, podem oferecer tanto características estéticas quanto melhores propriedades mecânicas, incluindo aumento da resistência à fadiga. Um dos requisitos para a eficiência dessas fibras é que elas mantenham uma ótima união com a matriz do polímero PMMA. A boa impregnação das fibras, portanto, concorre pelo aumento dessa adesão. Motivado por essa afirmativa, o autor pesquisou a resistência à flexão de polímeros à base de PMMA auto e termo-polimerizáveis utilizados para a confecção de bases de próteses totais e fixas provisórias, quando reforçados com um sistema de fibras de vidro unidirecionais e trançadas, pré-impregnadas com um polímero poroso. A impregnação presente na superfície das fibras facilita o molhamento pela mistura

polímero/monômero. Esse molhamento leva à plastificação por dissolução da camada de polímero poroso. Após a obtenção dos espécimes, segundo as normas ISO, realizou-se o teste de carga de três pontos. Observou que ambos os reforços aumentaram significativamente a resistência flexional dos polímeros estudados. A resistência encontrada com as fibras unidirecionais foi maior que a oferecida pelas fibras trançadas. A análise microscópica eletrônica, por fim, evidenciou que ambas as fibras foram bem impregnadas pela matriz do polímero utilizado.

Taner et al<sup>60</sup>, 1999, avaliaram e compararam a resistência ao impacto e à tração de uma resina à base de PMMA termo-ativado, a qual foi reforçada com diversas quantidades de fibras de poli(etileno) de alto peso molecular com concentrações variando entre 1% a 10% em peso, sem qualquer tratamento ou modificação química superficial destas fibras. Encontraram em seus resultados, uma relação linear existente entre a concentração de fibra e a resistência ao impacto, não existindo diferenças significativas somente quando as concentrações foram entre 1% e 2%. A concentração de 10% em peso das fibras resultou nos maiores valores dessa resistência.

Sobre a resistência à tração, os autores observaram uma diminuição inicial nesta propriedade associada com a inclusão de fibras na mistura, tendo uma pequena recuperação quando a concentração alcançou 5%. A adição de fibras além dessa concentração diminuiu drasticamente a sua resistência à tração. Os autores relataram que embora clinicamente o alongamento por tração muitas vezes não alcance o seu limite de resistência, os resultados não podem ser subestimados.

Nohrström, Vallittu, Yli-Urpo<sup>50</sup>, em 2000, defenderam que a qualidade das próteses parciais fixas provisórias depende de uma boa integridade marginal, adequada rigidez e resistência suficiente para resistir às cargas mastigatórias. A rigidez e a resistência são resultados do tipo de polímero e do possível tipo de reforço utilizado. Os autores concordaram que os polímeros mais utilizados são baseados em PMMA ou em uma variação do mesmo. No que diz respeito aos reforços, explicaram que as fibras de poli(etileno) apresentam a desvantagem de não permitir uma boa adesão entre a matriz polimérica e sua superfície. As fibras de vidro, ao contrário, por possibilitarem a sua silanização apresentam uma boa adesão com a matriz de PMMA, aumentando seu potencial de reforço desses materiais. Os autores, sustentados por essas informações, estudaram a influência da posição e do número de fibras de vidro com arranjos unidirecionais ou entrelaçados, na resistência à fratura de próteses provisórias confeccionadas com uma mistura do polímero PEMA e o monômero n-butilmetacrilato. Avaliou-se, além disso, a influência da distância entre os pilares sobre a resistência e o posicionamento das fibras: na superfície oclusal dos preparos dos pilares, na superfície inferior do pôntico e em ambas as posições. Foram confeccionadas próteses com vãos de 10,0, 17,0 e 19,5 mm. Os autores concluíram que a utilização de fibras posicionadas na parte inferior do pôntico, associadas a um primeiro reforço localizado próximo à superfície oclusal dos pilares, aumentou a resistência à fratura dos corpos de prova. A eficiência dos reforços foi mais evidente quando se utilizaram próteses com vãos mais extensos.

Vallittu, em 2000<sup>74</sup>, relatou que as fibras de vidro são os reforços mais utilizados na área de prótese odontológica em função de suas boas qualidades

estéticas e boa adesão à matriz dos polímeros através do uso do silano. Em um ambiente úmido como a cavidade bucal, entretanto, pode haver indução de efeitos corrosivos na superfície das fibras de vidro causada pelas moléculas de água que se difundem através da matriz polimérica. Isso pode levar à redução das propriedades mecânicas em função de mudanças estruturais do material que compõe a prótese. A partir dessa afirmativa, avaliou as propriedades flexionais de duas resinas PMMA, uma termo-polimerizável e outra auto-polimerizável, reforçadas com fibras de vidro e fibras de sílica após o armazenamento em água por, 2, 4, 12, 24, 48 e 180 semanas (3 anos e 9 meses). Confeccionou espécimes retangulares em forma de barra onde incluíram ambas as fibras previamente silanizadas. A resistência flexional, em função do tempo de armazenamento em água, apresentou uma diminuição de 27% e 33%, quando se utilizou as fibras de vidro e sílica, respectivamente, e um decréscimo de 22% nos espécimes sem reforço. O módulo de elasticidade, da mesma forma apresentou uma diminuição de seus valores em função do tempo de imersão em água, exceto para o grupo reforçado com as fibras de vidro. O autor discute que a redução na resistência flexional e na rigidez de um composto reforçado com fibras de vidro pode ser causada, principalmente, mais pelo efeito plastificante produzido pela sorção de moléculas de água pela matriz polimérica que por mudanças na interface entre essa matriz e a fibra.

Lastumäki, Lassila, Vallittu, em 200145, defenderam que é necessário se reforçar os polímeros utilizados na Odontologia, em função de suas propriedades mecânicas inadequadas, tais como a resistência à flexão e à rigidez. Avaliaram as propriedades mecânicas de uma resina à base de poli(amida) reforçada com fibras de vidro, indicada para a confecção de próteses parciais fixas em resina, quando armazenada por 3 meses em água ou ambiente seco. Utilizaram espécimes retangulares em forma de barra que foram submetidos a um teste de carga de três pontos para registro da resistência flexional e do módulo de elasticidade. Observaram que o armazenamento em água diminuiu significantemente ambas as propriedades estudadas. A absorção de água, segundo os autores, pela resina poli(amida) pode resultar em uma hidrólise de sua cadeia polimérica, aumentando a degradação da superfície das fibras, e promovendo um efeito plastificante da matriz da resina.

Conforme Bae et al, em 2001<sup>1</sup>, a maneira como as fibras participam do aumento da resistência à fratura de uma resina é dependente da composição dessa fibra, de sua orientação, concentração em peso, e de sua adesão com a matriz resinosa. O efeito de diversos reforços, com diferentes composições e desenhos, com e sem pré-impregnação de sua superfície, na resistência flexional e no módulo de elasticidade de uma resina composta, foi objeto de seu estudo. Utilizaram uma fibra de poli(etileno), uma fibra de poli(aramida) ou kevlar, e três fibras de vidro. Do total, apenas duas fibras de vidro foram pré-impregnadas com uma matriz Bis-GMA. Os reforços foram posicionados no terço inferior dos espécimes em forma de barra, que após 24 horas de sua confecção e imersos em água destilada, foram submetidos a um teste de carga de três pontos. Em seus resultados, observaram que em relação ao módulo de elasticidade, ou seja, sua rigidez, uma das fibras de vidro pré-impregnadas e as fibras de aramida geraram valores maiores que as demais. O uso da fibra de poli(etileno), por sua vez, mostrou uma diminuição dessa propriedade quando comparado ao grupo controle, sem reforço. No que diz respeito à resistência flexional, as fibras de aramida resultaram nas maiores médias, seguidas das fibras de vidro. Os autores discutem que quando uma resina reforçada com fibras é utilizada na confecção de uma prótese parcial fixa em regiões de maior estresse mastigatório, deve ser recomendado um material com alta resistência à flexão e alto módulo de elasticidade. As fibras de poli(aramida) e as fibras de vidro parecem ser materiais recomendados para esse fim. Os resultados, entretanto, obtidos através de um teste estático têm uma aplicabilidade limitada à área clínica em função do modo como a força é aplicada. Por fim, sugerem mais estudos, incluindo os testes de fadiga.

John, Gangadahar, Shah, em 2001<sup>35</sup>, realizaram um estudo para determinar se a resistência flexional de uma resina PMMA autopolimerizável poderia ser melhorada por meio do reforço com três tipos de fibras. Foram preparados dez espécimes de dimensões similares para cada um dos quatro grupos experimentais: (controle) resina acrílica convencional; grupo de resina acrílica reforçada com fibras de vidro; grupo de resina acrílica reforçada com aramida e grupo de resina acrílica reforçada com fibras de nylon. O teste de resistência flexional foi realizado através de um teste de carga de três pontos. O grupo reforçado com fibras de vidro apresentou valores significativamente maiores de resistência flexional, seguido pelos grupos reforçados com poli(aramida), com nylon e pelo grupo sem reforço (controle), não havendo diferença entre os dois últimos grupos. Os autores concluíram que o reforço da resina PMMA com fibras de vidro, aramida ou nylon aumenta a sua resistência flexional. O tipo de fibra mais indicado depende do tipo de prótese a ser confeccionada. As fibras de vidro e aramida parecem ser adequadas para uso em próteses totais e extensões distais de próteses parciais removíveis. O reforço com fibra de vidro também parece prevenir fraturas em próteses fixas provisórias devido ao aumento da resistência na área dos conectores.

Uzun, Keyf, em 2001<sup>61</sup>, avaliaram o efeito de várias formas de fibras de vidro: cortadas em pequenos pedaços, entrelaçada e na forma longitudinalmente unidirecional, sobre a resistência flexional, o módulo de elasticidade e a máxima deflexão de resina poli(metilmetacrilato) auto-polimerizável. uma confeccionados espécimes em forma de barra onde foram incluídas as fibras em suas diferentes formas, todas constituindo uma concentração em peso de 1%. Os espécimes foram testados após 24 horas de armazenamento em água destilada, à temperatura ambiente. Os valores da resistência flexional e do módulo de elasticidade foram maiores para os grupos reforçados, sendo que o grupo que incluiu a fibra na forma unidirecional apresentou as maiores médias. Os grupos reforçados, da mesma maneira, apresentaram valores médios de deformação máxima maiores que o grupo controle sem reforço. Apesar dos resultados não apresentarem diferenças significantes, os autores enfatizam a relevância clínica do estudo mostrando que a resistência flexional foi aumentada pela inclusão das fibras.

Ellakwa, Shortall, Marquis, em 2002<sup>17</sup>, avaliaram a influência de três tipos de fibras: fibras de poli(etileno), fibras vidro e fibras de aramida sobre a as propriedades flexionais de uma resina composta de uso indireto, observando, além disso, dois agentes de superfície (um adesivo sem carga contendo silano, e um adesivo com carga sem silano) e dois períodos de armazenamento em água. Confeccionaram

espécimes em forma de barras, inserindo as fibras em seu terço inferior onde predominam as forças de tração durante à flexão, para registro da resistência flexional e do módulo de elasticidade. Observaram em seus resultados que o tipo de fibra e o tipo de agente adesivo têm influência significante dos espécimes reforçados, e que somente o primeiro tem efeito sobre o módulo de elasticidade. Quando o agente adesivo sem carga foi utilizado, após 24 horas de imersão em água, os valores médios da resistência flexional entre as fibras diferiram significantemente, onde a fibra de vidro apresentou maiores valores que a fibra de poli(aramida) que demonstrou semelhança nessa propriedade em relação a fibra de poli(etileno). Quando se utilizou o adesivo com carga nesse mesmo período de armazenamento, da mesma forma provocou diferenças, onde a fibra de vidro resultou em valores semelhantes aos encontrados com a fibra de poli(aramida) que, por sua vez, foram significantemente maiores que aqueles da fibra de poli(etileno). O agente adesivo com carga produziu estatisticamente um maior aumento da resistência flexional quando comparado com o agente sem carga quando se utilizou as fibras de poli(aramida) e de poli(etileno). Após seis meses de armazenamento em água a resistência flexional foi significantemente maior para o grupo reforçado com poli(aramida) comparado aos outros dois grupos. Foi observado que a inclusão de qualquer tipo de fibra resulta em um aumento do módulo de elasticidade de forma significante. Além disso, o armazenamento em água por seis meses não afetou esta propriedade de forma significante. Dentro das limitações do estudo, os autores concluiram que as propriedades flexionais da resina indireta estudada foram influenciadas significantemente pela combinação da adição dos três tipos de fibras com a utilização de dois tipos de agentes adesivos, e que o armazenamento em água pode interferir nessas propriedades, dependendo do tipo de reforço utilizado.

Fujii et al, em 2002<sup>21</sup>, estudaram a estabilidade térmica e as propriedades dinâmicas viscoelásticas e físico-mecânicas de uma resina composta de uso indireto reforçada com fibra de vidro indicada para coroas e pontes. As propriedades dinâmicas viscoelásticas, módulo dinâmico de cisalhamento e perda mecânica tangencial, foram avaliadas através de um teste que aplicou uma força de torção dentro do limite de elasticidade da resina utilizada para registro da resistência à essa força em função do aumento de temperatura. A resistência flexional foi mensurada utilizando-se um teste de carga de três pontos. Além dessas propriedades, avaliaram a expansão térmica e a sorção de água. Executaram os testes nas três partes que compõem esse sistema de resina reforçada para coroas e pontes: infraestrutura reforçada com fibras dispostas em forma de malha; estrutura do pôntico reforçada com fibras unidirecionais; e resina de revestimento que normalmente é aplicada sobre as duas primeiras. Observaram em seus resultados que, das propriedades viscoelásticas estudadas, os maiores valores de módulo de cisalhamento foram obtidos com o material da infra-estrutura com fibras em forma de malha. Justificam-se esses valores pela resistência à deformação auxiliada pela quantidade de carga na resina ou fibra de vidro, e união química ou fricção produzida entre a matriz resinosa e as partículas de carga ou fibras de vidro silanizadas. O coeficiente de expansão térmica e a absorção de água foram menores quando o material apresentou uma maior quantidade de partículas de carga e fibra de vidro. A estrutura do pôntico contendo fibras de vidro dispostas

unidirecionalmente resultou nos maiores valores de resistência flexional e deflexão máxima, e para os autores, esse material em particular se caracterizou em "excepcionalmente resistente".

Vallittu, em 2002<sup>76</sup>, investigou a possibilidade de se reforçar o reparo de facetas estéticas de próteses metalocerâmicas com resina composta e fibras de vidro. Com esse propósito, o autor simulou uma situação de reparo de uma faceta de porcelana fraturada. Dividiu o estudo em dois grupos experimentais: reparo com resina com uma fita de fibra de vidro e com resina com duas fitas de fibra de vidro, mais um grupo controle que incluiu a resina sem reforço. Os espécimes foram submetidos a uma carga aplicada na margem incisal desses reparos. Além da resistência à fratura, estudou a emissão acústica durante a fratura. Em seus resultados, observou que os valores de força de fratura para o grupo reforçado com duas fitas de fibra de vidro foram significantemente maiores que os registrados pelo grupo reforçado com uma fita somente, e que ambos os grupos experimentais obtiveram, estatisticamente, maiores valores de resistência que o grupo controle. A análise acústica demonstrou que os reparos realizados com duas fitas geraram maiores valores de emissão acústica durante a fratura significando uma propagação de fratura por delaminação. Por fim, o autor enfatiza que o uso de fibras de vidro no reparo de próteses com resina composta contribui com o aumento da resistência dessa restauração.

Bastos, em 2003<sup>2</sup>, estudou o efeito de diversos reforços sobre a resistência flexional e o tipo de fratura de uma resina PMMA autopolimerizável indicada para a confecção de próteses provisórias, por meio de um teste de carga de três pontos

estabelecido pela norma ISO nº 10477. A análise estatística mostrou que os grupos reforçados com fio metálico de Ø 0,7 mm, fibra de vidro trançada impregnada e fibra de poli(etileno) tratada superficialmente com plasma aumentaram significativamente a resistência flexional. Os grupos reforçados com fibra de vidro unidirecional e com fio de amarrilho metálico trançado não influenciaram essa propriedade. As fraturas dos espécimes reforçados foram consideradas mais favoráveis ocorrendo de forma predominante os tipos Ausente e Parcial.

Keyf, Uzun, Mutlu<sup>38</sup>, em 2003, avaliaram a resistência transversal de uma resina PMMA autopolimerizável reforçada com fibra de vidro submetida a dois tipos de tratamento superficiais. Foram empregados dois tipos de condições diferentes durante a fase de processamento da fibra: aplicação de HEMA em sua superfície e a exposição ao ar atmosférico. Os espécimes foram armazenados em água destilada à temperatura ambiente e testados 24 horas depois de sua confecção por meio de um teste de carga de três pontos. Encontraram diferenças estatisticamente significativas entre os grupo quanto à resistência flexional. O grupo reforçado com fibras de vidro tratadas com HEMA obteve valores significativamente maiores que grupo sem reforço. Os autores concluíram que o tratamento da fibra pode aumentar sua energia de superfície por meio da modificação química dessa superfície. O tratamento de superfície ocorre através de um gás parcialmente ionizado que contém íons, elétrons e outras espécies neutrais com muitos níveis de energia. Quando energizados por um campo elétrico, radicais livres, íons e átomos são formados e podem interagir com as superfícies sólidas que sejam colocadas no plasma. Isso resulta em modificações da química da superfície do sólido, nesse caso, da fibra de vidro. O aumento da energia de superfície é responsável pela maior reatividade química e compatibilidade com outros materiais. Assim, os tratamentos com plasma, associado ao monômero HEMA ou ao ar atmosférico aumentaram a resistência flexional de espécimes em resina PMMA. As fibras sem tratamento agem como corpos incluídos na resina acrílica e, ao invés de lhe conferirem resistência, enfraquecem-na por quebrarem sua homogeneidade.

Rantala e colaboradores, em 2003<sup>53</sup>, determinaram a resistência à fadiga de grampos de aparelhos ortodônticos removíveis quando estes foram revestidos com um compósito reforçado com fibra de vidro. Para a confecção do aparato simulando o grampo foi utilizada uma resina acrílica PMMA autopolimerizável que revestia um fio ortodôntico com diâmetro de 1,0 mm. Uma fibra trançada de fibra de vidro foi utilizada para a confecção dos espécimes reforçados sendo posicionada entre a resina PMMA e o fio metálico de três formas distintas: uma fita de fibra no terço inferior do grampo; duas fitas na mesma posição; e duas fitas, uma no terço inferior e outra no terço superior. Foi estudado, além disso, a influência da imersão em água por dois períodos distintos: 5 e 30 dias, quando foi medida a sorção de água. Utilizaram um teste de fadiga com deflexão constante, à temperatura ambiente, numa freqüência de 8,3 Hz, com carga e deflexão máximas de 20 N e 1,0 mm, respectivamente. Observaram que o maior valor médio de resistência à fadiga foi alcançado pelo grupo em que o grampo foi reforçado com duas fitas de fibras de vidro, uma no terço inferior e outra no terço superior. O armazenamento em água não influenciou na resistência à fadiga dos espécimes reforçados, ao contrário dos sem reforço. A sorção de água variou entre 1,12 e 1,2%, em peso. Para os autores,

do ponto de vista clínico, o presente trabalho preocupou-se com um aspecto importante nos aparelhos ortodônticos removíveis que corresponde ao elemento de retenção. A inclusão de fibras de vidro evitaria, dessa forma, fraturas de parte desses aparelhos, incluindo seus grampos.

Segundo Song et al., 2003<sup>58</sup>, a resistência à fratura de um material utilizado para confecção de uma prótese parcial fixa depende de diversos fatores que incluem o módulo de elasticidade da infra-estrutura de suporte, a espessura da conexão da restauração, o desenho do preparo e o comprimento do espaço protético. Realizaram um trabalho para se avaliar os efeitos do preparo protético tipo "inlay", com e sem caixa proximal, e a medida do espaço protético, 7 e 11 mm. Utilizaram dentes humanos extraídos como dentes pilares, os quais foram preparados para receberem próteses parciais fixas adesivas confeccionadas em um resina composta de uso laboratorial reforçadas com uma infra-estrutura de fibras de vidro. Os espécimes foram submetidos a um teste de carga compressiva na região do pôntico através de uma haste de aço com 6 mm de diâmetro, para registro da força necessária à fratura e o tipo de falha. Preparos com caixa proximal resultaram, de forma significante, em maiores valores médios de resistência. Próteses com pôntico apresentando uma distância menor (7 mm), da mesma forma, mostrou-se mais resistente que aquelas com distância de 11 mm. Todos os espécimes demonstraram tanto uma fratura parcial quanto uma separação da resina de cobertura da infraestrutura de fibra de vidro, na região do pôntico.

