

Liliane Minglini Barbosa

**Influência da distância inter-pilar e tipos de
fibras de reforço na resistência à fratura de
próteses adesivas indiretas.**

Dissertação apresentada ao
Programa de Pós - Graduação
em Odontologia da Faculdade
de Odontologia da Universidade
Federal de Uberlândia, como parte
dos requisitos para obtenção do
título de Mestre em Odontologia,
Área de concentração em
Reabilitação Oral.

Uberlândia, 2008

Liliane Minglini Barbosa

**Influência da distância inter-pilar e tipos de
fibras na resistência à fratura de próteses
adesivas indiretas.**

Dissertação apresentada ao
Programa de Pós- Graduação
em Odontologia da Faculdade
de Odontologia da Universidade
Federal de Uberlândia, como parte
dos requisitos para obtenção do
título de Mestre em odontologia,
Área de concentração em
Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. Carlos José Soares

Banca Examinadora: Prof. Dr. Carlos José Soares
Prof. Dr. Lawrence Gonzaga Lopes
Prof.Dr. Paulo Sérgio Quagliatto

Uberlândia, 2008

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

B238i Barbosa, Liliane Minglini, 1983 -
 Influência da distância inter-pilar e tipos de fibras de reforço na
resistência à fratura de próteses adesivas indiretas / Liliane Minglini Bar-
bosa. - 2008.

83 f. : il.

Orientador: Carlos José Soares.

Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Uberlândia, Pro-
grama de Pós-Graduação em Odontologia.

Inclui bibliografia.

1. Prótese dentária - Teses. 2. Adesivos dentários - Teses. I. Soares, Carlos José. II.
Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III.
Título.

CDU: 616.314-089.28



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

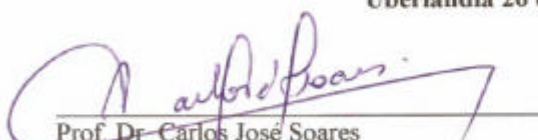
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

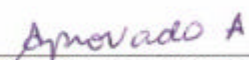
AV. Pará, 1720, bloco 2u – sala 2U09 – Campus Umuarama - UBERLÂNDIA –MG – 38400-902
(0XX) 034 –3218-2550

**RELATÓRIO DA COMISSÃO JULGADORA DA PROVA DEFESA DE
MESTRADO DA CD LILIANE MINGLINI BARBOSA DO PROGRAMA
DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA DESTA UNIVERSIDADE.**

Às quatorze horas do dia vinte e seis de fevereiro do ano de dois mil e oito, reuniu-se a Comissão Julgadora indicada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação desta Faculdade, para o julgamento da Dissertação de Mestrado apresentada pela candidata, LILIANE MINGLINI BARBOSA com o título: *Influência da distância inter-pilar e tipos de fibras na resistência à fratura de próteses adesivas indiretas*. O julgamento do trabalho foi realizado em sessão pública compreendendo a exposição, seguida de arguição pelos examinadores. Encerrada a arguição, cada examinador expressou o seu julgamento em sessão secreta e exarou o seu parecer. A Comissão Julgadora, após análise do Trabalho, verificou que o mesmo encontra-se em condições de ser incorporado ao banco de Dissertações e Teses da Biblioteca desta Universidade. Acompanham este relatório os pareceres individuais dos membros da Comissão Julgadora.

Uberlândia 26 de fevereiro de 2008

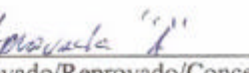

Prof. Dr. Carlos José Soares
Titulação: Doutor
Universidade Federal de Uberlândia - UFU


Aprovado/Reprovado/Conceito


Prof. Dr. Paulo Sérgio Quagliatto
Titulação: Doutor
Universidade Federal de Uberlândia - UFU


Aprovado/Reprovado/Conceito


Prof. Dr. Lawrence Gonzaga Lopes
Titulação: Doutor
Universidade Federal de Goiás – UFGO


Aprovado/Reprovado/Conceito

Dedico este trabalho

A Deus

“Fonte de toda a vida!

Pela presença constante em minha vida, por ser minha inesgotável fortaleza em momentos difíceis, minha certeza em momentos de dúvidas e por capacitar-me para realização de mais este sonho.

“ Deus nos fez perfeitos e não escolhe os capacitados, capacita os escolhidos.”

Albert Einstein

Ao meu pai, Márcio

Pelo carinho, compreensão e amor... pelas orações, conselhos, estímulo e força para realização deste trabalho. Por não medir esforços e incentivo para que mais esta etapa de minha formação fosse concluída. Amo muito você
Muito Obrigada!

A minha mãe, Alaíde

Por ser meu exemplo de perseverança e de vida e principalmente meu porto seguro. Obrigada por todos os sacrifícios que tem feito para que eu possa realizar meus sonhos e conquistar meus ideais. Esta conquista é nossa! Muito obrigada! Certamente palavras não são suficientes para demonstrar minha gratidão, mas evidenciam meu amor por você.

Aos meus irmãos, Edgar e Guilherme

Pelo carinho e ajuda de todos estes anos, por estarem sempre torcendo por mim. Muito obrigada pelo bom-humor em todos os momentos... trazendo leveza a minha vida.
Amo vocês!

A toda minha família

Meus avós, tios, primos e madrinhas. Vocês são muito especiais pra mim. Obrigada por todo carinho sempre demonstrado e pelas orações constantes. Amo todos vocês, me perdoem se nem sempre tenho tempo de demonstrar isso.

Ao meu namorado, Conrado

Por toda alegria que traz a minha vida, por todo amor e carinho que tem me

dedicado. Mesmo estando distante, fez-se presente em todos os momentos. Por ter sido minha inspiração. Sou eternamente grata. Amo muito você!

Meus agradecimentos especiais

Ao meu orientador, **Professor Dr. Carlos José Soares**, pela oportunidade oferecida, por sempre me incentivar na busca do crescimento. Meu reconhecimento e gratidão pela paciência, compreensão, oportunidades e orientação. Muito obrigada!

Aos membros da banca da qualificação, Prof. Dr. Márcio Magno, Prof. Dr. Roberto Elias Campos e Prof. Dr. Rodrigo Borges Fonseca, por terem aceitado participar da avaliação deste trabalho e pelas enriquecedoras sugestões.

A minha amiga Natércia e família:

“Qualquer indivíduo é capaz de solidarizar-se com o sofrimento de um amigo; solidarizar-se com êxitos alheios já requer uma natureza delicadíssima.” - Oscar Wilde

E você é assim... possui esta natureza única. Sinto-me orgulhosa de ser sua amiga. Parabéns por ser esta pessoa maravilhosa, humilde e serena que você é. Admiro-te muito. Sou muito agradecida pela boa receptividade sempre presente na sua família. Agradeço em especial sua mãe, que sempre me tratou como filha, seu pai e seu primo Lucas.

A toda família do meu namorado:

Que sempre me acolheu com muito carinho. Muito obrigada por tudo!