Kim, Watts<sup>39</sup>, em 2004, examinaram o efeito da inclusão de uma fibra de vidro e do armazenamento em água sobre a tenacidade à fratura de resinas para restaurações provisórias. Os autores empregaram quatro resinas: três baseadas em polímeros de dimetacrilato e uma à base de monometacrilato. Foram utilizados espécimes em forma de barra com entalhes na sua parte inferior. Os valores de tenacidade à fratura do grupo reforçado foram significativamente superiores aos do grupo controle (não reforçado). Da mesma forma que no grupo não reforçado, o armazenamento em água ocasionou uma pequena e gradual redução na resistência à tenacidade dos grupos reforçados, porém sem significância. Os autores concluíram que a tenacidade à fratura das resinas utilizadas em seu estudo aumentou significativamente quando as mesmas foram reforçadas com fibras de vidro unidirecionais. O desempenho desses materiais reforçados mostrou-se satisfatório mesmo após o armazenamento em água por até dois meses.

Hamza et al.<sup>29</sup>, em 2004, consideram que as fraturas nas restaurações provisórias, especialmente nas próteses parciais fixas de vãos longos ou submetidos a maiores cargas oclusais são um importante problema clínico. Os autores têm sugerido diferentes técnicas para reforçar as restaurações provisórias, entretanto, o efeito dessas técnicas ainda não está claro. Assim, realizou-se um estudo cujo objetivo foi determinar a tenacidade à fratura e a resistência flexional de três tipos de resinas (PMMA, PEMA e Bis-GMA) para restaurações provisórias, reforçadas com diferentes fibras comercialmente disponíveis: duas fibras de vidro silanizadas e pré-impregnadas na forma unidirecional e trançada; três fibras de poli(etileno) tratadas com plasma e, por fim, uma fibra de poli(etileno) silanizada e tratada com plasma. Para o teste de tenacidade à fratura, foram fabricadas barras de acordo com as Especificações da Associação Americana para Testes de Materiais (ASTM). Para o

teste de resistência flexional, foram fabricados espécimes retangulares de acordo com a norma ISO 10477. Como resultado, os autores verificaram que, quanto à tenacidade à fratura, exceto os grupos reforçados com a fibra de vidro trançada e uma das fibras de polietileno tratadas com plasma, não houve diferenças significativas entre os grupos com e sem reforço. Quanto à resistência flexional, a resina PMMA reforçada resultou em valores significativamente maiores do que a resina PMMA sem reforço, exceto para o grupo reforçado com a fibra de vidro trançada. Quanto à resina de PEMA, dentre os espécimes reforçados, somente um dos grupos reforçados com fibra de poli(etileno) tratada com plasma não apresentou diferença significativamente maior que o grupo controle. A resistência flexional dos espécimes reforçados de PEMA foi significativamente maior que a dos não reforçados, exceto para os grupos com reforço de fibra de vidro trançada e uma das fibras de poli(etileno). A tenacidade à fratura dos espécimes de resina Bis-GMA reforçados foi significativamente maior que a dos não reforçados, exceto para o grupo reforçado com fibra de vidro trançada e com uma das fibras de poli(etileno) tratadas com plasma. Com relação à resistência flexional, os grupos que não apresentaram diferença estatística foram aqueles que utilizaram uma fibra de vidro trançada e duas das fibras de poli(etileno) tratadas somente com plasma. Em sua discussão, os autores ressaltam que as fibras usadas nesse estudo apresentavam diferentes formas e tratamentos de superfície e concluem que o uso das fibras de reforço, tratadas superficialmente, é um método efetivo de aumentar a tenacidade à fratura e a resistência flexional das restaurações provisórias de resina.

De acordo com Dyer et al., em 2005<sup>13</sup>, as resinas reforçadas com fibras têm sido utilizadas em diversas terapias protéticas incluindo a confecção de próteses provisórias e definitivas. Realizaram um estudo com a finalidade de se avaliar o efeito de diferentes preparos protéticos na resistência à fratura ou deslocamento de próteses parciais fixas em resina reforçada com fibras de vidro, confeccionadas de modo direto. Cada espécime consistiu de dois molares recém-extraídos posicionados em uma matriz de resina, distantes entre si 9,1 mm, nos quais foram realizados os seguintes preparos: total (controle); tipo "inlay" MO e DO; ausência de preparo; e a combinação dos dois últimos. A infra-estrutura reforçada com fibras foi confeccionada com uma mistura das resinas PMMA e monômero dimetacrilato. Essas estruturas foram cimentadas sobre os preparos ou à superfície dos dentes pilares através de um sistema adesivo, e posteriormente recobertas com uma resina composta para restauração de uso direto. Os espécimes foram armazenados em água deionizada a 37°C, submetidos a 5.000 ciclos térmicos (5°-55°C), e levados a um teste de resistência à fratura que consistiu de uma força aplicada sobre o pôntico através de uma esfera de 3,0 mm de diâmetro. Foram registrados a força necessária à fratura e o tipo de falha. As próteses confeccionadas sobre os preparos tipo "inlay" resultaram, significantemente, nos menores valores de resistência. O tipo de falha combinou, para todos os grupos experimentais, a fratura do conector associado a alguma outra falha: fratura do pôntico, fratura do retentor, separação completa do pôntico, separação do retentor, sem correlação direta destas falhas com algum preparo em particular.

## 2.4 Sobre ensaios de fadiga e avaliações clínicas utilizando resinas reforçadas com fibras

Rosentritt et al., em 1998<sup>56</sup>, apresentaram a possibilidade de se realizar um reparo intra-oral da resina de cobertura de próteses reforçadas com fibras evitando dessa forma a confecção de uma nova prótese. Avaliaram, in vitro, a influência do reparo de uma prótese parcial fixa em resina composta de uso laboratorial reforçada com fibras de vidro e a confiabilidade desse reparo através de um ensaio dinâmico termo-mecânico. As próteses parciais fixas adesivas de três elementos foram cimentadas sobre dentes humanos extraídos utilizados como pilares e submetidas a um ensaio termo-mecânico que incluiu 6.000 ciclos térmicos (5°/55°C) e 1.200.000 ciclos mecânicos com uma carga de 50 N, previamente, a um teste de resistência à fratura, com uma força sendo aplicada através de uma esfera de 12,5 mm de diâmetro no centro do pôntico. Após o registro da força necessária à fratura, os espécimes sofreram o reparo e novamente foram submetidos a um novo ensaio termo-mecânico com 2.400 ciclos térmicos e 480.000 ciclos mecânicos, com as mesmas características já descritas. Após esse novo ciclo, os espécimes novamente foram levados ao teste de carga compressiva para um novo registro da resistência à fratura. As próteses sofreram mais um novo ensaio com 6.000 ciclos térmicos (5°/55°C) e 1.200.000 ciclos mecânicos, previamente ao último registro de resistência. As próteses originais, sem reparo, demonstraram uma resistência à fratura de 1450 N após o primeiro ciclo termo-mecânico. Após o primeiro reparo e simulando, segundo os autores, dois anos de função intra-oral, esta resistência

diminui significantemente para cerca de 1000 N. Seguindo o segundo reparo, durante o terceiro ciclo termo-mecânico, quatro dos sete espécimes testados fraturaram durante o ciclo. Os espécimes remanescentes exibiram valores de 1290, 1000 e 1190 N de resistência à fratura. Concluíram que um reparo com resina composta de próteses reforçadas com fibras de vidro fornece resistência à fratura suficiente para sua função mastigatória.

Behr et al., em 2001<sup>3</sup>, investigaram a resistência à fratura e a adaptação marginal de próteses confeccionadas em compósito e reforçadas por fibras de vidro, cimentadas ou parafusadas sobre implantes. O primeiro grupo consistiu de próteses reforcadas cimentadas com cimento resinoso sobre intermediários cônicos de titânio e o segundo grupo foi composto por próteses parafusadas. Após a ciclagem termomecânica simulando cinco anos de uso, todos os espécimes foram submetidos à carga até que fraturassem. Analisou-se a adaptação marginal por meio de microscopia de varredura. As próteses de quatro elementos cimentadas apresentaram resistência à fratura semelhante às próteses parafusadas. Da mesma forma a análise da adaptação marginal mostrou resultados similares para as próteses cimentadas e parafusadas. A adesão entre o material de cobertura (compósito) e o cimento resinoso deteriorou-se de forma significativa após a ciclagem termo-mecânica. Os autores concluíram que as próteses implantosuportadas feitas com compósito reforçado por fibra de vidro, cimentadas ou parafusadas, podem se tornar uma alternativa às reconstruções metálicas.

Kolbeck e colaboradores, em 2002<sup>40</sup>, compararam in vitro a resistência à fratura e a adaptação marginal de próteses parciais fixas posteriores de três elementos realizadas com resina composta reforçada com fibras de poli(etileno) e com fibras de vidro. Utilizaram molares humanos extraídos como pilares revestindo suas raízes com uma camada de poli(éter) simulando a resiliência da membrana periodontal. Os pilares foram posicionados em uma matriz de resina PMMA distantes entre si 10 mm, representando um pôntico com dimensões de um molar. Os dentes pilares receberam preparos protéticos totais sendo que em um pilar o término limitou-se ao esmalte e no outro à dentina. Um cimento resinoso com polimerização dual foi utilizado para a cimentação das próteses. Todas as próteses foram submetidas a um ciclo de envelhecimento artificial termo-mecânico que correspondeu a 6000 ciclos térmicos, entre 5 e 55°C, e 1.200.000 ciclos mecânicos de 1,66 Hz com carga média de 50 N, previamente ao ensaio de fratura que consistiu de uma esfera de 12,5 mm de diâmetro que foi aplicada sobre o pôntico até que fraturasse. A análise da adaptação marginal foi feita antes e após a ciclagem termo-mecânica. Observaram em seus resultados que não houve diferença estatística na resistência à fratura quando se comparou as próteses realizadas com fibras de poli(etileno) ou fibras de vidro. Quando se avaliou, entretanto, a adaptação reforçadas com marginal, próteses fibras de vidro apresentaram, significantemente, melhores resultados, antes e após a ciclagem termo-mecânica. Discutiram que os resultados encontrados foram satisfatórios e promissores em relação ao uso clínico dessas próteses, porém observaram a natureza laboratorial do estudo, enfatizando que as condições bucais tendem a ser mais adversas que as simuladas nesse estudo e que os resultados, se avaliados na boca, podem ser diferentes.

Freilich e colaboradores, em 2002<sup>20</sup>, avaliaram clinicamente 39 próteses parciais fixas confeccionadas com uma infra-estrutura reforçada de fibras de vidro pré-impregnadas e unidirecionais, recobertas com uma resina composta híbrida de uso laboratorial. Foram analisadas 22 próteses realizadas sobre preparos totais e 17 próteses cimentadas sobre preparos parciais, durante um período de 37 meses. Os parâmetros registrados foram: a integridade superficial, o contorno anatômico e a integridade estrutural. Observaram que a taxa de sobrevivência foi de 95%, durante um período de 2,7 a 4,3 anos. A configuração do preparo não influenciou nos resultados da sobrevivência clínica. Para todas as próteses que permaneceram no estudo, os autores constataram poucas mudanças nos parâmetros clínicos avaliados, exceto uma perda de brilho superficial, encontrada na maioria dos casos. Defeitos passivos de reparo foram detectados em duas próteses após 24 meses. Em um exame da superfície oclusal, com o auxílio de réplicas analisadas no microscópio eletrônico de varredura, não houve indícios de exposição de fibras, além de um mínimo desgaste. Segundo os autores, próteses realizadas da maneira descrita, com uma infra-estrutura reforçada com fibras de vidro, quando em espaços protéticos reduzidos, podem ser utilizadas em certas situações clínicas substituindo próteses contendo metal.

Segundo Drummond, Lin, Mieske, em 2004<sup>12</sup>, os ensaios de ciclagem mecânica têm mostrado maior importância que a avaliação estática dos materiais restauradores odontológicos. Avaliaram um compósito à base de Bis-GMA que

contém além as partículas de carga, fibras de vidro em sua composição. Confeccionaram espécimes em forma de barras retangulares que foram submetidas a um ensaio mecânico de 5 Hz, entre 10 a 20 N, por 1, 1.000, 10.000 e 100.000 ciclos, em três ambientes diferentes: ar, água, saliva artificial e uma mistura de etanol e água. Metade dos espécimes sofreram um processo de envelhecimento por 4 meses nos ambientes descritos, e seguindo-se cada ciclo, foram levados a um teste de carga de três pontos para registro da tenacidade à fratura. Observaram em seus resultados que a maior taxa de fratura ocorreu para aqueles que foram armazenados ao ar e na mistura de água com etanol, com 43,3% e 48,3% dos espécimes fraturados durante o ciclo de fadiga. Atribuíram essa taxa de fratura a fraca união do silano entre as partículas de fibra de vidro causada pelo estresse residual ou ao ataque da matriz polimérica pelo etanol. Os espécimes armazenados na mistura de água/etanol e ao ar exibiram, significantemente, os menores valores de tenacidade à fratura. A diminuição dos valores desta propriedade nestes grupos foi consequência, de acordo com os autores, da deterioração da resina e/ou da união através do silano das fibras à matriz de resina.

Vallittu, em 2004<sup>77</sup>, realizou um estudo com a finalidade de se determinar as taxas de sobrevivência clínica de próteses adesivas confeccionadas em compósitos reforçadas com fibras de vidro, realizadas sobre vários tipos de preparos totais e parciais. Após um período médio de 42 meses (máximo de 63 meses), vinte e nove pacientes (29 próteses), que receberam estas próteses em compósitos reforçados, consideradas pelo autor como "próteses fixas com preços modestos e/ou próteses que preservam a estrutura dental", foram avaliados clinicamente em relação à descimentação e/ou fratura dessas próteses, presença de cáries secundárias, além de outros parâmetros clínicos. Observaram que duas próteses fraturaram e três sofreram descimentação. Três das próteses que falharam foram novamente cimentadas ou reparadas diretamente na boca. Através da análise visual evidenciaram pouco desgaste da resina de revestimento. A taxa de sobrevivência foi de 75%. O autor, baseado em seus resultados, sugere que próteses em compósitos reforçados com fibras de vidro retidas por vários tipos de preparos podem ser usadas satisfatoriamente na reabilitação de dentes perdidos.

Para Narva et al.49, em 2004, a confecção de grampos e conectores em próteses parciais removíveis é umas das aplicações para as resinas reforçadas com fibras que são considerados compostos com alta resistência à fadiga. Os autores avaliaram a rigidez e à resistência à fadiga de uma matriz de resina dimetacrilato (UDMA) contendo fibras de vidro, após a imersão em água por 30 dias. Foram confeccionados espécimes em forma de cilindros, com 2 mm de diâmetro e 60 mm de comprimento, em resina UDMA e fibras de vidro contínuas unidirecionais, silanizadas, pré-impregnadas com um polímero poroso termo-plástico à base de PMMA. Realizaram um teste de fadiga no qual uma das extremidades do espécime, com vão de 11,0 mm foi carregada até que defletisse 1,0 mm de forma constante, por no máximo 150.000 ciclos, a uma fregüência de 3,3 Hz. Foram registrados o número de ciclos em função da carga (N) suportada, para uma deflexão de 1,0 mm. Observaram em seus resultados que nenhum dos espécimes reforçados fraturaram durante os 150.000 ciclos. A força média requerida para causar a primeira deflexão de 1,0 mm foi de 33,5 e 37,7 N, em ambiente seco e úmido, respectivamente. Após os 150.000 ciclos, a média de força necessária para a mesma deflexão foi reduzida às médias de 23,4 e 13,1 N, em ambiente seco e úmido respectivamente. Segundo os autores, nenhum dos cilindros fraturou durante o ensaio de fadiga, e a diminuição da força requerida para causar uma deflexão de 1,0 mm pode ter sido resultado de outros fatores além da fadiga mecânica do material, como por exemplo, o desgaste da superfície do compósito onde era aplicada a força ou da fratura de algumas fibras causada pelo carregamento.

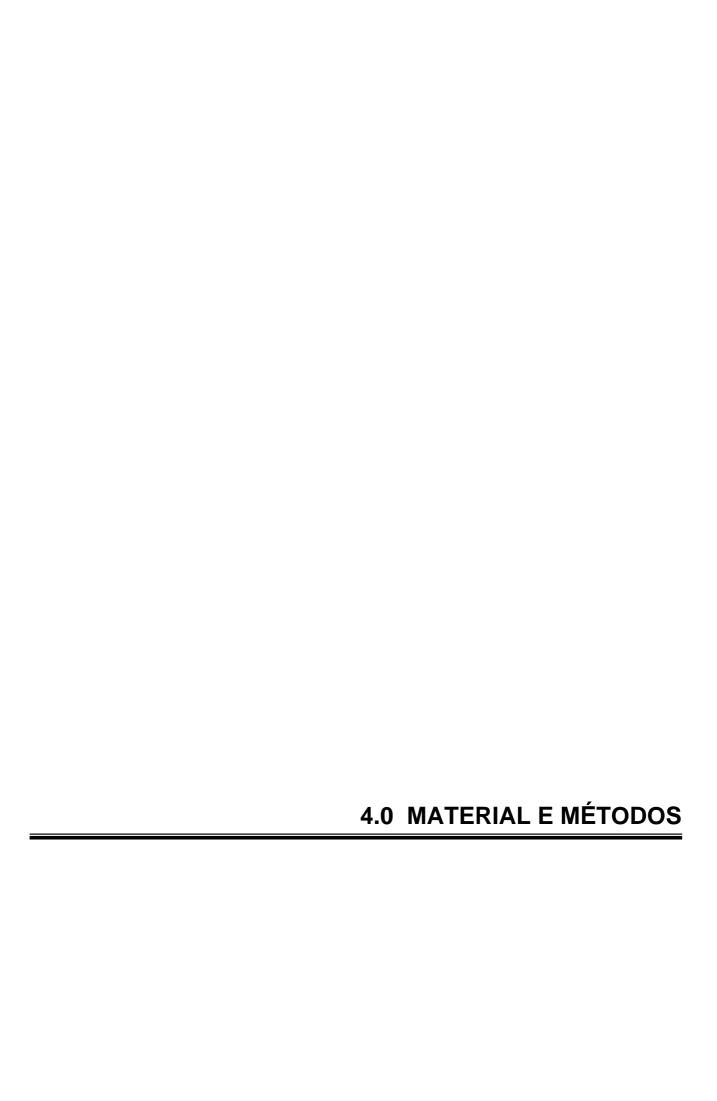
Göhring, Gallo, Lüthy, em 2005<sup>25</sup>, avaliaram o efeito do armazenamento em água, da termociclagem, além da adição e do posicionamento de fibras de vidro na resistência flexional de compósitos de cobertura utilizados em próteses parciais fixas. Vários tipos de compósitos indicados como material restaurador indireto e um material restaurador direto foram testados. Um material à base de Bis-GMA reforçado com fibras de vidro foi utilizado como infra-estrutura dos espécimes reforçados, tanto na posição superior quanto na inferior no interior do espécime em forma de barra. Os espécimes foram armazenados em água por 24 horas, 10 e 14 dias, e submetidos a 3000 ciclos (5° - 55°C) para serem observados em relação a estes parâmetros. Um ensaio de flexão de três pontos foi usado para obtenção da resistência flexional. Os autores observaram uma diminuição da resistência flexional após o armazenamento em água ou a termociclagem em todas as resinas testadas, quando não reforçadas. Nenhum dos materiais restauradores indiretos apresentou vantagem em relação ao material de uso direto. A resistência flexional destas resinas quando reforçadas foi até dez vezes maior que as sem reforço e não sofreram influência do armazenamento em água e da termociclagem. O reforço influenciou positivamente quando foi inserido na posição inferior, isto é, onde se localizam as tensões de tração durante o ensaio de flexão.