As companheiras de laboratório, em especial, Ludmila, Natércia, Marília e Marcinha pelo aprendizado, crescimento, amizade e por tantos momentos alegres e difíceis compartilhados.

A minha querida amiga Marília:

A co-orientação no seu trabalho de iniciação científica foi de valor inestimável para o aprimoramento dos meus conhecimentos e principalmente por firmar nossa amizade.

Ao meu amigo Luis Raposo:

Obrigada por estar sempre disposto a ajudar, pelo carinho e amizade de todos estes anos.

A minha mais nova amiga: Dri

Infelizmente passamos poucos momentos juntas, mas, este pouco tempo foi suficiente para demonstrar esta pessoa íntegra que você é. Muito obrigada pela companhia “laboratorial”, por ser amiga confiante e ajuda destes últimos meses.

As queridas amigas Natália, Cristina, Fernanda e “Caróis” pelos momentos de desabafo e de conforto que nossas longas conversas proporcionavam. Muito obrigada pelo carinho e amizade de vocês.

A amiga Gisele, pela co-orientação em minha iniciação científica. Sua ajuda foi

essencial para o bom desempenho dos meus trabalhos. Muito obrigada!

Ao Prof. Adérito, por ter sempre me incentivado, desde a minha primeira apresentação. Obrigada pelo carinho e preocupação que tem demonstrado durante todos estes anos. Muito obrigada!

À Abigail, sempre solícita. Obrigada por toda a atenção e carinho.

Ao Sr. Edivaldo e Lindomar, obrigada pelo sorriso sempre estampado no rosto e pela prontidão em ajudar. Que Deus ilumine sempre o caminho de vocês.

A todos componentes do grupo de Biomecânica, pelos momentos de aprendizado, alegria e coleguismo.

Meus Agradecimentos

À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, que se caracteriza pelo incentivo à extensão, ensino e pesquisa. Sou profundamente grata por todas as oportunidades que possibilitou o aprimoramento de meus conhecimentos.

À Empresa 3M-ESPE pela doação do material e equipamento necessários para realização das restaurações.

À Empresa ÂNGELUS, pela doação dos Kits de fibras de vidro para realização desse trabalho.

A Empresa MICRODONT, pela doação das pontas diamantadas para realização desse trabalho.

À FAPEMIG pelo suporte financeiro para o desenvolvimento deste trabalho.

*A tarefa não é contemplar o que ninguém ainda contemplou, mas
meditar, como ninguém ainda meditou, sobre o que todo mundo
tem diante dos olhos”.*

Shopenhauer

SUMÁRIO

LISTAS

I. Figuras	11
II. Tabelas	12
III. Siglas e Abreviaturas	13
IV. Palavras estrangeiras	14
RESUMO	15
ABSTRACT	16
1. INTRODUÇÃO	17
2. REVISÃO DA LITERATURA	20
3. PROPOSIÇÃO	47
4. MATERIAIS E MÉTODOS.....	49
4.1 – Seleção e inclusão das amostras.....	50
4.2 – Confeção das restaurações	52
4.3 – Ensaio mecânico de resistência à fratura	57
5. RESULTADOS.....	59
6. DISCUSSÃO	62
7. CONCLUSÕES.....	68
REFERÊNCIAS.....	70
ANEXOS	77

LISTAS DE FIGURAS E SIGLAS

I. FIGURAS

Figura 1 – Obtenção da superfície incisal (A), posicionamentos dos dentes em película radiográfica (B), inclusão dos dentes (C).

Figura 2 – Posicionamento dos pânticos de fibras de vidro nos modelos (A e B), posicionamento do feixe de fibras unidirecionais (Fibrex Medial) na canaleta e nos preparos (C e D).

Figura 3 – Infra-estrutura de fibras de vidro do grupo Fipon (A), molde da infra-estrutura do grupo FiPon para confecção do FiLab (B), Adaptação do fibrex juncional (feixe de fibras de vidro trançadas) no molde e aplicação do adesivo C (C), adaptação do feixe de fibras de vidro unidirecional (fibrex medial).

Figura 4 – Adaptação de feixes de fibras de vidro trançadas Interlig (A), fotopolimerização por 10s de cada incremento de resina (B).

Figura 5 – Dispositivo de aplicação de carga para grupos com distância inter-pilar de 18 mm (A), dispositivo de aplicação de carga para grupos com distância inter-pilar de 11mm (B), máquina de ensaio utilizada para o teste de resistência à fratura.

II. TABELAS

Tabela 1. Composição química e características dos materiais.

Tabela 2. Valores médios, força média e razão para as próteses analisadas.

III. SIGLAS E ABREVIATURAS:

Kgf – Unidade de força - carga aplicada (quilograma força).

mm – Unidade de comprimento (milímetro).

mW/cm² – Unidade de densidade de luz (miliwatts por centímetro quadrado).

mm/min – Unidade de velocidade (milímetro por minuto).

nº – Número.

N – Unidade de pressão – carga aplicada (Newton)

p – Probabilidade.

± – Mais ou menos.

& - e (comercial)

a – Nível de confiabilidade.

% – Porcentagem.

°C – Unidade de temperatura (graus Celsius).

° – Unidade de angulação (graus)

MEV – Microscopia eletrônica de varredura.

h – Horas.

s – Segundos.

min – Minutos.

µm – Micrometro.

MPa – Megapaschal.

FiPon – sistema formado por pântico em fibras de vidro associado a feixe de fibras de vidro unidirecional (Fibrex Medial)

FiLab – sistema formado por feixe de fibras de vidro multidirecionais (Fibrex Juncional) e feixe de fibras de vidro unidirecional (Fibrex Medial)

Int – fibras de vidro multidirecionais

CRF- compósito reforçado por fibras

PFA's – próteses fixas adesivas

FFMCs – próteses fixas metalo-cerâmicas

M-D – mésio distal

V-L – vestibulo lingual

IV. PALAVRAS ESTRANGEIRAS

ANOVA – Análise de variância. Bond – Adesivo.

Dual – Sistema de cura que associa dois tipos de polimerização (dupla polimerização).

et al. – Abreviatura de “et alii” (e colaboradores).