# 3.0 PROPOSIÇÃO

Este estudo laboratorial tem como proposta avaliar o efeito do tipo de reforço (fio de aço, fibra de poli(aramida) e fibra de vidro) e de duas extensões do pôntico (12,5 e 22,75 mm) de espécimes simulando próteses provisórias, sobre os seguintes parâmetros:

- a) Durante o ensaio de fadiga:
  - a.1) Deformação à carga de 100 N em função do número de ciclos
  - a.2) Ocorrência de fraturas
- Após o ensaio de fadiga, através de um teste de resistência à b) fratura:
  - b.1) Limite de elasticidade
  - b.2) Carga máxima (resistência à fratura)
  - b.3) Modo de fratura



### **4.0 MATERIAL E MÉTODOS**

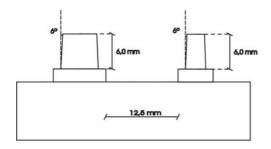
Para execução do presente trabalho, foram confeccionados espécimes simulando próteses parciais fixas provisórias sobre dentes, com duas extensões de pôntico, 12,5 e 22,75 mm, utilizando o material e os métodos descritos a seguir.

# 4.1. Obtenção das matrizes metálicas para confecção e ensaio dos espécimes

Com o auxílio do Serviço Nacional de Aprendizagem Industrial (SENAI), foram fabricadas duas matrizes metálicas em aço temperado para cada extensão de espaço protético (12,5 e 22,75 mm): uma para a confecção dos corpos de prova e outra para o ensaio de fadiga e resistência à fratura, servindo de base para fixação dos espécimes. As matrizes para a confecção somente se diferiram daquelas para o ensaio, na altura do suporte dos preparos, como será visto posteriormente (Figuras 1 a 4).

Cada uma das matrizes para a confecção e ensaio dos espécimes apresentou uma base com 60 mm de comprimento, 30 mm de largura, e 10 mm de altura. Apresentaram dois suportes para cada o preparo, distantes entre si 12,5 e 22,75 mm, para cada extensão. Estes suportes, para as matrizes utilizadas na confecção dos espécimes apresentam altura de 4 mm, enquanto que naquelas utilizadas nos ensaios mecânicos apresentam 10 mm, para permitir a deformação do corpo de prova na região do pôntico, onde foi aplicada a carga. Os pilares foram torneados de

modo que simulassem preparos protéticos totais nas dimensões de um prémolar e de um molar, com diâmetro de 6,0 e 9,0 mm, respectivamente, e 6º de inclinação das paredes axiais (Figuras 1 a 4)



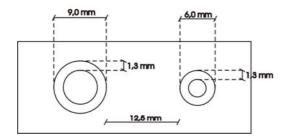


Figura 1. Ilustração da matriz de aço para a confecção dos corpos de prova com extensão do pôntico de 12,5 mm



Figura 2. Matriz em aço para a confecção dos espécimes com extensão de pôntico de 12,5 mm (A) Vista frontal, e (B) Vista oclusal..

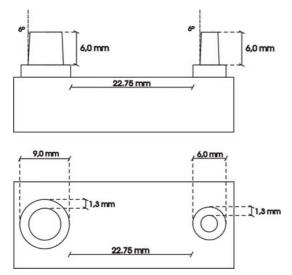


Figura 3. Ilustração da matriz de aço para a confecção dos corpos de prova com extensão do pôntico de 22,75 mm



Figura 4. Matriz em aço para a confecção dos espécimes com extensão de pôntico de 22,75 mm (A) Vista frontal, e (B) Vista oclusal.

# 4.2. Obtenção da matriz de silicone para a confecção das próteses parciais fixas provisórias

Com o objetivo de padronizar a forma e as dimensões das próteses provisórias, foram feitas duas matrizes em poli(vinilsiloxano) de uso laboratorial (Poly Pour, GC Lab Technologics Inc, Alsip, IL, USA), uma para cada extensão do espaço protético. Para a confecção de cada uma dessas matrizes de silicone, foi encerada sobre os preparos usinados das matrizes metálicas duas próteses parciais fixas: uma com três elementos, apresentando como dentes pilares o segundo pré-molar e o segundo molar, e como pôntico o primeiro molar, para a matriz com a extensão do espaço protético de 12,5 mm, e outra com quatro elementos, apresentando como dentes pilares o primeiro pré-molar e o segundo molar, e como pôntico o segundo pré-molar e o primeiro molar, para a matriz com extensão do espaço protético de 22,75 mm. Essa matriz de silicone, por fim, apresentou duas partes, uma base e uma caixa superior, para facilitar a inserção da fibra no terço inferior nas áreas de conexão e pôntico, além de orifícios localizados superiormente para injeção e extravasamento da resina acrílica (Figuras 5 a 9).





Figura 5. Vista vestibular do enceramento do espécime em forma de prótese parcial fixa. Com distância de pôntico de (A) 12,5 mm, e (B) 22,75mm.





Figura 6. Vista oclusal do enceramento do espécime. Com distância de pôntico de (A) 12,5 mm, e (B) 22,75mm. O círculo ilustra o posicionamento da esfera de aço com 8,0 mm de diâmetro que será posicionada durante os ensaios mecânicos.





Figura 7. Matriz em silicone bi-partida para confecção dos espécimes em resina PMMA. Com distância de pôntico de (A) 12,5 mm, e (B) 22,75mm.





Figura 8. Posicionamento da base da matriz de silicone sobre a matriz de aço. Com distância de pôntico de (A) 12,5 mm, e (B) 22,75mm.





Figura 9. Articulação da matriz de silicone bi-partida sobre a matriz de aço. (A) Posicionamento das partes da matriz de silicone, e (B) Matrizes articuladas.

### 4.3. Confecção dos espécimes

Todos os espécimes, com e sem reforço, foram preparados utilizando a resina Jet Tooth Shade® (Lang Dental Mfg. Co. USA). Esta resina é um polímero baseado poli(metilmetacrilato) (PMMA) auto-polimerizável indicada, segundo fabricantes, para a execução de coroas e próteses parciais fixas provisórias.

O presente estudo foi constituído por 8 grupos com 10 espécimes cada divididos da seguinte maneira: quatro grupos para cada distância do espaço protético (12,5 e 22,75 mm) formados por um grupo contendo próteses sem reforço (Grupo Controle), um grupo reforçado com fio de aço Ø 0,7 mm (FIO 0,7), um grupo reforçado com fibras de poli(aramida) (KEVLAR), e um grupo reforçado com fibras de vidro (FIBRANTE). As identificações e características dos reforços utilizados e a divisão dos grupos encontram-se nas Tabela 1 e 2. As figuras 10 a 12 apresentam os reforços utilizados nos respectivos grupos.

Tabela 1. Descrição do material de reforço utilizado e divisão dos grupos

GRUPOS	Nome/Fabricante	Composição	Medidas	Referência
CONTROLE	Sem reforço	-	-	-
FIO 0,7	Fio metálico ortodôntico 0,7 Dental Morelli <sup>®</sup> Ind. Bras.	Aço inoxidável	Fio com 5 m de extensão e 0,70 mm de diâmetro	-
FIBRANTE	Fibrante <sup>®</sup> Ângelus <sup>®</sup> - Odonto- Iógika Ind. Ltda – Londrina, PR – Brasil	Fibras de vidro unidirecionais impregnadas com glicoldimetacrilato	Um feixe de fibras com 500 mm de extensão	Nº ref.: 490 Nº lote: 1010
KEVLAR	Kevlar <sup>®</sup> 49– Du Pont <sup>®</sup> , Wilmington, DE, USA	Fibras unidirecionais de poli (aramida) sem impregnação	Malha medindo 1,0 x 10 <sup>6</sup> mm <sup>2</sup>	N° 29

Tabela 2. Divisão dos grupos em função dos parâmetros avaliados: distância do espaço protético e reforço utilizado

	Distância do espaço	Potoroo utilizado	N (nº de
	protético (mm)	Reforço utilizado	espécimes
GRUPOS	12,5	CONTROLE - ausência de reforço	10
		FIO AÇO - fio de aço Ø 0,7 mm	10
		KEVLAR - Fibras de Poli(aramida)	10
		FIBRANTE - Fibras de vidro	10
	22,75	CONTROLE - ausência de reforço	10
		FIO AÇO - fio de aço Ø 0,7 mm	10
		KEVLAR - Fibras de Poli(aramida)	10
		FIBRANTE - Fibras de vidro	10



10. Detalhe fibra de da poli(aramida) Kevlar® Du Pont®.



Figura 11. Detalhe da fibra de vidro Fibrante® Ângelus® - Odontológika Ind. Ltda

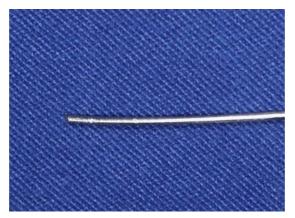


Figura 12. Detalhe do fio de aço metálico ortodôntico Ø 0,7 mm – Dental Morelli<sup>®</sup> Ind.

### 4.4. Confecção dos espécimes sem reforço (Grupo CONTROLE)

Para confecção dos corpos de prova sem reforço (grupo CONTROLE), o polímero (pó) da resina foi pesado em uma balança com precisão de 0,001 g (Sauter<sup>®</sup>, model K1200, Switzerland), enquanto o monômero (líquido) foi aspirado e medido com uma pipeta (Pyrobras<sup>®</sup>) com capacidade de 2,0 ml, graduada em intervalos de 0,1 ml, com o auxílio de um pipetador (Bel-art products<sup>®</sup>, Spain) para pipetas com volume de 1 a 5 ml.

Na mistura, foram utilizados 2,00 g de polímero e 1,0 ml, e 3,00 g de polímero e 1,5 ml de monômero, para os espécimes com distância protética de 12,5 e 22,75 mm, respectivamente, equivalentes à proporção em volume de 3:1 indicada pelo fabricante, sendo que a mistura não foi utilizada em sua totalidade na confecção do corpo-de-prova, havendo sobras. O líquido (monômero) foi vertido em um pote Dappen e sobre ele foi dispensado o pó (polímero). O pó e o líquido foram misturados lentamente por aproximadamente cinco segundos, com o auxílio de uma espátula nº 7. Esperou-se a saturação do conjunto, durante cerca de um minuto, enquanto o mesmo permanecia no interior do pote Dappen coberto com uma placa de vidro de 5 cm de largura por 5 cm de comprimento.

A resina foi injetada através de uma seringa plástica de 10,0 ml, no interior da matriz de silicone. Esta se encontrava posicionada sobre a matriz metálica e envolvia os preparos usinados. A resina foi injetada por um dos orifícios até que extravasasse pelo outro. As partes da matriz foram acopladas com ajuda de uma pequena placa de vidro colocada sobre a matriz de silicone e fixada com elásticos

para que as mesmas mantivessem o máximo de contato possível. As partes da matriz possuíam marcas coincidentes para auxiliar na verificação visual da obtenção do ajuste entre as mesmas. O excesso de resina extravasado pelos orifícios laterais da matriz foi removido com uma lâmina de bisturi nº 11. A manipulação e a inserção da resina foram realizadas em laboratório com temperatura e umidade relativa do ar controladas, em 22º C e 45 %, respectivamente.

O conjunto formado pelas matrizes contendo em seu interior a resina foi imerso em água, em um recipiente plástico, e levado ao interior de uma estufa por dez minutos (Fanem, mod. 315 – SE, SP, Brasil) a 37° C. Após esta polimerização inicial, o espécime foi removido cuidadosamente da matriz de aço. Em seguida, foi armazenado novamente em água, a 37°C + 0,1, por 15 dias. O acabamento foi dado após 24 horas de sua confecção com fresas multilaminadas de carbide de tungstênio (Código H79 E. 104.050, Komet-Brasseler, Germany) e um disco de silicone abrasivo (Código 9627.900.220, Komet-Brasseler, Germany). Após o acabamento, as áreas de conexão foram novamente medidas com o auxílio de um paquímetro digital Starrett 727 (Código 727 – 6/150, Starrett Ind. e Com. Ltda, São Paulo, Brasil) confirmando suas medidas em altura e largura, de 5,5 + 0,1 e 5,0 + 0 mm, respectivamente. Após o acabamento, os espécimes permaneceram armazenados em água, a 37°C, por 15 dias, até o momento do ensaio mecânico de fadiga (Figuras 13 a 21).

### 4.5. Confecção dos espécimes com reforço

Os espécimes reforçados foram confeccionados de forma similar aos sem reforço, com a resina tendo sido igualmente proporcionada e misturada.

As fibras Fibrante<sup>®</sup> e Kevlar<sup>®</sup> foram dispostas em longos feixes para possibilitar a padronização da quantidade de fibras. Os feixes, cortados nos comprimentos de 25 e 35 mm, foram desfiados até que apresentassem peso de aproximadamente 0,040 g e 0,072 g, cada um, para as próteses com distância protética de 12,50 e 22,75 mm, respectivamente. Para os espécimes reforçados com as fibras Fibrante® e Kevlar®, as porções de fibras que seriam utilizadas foram imersas no monômero MMA Jet Acrylic Liquid®, durante cinco minutos. Após a remoção do excesso de monômero com lenços de papel, as fibras foram fixadas aos preparos dentais usinados, por meio de um adesivo à base de cianocrilato (SuperBonder, Loctite-Henkel, São Paulo, Brasil) de duas maneiras distintas: dois feixes de fibras foram posicionadas a uma altura acima 1,0 mm da porção gengival dos conectores e cruzando entre si na região central do pôntico, e dois feixes foram apoiados sobre a face oclusal dos preparos, atravessando longitudinalmente o espécime, abaixo cerca de 1,0 da porção mais oclusal dos conectores. Para o grupo reforçado com o fio Ø 0,7 mm, realizou-se a asperização de toda a superfície do fio por meio de uma ponta abrasiva de carborundum com granulação média (Pontas Schelble Ltda. Petrópolis -RJ. Ref. 02), em baixa rotação. Por fim, os fios nos mesmos comprimentos de 25 e 35 mm, foram posicionados na mesma altura

descrita anteriormente para as fibras de reforço, também formando um "x" na região central do pôntico (Figuras 13 a 15).

A inserção da resina nos grupos com reforço foi realizada em duas fases: 1) a resina foi aplicada com o auxílio de uma seringa no interior da matriz de silicone e sobre o reforço, prevenindo assim a incorporação de bolhas de ar. Em seguida, a parte superior da matriz de silicone foi posicionada e o restante da resina foi injetado através de um dos orifícios até que ocorresse o seu extravasamento. Após esse procedimento, realizou-se a mesma seqüência de acoplagem das matrizes, polimerização a 37°C em estufa, acabamento e espera para o ensaio mecânico descritos anteriormente para o grupo sem reforço (Figuras 13 a 21).





Figura 13. Ilustração do posicionamento das fibras sobre as matrizes de silicone e metálica. (A) Vista frontal mostrando as fibras que foram colocadas inferiormente nas proximidades da porção gengiva do conector e as fibras posicionadas mais superiormente na face oclusal dos preparos na matriz metálica. (B) Vista Oclusal do posicionamento das fibras do grupo FIBRANTE



Figura 14. Ilustração do posicionamento das fibras do grupo KEVLAR sobre as matrizes de silicone e metálica.



Figura 15. Ilustração do posicionamento das fibras do grupo FIO AÇO sobre as matrizes de silicone e metálica.



Figura 16. Injeção da resina na base da matriz de silicone e sobre as fibras previamente posicionadas.



Figura 17. Injeção da resina através do orifício na parte superior da matriz de silicone até o seu extravasamento.



Figura 18. Disposição das matrizes após a completa inserção da resina com a apreensão de suas partes através de elásticos.



Figura 19. Vista oclusal do espécime simulando prótese parcial fixa provisória após a polimerização da resina.

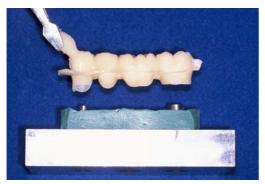


Figura 20. Espécime sendo removido das matrizes utilizadas para a sua confecção.



Figura 21. Espécime pronto após o acabamento com a remoção dos excessos de resina.

#### 4.6. Ensaios Mecânicos

### 4.6.1 Ensaio mecânico de fadiga

O ensaio mecânico de fadiga foi conduzido em todos os espécimes através de uma máquina de ensaio para teste de fadiga MTS 810 (Material Testing System / MTS Systems Corporation / USA). Esta máquina é desenhada para a realização de testes de carga dinâmica através de um sistema servo-hidráulico. A parte funcional da máquina é composta de duas garras de pressão hidráulica em cada um dos extremos. Na garra superior é conectada uma célula de carga, a qual é ligada a um sistema de computador que controla a força, freqüência do ensaio e outras funções. No presente trabalho utilizamos uma célula de 10 kN, onde foi conectado o dispositivo superior para a realização dos testes. A parte inferior da máquina tem uma garra conectada a um sistema hidráulico, sobre o qual foi fixada rigidamente uma base. Sobre esta base foi posicionada um recipiente de vidro contendo água ("aquário"), com temperatura controlada a 37°C (Eletronic Temperature Controller, AE-26-1000, Alife Aquafresh, fonte de calor de 1000 W). Imerso neste "aquário" foi colocada a matriz de aço onde foram assentados os espécimes em forma de próteses provisórias. Desta maneira, todo o ensaio mecânico de fadiga foi executado com o espécime imerso em água a 37° C (Figuras 22 a 25).

A programação do ensaio foi definida baseada em algumas poucas informações publicadas por alguns autores e seguindo um teste piloto. Através de um programa (Test Works®) cada espécime foi submetido a 10.000 ciclos sinusoidais, com uma amplitude de força axial de 100 N, média de 50 N, numa freqüência de 5 Hz que correspondeu a cerca de 300 ciclos por minuto.

Alguns parâmetros foram observados, em cada espécime, a partir do ensaio de fadiga: (1) Deformação em (mm), à carga de 100 N, a cada 100, 500, 1.000, 5.000 e 10.000 ciclos; e (2) Presença de fraturas, a partir das seguintes observações: aumento brusco e súbito da deformação e análise visual, com o auxílio de uma lupa com aumento de 4X.

#### 4.6.2 Ensaio mecânico de resistência à fratura

Imediatamente após o ensaio de fadiga, cada espécime que resistiu à fadiga, ou seja, aqueles que não se fraturaram, foram submetidos a um teste de resistência à fratura, executado na mesma máquina, também imerso em água a 37°C. Cada prótese parcial provisória foi posicionada sobre os preparos da matriz de aço e uma carga foi exercida gradualmente com uma velocidade de 1,0 mm/min, através de uma esfera com 8,0 mm de diâmetro, na porção central do pôntico, até a sua fratura (Figuras 22 a 25).

A partir do ensaio de resistência à fratura foram observados os seguintes parâmetros: (1) O limite de elasticidade, fornecido pelo programa da própria máquina; (2) Carga máxima suportada (resistência à fratura); e (3) Modo de fratura.



Figura 22. Máquina de testes MTS 810 (Material Testing System / MTS System Corporation/ USA), utilizada para ambos os ensaios de fadiga e de resistência à fratura.

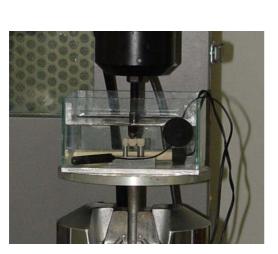


Figura 24. Detalhe do "aquário" mostrando a esfera posicionada sobre o espécime, além da fonte de calor com o dispositivo que controlava a temperatura da água em 37º C.



Figura 23. Célula de carga e garras servohidráulicas para apreensão da haste contendo em sua ponta a esfera de Ø 8,0 mm, e o "aquário" onde foi posicionada a matriz de testes contendo o espécime.

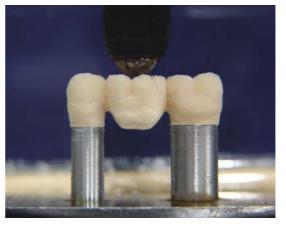


Figura 25. Espécime posicionado sobre a matriz de teste com a esfera posicionada no centro do pôntico para exercer a carga durante o ensaio de fadiga ou de resistência à fratura.