In situ – no próprio local

RESUMO

Este estudo avaliou a resistência à fratura de próteses adesivas indiretas em função da distância inter-pilar e do tipo de fibras de reforço. Cento e vinte incisivos bovinos foram selecionados e lixados resultando em plataforma incisal distando 6,0 mm do limite amelo-cementário. Os dentes foram incluídos em pares com 2 tipos de espaçamentos: d11, 11 mm de distância interpilar e de d18, 18 mm de distância interpilar em cilindros de resina de poliestireno com simulação do ligamento periodontal. Os dentes foram preparados, resultando em preparos inciso-mesial e inciso-distal, moldados e as restaurações confeccionadas em resina laboratorial (Sinfony, 3M-Espe), sendo divididos em 3 grupos: Int, inclusão de fibras de reforço de uso direto (Interlig, Angelus); FiLab, sistema composto por feixe de fibras de vidro unidirecional (Fibrex Medial) e fibras multidirecionais (Fibrex Juncional) laboratorial (Fibrex Lab, Ângelus); e FiPon, fibra de vidro unidirecional laboratorial associada a pântico pré-fabricado em fibra (Fibrex Pontic, Ângelus). As próteses adesivas foram cimentadas com adesivo Adper Single Bond 2 e Rely-X ARC e após 24 horas foram submetidas a carregamento de compressão axial no centro do pântico a velocidade de 0,5 mm/minuto até a fratura. Os dados foram analisados por análise de variância fatorial (2 X 3) e teste de Tukey ($P < .05$). A análise de variância fatorial revelou que o sistema de reforço ($P < .001$) e distância interpilar ($P < .001$) foram significantes. O padrão de fratura mais prevalente foi falha entre resina e fibra, sem ocorrência de fratura na estrutura dental. Os valores médios e desvio padrão foram: para d11 FiPon ($681,8 \pm 268,9$), FiLab ($537 \pm 186,7$), Int ($370,4 \pm 155,8$) para d 18 FiPon ($939,4 \pm 175,6$), FiLab ($666,1 \pm 95,5$) e Int ($445,8 \pm 49,7$). O sistema Int apresentou valores estatisticamente inferiores aos demais grupos, tanto na distância d11 quanto na distância d18. FiPon apresentou os maiores valores também em ambas as distâncias. O uso de fibra unidirecional associada a pântico em fibra aumentou os valores de resistência à fratura independente das distâncias testadas.

ABSTRACT

This study evaluated the fracture strength of fiber-reinforced composite inlay fixed partial dentures according to the pontic distance and the type of fiber-reinforcement. One hundred and twenty bovine incisors were selected and grounded with 600-grit silicon paper to get an incisor platform, simulating a human molar incisal surface. The teeth were included in polystyrene resin blocks and the periodontal ligament was simulated with polyether material in pairs with 2 different distances: d11- 11.0 mm of pontic distance and d18- 18.0 mm of pontic distance. Teeth were prepared, resulting in incisal-distal and incisal-mesial Class II boxes. Then, samples were restored with a standardized composite inlay adhesive fixed partial denture (AFPD) made in laboratory resin (Sinfony, 3M Espe), generating 4 groups: Int- direct fiber-reinforcement (Interlig, Angelus); FiLab- laboratory unidirectional fiber-glass bundle (Fibrex Medial) associated to a laboratory multidirectional fiber-glass bundle (Fibrex Juncional, Lab Fibrex, Angelus); and FiPon- laboratory unidirectional fiber-glass bundle associated with pre-manufactured fiber-glass pontic (Fibrex Pontic, Angelus). The AFPD samples were fixed with dual-cure resin cement (Rely-X ARC) and after 24 hours were submitted to a mechanical testing machine with a compressive axial load at the center of the pontic, with a crosshead-speed of 0.5mm/minute. Fracture modes were classified according to 3 categories. Data were analyzed by two-way ANOVA and Tukey test ($P < .05$). The analysis revealed that the fiber-reinforcement ($P < .001$) and pontic distance ($P < .001$) were significant. The failures were most prevalent among resin and fiber, in absence of fractures of the fibers or dental structure. The mean fracture strength and standard deviation of the AFPDs groups were: d11: FiPon ($681,8 \pm 268,9$), FiLab ($537 \pm 186,7$), Int ($370,4 \pm 155,8$) for d18: FiPon ($939,4 \pm 175,6$), FiLab ($666,1 \pm 95,5$) e Int ($445,8 \pm 49,7$). The fracture strength was significantly higher in the 18.0 mm distance with FiPon. Use of unidirectional fiber-glass bundle associated with fiber-glass pontic increases the fracture resistance irrespective of the distances tested.

INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

A reabilitação com próteses fixas metalo-ceramicas (PFMCs) é procedimento convencional para substituir a perda de um ou mais elementos dentais provendo altos valores de resistência à fratura e sucesso clínico a longo prazo (Freilich et al. 1998). Uma desvantagem significativa das PFMCs é a grande extensão de desgaste de estruturas dentais sadias (Vallittu & Sevelius 2000). A seleção de materiais com menor módulo de elasticidade que as ligas metálicas, é um dos fatores que, podem minimizar as tensões na interface adesiva e diminuir o número de falhas adesivas que ocorrem clinicamente neste tipo de restauração (Vallittu & Sevelius 2000). Embora próteses fixas implanto-suportadas sejam alternativas de alta qualidade, os pacientes freqüentemente recusam esta alternativa por razões econômicas ou devido à necessidade de intervenção cirúrgica (Xie et al. 2007).

Recentemente tem havido grande interesse em próteses fixas adesivas (PFAs) reforçadas com fibras de reforço como alternativa atrativa as PFMCs na reabilitação de pequenos espaços protéticos (Freilich et al. 1998). Os compósitos reforçados por fibras (CRFs) são novos grupos de biomateriais com curta historia de aplicação clinica (Behr 1999), que requerem desgaste menor de estrutura dental (Behr 1999, Vallittu & Sevelius 2000) e proporciona excelente estética (Kolbeck et al. 2002).

Apesar das fibras de reforço terem sido descritas em 1957 por Smith como reforço de base de dentaduras, só em 1990 elas começaram a serem utilizadas na confecção de próteses fixas (Butterworth 2003). A infra-estrutura de fibra de vidro corresponde a infra-estrutura metálica enquanto que o compósito aplicado corresponde a porcelana de uma prótese convencional com capacidade de suportar as forças mastigatórias (Nixon 1997). Maior volume de fibra confere melhor longevidade clinica (Goldberg & Burstone 1992), sendo que a região de menor resistência é a interface entre a camada de revestimento e a fibra na região dos pânticos (Li et al. 2004). Além disso, um dos fatores determinantes na resistência a fratura seria a orientação das fibras (Dyer et al., em 2004). Um dos produtos disponíveis no mercado desta

infra-estrutura é o Fibrex Lab (Angelus), sistema originalmente formado por fibras de vidro impregnadas (unidirecionais e multidirecionais) com resina composta fotopolimerizável. Recentemente foi introduzido no mercado o sistema Fibrex Pontic que apresenta pânticos pré-fabricados em fibra de vidro e resina epóxica. A infra-estrutura do pântico pré-fabricado é acoplada a um feixe de fibras unidirecionais, o Fibrex Medial, que juntos apresentam resistência flexural de 612 MPa. De acordo com as instruções do fabricante este sistema sem metal apresenta excelente estética, facilidade de fabricação e reparo e biocompatibilidade. O Interlig é um sistema de fibras trançadas impregnadas com resina composta comumente utilizada para contenções periodontais e próteses fixas unitárias.