Cada corpo de prova foi avaliado após o ensaio, com auxílio de uma lupa com aumento de quatro vezes (Bio-Art Equip. Odont. Ltda. São Carlos, SP - Brasil), para a classificação das fraturas. Realizou-se a seguinte classificação dos espécimes, de acordo com o modo de fratura:

- a) Fratura Parcial, aquela que se estendeu à interface reforço-resina, ou às suas proximidades;
- b) Fratura Total Não Separada, aquela que se propagou para além do reforço e dividiu o espécime em duas metades, mantidas unidas pelo reforço não fraturado; e
- c) Fratura Total Separada, aquela que fraturou completamente o espécime, separando-o em duas metades, sendo que nas amostras reforçadas o material utilizado como reforço também sofreu fratura.

#### 4.8. Análise Estatística

Todos os dados gerados a partir dos dois ensaios mecânicos, de fadiga e de resistência à fratura, foram submetidos ao teste de Barlett, com significância de 5%, para constatar a homogeneidade da amostra. Para verificar a normalidade dos dados, utilizou-se o teste de Kolmogorov-Smirnov, com significância de 5%. Uma vez constatadas a homogeneidade e a normalidade dos dados, realizou-se os testes de Regressão Linear Simples e o teste paramétrico de Análise de Variância (ANOVA) como descrito a seguir.

### 4.8.1 A partir do ensaio mecânico de fadiga

Procurou-se determinar a *dependência* da *deformação à carga de 100 N* em função do número de ciclos. Para isso foi utilizado um teste de Regressão Linear Simples com os valores de deformação, em mm e o número de ciclos (100, 500, 1.000, 5.000, 10.000) de cada espécime, para todos os grupos (CONTROLE, FIO 0,7, KEVLAR E FIBRANTE) de ambos os comprimentos do pôntico (12,50 e 22,75 mm).

Através de um teste de Análise de Variância (ANOVA) a dois critérios, comparou-se os resultados da *deformação à carga de 100 N*, em mm, de cada ciclo (100, 500, 1.000, 5.000, 10.000) em função do reforço utilizado (CONTROLE, FIO 0,7, KEVLAR E FIBRANTE) e da extensão do espaço protético (12,50 e 22,75 mm). Um teste de Tukey com significância de 5,0%, foi utilizado para se esclarecer quais grupos apresentam médias significantemente diferentes entre si.

As fraturas foram registradas em função de sua ocorrência, em %.

### 4.8.2 A partir do ensaio de resistência à fratura

Com o auxílio de um teste de Análise de Variância (ANOVA) a dois critérios, comparou-se os resultados do Limite de Elasticidade, Carga máxima (resistência à

fratura) após o ciclo de fadiga, em mm, em função do reforço utilizado (CONTROLE, FIO 0,7, KEVLAR E FIBRANTE) e da extensão do espaço protético (12,50 e 22,75 mm). Um teste de Tukey com significância de 5,0%, foi utilizado para se esclarecer quais grupos apresentam médias significantemente diferentes entre si.

Esses dados foram submetidos ao teste de Barlett, com significância de 5%, para constatar a homogeneidade da amostra. Para verificar a normalidade dos dados, utilizou-se o teste de Kolmogorov-Smirnov, com significância de 5%. Uma vez constatadas a homogeneidade e a normalidade dos dados, realizou-se o teste paramétrico de Análise de Variância (ANOVA), com significância de 5%, para verificação da existência de diferença estatística entre os grupos, quanto aos parâmetros avaliados. Após o teste ANOVA, realizou-se o Teste de Tukey para identificar quais grupos apresentaram médias significantemente diferentes entre si.

A análise das fraturas dos espécimes foi apresentada em valores percentuais representativos da ocorrência de cada tipo de fratura em cada grupo.

### 4.8.3 Classificação das fraturas

A análise das fraturas dos espécimes foi apresentada em valores percentuais representativos da ocorrência de cada tipo de fratura em cada grupo.



### **5.0 RESULTADOS**

### 5.1 A partir do ensaio mecânico de fadiga

# 5.1.1 Deformação média durante um ciclo de 0 a 100 N registrada a cada 100, 500, 1.000, 5.000 e 10.000 ciclos

A deformação média, em mm, durante um ciclo de 0 a 100 N, registrada a cada 100, 500, 1.000, 5.000 e 10.000 ciclos, de cada espécime de cada grupo, em relação à extensão do espaço protético e do reforço utilizado, se encontra ilustrada nas Figuras 26 a 33.

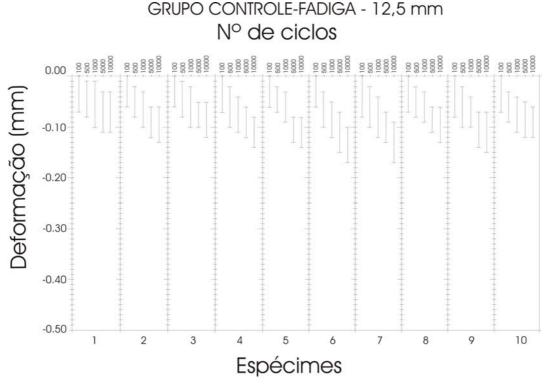


Figura 26. Deformação Média, em (mm), durante um ciclo de 0 a 100 N, registrada a cada 100, 500, 1.000, 5.000 e 10.000 ciclos, de cada espécime do grupo CONTROLE com extensão do pôntico de 12,5 mm.

## GRUPO FIO AÇO - FADIGA - 12,5 mm Nº de ciclos

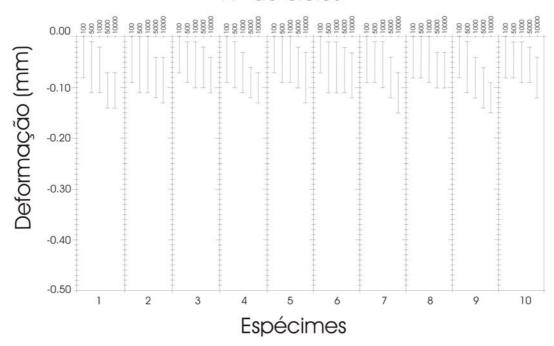


Figura 27. Deformação Média, em (mm), durante um ciclo de 0 a 100 N, registrada a cada 100, 500, 1.000, 5.000 e 10.000 ciclos, de cada espécime do grupo FIO AÇO com extensão do pôntico de 12,5 mm.

# GRUPO KEVLAR - FADIGA - 12,5 mm Nº de ciclos

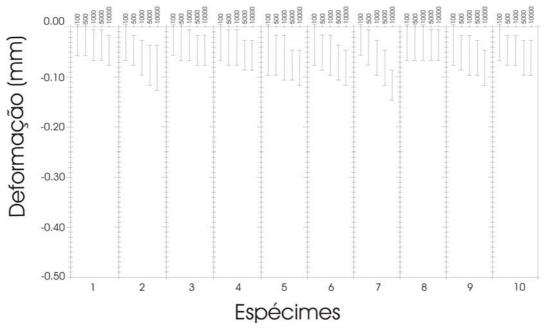


Figura 28. Deformação Média, em (mm), durante um ciclo de 0 a 100 N, registrada a cada 100, 500, 1.000, 5.000 e 10.000 ciclos, de cada espécime do grupo KEVLAR com extensão do pôntico de 12,5 mm.

## GRUPO FIBRANTE - FADIGA - 12,5 mm Nº de ciclos

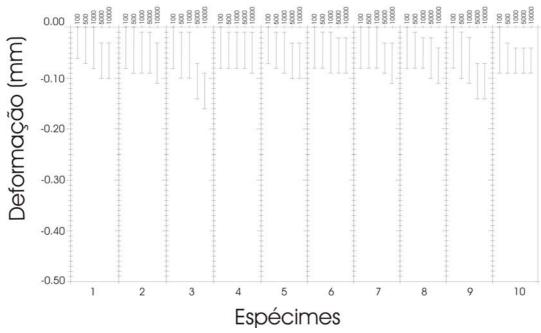


Figura 29. Deformação Média, em (mm), durante um ciclo de 0 a 100 N, registrada a cada 100, 500, 1.000, 5.000 e 10.000 ciclos, de cada espécime do grupo FIBRANTE com extensão do pôntico de 12,5 mm.

# GRUPO CONTROLE - FADIGA - 22,75 mm Nº de ciclos

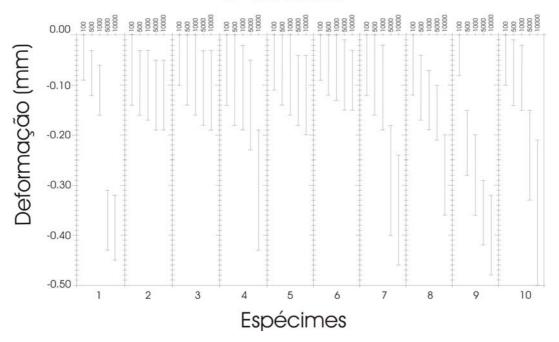


Figura 30. Deformação Média, em (mm), durante um ciclo de 0 a 100 N, registrada a cada 100, 500, 1.000, 5.000 e 10.000 ciclos, de cada espécime do grupo CONTROLE (sem reforço) com extensão do pôntico de 12,5 mm.

## GRUPO FIO AÇO - FADIGA - 22,75 mm Nº de ciclos

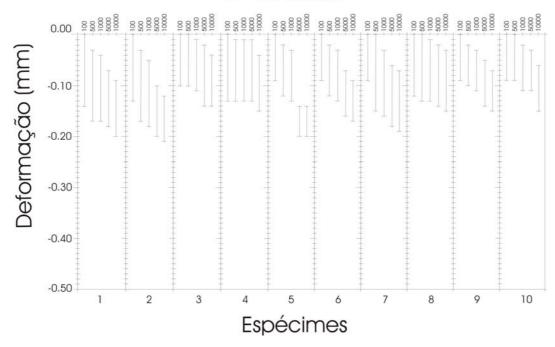


Figura 31. Deformação Média, em (mm), durante um ciclo de 0 a 100 N, registrada a cada 100, 500, 1.000, 5.000 e 10.000 ciclos, de cada espécime do grupo FIO AÇO com extensão do pôntico de 22,75 mm.

# GRUPO KEVLAR - FADIGA - 22,75 mm Nº de ciclos

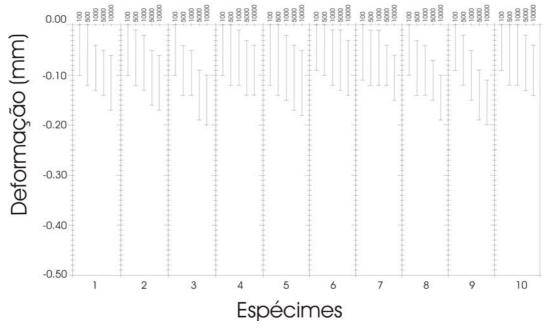


Figura 32. Deformação Média, em (mm), durante um ciclo de 0 a 100 N, registrada a cada 100, 500, 1.000, 5.000 e 10.000 ciclos, de cada espécime do grupo KEVLAR com extensão do pôntico de 22,75 mm.

## GRUPO FIBRANTE - FADIGA - 22,75 mm Nº de ciclos

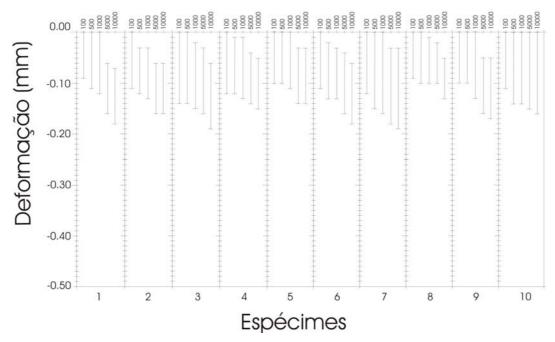


Figura 33. Deformação Média, em (mm), durante um ciclo de 0 a 100 N, registrada a cada 100, 500, 1.000, 5.000 e 10.000 ciclos, de cada espécime do grupo FIBRANTE com extensão do pôntico de 12,5 mm.

#### 5.1.2 Deformação a 100 N em função do número de ciclos

Os valores individuais, desvio padrão e as médias da deformação média à carga de 100 N, em mm, de cada grupo (CONTROLE, FIO AÇO, KEVLAR e FIBRANTE) com ambas as extensões de pôntico (12,5 e 22,75 mm), registrada a cada 100, 500, 1.000, 5.000 e 10.000 ciclos, se encontram no Anexo e ilustrados nas Figuras 34 e 37. Os resultados da Análise de Variância (ANOVA) a dois critérios de classificação (tipo de reforço x extensão do pôntico), além das comparações individuais obtidas com o Teste de Tukey, com significância de 0.05 %, da deformação média, à carga de 100 N, para cada etapa do ciclo, encontram-se no Anexo e ilustrados, também, nas Figuras 34 a 37.

### Deformação durante o ciclo (100N) x Reforço (12,5 mm)

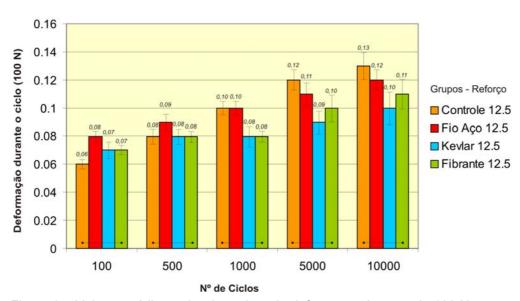


Figura 34. Valores médios e desvio padrão da deformação à carga de 100 N, em (mm), de cada grupo em função do número de ciclos, quando a extensão do pôntico foi de 12,5 mm. Grupos unidos por linhas horizontais não apresentaram diferenças estatísticas significantes.

### Deformação durante o ciclo (100N) x Reforço (12,5 mm)

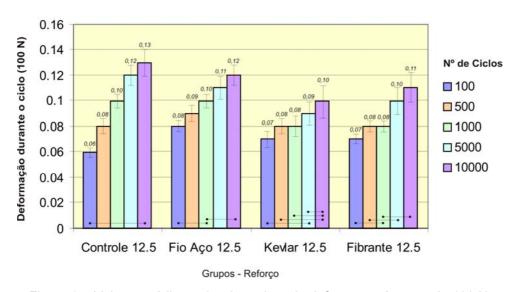


Figura 35. Valores médios e desvio padrão da deformação à carga de 100 N, em (mm), apresentados em cada nº de ciclos em função do reforço utilizado, guando a extensão do pôntico foi de 12,5 mm. Grupos unidos por linhas horizontais não apresentaram diferenças estatísticas significantes.

### Deformação durante o ciclo (100N) x Reforço (22,75 mm)

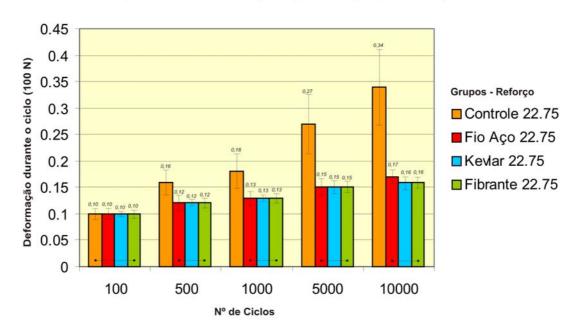


Figura 36. Valores médios e desvio padrão da deformação à carga de 100 N, em (mm), de cada grupo em função do número de ciclos, quando a extensão do pôntico foi de 22,75 mm. Grupos unidos por linhas horizontais não apresentaram diferenças estatísticas significantes.

### Deformação durante o ciclo (100N) x Reforço (22,75 mm)

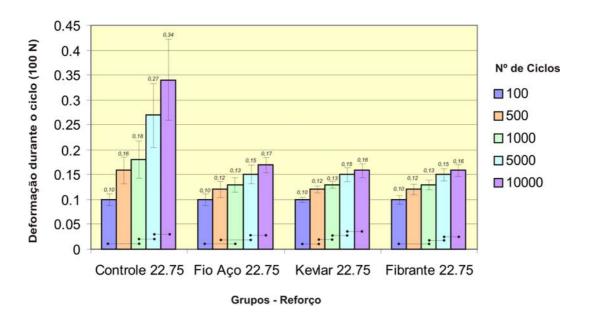


Figura 37. Valores médios e desvio padrão da deformação à carga de 100 N, em (mm), de cada grupo em função do número de ciclos, quando a extensão do pôntico foi de 22,75 mm. Grupos unidos por linhas horizontais não apresentaram diferenças estatísticas significantes.

Os resultados do Teste de Regressão Linear Simples sobre os valores de Deformação Permanente apresentada por cada grupo (CONTROLE, FIO 0,7, KEVLAR e FIBRANTE), nos dois espaços protéticos (12,5 e 22,75 mm), em função do número de ciclos (100, 500, 1.000, 5.000 e 10.000) se encontram no Anexo e ilustrados na Figuras 38 e 39.

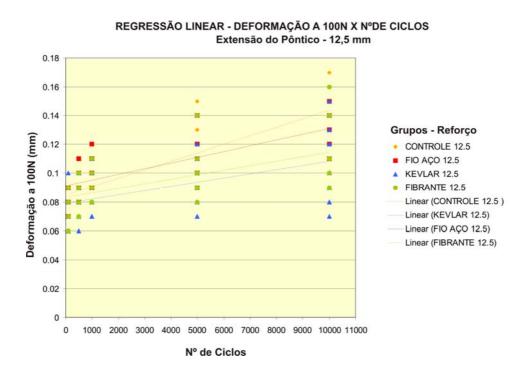


Figura 38. Linhas de tendências obtidas a partir do teste de regressão linear simples da deformação a 100 N, em (mm), apresentada por cada grupo em função do nº de ciclos 100, 500, 1.000, 5.000 e 10.000, com espaço protético de 12,5 mm.

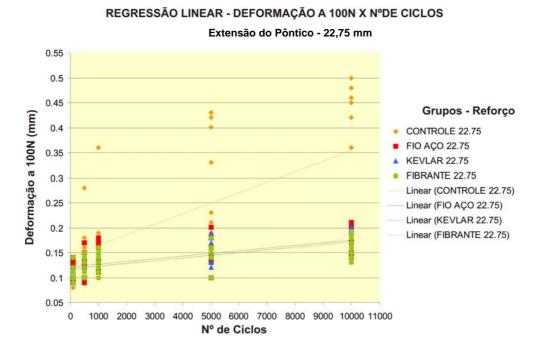


Figura 39. Linhas de tendências obtidas a partir do teste de regressão linear simples da deformação a 100 N, em (mm), apresentada por cada grupo em função do nº de ciclos 100, 500, 1.000, 5.000 e 10.000, com espaço protético de 22,75 mm.

### 5.1.3 Registro de fraturas

As fraturas foram registradas, durante o ensaio de fadiga, somente para o grupo CONTROLE (sem reforço) com extensão do pôntico de 22,75 mm. Seis de dez espécimes, desse grupo, sofreram fraturas durante o ensaio de fadiga. Um se fraturou com somente cerca de 500 ciclos, quatro se fraturam quando entre 1.000 e 5.000 ciclos, e um apresentou a fratura entre 5.000 e 10.000 ciclos.

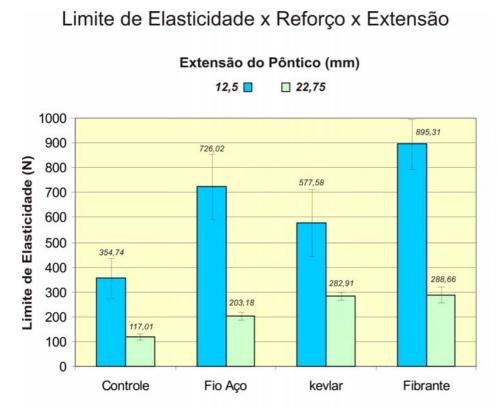
### 5.2 A partir do ensaio mecânico de resistência à fratura

#### 5.2.1 Limite de elasticidade

Os valores individuais, desvio padrão e as médias do limite de elasticidade apresentado por cada grupo (CONTROLE, FIO AÇO, KEVLAR e FIBRANTE) com ambas as extensões do pôntico (12,5 e 22,75 mm) se encontram no Anexo e estão ilustrados nas Figuras 40 e 41. A Análise de Variância (ANOVA), com dois critérios de classificação (tipo de reforço x extensão do pôntico), dos resultados do limite de elasticidade de cada espécime, além das comparações individuais obtidas com o Teste de Tukey, com significância de 0.05 %, estão exibidas no Anexo e ilustrados nas Figuras 40 e 41.

#### Limite de Elasticidade x Reforço x Extensão 1000 895,31 900 Limite de Elasticidade (N) 800 Grupos - Reforço 577.58 700 Controle 600 Fio Aço 500 kevlar 354.74 400 Fibrante 282,91 288,66 300 203,18 200 117,01 100 0 12,5 22,75 Extensão do Pôntico (mm)

Figura 40. Valores médios e desvio padrão do limite de elasticidade em N, para cada extensão do pôntico em função dos grupos (tipo de reforço). Grupos unidos por linhas horizontais não apresentaram diferenças estatísticas significantes.



#### Figura 41. Valores médios e desvio padrão do limite de elasticidade em N, para cada extensão do pôntico em função da extensão do pôntico. Grupos unidos por linhas horizontais não apresentaram diferenças estatísticas significantes.

### 5.2.2 Carga máxima

Os valores individuais, desvio padrão e as médias da carga máxima, em N, apresentado por cada grupo (CONTROLE, FIO AÇO, KEVLAR e FIBRANTE) com ambas as extensões do pôntico (12,5 e 22,75 mm) se encontram no Anexo e estão ilustrados nas Figuras 42 e 43. A Análise de Variância (ANOVA), com dois critérios de classificação (tipo de reforço x extensão do pôntico), dos resultados da carga máxima de cada espécime, além das comparações individuais obtidas com o Teste de Tukey, com significância de 0.05 %, estão exibidas no Anexo e ilustrados nas Figuras 42 e 43.

#### Carga Máxima x Reforço x Extensão

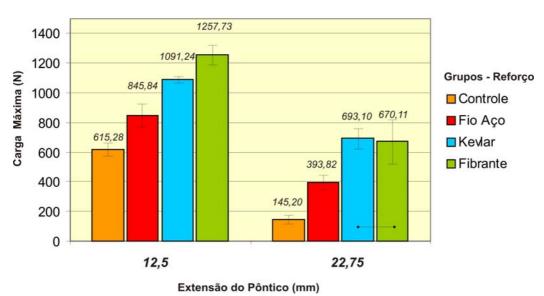


Figura 42. Valores médios e desvio padrão da carga máxima, em N, para cada grupo (tipo de reforço) em função da extensão do pôntico. Grupos unidos por linhas horizontais não apresentaram diferenças estatísticas significantes.

#### Carga Máxima x Reforço x Extensão

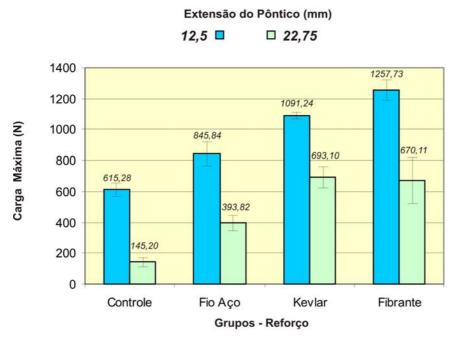


Figura 43. Valores médios e desvio padrão da carga máxima, em N, para cada grupo (tipo de reforço) em função da extensão do pôntico. Grupos unidos por linhas horizontais não apresentaram diferenças estatísticas significantes.

#### 5.2.3 Modo de Fratura

As fraturas apresentadas pelos espécimes após o ensaio de resistência à fratura foram registradas e classificadas em três tipos: se parcial, quando a fratura se estendeu à interface reforço-resina, ou ás suas proximidades; total nãoseparada, quando a fratura se propagou para além do reforço e partiu o espécime em duas metades que foram mantidas unidas pelo reforço que não foi fraturado e; fratura total separada, quando o espécime foi fraturado e complemente separado em duas metades (Figuras 44 a 47). Desta maneira, a Tabela 3 exibe a ocorrência dos três tipos fraturas apresentada pelos grupos.

Tabela 3. Ocorrência, em %, do modo de fratura apresentado pelos grupos

	DISTÂNCIA DO PÔNTICO											
		12	2,5		22,75							
Grupo Tipo	CONTROLE	FIO AÇO	KEVLAR	FIBRANTE	CONTROLE	FIO AÇO	KEVLAR	FIBRANTE				
Parcial	0 %	40 %	100%	100 %	0 %	20 %	100 %	100 %				
Total Não Separada	0 %	60%	0 %	0 %	0 %	80%	0 %	0 %				
Total Separada	100 %	0 %	0 %	0 %	100 %	0 %	0 %	0 %				



Figura 44. Detalhe da fratura (setas) do tipo Total Separada apresentada espécimes do grupo CONTROLE.

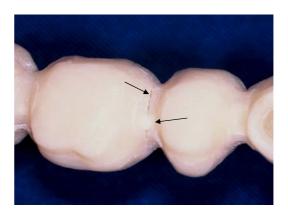


Figura 45. Detalhe da fratura (setas) do tipo Parcial apresentada pelos espécimes do grupo FIBRANTE.

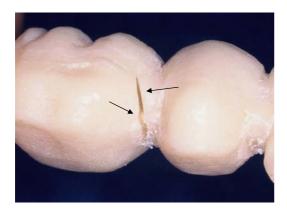


Figura 46. Detalhe da fratura (setas) do tipo Parcial apresentada pelos espécimes do grupo KEVLAR.

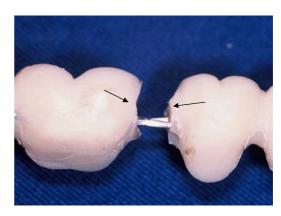


Figura 47. Detalhe da fratura (setas) do tipo Total Não Separada apresentada pelos espécimes do grupo FIO AÇO.



#### 6.0 DISCUSSÃO

Historicamente, a necessidade de uma fase de coroas provisórias é justificada pelo próprio método do tratamento reabilitador, no qual múltiplos dentes pilares, muitas vezes hígidos, são preparados para receberem próteses fixas. A importância das próteses provisórias, entretanto, é muito maior que a simples necessidade do procedimento, sendo que seu desenho difere de forma tênue do tratamento definitivo que ela precede.

De acordo com Burns e colaboradores<sup>6</sup>, em 2003, o ajuste e a perfeição na confecção, instalação e manutenção das próteses provisórias são contestados por alguns profissionais que se opõem ao seu refinamento pela natureza provisória dessas restaurações e, especialmente, pelo tempo requerido para produzir uma restauração provisória ótima que equivale ao tempo gasto em outros procedimentos como o preparo dental ou a moldagem. A exclusão ou negligência em relação à construção das próteses provisórias, porém, pode ser a diferença entre o sucesso e a falha do tratamento.

No tratamento protético existem diversos aspectos críticos que devem ser analisados através das próteses provisórias, incluindo a estética, o conforto, a fonética, a função mastigatória, a saúde periodontal, as relações maxilomandibulares, e a possibilidade da avaliação continuada do plano de tratamento com próteses fixas. Dessa forma, um tratamento com prótese fixa biologicamente aceitável demanda que o dente preparado deve ser protegido e estabilizado com restaurações provisórias que se assemelham em forma e função do tratamento final planejado e que se mantenham em função nas diversas etapas do tratamento até a instalação da prótese final.

Um dos materiais empregados, rotineiramente, para a confecção das próteses provisórias é a resina acrílica poli(metilmetacrilato) (PMMA), auto-polimerizável. Esta resina apresenta características que sustentam a popularidade de seu uso, tais como: translucidez; passível de ajustes, reembasamentos e de reparos; facilidade de manipulação; e baixo custo relativo.

Estas resinas PMMA, entretanto, apresentam baixa resistência à fratura sob a influência de cargas oclusais. Em razão disso, diversos autores propõem a inclusão de reforços nesses polímeros, tais como fios de aço<sup>7,31,52,78</sup>, fibras de carbono<sup>15,43,63,78,84</sup>, fibras de aramida<sup>1,5,17,35,52,63,78</sup>, fibras de poli(etileno)<sup>1,9,17,40,57,60,69</sup>, fibras de vidro<sup>1,4,8,13,17,35,38,39,40,50,61,63,66,67,72,73,78,81</sup>, fibras de sílica<sup>74,81</sup>, fibras de alumínio<sup>28</sup>, bandas ortodônticas<sup>31</sup>, e fibras de nylon<sup>35</sup> com a finalidade de aumentar a sua resistência mecânica.

Neste trabalho utilizamos uma resina PMMA auto-polimerizável, indicada para a confecção de próteses unitárias e parciais fixas provisórias, denominada comercialmente Jet Tooth Shade<sup>®</sup> (Lang Dental Mfg. Co. USA), material este usado antes em outros trabalhos<sup>10,14,23,24,43,83</sup>. Escolheu-se trabalhar da mesma forma com material de reforço outrora descrito por outros pesquisadores, fio de aço, fibras de vidro e fibras de poli(aramida), alguns tendo sido utilizados em estudos laboratoriais que simulam próteses parciais fixas provisórias, mas que ainda não foram avaliados quando utilizados em próteses provisórias submetidas a um ciclo de fadiga.

Trabalhos que tenham submetido as resinas odontológicas a um ciclo de fadiga são ainda escassos, principalmente, aqueles que utilizaram resinas acrílicas PMMA. Os ensaios de fadiga tiveram início na avaliação das resinas odontológicas há pouco tempo, sendo notório a inexistência de uma concordância em relação as suas características, principalmente, no que diz respeito ao número de ciclos, carga, freqüência e o ambiente onde ocorre o ensaio. Um resumo desses trabalhos que tenham executados ensaios de fadiga utilizando resinas odontológicas, nas suas diversas características, é ilustrado na Tabela 4.

Tabela 4. Resumo dos trabalhos que executaram ensaios de fadiga, com suas diferentes características

		CICL	O TÉRMICO	CIC	CLO MECÂN	NICO	
AUTOR/ANO	MATERIAL	N°	Temperatura	N°	Carga (média)	Frequência	MEIO
Ehrenberg; Weiner, 2000 <sup>14</sup>	Resina PMMA	8.000	5°-60°	50.000	40 N	4 Hz	Água, 22°C
Behr et al, 2001 <sup>4</sup>	Resina Bis- GMA + fibras de vidro	6.000	5°C - 55°C	1.200.000	50 N	1,66 Hz	Água 5°C - 55°C
Kolbeck et al, em 2002 <sup>40</sup>	Resina Bis- GMA + fibras de vidro ou fibras de poli(etileno)	6.000	5°C - 55°C	1.200.000	50 N	1,66 Hz	Água 5°C - 55°C
Lang et al, 2003 <sup>42</sup>	Resinas PMMA e Bis-GMA	2.400	5°C - 55°C	480.000	50 N	1,6 Hz	Água 5°C - 55°C
Drummond; Bapna, 2003 <sup>11</sup>	Resina Bis- GMA + diversos reforços	-	-	1.000 (escada)	98,07 a 392,28N	-	Ar e Água 22°C

Lohbauer et al, 2003 <sup>46</sup>	Resinas Bis- GMA	-	-	100.000	Variável	0,5 Hz	Água a 37°C
Rantala et al, 2003 <sup>53</sup>	Resina PMMA +fio aço + fibra de vidro	-	-	Variado	20 N	8,3 Hz	Ar, 22°C
Narva; Lassila; Vallittu, 2004 <sup>49</sup>	Resina UDMA + fibras de vidro	-	-	150.000 (máximo)	Variado	3,3 Hz	Ar e Água, 22°C
Drummond; Lin; Miescke, 2004 <sup>12</sup>	Resina Bis- GMA	-	-	100.000 (máximo)	10 a 20 N	5 Hz	Variado, 37°C
Yoshida et al, em 2004 <sup>85</sup>	Resina Bis- GMA	-	-	10.000 (máximo)	Variado	2,0 Hz	Água, 37°C

A partir de alguns testes pilotos e das poucas informações consensuais encontradas na literatura, definiu-se as características do ensaio de fadiga executado no presente trabalho. Os espécimes simulando próteses parciais fixas provisórias foram submetidos a 10.000 ciclos sinusoidais, com uma amplitude de força axial de 100 N, média de 50 N, numa freqüência de 5 Hz que correspondeu a cerca de 300 ciclos por minuto, imersos em água a 37°C.

Um dos parâmetros analisados através do ensaio de fadiga foi a *deformação* à *carga de 100 N*, em mm, apresentada pelo corpo de prova, quando se atingiu 100, 500, 1.000, 5.000 e 10.000 ciclos. Quando se testou as próteses com extensão do pôntico de 12,5 mm, pôde-se observar que não houve diferença estatística nessa deformação entre os grupos (CONTROLE, FIO AÇO, KEVLAR e FIBRANTE), em função do número de ciclos. Analisando cada grupo em separado, entretanto, a

deformação apresentou diferença significante em alguns momentos. Para o grupo CONTROLE, sem reforço, não houve diferença estatística na deformação entre nenhum período do ciclo, porém, para o restante dos grupos, como regra, observouse que a deformação à carga de 100 N em 10.000 ciclos foi significante maior que aquela apresentada nos 100 primeiros ciclos.

Nas próteses com distância do pôntico com 22,75 mm, ao contrário, observou-se que a deformação à carga de 100 N, foi significante maior para o grupo CONTROLE, a partir de 500 ciclos, não havendo diferença entre os demais grupos. Analisando cada grupo em separado (CONTROLE, FIO AÇO, KEVLAR e FIBRANTE), nota-se que com essa distância do pôntico, a deformação sempre apresentou diferença estatística, a partir dos 5.000 ciclos, em relação aos cem primeiros.

A carga máxima de 100 N exercida durante o ensaio de fadiga estava dentro do limite de elasticidade de todos os grupos testados, pois este foi estabelecido através de um teste piloto em que dois espécimes de cada grupo (CONTROLE, FIO AÇO, KEVLAR e FIBRANTE) foram submetidos a um teste de resistência à fratura através de uma carga estática. Isto significa que as deformações resultantes estavam dentro de um comportamento elástico, e que quanto menor tenha sido essa deformação, maior foi a rigidez como a representação do valor do Módulo de Elasticidade para aquele grupo.

O Módulo de Elasticidade ou Módulo de Young descreve a relativa rigidez do material que é medida pela curva da porção elástica de um gráfico tensão/deformação, por isso, quanto menor a deformação para um determinado valor de tensão dentro do seu limite de elasticidade, maior o valor do módulo de elasticidade<sup>3</sup>. O cálculo exato do módulo de elasticidade não foi possível através dos métodos utilizados nesse trabalho, mas podemos inferi-lo através da análise das deformações dentro do limite de elasticidade sofridas pelos corpos de prova.

Quanto menor for a deformação apresentada no seu limite de elasticidade, pode-se deduzir que mais rígido é o material. O módulo de elasticidade de um material é uma constante e, ao contrário da resistência à fratura, não constitui uma medida de resistência. Segundo Beer, Johnston, em 1989³, é importante elucidar que o módulo de elasticidade nem sempre está diretamente relacionado com as outras propriedades mecânicas. Dois materiais, por exemplo, podem possuir valores de resistência à fratura semelhantes, porém, módulos de elasticidade que se diferem consideravelmente.

Esta *deformação a 100 N*, em mm, em função do número de ciclos, também foi analisada através de um teste de Regressão Linear Simples com a finalidade de se determinar a dependência do seu valor em relação ao número de ciclos (100, 500, 1.000, 5.000 e 10.000), para os diversos grupos (CONTROLE, FIO AÇO, KEVLAR e FIBRANTE), nas duas distâncias de pôntico (12,5 e 22,75 mm).

Utilizando ambas as distâncias de pôntico, evidenciou-se que todos os grupos experimentaram um aumento dessa deformação em relação do número de ciclos, gerando uma função linear estatisticamente significante. Isto quer dizer que através do teste de regressão linear pôde-se obter uma previsão da deformação permanente

em qualquer período do ensaio, inclusive, predizer esta variável para um número de ciclos que exceda os 10.000 máximos utilizados nesse estudo.

Pelas Figuras 38 e 39, no item "Resultados", onde se ilustra os resultados do teste de regressão para a deformação a 100N, constata-se que esta deformação foi sempre maior, em ambas as distâncias de pôntico, para o grupo CONTROLE comparado com os demais, principalmente quando esta distância foi de 22,75 mm.

Os resultados encontrados no presente trabalho, em que os grupos reforçados apresentaram uma menor deformação dentro do limite elástico está de acordo com os achados de outros autores que demonstraram o aumento da rigidez de resinas acrílicas com a incorporação de fibras de reforço e fios metálicos. Stipho (1998)<sup>59</sup>; Vallitu, Ruyter, Ekstrand (1998)<sup>81</sup>; Vallitu (1999)<sup>73</sup>; Uzun, Hersek, Tinçer (1999)<sup>61</sup>; Ellakwa, Shortall, Marquis (2002)<sup>17</sup>; KARACAER et al (2003)<sup>37</sup>; Uzum, Keyf (2001)<sup>61</sup>; Uzum, Keyf (2003)<sup>62</sup> encontraram em seus resultados um aumento significante na rigidez entre 47% e 880% utilizando fibras de vidro. Para as fibras de poli(aramida)(Kevlar<sup>®</sup>), Uzun, Hersek, Tinçer (1999)<sup>61</sup>; Ellakwa, Shortall, Marquis (2002)<sup>17</sup>; Uzun, Keyf (2003)<sup>62</sup> encontraram um aumento desta propriedade entre 7% e 158%. Para os fios de aço, Bastos (2003)<sup>2</sup> encontrou um aumento de cerca de 70% na sua rigidez.

No presente estudo, a *deformação a 100N*, apresentada pelo grupo CONTROLE, com extensão do pôntico de 22,75 mm, foi de cerca 300%, em relação ao grupo reforçado com fibra de vidro (FIBRANTE), 166% em relação ao grupo

reforçado com fibras de poli(aramida) (KEVLAR) e 128% em relação ao grupo reforçado com fio Ø 0,7 mm (FIO AÇO).

Durante o ensaio de fadiga, somente os espécimes do grupo CONTROLE (sem reforço) com extensão do pôntico de 22,75 mm fraturaram, no qual neste grupo, somente 4 espécimes de 10 resistiram aos 10.000 ciclos. Um se fraturou com menos de 1.000 ciclos, quatro se fraturaram quando entre 1.000 e 5.000 ciclos, e um apresentou a fratura entre 5.000 e 10.000 ciclos.

Para Beer, Johnston, em 1989<sup>3</sup>, a fratura de um material em função da fadiga pode ocorrer se o carregamento acontece em um regime de deformações plásticas. Isto não quer dizer que o material não possa suportar certa carga repetida vezes se as tensões permanecerem dentro dos valores do regime elástico. Para um número de repetições do carregamento da ordem de centena esta afirmativa é verdadeira, mas para um carregamento na ordem de milhares ou milhões de vezes ela deixa de ser válida. Sabe-se que o limite de elasticidade e a resistência à fratura diminuem em função do aumento do número de ciclos. Nestes casos, a ruptura ou fratura pode acontecer a uma força ou tensão bem abaixo do limite de elasticidade obtido com um carregamento elástico; a este fenômeno se dá o nome de fadiga.

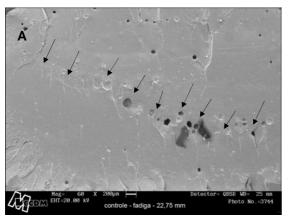
A fratura durante o carregamento se inicia, geralmente, de uma fissura microscópica ou outra falha similar do material. A cada novo carregamento a falha aumenta um pouco a sua dimensão. Devido aos sucessivos ciclos de carregamento, a fissura ou trinca se estende a uma grande porção do material, e a parte que não foi danificada tornou-se insuficiente para resistir à tensão, rompendo bruscamente.