Usualmente as próteses fixas adesivas reforçadas com fibras de reforço tem sido utilizadas em situações que a distancia inter-pilar não excede 15 mm (Song et al. 2003). Não há relatos na literatura a respeito do uso de PFAs em espaços superior a este. Este assunto é controverso na literatura. Embora as PFAs sejam indicadas para suportar as forças mastigatórias, em áreas de extremo acúmulo de tensões esta alternativa reabilitadora pode ser contra-indicada (Rosentritt et al. 2000). Entretanto, alguns autores (Vallittu 2004) sugerem que a reposição de múltiplos dentes perdidos pode não ser uma contra-indicação deste tipo de prótese. Portanto, estudos são necessários para validação do uso deste sistema de reforço em regiões posteriores em espaços edêntulos de maior extensão.

Diante deste contexto, a proposta de estudo in vitro foi analisar a resistência à fratura de próteses adesivas indiretas reforçadas com diferentes fibras de reforço e duas distâncias inter-pilares d11 e d18, testando duas hipóteses: (1) que o aumento da distância inter-pilar reduza a resistência a fratura; (2) que o incremento da quantidade de fibra aumente a resistência à fratura.

REVISÃO DA LITERATURA

2. REVISÃO DA LITERATURA

Muhlemann & Zander, em 1954, afirmaram que há boas razões para admitir que o deslocamento inicial da raiz corresponde a posição funcional de prontidão em relação à força de tração. A magnitude desta força é variável de indivíduo para indivíduo, de dente para dente, e depende, sobretudo, das estruturas e organização do ligamento periodontal. Os autores afirmaram que o valor da mobilidade inicial para dentes anquilosados é zero, sendo toda carga aplicada sobre o dente transferida às estruturas adjacentes.

Nakamichi et al., em 1983, avaliaram a possibilidade da utilização de dentes bovinos como substitutos a dentes humanos. Foi analisada a resistência adesiva de cinco cimentos de ativação química e física, e duas resinas compostas em dentes humanos e bovinos. Embora os valores obtidos pelos dentes bovinos fossem ligeiramente inferiores, não se verificou diferença estatisticamente significativa. Os autores concluíram que dentes bovinos podem ser utilizados como substitutos de dentes humanos, uma vez que são mais fáceis de serem obtidos.

Soderholm & Roberts, em 1990, investigaram os danos causados pela armazenagem em água e armazenagem em água seguida de desidratação de compósitos pela determinação da resistência à tração. Oitenta amostras de cada material foram preparadas e divididas em grupos de seis. O Grupo I foi armazenado a seco na temperatura de 60°C, enquanto os grupos II e III foram armazenados em água destilada na mesma temperatura. Após seis meses, os grupos I e II foram submetidos a teste de tração, enquanto o grupo III foi desidratado por duas semanas na temperatura de 60°C antes de ser testado. Os valores médios pela armazenagem em água independente do material, revelaram significativa redução ($p < 0.05$) na resistência dos grupos II e III comparados ao grupo I. Comparação entre os grupos II e III revelaram que as amostras envelhecidas em água e testadas (Grupo II) tiveram menor resistência ($p < 0.05$) que as amostras desidratadas (Grupo III). Entretanto, algumas amostras do grupo III não apresentaram tendência em recuperar sua resistência após desidratação. Os autores concluíram que a armazenagem em

água tem efeito irreversível nos compósitos testados.

Hondrum, em 1992, em revisão das vantagens e desvantagens do uso de cerâmica na restauração de dentes anteriores e posteriores destacou a resistência do material e os fatores relacionados com essa propriedade. Como maior desvantagem, o autor ressaltou a susceptibilidade à fratura no momento da colocação, mastigação ou em decorrência de trauma oclusal, aspecto que está relacionado a vários fatores como a degradação da união da sílica-oxigênio, a indução de falhas durante a confecção, a limitada capacidade de distribuir esforços mastigatórios localizados e a baixa resistência à deformação. O autor ressaltou que o mecanismo mais comum de falhas das cerâmicas odontológicas está relacionado à variação de cargas oclusais, ocasionando a fadiga do material.

Altieri et al., em 1994, descreveram estudo clínico no qual monitoraram grupo com 12 pacientes que receberam restaurações fabricadas com compósitos reforçados por fibras. A avaliação trimestral foi feita por 24 meses. Os critérios avaliados foram: função, integridade estrutural e textura superficial. Foi considerada falha quando havia movimentação entre a restauração e dentes pilares. O teste probabilístico de Kaplan-Meier em 12 meses foi de aproximadamente 50%. A restauração com maior vida útil foi a de um molar inferior que permaneceu por 24 meses em uso na cavidade bucal.

Nixon, em 1997, recomenda preparos em chanfros formando ângulos de 90 a 120 ° no ângulo cavo superficial, redução de 1,2 mm a 1,5 mm nas superfícies vestibular e lingual e desgaste mínimo de 1,5 mm na superfície oclusal para adequada espessura do material. No preparo proximal deve ser feita uma caixa de pelo menos 0,5 mm de profundidade e 2,0 mm a 3,0 mm de largura para adaptação da subestrutura em CRF. Segundo o autor a infra-estrutura de CRF pode substituir a infra-estrutura metálica, enquanto que o compósito aplicado corresponde à porcelana de uma prótese convencional. A infra-estrutura de CRF proporciona resistência e rigidez para a resina composta. As fibras de vidro do tipo S2 pré-impregnadas com bis-GMA, foto e termopolimerizadas, oferecem as mesmas propriedades dos CRF com policarbonato. Entre as indicações clínicas estão: necessidade estética,

sensibilidade a metal, facilidade de fabricação, diminuição do desgaste e união a estrutura dental. Nas contra-indicações observa-se: pacientes com problemas periodontais, espaços edêntulos com dois ou mais pânticos, pacientes com hábitos parafuncionais.

Freilich et al., em 1998, descreveram o desenvolvimento e a utilização de fibras de reforço contínuas e unidirecionais como infra-estrutura na fabricação de próteses fixas adesivas de 3 unidades. Utilizando diversas matrizes de materiais e fibras, várias formulações de compósitos reforçados com fibras foram avaliadas com o objetivo de criar um sistema com melhores propriedades mecânicas e características de manipulação. Compósitos reforçados por fibras baseados em matriz fotopolimerizáveis de BIS-GMA tem sido utilizados clinicamente para confecção de próteses de duas fases: uma infra-estrutura de fibra de vidro e subestrutura coberta por um compósito particulado. Descrições a respeito do uso clínico e procedimentos laboratoriais estão inclusas neste artigo. Os autores citaram que as próteses fixas estão sujeitas as condições de aplicação de cargas complexas na cavidade oral, sendo que as propriedades flexurais dos materiais poderia ser uma característica importante para seleção. Os valores de resistência flexural têm sido obtidos aplicando carga em barras retangulares de várias dimensões e diferentes formulações de fibras em testes flexurais padronizados de três pontos. Sendo que as propriedades flexurais são afetadas pela geometria das amostras de teste. Concluíram que embora a experiência clínica seja necessária, os materiais de compósitos reforçados com fibras de vidro podem ser utilizados para fazer próteses sem metal com excelentes qualidades estéticas.

Scharnagl, em 1998, avaliou a simulação do ligamento periodontal na realização de testes de resistência à fratura em restaurações indiretas confeccionadas em cerâmica, In Ceram. Inicialmente foram realizados testes de movimentação dental em mandíbulas de porcos para detectar o grau de movimentação dental a ser reproduzido no ligamento artificial. A simulação do ligamento foi realizada com diversos materiais elásticos, silicona por adição, poliéter, silicona de condensação de consistência leve e pesada. Os melhores

resultados foram obtidos com emprego do material de moldagem à base de poliéter, Impregum F (3M-ESPE) aplicado em associação com o adesivo do material. O autor relatou que o ligamento periodontal artificial é fundamental para reproduzir as características clínicas da aplicação de tensões e as fraturas ocorridas em experimentos laboratoriais.

Vallittu, em 1998, avaliou o efeito de reforço de fibras de vidro na resistência à fratura de próteses fixas provisórias de 3 elementos. Próteses fixas provisórias (n=5) foram fabricadas com resina de polimetil metacrilato e líquido de n-butilmetacrilato. O grupo controle não apresentou fibras de reforço. Nos demais grupos, as próteses fixas foram reforçadas com um, dois ou três unidades de reforço de fibras unidirecionais e um com fibras de vidro trançadas. A força foi aplicada na fossa do pântico por meio de uma esfera de 6 mm de diâmetro. Foi realizada secção longitudinal das próteses fixas para determinar a posição das fibras. A força requerida para fraturar as próteses sem fibras de reforço foi de 614 N, enquanto a incorporação de uma fibra unidirecional aumentou em 660 N, dois reforços para 818 N, três reforços para 827 N e reforço de fibras trançadas para 973 N. Carga oclusal repetida leva a fratura de próteses, entretanto, este fator não foi levado em consideração neste estudo. O efeito de resistência à fratura do grupo reforçado com fibras trançadas foi considerável. De acordo com o autor, isto pode ter ocorrido principalmente devido a localização no lado de tração destas fibras. O autor concluiu que mesmo as fibras de reforço tendo sido posicionadas no lado oclusal, designado o lado de compressão durante a aplicação de carga, o reforço de fibras de vidro aumentou consideravelmente os valores de resistência à fratura.

Behr et al., em 1999, examinaram in vitro próteses fixas inlays posteriores feitas em Targis/Vectris para verificar a resistência à fratura e a adaptação marginal simulando situações clínicas. Dois tipos de preparos foram executados em terceiros molares extraídos e inseridos em PMMA com espaço edêntulo de 10 mm. Um dos grupos com oito amostras foi preparado com caixa proximal e o outro grupo o preparo foi caixa oclusal com extensão proximal. Todas as próteses foram cimentadas adesivamente e após a termociclagem

foram testadas até que ocorressem falhas. A adaptação marginal foi avaliada antes e após a termociclagem. Não houve diferença significativa entre os tipos de preparos para resistência mecânica, com média de 720 N para preparos em caixa e 696 N para preparo oclusal. A adaptação marginal mostrou-se perfeita em mais de 60% das amostras após a termociclagem em ambos os preparos. De acordo com os autores este primeiro experimento in vitro com inlays confeccionadas com Targis/Vectris encoraja a realização de mais pesquisas. A resistência à fratura assim como a adaptação marginal mostram que testes clínicos devem ser considerados.

Gohring, et al., em 1999, examinaram 20 PFAs feitas em Targis/Vectris após um ano, clinicamente e por MEV. Todas estavam intactas, nenhum sinal de fratura, sem defeitos superficiais, sem desgastes excessivos e com adaptação perfeita. Este estudo mostrou sucesso para a PFAs reforçada com fibra de vidro após 1 ano.

Hidaka et al., em 1999, avaliaram a influência da intensidade do bruxismo na força de mordida, área de contato e pressão média de mordida. Tem sido difícil para alguns investigadores avaliar a intensidade de mordida na posição intercuspídea na área de contatos oclusais. Diante deste contexto, os autores se propuseram a analisar as variações nos parâmetros de dois fatores: três níveis de bruxismo e o lado prevalente da mordida. Pessoas com oclusão normal foram examinadas com sistema recentemente desenvolvido (Dental Prescale Occluzer, Fuji Film, Tokyo, Japan). Os três níveis de intensidade de mastigação foram analisados por atividade no eletromiograma e incluídos nos valores máximos de contração. Os resultados indicaram que força de mordida e a área de contato oclusal em todo arco dentário aumentaram com a intensidade de mordida. Ao contrário, a média da pressão de mordida, obtida pela divisão da força da mordida pela área de contato, permaneceram inalterados apesar da intensidade da mordida. Como a intensidade da mordida aumenta a posição mesio-lateral da força da mordida muda significativamente ($P < 0.01$). A posição antero-posterior permaneceu em uma média entre a distal do terceiro e o primeiro molar e a mesial do terceiro e segundo molar. A força de mordida e área de contato oclusal, que foi principalmente nos molares,

aumentaram com a intensidade de mordida ao mesmo tempo em que a proporção destas duas variáveis em cada dente superior não mudou significativamente. A exceção foi para o segundo molar do lado contrário ao mais prevalente. Quando comparações foram feitas entre pares específicos de dentes superiores de mesmo nome, usualmente, não foi encontrada diferença significativa na força de mordida ou na área de contato oclusal independente do nível de mordida. Novamente, a exceção foi observada no segundo molar no lado mais prevalente. Os resultados nos pacientes normais sugerem que a intensidade de mastigação aumenta na posição intercuspídea. O ajuste pode prevenir danos e sobrecargas nos dentes e articulação têmporo-mandibular.

Vallittu , em 1999, descreveu e avaliou fibras de vidro unidirecionais trançadas pré-impregnadas (Stick & Stick Net) como reforço de resinas acrílicas termopolimerizáveis e autopolimerizáveis. O grupo controle foi formado por cinco amostras. Outros dois grupos foram compostos por amostras reforçadas com fibras unidirecionais ou trançadas. Foi analisada a resistência transversa e módulo flexural dos grupos. Posteriormente, as secções transversais foram examinadas pela microscopia eletrônica de varredura (MEV) para avaliar a impregnação das fibras. A resistência transversa de polímeros termopolimerizados foi de 76 MPa. Com o uso de Stick (unidirecionais) este valor aumentou para 341 MPa, e o módulo flexural aumentou de 2550 para 19086 MPa. O uso de StickNet (trançadas) aumentou a resistência transversa de polímeros termopolimerizáveis para 99 MPa e a resistência flexural para 3530 MPa. O aumento foi na mesma proporção para resinas autopolimerizáveis. A quantidade de fibras de vidro variou de 6 a 28% do volume, sendo que os maiores valores foram do Stick (unidirecional) e os menores do StickNet (trançadas). Concluiu que o uso de fibras unidirecionais aumentou consideravelmente a resistência transversa e módulo flexural dos polímeros.