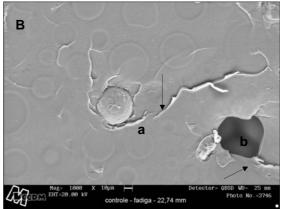
Por isso, ainda segundo Beer, Johnston, em 1989<sup>3</sup>, a fratura por fadiga é sempre uma fratura frágil, mesmo para os materiais dúcteis. O estado estrutural do material do espécime tem influência no valor da resistência à fadiga, pois qualquer falha ou fissura pode dar início ao processo de fratura por fadiga.

A abordagem contemporânea aos princípios de fadiga considera que o processo de formação da fratura divide-se em três fases: início da trinca, crescimento lento da trinca, e a fratura brusca. A última fase é muito rápida em duração, por isso Lohbauer et al (2003)<sup>46</sup>, consideram que o tempo do início da trinca e de seu crescimento lento corresponde à resistência útil à fadiga.

A trinca revela-se a partir de heterogeneidades tais como micro-trincas subsuperficiais, partículas de carga e porosidades no interior do material. Neste trabalho, analisando microscopicamente a interface fraturada daqueles espécimes que não resistiram à fadiga, evidenciou-se características compatíveis com as descritas acima (Figura 48), quando foram observadas zonas de porosidades e falhas internas associadas intimamente com trincas microscópicas.

Após o ensaio de fadiga, todos os espécimes resistentes foram submetidos a um ensaio mecânico de resistência à fratura, a partir do qual foram analisados os seguintes parâmetros: *limite de elasticidade; carga máxima (resistência à fratura)* e o modo de fratura.





Figuras 48. Fotomicrografias da superfície da fratura de uma espécime do grupo CONTROLE fraturado durante o ensaio de fadiga (A) Zona de origem (setas) de microtrincas relacionadas a falhas internas (Magnificação original de 60 X) e (B) Micro-trincas (setas) margeando uma bolha de água (?) (a) e um poro (b) (Magnificação original de 1.000 X).

De acordo com a Lei de Hooke, as tensões são diretamente proporcionais às deformações durante as deformações elásticas. Ao maior valor de carga suportada por um material para o qual a Lei de Hooke é válida se denomina *Limite de Proporcionalidade ou Limite de Elasticidade*. O Limite de Elasticidade, dessa forma, representa a maior tensão a que um material pode ser submetido retornando às suas dimensões originais quando a força for removida.

A partir do ensaio de resistência à fratura, quando a distância do pôntico foi de 12,5 mm, o grupo CONTROLE (sem reforço) proporcionou de forma significante os menores valores do *limite de elasticidade*. A média do grupo CONTROLE (354,74 N) esteve cerca de 150% abaixo do grupo FIBRANTE (895,31 N), 100% do grupo FIO AÇO (726,02 N) e 60% do grupo KEVLAR (577,58 N). Quando se analisa os espécimes com extensão do pôntico de 22,75 mm, não houve diferença estatística no limite de elasticidade entre os grupos apesar dos resultados desse

parâmetro nos grupos FIBRANTE (288,66 N) e KEVLAR (282,91 N) terem sido cerca de 140% acima daquele apresentado pelo grupo CONTROLE (117,01 N).

Quando analisados os grupos em separado, nota-se que há um decréscimo significante do *limite de elasticidade*, quando se comparou os espécimes com extensão do pôntico de 12,5 mm com aqueles de 22,75 mm, em todos os grupos (CONTROLE, FIO AÇO, KEVLAR e FIBRANTE). A diminuição foi da ordem de 200% para o grupo CONTROLE, 250% para o grupo FIO AÇO, 210% para o grupo FIBRANTE e 100% para o grupo KEVLAR.

A *carga máxima* suportada, em N, diz respeito à *resistência à fratura* do espécime. Quando a distância do pôntico foi de 12,5 mm, foi observada diferença estatística entre todos os grupos, onde o grupo CONTROLE foi o menos resistente e o grupo FIBRANTE apresentou os maiores valores. O aumento da resistência com a inclusão dos reforços, para essa distância, foi de cerca 205% para o grupo FIBRANTE (*1257,73 N*), 178% para o grupo KEVLAR (*1091,24 N*) e 138% para o grupo FIO AÇO (*845,84* N), quando comparados ao grupo CONTROLE (*615,28* N). Analisando os resultados quando a distância do pôntico foi de 22,75 mm, observouse que o grupo CONTROLE novamente apresentou os menores valores de resistência. Para essa distância somente os grupos FIBRANTE e KEVLAR não apresentaram diferença estatística nesses valores. O aumento da resistência influenciado pela adição de reforços foi de 478% para o grupo KEVLAR (*693,10 N*), 462 % para o grupo FIBRANTE (*670,11 N*) e 270 % para o grupo FIO AÇO (*393,82 N*), quando comparados ao grupo CONTROLE (*145,20 N*).

Entende-se que a *resistência à fratura* (carga máxima) indica a carga suportada pelas regiões mais finas de um determinado material ou restauração submetida à flexão até sua deformação permanente, no caso de materiais mais dúcteis ou até a sua fratura, no caso de materiais mais friáveis, ou mesmo até a sua fratura após uma deformação permanente, como observado nos materiais que apresentam certo equilíbrio entre ductibilidade e a friabilidade.

As próteses parciais fixas incluindo aquelas simuladas nesse estudo apresentam os conectores, ou seja, as regiões que unem os retentores ao pôntico ou que unem pônticos entre si, como as áreas mais finas dessa estrutura representando o elo frágil desse sistema. Durante um ensaio de resistência à fratura, uma tensão compressiva é gerada sobre a região do pôntico onde está sendo aplicada a força. Esta região, entretanto, é pouco afetada em decorrência da presença de uma combinação favorável entre a "característica do material" e a "área de distribuição de força". Entendemos como "característica do material" a capacidade, neste caso, da resina acrílica PMMA auto-polimerizável responder mecanicamente de maneira propícia às tensões de compressão não se fraturando como um material friável, nem se deformando como um material borrachóide. Associada a esta característica, temos a "área de distribuição de força" que corresponde no presente trabalho à área de contato entre a superfície oclusal e esfera de aço Ø 8,0 mm que está imprimindo a força. Esta área de contato foi conseguida pelo ajuste do provisório à referida esfera ainda no enceramento, auxiliando na melhor distribuição das forças durante o ensaio.

Se na região oclusal do pôntico onde a força é aplicada durante o teste, as alterações são mínimas, que podem incluir um desgaste da superfície ou uma deformação ínfimos, na região dos conectores, ao contrário, os efeitos deletérios dessa força são facilmente observados e entendidos, especificamente, na porção gengival das áreas de conexão.

Segundo Magne et al (2002)<sup>47</sup>; Rappelli et al (2005)<sup>54</sup> e Romeed, Fok, Wilson (2004)<sup>55</sup>, com a aplicação de uma carga sobre uma prótese parcial fixa nota-se um dobramento dessa prótese com tensões que se manifestam ao longo da porção inferior dos conectores, em consequência de nestas áreas haver uma espessura de material menor atribuindo-lhe desta forma menor resistência à deformação como explicado pelas "Leis das Vigas".

Por isso as regiões dos conectores apresentam-se como o elo frágil mecânico do sistema em função de suas dimensões reduzidas em ambos os sentidos vestíbulo-lingual e cérvico-oclusal quando comparados com o restante da prótese. Estas regiões são mais delgadas, pois de maneira importante correspondem às áreas de alívios importantes e relacionam-se com o alojamento adequado da papila gengival interdental e ameias vestibular e lingual.

A manutenção da saúde dos tecidos gengivais que margeiam os pilares protéticos, incluindo a papila gengival, além da fibromucosa localizada adjacente aos pônticos é de suma importância para a conservação dos tecidos de suporte e perpetuação de qualquer tratamento reabilitador com próteses parciais fixas. Qualquer reação inflamatória desses tecidos pode gerar situações clínicas inconvenientes imensuráveis e irreversíveis ao sistema biológico relacionado à

prótese: quadros clínicos de hiperplasia gengival, formação de bolsas periodontais, pré-disposição à evolução da doença periodontal pelo acúmulo de placa microbiana, reabsorção da crista óssea, perda de inserção, desconforto, dor e sangramento. A manutenção do equilíbrio desse sistema é fornecida em parte pela preservação dos tecidos periodontais de suporte e proteção, através das superfícies polidas da restauração e dos seu desenho que permita um fácil acesso à higienização pelo paciente, e pelo adequado arranjo oclusal que permita uma tolerância às forças tanto pelo material envolvido na confecção da prótese quanto pelo periodonto de suporte <sup>6,86</sup>. Observa-se, desta maneira, que qualquer um destes fatores mecânicos ou biológicos não deve ser negligenciado ou desrespeitado, um em função do outro. Por exemplo, o espaço próprio para a presença da papila interdental além do alívio criado para permitir a sua higienização pelo paciente não deve ser invadido à custa da necessidade de se aumentar em altura o conector protético com a finalidade de aumentar a sua resistência. Ou mesmo, de nada adiantaria a manutenção do referido espaço interproximal com prejuízo à área de conexão e consequente perda de resistência mecânica da estrutura do provisório.

A busca de um material e técnica que propicie uma resistência à fratura e rigidez adequadas nas dimensões necessárias à confecção das próteses parciais fixas provisórias é, por todas estas considerações, um desafio. O presente trabalho, em virtude de seus resultados demonstrando a melhora do comportamento mecânico através do uso de fibras de vidro e Kevlar<sup>®</sup> posicionadas, principalmente, na porção gengival dos conectores das próteses parciais fixas provisórias, contribui

com o desenvolvimento de algumas soluções para esses problemas ora questionados.

O modo como as fibras agem aumentando o *limite de elasticidade* e a *resistência à fratura* da resina PMMA é, de certa forma, diferente do mecanismo de ação dos reforços metálicos mais rígidos, como por exemplo, o fio de aço com diâmetro 0,7 mm, utilizado em um dos nossos grupos experimentais.

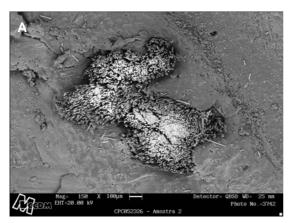
As fibras, sejam elas de vidro ou de poli(aramida) Kevlar<sup>®</sup>, agem sobre a resistência à fratura dos provisórios confeccionados em resinas PMMA aumentando a resistência à tração da porção mais inferior da região dos seus conectores, evitando a sua fratura através da interrupção da propagação de trincas<sup>52</sup>, situação não observada quando se utiliza os fios de aço, que não unem-se à resina, e ao contrário, durante o dobramento deslizam no interior do provisório.

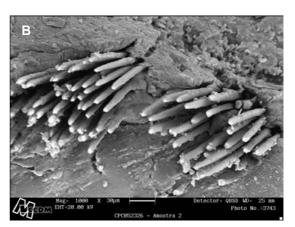
A localização das fibras no interior da prótese é, por isso, de suma importância. Seguindo a Engenharia dos Materiais, a melhor localização para se inserir as fibras seria o mais inferiormente possível no interior do corpo de prova, onde se acumulam as tensões de tração <sup>50,52,68,72</sup>.

A forma como as fibras de vidro ou de poli(aramida) são tratadas imediatamente antes de sua inclusão no interior do espécime em PMMA é, igualmente, uma variável relevante<sup>80</sup>. A imersão destas fibras em monômero MMA é vista por alguns autores como causa da presença de bolhas de ar na interface fibraresina em decorrência da maior contração de polimerização do monômero MMA (21%) comparado ao polímero PMMA (7%)<sup>72,80</sup>. Eles associaram esta diferença na contração de polimerização com um menor aumento da resistência à flexão e, por

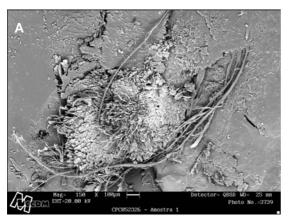
isso, propuseram a adição de uma mistura fluida de PMMA-MMA, preferencialmente, à imersão desta fibra em monômero MMA<sup>68,80</sup>. O aumento de monômero Iíquido MMA ao redor das fibras antes de sua incorporação à mistura final da resina PMMA, entretanto, parece contribuir com um melhor molhamento das fibras e menor incorporação de bolhas de ar<sup>65</sup>. Vallittu<sup>81</sup>, em 1998, além disso, observou que o uso de uma mistura fluida de PMMA-MMA não resulta em uma impregnação ótima das fibras pela resina PMMA. Escolhemos, por isso, imergir ambos os reforços utilizados em nosso trabalho, pois é relatado em vários estudos como sendo um método de se melhorar a união entre reforços de qualquer natureza e a resina<sup>9,57,65,68,69,82,84</sup>. A impregnação das resinas às fibras de vidro e poli (aramida) é ilustrado nas Figuras 49 e 50, e a pobre relação entre o fio de aço e a resina é mostrada na Figura 51.

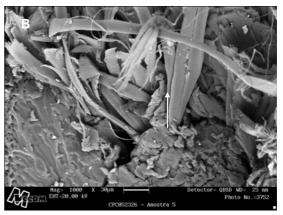
Na análise das fraturas, observamos que em todos os espécimes, estas foram originadas na superfície inferior do corpo de prova, na porção gengival de um dos conectores, onde se concentram as tensões de tração durante o dobramento, e se propagaram em sentido oblíquo em direção a face oclusal do pôntico onde era aplicada a força. Essas mesmas características de fratura foram constatadas e descritas por Freilich et al (2002)<sup>20</sup>, a partir de um trabalho de avaliação clínica de próteses parciais fixas realizadas com compósitos de uso laboratorial reforçados com fibras de vidro.



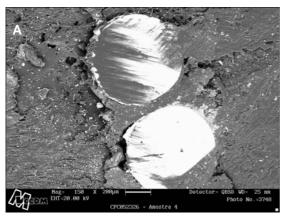


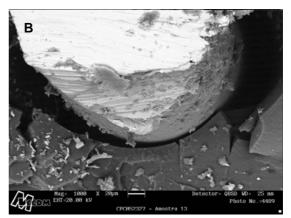
Figuras 49. Fotomicrografias da superfície da fratura de um espécime do grupo FIBRANTE (22,75 mm) (A) Feixe de fibras de vidro no interior do pôntico (Magnificação original de 60 X) e (B) Detalhe de cada fibra de vidro evidenciando a sua boa impregnação à resina (setas) (Magnificação original de 1.000 X).





Figuras 50. Fotomicrografias da superfície da fratura de um espécime do grupo KEVLAR (22,75 mm) (A) Feixe de fibras de poli(aramida) (Magnificação original de 60 X) e (B) Detalhe de algumas fibras mostrando alguma impregnação à resina (setas) (Magnificação original de 1.000 X).





Figuras 51. Fotomicrografias da superfície da fratura de um espécime do grupo FIO AÇO (22,75 mm) (A) Os dois fios de aço no interior do pôntico (Magnificação original de 60 X) e (B) Detalhe dainterface entre um dos fios e a resina mostrando uma fenda, característica da ausência de união entre o fio e a resina (Magnificação original de 1.000 X).

A capacidade dos reforços estudados em conter a propagação da trinca é que vai ditar o modo de fratura do espécime em resina. A trinca, uma vez gerada, ao se propagar no interior do espécime em sentido diagonal no pôntico e encontrar o reforço em uma direção perpendicular, pode levar a uma falha na interface adesiva entre as fibras e a resina que pode ser estabilizada (Fratura Parcial) ou continuar até a fratura total do provisório, porém, sem fraturar o reforço que permanecendo íntegro mantêm as duas partes fraturadas da resina unidas (Fratura Total Não Separada). Se a adesão entre as fibras e a resina, entretanto, for maior que a resistência coesiva da fibra, isto pode levar a fratura completa da fibra (Fratura Total Separada). Esta resistência à propagação da fratura pode ser atribuída a uma real união química ou a retenção mecânica da fibra à resina, ou ainda, a ambos<sup>28,32</sup>.

Em relação ao *modo de fratura* todos os espécimes do grupo CONTROLE em ambas as distâncias de pônticos avaliadas exibiram uma fratura do tipo total, com separação completa dos provisórios em duas partes. O grupo FIO AÇO com distância de 12,5 mm apresentou 60% de fraturas do tipo total não-separada e o restante de fraturas parciais. Quando se aumentou a distância do pôntico neste grupo, a ocorrência de fraturas totais não-separadas ampliou para 80%. Isto evidencia a incapacidade do fio de aço em interromper a propagação de trincas no interior da resina.

Os grupos FIBRANTE e KEVLAR, por sua vez, sofreram uma ocorrência de 100% de fraturas do tipo parcial, mostrando a eficiência do reforço em conter a propagação de trinca, evitando uma fratura com completa separação do provisório.

Estes resultados estão de acordo com o estudo de Samadzadeh (1997)<sup>57</sup>, em que, submetendo próteses parciais fixas confeccionadas em PMMA reforçadas com uma fibra de poli(etileno) à uma carga axial não observou fraturas totais com separação da prótese em dois segmentos, ao contrário, as conexões permaneceram intactas e somente uma porção do pôntico foi perdida em função da falha coesiva do PMMA. Em condições clínicas, a ausência da fratura ou a fratura parcial fazem parte, certamente, de um comportamento ideal esperado de uma prótese provisória, visto que fraturas do tipo total separada acarretam em um maior tempo clínico na confecção de novas restaurações <sup>5,57,72</sup>.

Percebemos diante de todos esses dados, que tanto a fibra de vidro quanto a fibra de poli(aramida) (Kevlar<sup>®</sup>) podem ser utilizadas com o propósito de reforças as restaurações provisórias, mas com a fibra de vidro apresentando algumas vantagens como a translucidez e sua disponibilidade comercial no mercado nacional. Constatamos, por fim, que os resultados favoráveis encontrados no nosso estudo quando se utilizou ambas as fibras, somados a toda demonstração do seu benefício por outros diversos autores, faz da técnica da confecção de próteses parciais fixas provisórias reforçadas com fibras um método simples, prático e eficiente de produzir restaurações mais resistentes e rígidas, características que contam a favor do sucesso clínico.



#### 7.0 CONCLUSÃO

Segundo o método empregado e com base nos resultados obtidos nas condições laboratoriais deste estudo, podemos concluir que:

- a) Durante o ensaio de fadiga:
  - a.1) Nenhum dos grupos estudados apresentou diferença significante na deformação, em mm, à carga de 100 N quando observou-se cada ciclo em separado para a extensão de pôntico de 12,5 mm, entretanto, quando a extensão do pôntico foi de 22,75 mm, a partir dos 500 ciclos, o grupo CONTROLE exibiu sempre uma maior deformação significante.

Todos os grupos de ambas as extensões de pôntico apresentaram um aumento da deformação em função do número de ciclos, sendo que para o grupo CONTROLE esse aumento foi mais significante, principalmente, quando a extensão do pôntico foi de 22,75 mm.

- a.2) Nenhum espécime dentre os grupos reforçados apresentou fratura durante o ensaio de fadiga. O grupo CONTROLE com distância de 22,75 mm, ao contrário, demonstrou 60% de espécimes fraturados.
- b) Após o ensaio de fadiga, através de um teste de resistência à fratura:

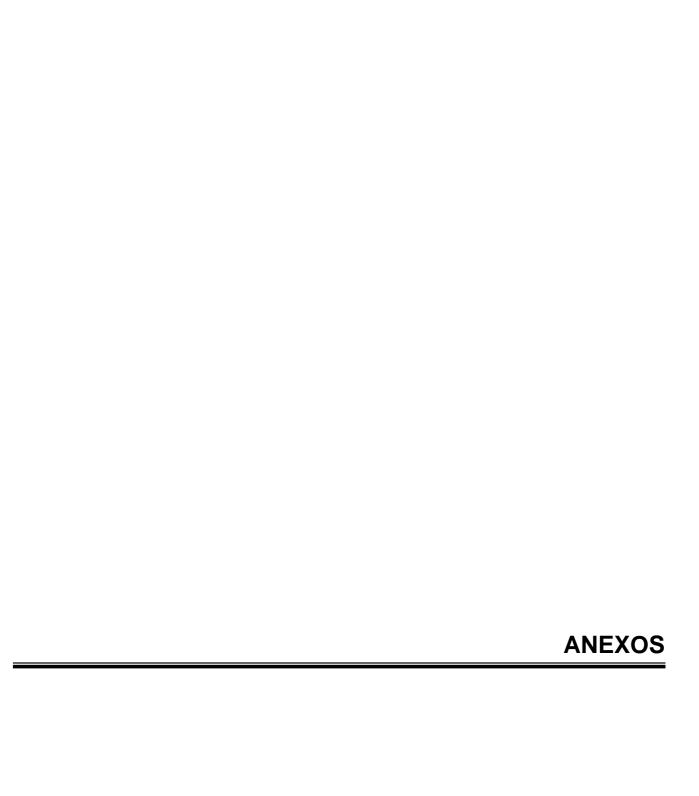
b.1) Quando a extensão do pôntico foi de 12,5 mm todos os grupos reforçados apresentaram valores médios do *limite de elasticidade*, em N, significantemente maiores que os demonstrados pelo grupo CONTROLE. Com o aumento da extensão do pôntico para 22,75 mm, por sua vez, os valores desse parâmetro apresentaram semelhança entre todos os grupos.