Behr et al., em 2000, estudaram as propriedades flexurais de compósitos reforçados com fibras usando processo manual de adaptação (FibreKor, n=30) e processo a vácuo/pressão (Vectris, n=30). Este estudo investigou a influência do conteúdo de fibra e armazenagem em água na

resistência flexural de prismas feitos com dois compósitos reforçados com fibras, sistema Vectris e Fibrekor. Foram comparados trinta prismas de Fibrekor medindo 25 X 4 X 2 mm feitos manualmente e 30 prismas com as mesmas dimensões de Vectris executadas sob processo de vácuo/pressão. Um grupo de Vectris e Fibrekor (n=10) foi armazenado em água por 24 horas, um segundo grupo foi termociclado por 6000 vezes em 5° C/55°C, e um terceiro grupo foi armazenado em água por 30 dias a 37 °C. Todos os prismas foram testados até a fratura usando o teste de resistência à fratura de três pontos e a resistência flexural foi calculada. No geral, a resistência flexural diminuiu significativamente com o aumento do tempo de armazenagem independente da fibra e sistema de fabricação. Com os parâmetros de 24 h a 30 dias, a média de resistência flexural para os prismas de Vectris foi 618/579/545 N/mm² e Fibrekor 585/534/499 N/mm². O conteúdo de fibra do sistema Vectris foi determinado em 28,1 vol% e 12,8 vol% para os prismas de Fibrekor. Após 24 h de armazenagem em água, os prismas de Vectris e Fibrekor apresentaram um valor estatisticamente maior na resistência flexural do que após 30 dias na armazenagem em água. O processo de fabricação por vácuo/pressão em contraste com adaptação manual resultou em aumento significativamente no conteúdo de fibras, mas não necessariamente levou ao aumento da resistência flexural. Não apenas o conteúdo de fibras, mas também a composição da matriz, assim como a união das fibras à matriz determina as propriedades dos compósitos reforçados por fibras.

Rammelsberg et al., em 2000, avaliaram a resistência à fratura de coroas sem metal. De acordo com os autores, as propriedades mecânicas dos compósitos, que foram melhoradas ao longo de anos, têm-se traduzido no uso prolongado destes compósitos para a restauração de dentes posteriores. Entretanto, a influência da configuração do preparo e método de cimentação sobre a estabilidade deste procedimento restaurador permanece desconhecida. Setenta e dois terceiros molares humanos foram extraídos e selecionados e em seguida, realizaram preparos padronizados. Estes preparos foram realizados axialmente incluindo redução oclusal de 0,5 mm ou 1,3 mm, profundidade de ombro de 1 mm e preparo menos invasivo tipo chanfro de 0,5 mm. Coroas

Artglass foram cimentadas aos dentes com dimensões respectivas, com 3 cimentos: fosfato de zinco (ZnP), ionômero de vidro (GIC), ou cimento resinoso em combinação com agente adesivo dentinário. Após a termociclagem, por meio de 10.000 ciclos entre 5°C e 55°C, as coroas foram submetidas a carregamento de compressão axial até a fratura. Os resultados revelaram que os valores de resistência à fratura excederam 500 N. Entretanto, 9 de 24 coroas de Artglass cimentadas com ZnP perderam-se após termociclagem. A cimentação adesiva resultou em maiores valores de resistência comparadas com GIC e ZnP ($P=.02$). O aumento da espessura oclusal (0,5 a 1,3 mm) resultou em maior estabilidade, enquanto com 1 mm de profundidade de ombro não resultou em maior durabilidade comparado com o preparo em chanfro de 0,5 mm. Os autores concluíram que o preparo menos invasivo de 0,5 mm em chanfro combinado com redução oclusal suficiente e cimentação adesiva obtiveram a maior estabilidade para coroas posteriores sem metal Artglass.

Rosentritt et al., em 2000, avaliaram a combinação das boas propriedades flexurais de resinas reforçadas com as vantagens estéticas das cerâmicas. A resistência de união das cerâmicas reforçadas por fibras foi determinada utilizando oito próteses fixas de três elementos e oito próteses fixas de quatro elementos. Um fator limitante ao número de amostras de PFAs foi a baixa disponibilidade de molares humanos íntegros. Foram fabricadas de acordo com planejamento experimental e cimentadas de forma adesiva em molares humanos. Após a ciclagem mecânica e térmica em ambiente artificial, a resistência à fratura e adaptação marginal foram determinadas. A maior resistência de união foi obtida usando condicionamento em combinação com técnicas de cimentação adesiva. Valores médios de resistência à fratura foram de 575 N para próteses de três elementos e 876 N para as próteses de quatro elementos. Segundo os autores, os valores de resistência à fratura deste estudo foram mais baixos em comparação com os resultados de outros autores, devido à utilização do ligamento periodontal artificial. O aumento dos valores de resistência à fratura das PFAs de quatro unidades, em comparação com as de três unidades, poderia ser explicada por sua maior flexibilidade. A

distância entre os dentes pilares, combinado com o diâmetro semelhante de ambos pânticos, pode eventualmente causar uma maior deformação no centro dos pânticos. A deformação em comparação com a rigidez da prótese fixa de três unidades provavelmente possa contribuir para uma proteção mecânica do conjunto pilar-pântico durante testes de resistência à fratura. Mais de 85% mostraram margens perfeitas enquanto 15% mostraram fenda marginal depois da ciclagem mecânica e térmica. De acordo com os autores, embora tenham tentado utilizar dentes semelhantes, a influência sobre a resistência à fratura devido às diferentes dimensões dos dentes pilares ou diferentes propriedades elásticas dos dentes utilizados, não pode ser excluída.

Schilke et al., em 2000, realizaram a comparação do número e diâmetro de túbulos dentinários em superfícies preparadas similarmente de incisivos permanentes bovinos e decíduos e terceiros molares humanos. Nos dentes bovinos, coroas e raízes foram utilizadas, nas amostras humanas apenas as coroas foram usadas. A densidade de túbulos da camada média foi maior (número de túbulos por $\text{mm}^2 = 23,7 \pm 2453$) na raiz bovina do que em decíduos humanos ($18,24 \pm 3845$), humanos permanentes ($18,7 \pm 5855$) e bovina coronária ($17,3 \pm 2140$). Os valores da camada profunda foi de ($23,7 \pm 4457$) na raiz bovina, decíduos humanos ($24,1 \pm 5338$), humanos permanentes ($21,3 \pm 7290$) e coroa bovina ($20,9 \pm 4198$). Nenhuma diferença estatisticamente significativa foi encontrada entre o número de túbulos dentinários na dentina bovina da coroa comparada a dentina de dentes decíduos e permanentes humanos. A média de diâmetro dos túbulos da dentina bovina foi ligeiramente maior que da dentina humana, mas não estatisticamente significativa (camada média/ camada profunda $\pm$ desvio padrão): coroa bovina ($2,85 \pm 0,18 / 3,50 \pm 0,33$), raiz bovina ($3,10 \pm 0,33 / 3,23 \pm 0,30$), decíduo humano ($2,55 \pm 0,16 / 2,82 \pm 0,28$), permanente humano ($2,65 \pm 0,19 / 2,90 \pm 0,22$). Estes achados demonstram que correspondente camada coronária de dentina de decíduos humanos e molares permanentes e incisivos centrais bovinos, não é estatisticamente diferente no número de túbulos por mm^2 e diâmetro tubular. Os autores concluíram que com preparações

padronizadas, coroas de incisivos bovinos é adequado substituto para dentina humana em testes de adesão.

Vallittu & Sevelius, em 2000, avaliaram o desempenho clínico de trinta e uma próteses fixas de resina composta reforçadas por fibras de vidro. As próteses substituíam de um a três dentes superiores ou inferiores e eram compostas por uma infra-estrutura de fibra de vidro do tipo E unidirecional com matriz polimérica de múltipla fase recoberta com compósito particulado fotopolimerizável. As próteses foram examinadas semestralmente por até 24 meses (média de acompanhamento de 14 meses). Os materiais utilizados nos casos clínicos foram fibras de vidro do tipo E unidirecional – Stick, adesivo – Sinfony activator liquid e Triad Gel e resina – Vita Zeta LC e Sinfony. Dos resultados obtidos foi possível observar que: duas próteses soltaram durante preservação, uma perda ocorreu devido a fatores oclusais e outra por razão desconhecida. O teste probabilístico de Kaplan-Meier para durabilidade/longevidade em 24 meses foi de 93%. Nenhuma fratura da infra-estrutura foi observada. Os resultados deste estudo preliminar sugerem que as próteses parciais fixas de compósito reforçado com fibras podem ser uma alternativa para as próteses com infra-estrutura metálica.

Behr et al., em 2001, investigaram a resistência à fratura e a adaptação marginal de coroas unitárias feita em 3 sistemas de compósito reforçado por fibra de vidro. Trinta e seis dentes foram preparados aleatoriamente e divididos em 3 grupos. A) Targis/Vectris. B) FiberKor/Sculpture. C) Belleglass/Connect. A confecção das coroas seguiu as orientações dos fabricantes e foram cimentadas com os respectivos cimentos adesivos. Os espécimes foram então estocados em água destilada por 24 horas, e após este tempo foi efetuado o acabamento marginal. A termociclagem foi feita em todos os corpos de prova por 6.000x5 C/55°C, oscilando a cada 2 minutos. Quatro coroas passaram pelo teste de infiltração marginal. Todos os sistemas apresentaram maior infiltração entre o cimento e o dente. O sistema Targis/Vectris teve menor infiltração em relação aos outros sistemas. Oito coroas de cada grupo foram submetidas a testes de resistência à fratura. A resistência à fratura dos três tipos de sistemas foi muito alta. O

maior valor foi para o sistema FiberKor/sculpture seguida pelo sistema Targis/Vectris. A produção da infra-estrutura do sistema Targis/Vectris tem pouca união à resina composta devido às duplas ligações de carbono obtidas pelo sistema de polimerização e pela usinagem. No sistema Fiberkor/Sculpture as fibras são pré-impregnadas antes da acomodação da resina composta. A camada superficial é inibida pelo oxigênio, preservando um grande número de duplas ligações entre os carbonos. Esta pode ser o motivo da alta resistência à fratura do sistema. O sistema Belleglass/Connect pode ser fraco em função das fibras de polietileno serem apenas mecanicamente unidas à matriz resinosa e pela dificuldade em se evitar áreas vazias durante a impregnação manual com monômero.

Ellakwa et al., em 2002, compararam fibras de polietileno, aramida e fibras de vidro em barras (2x2x25mm) com resina laboratorial Artglass. As fibras previamente pesadas foram umectadas durante 24 horas em monômero resinoso com e sem carga. As fibras foram inseridas na base da barra. Após serem fotopolimerizadas, as barras foram guardadas em água a 37°C durante 24 horas e 6 meses. Dois grupos controle foram feitos sem o reforço de fibra. Após o teste de flexão em três pontos os autores concluíram que houve um significativo aumento na resistência flexural (de 124% a 490%) em comparação ao grupo sem reforço. Após 6 meses houve um declínio na resistência flexural dos espécimes reforçados com fibra de vidro com auxílio do agente de união. A escolha da fibra e o agente umectante influenciaram sobre as propriedades flexurais do das PFAs.

Goldberg & Burstone, em 2002, relatam que os compósitos reforçados por fibras foram desenvolvidos para servirem como componentes estruturais de várias aplicações odontológicas como infra-estrutura protética. O polietileno glicol (PETG) e o policiclo dimetileno glicol (PCTG) foram reforçados com fibras de vidro S2 na proporção de 60% por peso. Segundo os autores, há numerosos processos para a fabricação de compósitos resinosos reforçados com fibras. Como primeiro passo, a impregnação da fibra é feita pela resina em ambiente fechado. Define-se a espessura e o tratamento da fibra e o conjunto segue para pultrusão, onde são confeccionados os feixes de CRF (compósitos

reforçados por fibras). O processo de pultrusão consiste na injeção simultânea das fibras impregnadas juntamente com a resina polimérica através de uma secção esférica ou retangular. Análises de imagens por microscopia ótica e eletrônica confirmaram alta densidade de fibra. A resistência flexural e módulo do grupo experimental de compósitos reforçados por fibras foi de aproximadamente 565 MPa e 20 GPa respectivamente. Portanto, um compósito reforçado por fibras necessita de suas propriedades clínicas aumentadas e o sistema deve ser fácil de ser manipulado. Sendo assim, as qualidades das fibras tais como: reforço mecânico, boa estética e compatibilidade biológica estimulam novos estudos para reduzir a dificuldade da sua manipulação e comprova a possibilidade de um resultado clínico adequado.

Kolbeck et al., em 2002, trabalharam com 32 dentes com raízes recobertas com 1 mm de poliéster para simular o ligamento periodontal. Eles foram inseridos numa base de PMMA com distância de 10 mm entre os pilares. Trinta e duas unidades foram restauradas em fibra de polietileno e em fibra de vidro. Dois grupos (n=16) foram produzidos com Connect/Belleglass ou com Fibrekor/Conquest Sculpture. Todos os dentes pilares foram condicionados com ácido fosfórico por 30s. As PFAs foram tratadas com jato de alumínio de 50µm. As próteses em Connect foram silanizadas e cimentadas adesivamente com sistema adesivo dual (SilanPrimer, Syntac-classic e Variolynk II). A prótese em Fibrekor, foi cimentada com sistema adesivo dual (Lut-It). Todas as próteses foram polimerizadas por 40s e após 24 horas, o excesso do cimento foi removido com pontas diamantadas, sendo posteriormente polidas. Termociclagem foi realizada. No teste mecânico, a força foi aplicada no centro do pântico usando uma esfera de aço com 12,5 mm de diâmetro a uma velocidade de 1 mm/min. Os valores médios de resistência à fratura revelaram média de 830N para o grupo com fibra de polietileno contra 844N para o grupo em fibra de vidro. Não há diferença estatística significativa entre os grupos.