Analisando cada grupo em separado, quando se aumentou a extensão do pôntico, diminuiu-se de forma significante o valor médio do limite de elasticidade.

b.2) Em relação à *carga máxima* (resistência à fratura), quando a extensão do pôntico foi de 12,5 mm, todos os grupos apresentaram entre si diferença significante no seu valor médio, com o grupo FIBRANTE exibindo o maior valor, enquanto o grupo CONTROLE, o menor. Quando a extensão do pôntico foi de 22,75 mm, observou-se que o grupo KEVLAR apresentou valores semelhantes neste parâmetro ao grupo FIBRANTE, tendo estes dois grupos demonstrados maiores valores médios que os grupos FIO AÇO e CONTROLE.

Analisando cada grupo em separado, quando se aumentou a extensão do pôntico, diminuiu-se de forma significante o valor médio da carga máxima suportada.

b.3) Em relação ao *modo de fratura* todos os espécimes do grupo CONTROLE em ambas as distâncias de pônticos avaliadas exibiram uma fratura do tipo total. O grupo FIO ACO com ambas as extensões de pôntico apresentou a maioria das fraturas do tipo total não-separada e o restante de fraturas parciais. Os grupos FIBRANTE e KEVLAR, por sua vez, sofreram uma ocorrência de 100% de fraturas do tipo parcial.



# GRUPO CONTROLE-FADIGA 10.000 CICLOS (5Hz - 100N) - 12,5 mm

Ecnácimo		Defo	ormação - Ci	clos		Limite de	Carga
Espécime	100	500	1000	5000	10000	Elasticidade (N)	Máxima (N)
1	0.00 – 0.07	0.01 – 0.08	0.01 – 0.10	0.03 – 0.11	0.03 – 0.11	463.20	463.20
2	0.00 - 0.06	0.02 - 0.08	0.03 – 0.10	0.06 - 0.12	0.06 – 0.13	250.11	617.00
3	0.00 - 0.06	0.01 – 0.08	0.02 - 0.10	0.05 – 0.10	0.05 – 0.12	258.93	633.00
4	0.00 - 0.07	0.02 – 0.10	0.04 – 0.11	0.06 – 0.12	0.08 – 0.14	639.19	644.00
5	0.00 - 0.06	0.02 – 0.07	0.03 – 0.09	0.08 – 0.13	0.08 – 0.14	307.80	792.00
6	0.00 - 0.06	0.03 – 0.10	0.05 – 0.12	0.07 – 0.15	0.10 – 0.17	280.04	671.00
7	0.00 - 0.08	0.02 – 0.10	0.04 – 0.12	0.07 – 0.13	0.09 – 0.17	252.19	630.00
8	0.00 – 0.07	0.02 – 0.08	0.03 – 0.09	0.06 – 0.11	0.06 – 0.13	600.88	602.61
9	0.00 - 0.08	0.02 – 0.10	0.04 – 0.10	0.07 – 0.14	0.07 – 0.15	256.70	567.00
10	0.00 – 0.07	0.03 – 0.09	0.04 – 0.11	0.05 – 0.12	0.06 – 0.12	238.40	533.00
Média	-	-	-	-	-	354.74	615.28
D.P.	-	-	-	-	-	154.50	86.97

## GRUPO CONTROLE - FADIGA 10.000 CICLOS (5Hz - 100N) – 22,75 mm

		Defo	ormação - Ci	clos		Limite de	Carga
Espécime	100	500	1000	5000	10000	Elasticidade (N)	Máxima (N)
1	0.00 - 0.09	0.03 – 0.12	0.06 – 0.16	0.31 – 0.43*	0.32 – 0.45	FRATURA*	-
2	0.00 - 0.14	0.03 - 0.16	0.03 – 0.17	0.05 - 0.19	0.05 – 0.19	120.54	221.00
3	0.00 – 0.10	0.00 - 0.14	0.00 – 0.16	0.03 – 0.18	0.03 – 0.19	140.72	211.00
4	0.00 - 0.14	0.00 – 0.18	0.02 – 0.19	0.05 – 0.23	0.19 – 0.42*	FRATURA*	-
5	0.00 – 0.11	0.00 - 0.14	0.00 - 0.16	0.04 – 0.18	0.04 - 0.20	168.30	202.00
6	0.00 - 0.09	0.00 - 0.12	0.00 – 0.13	0.01 – 0.15	0.03 – 0.15	140.61	218.00
7	0.00 - 0.12	0.00 – 0.16	0.02 – 0.19	0.18 - 0.40*	0.24 - 0.46	FRATURA*	-
8	0.00 - 0.12	0.04 – 0.17	0.07 – 0.19	0.10 – 0.21	0.20 - 0.36*	FRATURA*	-
9	0.00 - 0.08	0.15 – 0.28*	0.20 - 0.36	0.29 – 0.42	0.32 – 0.48	FRATURA*	-
10	0.00 - 0.10	0.01 – 0.14	0.02 – 0.15	0.15 – 0.33*	0.21 – 0.50	FRATURA*	-
Média	-	-	-	-	-	117.01	145.20
D.P.	-	-	-	-	-	24.71	58.55

## GRUPO FIO AÇO - FADIGA 10.000 CICLOS (5Hz - 100N) - 12,5 mm

Espécime		Defo	ormação - Ci	clos		Limite de	Carga
Especime	100	500	1000	5000	10000	Elasticidade (N)	Máxima(N)
1	0.00 - 0.08	0.01 – 0.11	0.02 – 0.11	0.07 – 0.14	0.07 – 0.14	864.74	958.00
2	0.00 - 0.09	0.00 - 0.11	0.00 – 0.11	0.04 - 0.12	0.04 – 0.13	270.61	464.00
3	0.00 - 0.07	0.01 – 0.09	0.01 – 0.10	0.02 - 0.10	0.04 – 0.11	455.00	835.00
4	0.00 - 0.09	0.01 – 0.10	0.03 – 0.11	0.06 – 0.12	0.07 – 0.13	852.02	852.02
5	0.00 - 0.07	0.00 - 0.09	0.00 - 0.09	0.02 - 0.10	0.03 – 0.13	784.38	784.38
6	0.00 - 0.07	0.01 – 0.11	0.01 – 0.11	0.02 – 0.11	0.03 – 0.12	884.97	887.72
7	0.00 - 0.09	0.01 – 0.09	0.01 – 0.10	0.04 – 0.12	0.07 – 0.15	1036.00	1059.00
8	0.00 - 0.08	0.00 - 0.08	0.00 - 0.09	0.03 – 0.10	0.03 – 0.11	412.34	910.01
9	0.00 - 0.08	0.01 – 0.11	0.04 – 0.12	0.06 – 0.14	0.09 – 0.15	845.84	845.84
10	0.00 – 0.08	0.01 – 0.08	0.01 – 0.09	0.02 – 0.09	0.04 – 0.12	854.32	862.43
Média	-	-	-	-	-	726.02	845.84
D.P.	-	-	-	-	-	251.64	154.16

## GRUPO FIO AÇO - FADIGA 10.000 CICLOS (5Hz - 100N) – 22,75 mm

Espécime		Defo	ormação - Ci	clos		Limite de	Carga
Especime	100	500	1000	5000	10000	Elasticidade (N)	Máxima(N)
1	0.00 - 0.14	0.03 – 0.17	0.04 – 0.17	0.07 – 0.18	0.09 - 0.20	161.45	336.93
2	0.00 - 0.13	0.03 – 0.17	0.05 – 0.18	0.10 - 0.20	0.12 - 0.21	184.27	302.74
3	0.00 - 0.10	0.00 - 0.10	0.01 – 0.11	0.02 - 0.14	0.04 - 0.14	199.77	424.80
4	0.00 - 0.13	0.01 – 0.13	0.01 – 0.13	0.01 – 0.13	0.04 - 0.15	177.66	315.31
5	0.00 - 0.09	0.02 - 0.12	0.03 – 0.13	0.14 – 0.20	0.14 – 0.20	231.10	347.08
6	0.00 - 0.09	0.02 - 0.12	0.03 – 0.13	0.07 – 0.16	0.09 – 0.17	239.65	387.97
7	0.00 - 0.09	0.00 - 0.15	0.03 – 0.16	0.06 – 0.18	0.07 – 0.19	162.82	262.09
8	0.00 – 0.12	0.00 – 0.13	0.01 – 0.13	0.02 – 0.14	0.03 – 0.15	216.48	538.60
9	0.00 – 0.09	0.02 – 0.10	0.03 – 0.11	0.05 – 0.14	0.07 – 0.15	214.72	531.80
10	0.00 - 0.09	0.00 - 0.09	0.02 – 0.11	0.03 – 0.10	0.06 – 0.15	243.97	490.94
Média	-	-	-	-	-	203.18	393.82
D.P.	-	-	-	-	-	30.68	98.69

## GRUPO KEVLAR-FADIGA 10.000 CICLOS (5Hz - 100N) - 12,5 mm

Espécime		Defo	ormação - Ci	clos		Limite de	Carga
Especime	100	500	1000	5000	10000	Elasticidade (N)	Máxima(N)
1	0.00 - 0.06	0.00 - 0.06	0.01 – 0.07	0.01 – 0.07	0.02 - 0.08	1017.80	1129.52
2	0.00 - 0.07	0.02 - 0.08	0.03 - 0.10	0.05 – 0.12	0.05 – 0.13	444.76	1088.61
3	0.00 - 0.06	0.00 - 0.07	0.01 – 0.07	0.02 - 0.08	0.02 - 0.08	1091.67	1130.00
4	0.00 - 0.07	0.01 – 0.08	0.01 – 0.08	0.03 - 0.09	0.03 - 0.09	446.39	1104.56
5	0.00 - 0.10	0.02 - 0.10	0.02 - 0.11	0.05 – 0.11	0.05 – 0.12	616.62	1125.00
6	0.00 - 0.08	0.02 - 0.09	0.02 - 0.10	0.04 – 0.11	0.05 – 0.12	404.55	1019.33
7	0.00 - 0.06	0.01 – 0.08	0.03 – 0.10	0.05 – 0.12	0.09 – 0.15	413.13	1028.00
8	0.00 - 0.07	0.00 - 0.07	0.00 - 0.07	0.01 – 0.07	0.01 – 0.07	468.88	1101.26
9	0.00 - 0.08	0.02 - 0.09	0.02 - 0.10	0.03 – 0.10	0.05 – 0.12	420.89	1058.16
10	0.00 - 0.07	0.02 - 0.08	0.02 - 0.08	0.03 – 0.10	0.03 – 0.10	451.16	1128.00
Média	-	-	-	-	-	577.58	1091.24
D.P.	-	-	-	-	-	259.01	42.17

### GRUPO KEVLAR - FADIGA 10.000 CICLOS (5Hz - 100N) - 22,75 mm

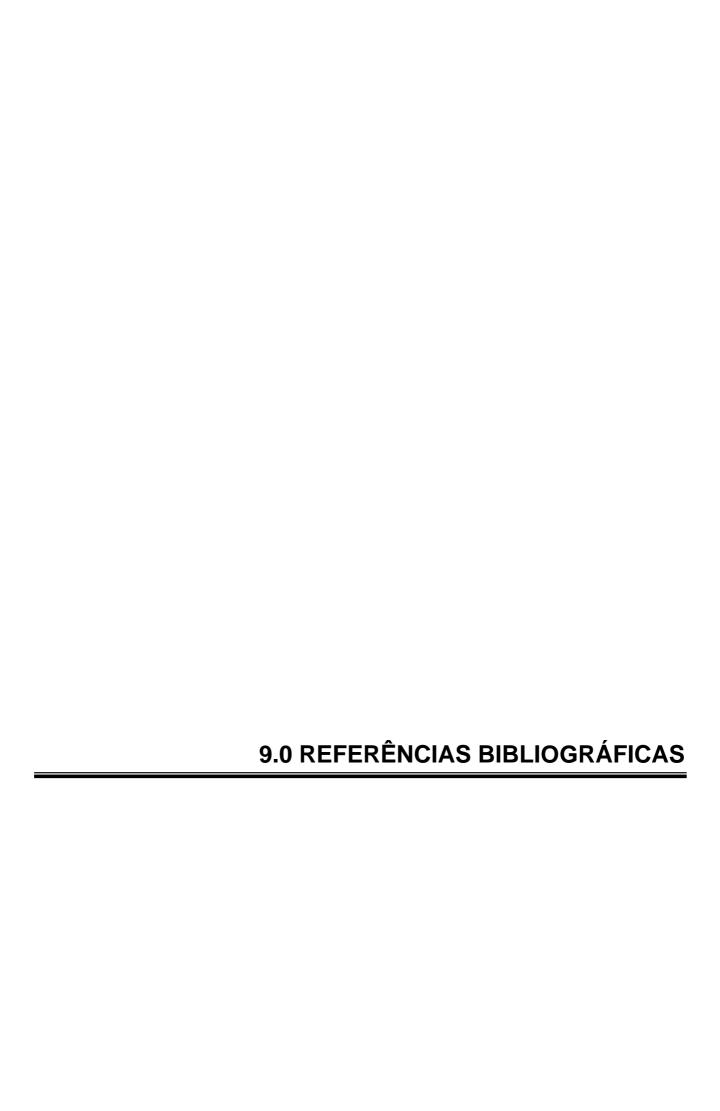
Espécime		Defo	ormação - Ci	clos		Limite de	Carga
Especime	100	500	1000	5000	10000	Elasticidade (N)	Máxima(N)
1	0.00 - 0.10	0.00 – 0.12	0.04 – 0.13	0.05 – 0.14	0.06 – 0.17	262.56	630.00
2	0.00 - 0.10	0.01 – 0.12	0.02 - 0.13	0.05 - 0.16	0.06 - 0.17	305.91	770.91
3	0.00 - 0.10	0.04 - 0.14	0.05 - 0.14	0.09 – 0.19	0.10 - 0.20	311.42	766.00
4	0.00 - 0.10	0.00 - 0.12	0.01 – 0.12	0.03 - 0.14	0.04 – 0.14	344.26	797.00
5	0.00 - 0.12	0.00 - 0.14	0.02 - 0.15	0.04 – 0.17	0.05 – 0.18	289.39	726.76
6	0.00 - 0.09	0.00 - 0.10	0.01 – 0.12	0.01 – 0.13	0.03 – 0.14	263.60	665.28
7	0.00 – 0.11	0.01 – 0.12	0.01 – 0.12	0.04 – 0.12	0.06 – 0.15	256.47	629.16
8	0.00 - 0.10	0.03 – 0.14	0.04 - 0.14	0.07 – 0.15	0.10 – 0.19	273.78	656.87
9	0.00 - 0.09	0.02 - 0.12	0.05 – 0.15	0.09 - 0.19	0.11 – 0.20	242.80	602.94
10	0.00 - 0.09	0.00 - 0.12	0.00 - 0.12	0.02 – 0.13	0.04 – 0.14	278.97	686.14
Média	-	-	-	-	-	282.91	693.10
D.P.	-	-	-	-	-	30.44	68.10

### GRUPO FIBRANTE - FADIGA 10.000 CICLOS (5Hz - 100N) - 12,5 mm

Espécime		Defo	ormação - Ci	clos		Limite de	Carga
Especime	100	500	1000	5000	10000	Elasticidade (N)	Máxima(N)
1	0.00 - 0.06	0.00 - 0.07	0.00 - 0.08	0.03 – 0.10	0.03 – 0.10	992.98	1352.02
2	0.00 - 0.08	0.00 - 0.09	0.01 - 0.09	0.01 - 0.09	0.03 – 0.11	568.56	1321.97
3	0.00 - 0.08	0.01 – 0.10	0.01 – 0.10	0.07 - 0.14	0.09 - 0.16	1079.39	1264.68
4	0.00 - 0.08	0.01 – 0.08	0.01 – 0.08	0.01 – 0.08	0.01 - 0.09	621.17	1100.00
5	0.00 - 0.07	0.01 – 0.08	0.01 – 0.09	0.03 – 0.10	0.03 – 0.10	713.77	1314.72
6	0.00 - 0.08	0.01 – 0.08	0.01 – 0.09	0.02 - 0.09	0.02 - 0.09	1082.38	1405.28
7	0.00 - 0.08	0.00 - 0.08	0.00 - 0.08	0.03 - 0.09	0.03 – 0.11	1065.45	1336.50
8	0.00 - 0.08	0.01 – 0.08	0.02 - 0.08	0.02 – 0.10	0.04 – 0.11	973.02	973.02
9	0.00 - 0.08	0.01 – 0.10	0.02 – 0.11	0.07 – 0.14	0.07 – 0.14	874.10	1200.05
10	0.00 - 0.09	0.03 – 0.09	0.04 - 0.09	0.04 – 0.11	0.04 – 0.11	982.34	1309.06
Média	-	-	-	-	-	895.31	1257.73
D.P.	-	-	-	-	-	193.30	131.73

### GRUPO FIBRANTE - FADIGA 10.000 CICLOS (5Hz - 100N) – 22,75 mm

Espásimo		Defo	ormação - Ci	clos		Limite de	Carga
Espécime	100	500	1000	5000	10000	Elasticidade (N)	Máxima (N)
1	0.00 - 0.09	0.00 – 0.11	0.00 - 0.12	0.06 – 0.16	0.07 – 0.18	234.86	554.99
2	0.00 - 0.11	0.03 – 0.12	0.03 - 0.13	0.06 - 0.16	0.06 - 0.16	318.80	720.39
3	0.00 - 0.14	0.00 - 0.14	0.02 - 0.15	0.03 – 0.16	0.06 - 0.19	317.16	774.59
4	0.00 - 0.12	0.01 – 0.12	0.01 – 0.13	0.04 - 0.14	0.05 – 0.15	195.66	411.91
5	0.00 - 0.10	0.00 - 0.10	0.00 – 0.11	0.03 – 0.14	0.03 – 0.14	332.20	718.35
6	0.00 – 0.11	0.02 - 0.13	0.03 – 0.13	0.04 – 0.16	0.06 – 0.18	367.70	778.48
7	0.00 – 0.12	0.00 – 0.15	0.00 - 0.16	0.03 – 0.18	0.03 – 0.19	222.60	552.36
8	0.00 - 0.09	0.00 – 0.10	0.01 – 0.10	0.02 – 0.10	0.05 – 0.13	367.16	915.20
9	0.00 – 0.10	0.00 – 0.10	0.00 – 0.13	0.05 – 0.16	0.05 – 0.17	242.31	560.06
10	0.00 – 0.11	0.00 – 0.14	0.00 - 0.14	0.00 – 0.15	0.00 – 0.16	288.19	721.35
Média	-	-	-	-	-	288.66	670.76
D.P.	-	-	-	-	-	61.53	147.61



## 9.0 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS<sup>1</sup>

- Bae JM, Kim KN, Hattori M, Hasegawa K, Yoshinari M, Kawada E, Oda Y. The flexural properties of fiber-reinforced composite with light-polymerized polymer matrix. Int J Prosthodont. 2001;14:33-39.
- 2. Bastos LGC. Avaliação da resistência flexional, do módulo de elasticidade e do tipo de fratura de uma resina acrílica para restaurações provisórias efeito de diversos reforços. Bauru, 2003. 129p. Dissertação (Mestrado) Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.
- 3. Beardmore P, Harwood JJ, Kinsman KR, Robertson RE. Fiber-reinforced composites: engineered structural materials. Science. 1980;208:833-40.
- Behr M, Rosentritt M, Lang C, Chazot C, Handel G. Glass fiber-reinforced composite fixed partial dentures on dental implants. J Oral Rehabil. 2001;28:895-902.
- 5. Berrong JM, Weed RM, Young JM. Fracture resistance of Kevlar-reinforced poly(methyl methacrylate) resin: a preliminary study. Int. J. Prosthodont. 1990;3:391-95.

<sup>&</sup>lt;sup>1</sup> Normas seguindo o estilo Vancouver de acordo com o International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements, 2005. Abreviatura de periódicos segundo Bases de Dados MEDLINE.

- Burns DR, Beck DA, Nelson SK. A review of selected dental literature on contemporary provisional fixed prosthodontic treatment: report of the committee on research in fixed prosthodontics of the academy of fixed prothodontics. J Prosthet Dent. 2003;90:474-97.
- 7. Carroll CE, Von Fraunhofer JA. Wire reinforcement of acrylic resin prostheses.

  J Prosthet Dent. 1984;52:639-41.
- 8. Chung K, Lin F, Wang F. Flexural strength of a provisional resin material with fibre addition. J Oral Rehabil. 1998;25:214-17.
- 9. Dixon DL, Breeding LC. The transverse strengths of three denture base resins reinforced with polyethylene fibers. J Prosthet Dent. 1992;67:417-19.
- 10. Donovan TE, Hurst RG, Campagni WV. Physical properties of acrylic polymerized by different techniques. J Prosthet Dent. 1985;54:522-24.
- 11. Drummond JL, Bapna MS. Static and cyclic loading of fiber-reinforced dental resin. Dental Mater. 2003;19:226-31.
- Drummond JL, Lin L, Miescke KL. Evaluation of fracture toughness of a fiber containing dental composite after flexural fatigue. Dental Mater. 2004;20:591-99.
- Dyer SR, Lassila LVJ, Alander P, Vallittu PK. Static strength of molar region direct technique glass fibre-reinforced composite fixed partial dentures. J Oral Rehabil. 2005;32:352-357.

- 14. Ehrenberg DS, Weiner S. Changes in marginal gap size of provisional resin crowns after oclusal loading and thermal cycling. J Prosthet Dent. 2000;84:139-48.
- 15. Ekstrand K, Ruyter E, Wellendorf H. Carbon/graphite fiber reinforced poly(methylmethacrylate): properties under dry and wet conditions. J Biomed Mater Res. 1987;21:1065-80.
- 16. El-Ebrashi MK, Craig RG, Peyton FA. Experimental stress analysis of dental restorations. Part VII. Structural design and stress analysis of fixed partial dentures. J Prosthet Dent. 1970;23:177-86.
- 17. Ellakwa AE, Shortall AC, Marquis PM. Influence of fiber type and wetting agent on the flexural properties of an indirect fiber reinforced composite. J Prosthet Dent. 2002;88:485-90.
- 18. Freilich MA, Duncan JP, Alarcon EK, Eckrote KA, Goldberg AJ. The design and fabrication of fiber-reinforced implant prostheses. J Prosthet Dent. 2002;88:449-54.
- 19. Freilich MA, Ducan JP, Meiers JC, Goldberg AJ. Preimpregnated fiberreinforced prostheses. Part I. Basic rationale and complete-coverage and intracoronal fixed partial denture designs. Quintessence Int. 1998;29:689-96.
- 20. Freilich MA, Meiers JC, Duncan JP, Eckrote KA, Goldberg AJ. Clinical evaluation of fiber-reinforced fixed bridges. JADA. 2002;133:1524-1534.

- 21. Fujii K, Arikawa H, Kanie T, Hamano T, Nishi Y, Nagaoka E. Dynamic viscoelastic properties of commercial glass-fibre reinforced resin used for crowns and bridges. J Oral Rehabil. 2002;29:827-834.
- 22. Galindo D, Soltys JL, Graser GN. Long-term reinforced fixed provisional restorations. J Prosthet Dent. 1998;79:698-701.
- 23. Gegauff AG, Pryor HG. Fracture toughness of provisional resins for fixed prosthodontics. J Prosthet Dent. 1987;58:23-9.
- 24. Gegauff AG, Wilkerson JJ. Fracture toughness testing of visible light- and chemical-initiated provisional restoration resins. Int J Prosthodont. 1995;8:62-8.
- 25. Göhring TN, Gallo L, Lüthy H. Effect of water storage, thermocycling, the incorporation and site of placement of glass-fibers on the flexural strength of veneering composite. Dental Mater. 2005;21:761-772.
- 26. Goldberg AJ, Burstone CJ. The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. Dent Mater. 1992;8:197-202.
- 27. Goldberg AJ, Burstone CJ, Hadjinikolaou I, Jancar JJ. Screening of matrices and fibers for reinforced thermoplastics intended for dental applications. Biomed Mater Res. 1994;28:167-173.
- 28. Grant AA, Greener EH. Whisker reinforcement of polymethyl methacrylate denture base resins. Aust Dent J. 1967;12:29-33.

- 29. Hamza TA, Rosenstiel SF, Elhosary MM, Ibraheem R. The effect of fiber reinforcement on the fracture toughness and flexural strength of provisional restorative resins. J Prosthet Dent. 2004;91:258-64.
- 30. Hazelton DR, Diaz-Arnold AM, Vargas MA. Flexural strength of provisional crown and fixed partial denture resins. J Prosthet Dent. 2002;87:225-28.
- 31. Hazelton LR, Nicholls JI, Brudvik JS, Daly CH. Influence of reinforcement design on the loss of marginal fixed partial dentures. Int J Prosthodont. 1995;8:572-79.
- 32. Henry PJ, Bishop BM, Purt RM. Fiber-reinforced plastics for interim restorations. Quintessence Dent Technol Yearbook. 1990-1991:110-23.
- 33. Isaac DH. Engineering aspects of fibre reinforced composites. In: Vallittu PK. The first symposium on fibre reinforced plastics in dentistry. Turku, Finland, Aug. 1998. Symposium book of the European Prosthodontic Association (EPA), 22<sup>nd</sup> Annual Conference, paper I, p.1-22.
- 34. Jagger DC, Harrison A, Jandt KD. The reinforcement of dentures. J Oral Rehabil. 1999;26:185-94.
- 35. John J, Gangadhar SA, Shah I. Flexural strength of heat-polymerized polymethyl methacrylate denture resin reinforced with glass, aramid, or nylon fibers. J Prosthet Dent. 2001;86:424-27.

- 36. Kanayana H, Kanie T, Inoue K. Dynamic viscoelastic properties of photo-activated composite resins containing short glass fibres. J Oral Rehabil. 2000;27:1034-41.
- 37. Karacaer Ö, Polat TN, Tezvergil A, Lassila LVJ, Vallittu PK. The effect of length and concentration of glass fibers on the mechanical properties of an injection- and a compression-molded denture base polymer. J Prosthet Dent. 2003;90:385-93.
- 38. Keyf F, Uzun G, Mutlu M. The effects of HEMA- monomer and air atmosphere treatment of glass fibre on the transverse strength of a provisional fixed partial denture resin. J Oral Rehabil. 2003;30:1142-48.
- 39. Kim SH, Watts DC. Effect of glass-fiber reinforcedment and water storage on fracture toughness (Kjc) of polymer-based provisional crown and FPD materials. Int J Prosthodont. 2004;17:318-22.
- 40. Kolbeck C, Rosentritt M, Behr M, Lang 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. J Oral Rehabil. 2002;29:668-74.
- 41. Koumjian JH, Nimmo A. Evaluation of fracture resistance of resins used for provisional restorations. J Prosthet Dent. 1990;64:654-57.

- 42. Lang R, Rosentritt M, Behr M, Handel G. Fracture resistance of PMMA and resin matrix composite-based interim materials. Int J Prosthodont. 2003;16:381-84.
- 43. Larson WR, Dixon DL, Aquilino SA, Clancy JMS. The effect of carbon graphite fiber reinforced on the strength of provisional crown and fixed partial denture resins. J Prosthet Dent. 1991;66:816-20.
- 44. Lassila LVJ, Nohrström T, Vallittu PK. The influence of short-term storage on the flexural properties of unidirectional glass fiber-reinforced composites. Biomaterials. 2002;23:2221-29.
- 45. Lastumäki TM, Lassila LVJ, Vallittu PK. Flexural properties of the bulk fiberreinforced composite DC-tell used in fixed partial dentures. Int J Prosthodont. 2001;14:22-26.
- 46. Lohbauer U. Von der Horst T, Frankenberger R, Krämer N, Petschelt A. Flexural fatigue behavior of resin composite dental restoratives. Dental Mater. 2003;19:435-40.
- 47. Magne P. Perakis N, Belser UC, 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. 2002;87:516-27.

- 48. Miettinen VM, Vallittu PK. Release of residual methyl methacrylate into water from glass fibre-poly(methyl methacrylate) composite used in dentures. Biomaterials. 1997;18:181-85.
- 49. Narva KK, Lassila LVJ, Vallittu PK. Fatigue resistance and stiffness of glass fiber-reinforced urethane dimethacrylate composite. J Prosthet Dent. 2004;91:158-63.
- 50. Nohrström TJ, Vallittu PK, Yli-Urpo A. The effect of placement and quantity of glass fibers on the fracture resistance on interim fixed partial dentures. Int J Prosthodont. 2000;13:72-8.
- 51. Polyzois GL, Tarantili PA, Frangou MJ, Andreopoulos AG. 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. 2001;86:613-19.
- 52. Powell DG, Nicholls JI, Youdelis RA, Strygler H. A comparison of wire- and Kevlar-reinforced provisional restorations. Int J Prosthodont. 1994;7:81-9.
- 53. Rantala LI, Lastumäki TM, Peltomäki T, Vallittu PK. Fatigue resistance of removable orthodontic appliance reinforced with glass fibre weave. J Oral Rehabil. 2003;30:501-06.

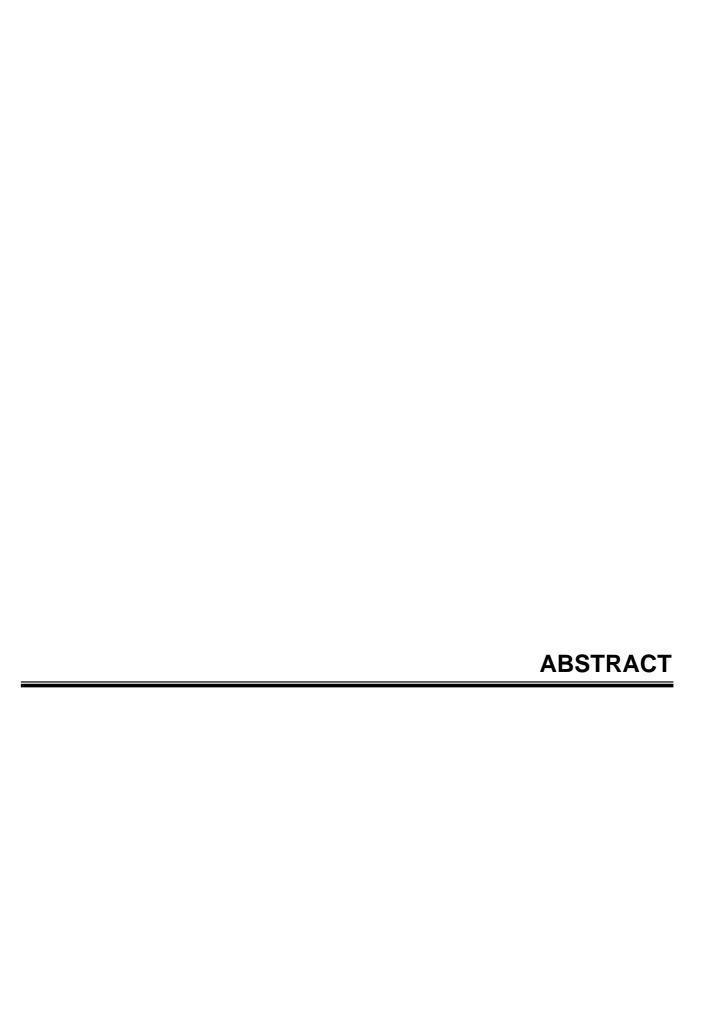
- 54. Rappelli G, Scalise L, Procaccini M, Tomasini EP. Stress distribution in fiberreinforced composite inlay fixed partial dentures. J Prosthet Dent. 2005;93: 425-32.
- 55. Romeed SA, Fok SL, Wilson NHF. Finite element analysis of fixed partial denture replacement. J Oral Rehabil. 2004;31:1208-17.
- 56. Rosentritt M, Behr M, Leibrock A, Handel G, Friedl K-H. Intraoral repair of fiber-reinforced composite fixed partial dentures. J Prosthet Dent. 1998;79: 393-98.
- 57. Samadzadeh A, Kugel G, Hurley E, Aboushala A. Fracture strengths of provisional restorations reinforced with plasma-treated woven polyethylene fiber. J Prosthet Dent. 1997;78:447-50.
- 58. Song H-Y, Yi Y-J, Cho L-R, Park DY. Effects of two preparations designs and pontic distance on bending and fracture strength of fiber-reinforced composite inlay fixed partial dentures. J Prosthet Dent. 2003;90:347-53.
- 59. Stipho HD. Effect of glass fiber reinforcement on some mechanical properties of autopolymerizing polymethyl methacrylate. J Prosthet Dent. 1998;79:580-84.
- 60. Taner B, Doğan A, Tínçer T, Akinay AE. A study on impact and tensile strength of acrylic resin filled with short ultra-high molecular weight polyethylene fibers. J Oral Sci. 1999;41:15-8.

- 61. Uzun G, Keyf F. The effect of woven, chopped and longitudinal glass fibers reinforcement on the transverse strength of a repair resin. J Biomater Applications. 2001;15:351-58.
- 62. Uzun G, Keyf F. The effect of fiber reinforcement type and water storage on strength properties of a provisional fixed partial denture resin. J Biomater Applications. 2003;17:277-86.
- 63. Vallittu PK. Comparison of two different silane compounds used for improving adhesion between fibres and acrylic denture base material. J Oral Rehabil. 1993;20:533-39.
- 64. Vallittu PK. Acrylic resin-fiber composite part II: the effect of polymerization shrinkage of polymethyl methacylate applied to fiber roving on transverse strength. J Prosthet Dent. 1994;71:613-17.
- 65. Vallittu PK. The effect of void space and polymerization time on transverse strength of acrylic-glass fibre composite. J Oral Rehabil. 1995;22:257-61.
- 66. Vallittu PK. Curing of a silane coupling agent and its effect on the transverse strength of autopolymerizing polymethylmethacrylate - glass fibre composite. J Oral Rehabil. 1997;24:124-30.
- 67. Vallittu PK. Oxygen inhibition of autopolymerization of polymthylmethacrylateglass fibre composite. J Mater Science. Mater in Medicine. 1997;8:489-92.

- 68. Vallittu PK. Glass fiber reinforced in repaired acrylic resin removable dentures: preliminary results of a clinical study. Quintessence Int. 1997;28:39-44.
- 69. Vallittu PK. Ultra-high-modulus polyethylene ribbon as reinforcement for denture polymethyl methacrylate: a short communication. Dent Mater. 1997;13:381-82.
- 70. Vallittu PK. Experience of the use of glass fibres with multiphase acrylic resin systems. Teoretical background and clinical examples. In: VALLITTU, P.K. The First Symposium on Fibre Reinforced Plastics in Dentistry. Turku, Finland, Aug. 1998. Symposium book of the European Prosthodontic Association (EPA), 22<sup>nd</sup> Annual Conference, paper II, p.1-35.
- 71. Vallittu PK. Some aspects of the tensile strength of unidirectional glass fibrepolymethyl methacrylate composite used in dentures. J Oral Rehabil. 1998;25:100-05.
- 72. Vallittu PK. The effect of glass fiber reinforcement on the fracture resistance of a provisional fixed partial denture. J Prosthet Dent. 1998;79:125-30.
- 73. Vallittu PK. Flexural properties of acrylic resin polymers reinforced with unidirectional and woven glass fibers. J Prosthet Dent. 1999;81:318-26.
- 74. Vallittu PK. Effect of 180-week water storage on the flexural properties of Eglass and silica fiber acrylic resin composite. Int J Prosthodont. 2000;13:334-39.

- 75. Vallittu PK. Strength and interfacial adhesion of FRC-tooth system. In: Vallittu PK. The Second International Symposium on Fibre Reinforced Plastics in Dentistry. Nijmegen, Netherland. Oct. 2001, paper I, p.2-28.
- 76. Vallittu PK. Use of woven glass fibres to reinforce a composite veneer. A fracture resistance and acoustic emission study. J Oral Rehabil. 2002;29:423-29.
- 77. Vallittu PK. Survival rates of resin-bonded, glass fiber-reinforced composite fixed partial dentures with a mean follow-up of 42 months: a pilot study. J Prosthet Dent. 2004;91:241-46.
- 78. Vallittu PK, Lassila VP. Reinforcement of acrylic resin denture base material with metal or fibre strengtheners. J Oral Rehabil. 1992;19:225-30.
- 79. Vallittu PK, Narva K. Impact strength of a modified continuous glass fiber Poly(methyl methacrylate). Int J Prosthodont. 1997;10:142-48.
- 80. Vallittu PK, Lassila VP, Lappalainen R. Acrylic resin-fiber composite part I: the effect of fiber concentration on fracture resistance. J Prosthet Dent. 1994;71:607-12.
- 81. Vallittu PK, Ruyter IE, Ekstrand K. Effect of water storage on the flexural properties of e-glass and silica fiber acrylic resin composite. Int J Prosthodont. 1998;11:340-50.

- 82. Vallittu PK, Vojtkova H, Lassila VP. Impact strength of denture polymethyl methacrylate reinforced with continuous glass fibers or metal wire. Acta Odont Scand. 1995;53:392-96.
- 83. Wang RL, Moore BK, Goodacre CJ, Swartz ML, Andres CJ. A comparison of resins for fabricating provisional fixed restorations. Int J Prosthodont. 1989;2:173-84.
- 84. Yazdanie N, Mahood M. Carbon fiber acrylic resin composite: an investigation of transverse strength. J Prosthet Dent. 1985;54:543-47.
- 85. Yoshida K, Morimoto N, Tsuo Y, Atsuta M. Flexural fatigue behavior of machinable and light-activated hybrid composites for esthetic restorations. J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater. 2004;70B:218-222.
- Zinner ID, Trachtenberg DI, Miller RD. Provisional restorations in fixed partial 86. prosthodontics. Dent Clin N Amer. 1989;33:355-77.



## **ABSTRACT**

Provisional restorations are essential components of oral rehabilitation treatment. The strength and durability features are, however, critical when long-term treatment is needed. This study investigates the mechanical alterations under and after cyclic fatigue in provisional partial fixed denture specimens. Two pontic distances (12.5 mm and 22.75 mm) and three types of reinforcements constituted the experimental groups with ten specimens each: a 0.7 mm of diameter wire; a roving poliaramid fiber Kevlar<sup>®</sup> and a roving fiberglass Fibrante<sup>®</sup> (Angelus<sup>®</sup>). The control group, also with ten samples, included not reinforced specimens.

Specimens were fabricated and testing on metal dies. The samples were subjected to 10,000 fatigue cycles with a 100 N maximum load in a MTS 810 Universal Machine and before they were subjected to fracture resistance test in the same machine. Statistical analysis showed that, during the fatigue cycles: 1) All the samples exhibited an increased *deflection*, in mm, following the fatigue cycles, mainly the CONTROL group; 2) Only specimens of the CONTROL group exhibited fracture due to fatigue cycle. After the fatigue cycle, through the fracture resistance test: 1) All reinforced samples with the pontic distance of 12.5 mm exhibited higher figures in *elastic limits* than the CONTROL group, and increased the pontic distance to 22.75 mm the results of the elastic limits decreased statistically; 3) the FIBRANTE group with pontic distance of 12.5 mm exhibited the higher results for the *resistance fracture*. The CONTROL group specimens, with both pontic distances, exhibited the lowest values of this property; 4) It was observed that the reinforced FIBRANTE anda KEVLAR groups specimens fractures were more favorable, occurring, predominantly, in the Partial type.

**Keywords**: acrylic resins, temporary dental restoration, mechanical stress.