Magne et al., em 2002, conduziram um estudo com uso do método de elementos finitos bidimensional, visando analisar a indução de tensões em

superfície e na interface de próteses posteriores de três elementos, realizadas com seis diferentes materiais. A influência da configuração do preparo na distribuição e indução de tensões também foi avaliada. Uma secção méso-distal de uma prótese de três elementos foi digitalizada e usada como um modelo de duas dimensões da membrana periodontal e do osso de suporte. Diferentes materiais restauradores (ouro, alumina, zircônia, vidro cerâmico, resina, e resinas reforçadas por fibra) em diferentes configurações de cavidade como caixas proximais (slots), preparo de duas faces e três faces foram simulados com uso de uma carga de 50N em um pântico padronizado. As tensões foram avaliadas em materiais restauradores, interface dente/restauração e ao nível do pântico. Todos os materiais exibiram um padrão de tensões similares, com áreas de compressão definidas no lado oclusal do pântico e a tração em áreas cervicais do pântico. Uma melhor transferência e redução de tensão e redução de tensão para a interface foram conseguidas pelo grupo de resinas e resinas reforçadas por fibra, não tendo muita influencia da configuração da cavidade. Segundo os autores, as resinas reforçadas por fibras representaram uma combinação promissora que necessita somente de observações clinicas que confirmem esses resultados.

Behr et al., em 2003, compararam a resistência à fratura de coroas reforçadas com fibras e não-reforçadas, sob simulação das condições orais. Três grupos de coroas reforçadas com fibras de polietileno (Belleglass/Connect) e dois sistemas de fibras de vidro (Sculpture/Fibrekor, Targis/Vectris). As coroas sem fibras de reforço com Sculpture, Targis ou Belleglass e também com Artglass. Cada grupo consistiu de oito coroas. Todas as coroas foram cimentadas a molares humanos e expostas a ciclagem térmica e mecânica. A resistência à fratura foi obtida por máquina de ensaio universal. As coroas não-reforçadas de Artglass apresentaram os maiores valores de resistência, significativamente maior que a resistência apresentada por Belleglass, Belleglass/Connect ou Targis/Artglass. Não foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre os demais grupos com reforço e sem reforço de fibras, entretanto os grupos com reforço de fibras apresentaram tendência de valores mais altos. A pequena distribuição dos valores de resistência à

fratura de coroas sem reforço de fibras indica que são menos susceptíveis a defeito de fabricação e mais confiáveis em situações clínicas. Os resultados deste estudo demonstraram que coroa unitária não é beneficiada pelo reforço de fibras. De acordo com os autores enquanto o reforço com fibras parece indispensável para alguns procedimentos restauradores, coroas unitárias sem reforço pode ser uma opção viável que reduza os custos de produção.

Butterworth et al, em 2003, em estudo sobre compósitos reforçados por fibras na odontologia restauradora, discute tipos de fibras, propriedades estruturais e físicas dos compósitos reforçados por fibras, e acrescenta novas possibilidades de tratamento deste sistema reabilitador. Defendem que a molhabilidade das fibras pela resina possui importante papel no reforço protético. A estrutura e as propriedades da interface matriz-fibra desenvolvem importante função nas propriedades físicas e mecânicas dos compósitos reforçados por fibras.

Drummond & Bapna, em 2003, avaliaram a resistência à fratura de resinas com reforço de fibras unidirecionais submetidas a condições cíclicas e estáticas de aplicação de forças com e sem ciclagem mecânica. Os materiais escolhidos foram oito diferentes retentores intra-radulares. Para todos materiais o grupo controle foi testado em seco e em água usando teste de resistência flexural de três pontos. As amostras foram submetidas a ciclagem térmica entre 7 e 63°C por 6000 ciclos. Em seguida, a teste de resistência de três pontos e examinas por microscopia eletrônica de varredura. Os retentores intra-radulares de carbono e de vidro foram significativamente mais resistentes que os de cerâmica e outros materiais resinosos reforçados com fibras de vidro. A ciclagem térmica causou significativa diminuição (11-24%) da resistência flexural de cada resina do sistema intra-radicular. Para as barras padronizadas de resina reforçada com fibras de vidro, não foi encontrada diferenças entre o teste a seco e em água, mas diferenças significantes foram encontradas entre o teste estático e cíclico. A diminuição da resistência das propriedades devida à ciclagem mecânica e térmica indica que a utilização destes materiais na cavidade oral aumenta sua degradação e diminui sua longevidade clínica.

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

Song et al., em 2003, avaliaram o efeito de duas configurações de preparos e distância inter-pilar na resistência à fratura e flexão de compósitos reforçados por fibras. Oitenta dentes, (40 molares e 40 pré-molares inferiores) de tamanhos semelhantes foram utilizados. Os dentes foram armazenados em solução aquosa de formaldeído à temperatura ambiente. As raízes foram recobertas com poliéster, simulando o ligamento periodontal (1 mm de espessura). Os dentes pilares foram imersos em resina acrílica até 1 mm aquém da junção amelo-cementária. As distâncias entre os dentes pilares foram de 7 e 11 mm, representando a ausência de um pré-molar e um molar inferior respectivamente. Os corpos de prova foram divididos em 4 grupos com 10 amostras cada. O grupo A apresenta 7 mm de distância entre os dentes pilares e preparo próximo-oclusal. O grupo B apresentava 11 mm de distância entre os dentes pilares e preparo próximo-oclusal. O grupo C apresentava 7 mm de distância entre os dentes pilares e apenas preparo-oclusal. O grupo D apresentava 11 mm de distância entre os dentes pilares e apenas preparo oclusal. O preparo nos dentes molares apresentou 4 mm de largura, 6 mm de comprimento M-D e 2,5 mm de profundidade. A caixa proximal apresentava desgaste com 2 mm de largura e 1 mm de profundidade. No pré-molar, o comprimento M-D foi de 4 mm e a largura 2 mm. Os espécimes foram

guardados em solução salina durante 2 semanas à temperatura ambiente. O esmalte foi condicionado com ácido fosfórico a 37% durante 30s. A dentina foi tratada com agente adesivo. A prótese foi silanizada e cimentada com cimento dual com pressão constante de 10N. No teste mecânico, uma força vertical foi aplicada na fóssula central a 1 mm/min com ponta arredondada de 6 mm de diâmetro interposto uma lamina poliéster de 0,05 mm de espessura. A resistência à fratura foi definida após a detecção da perda de 10% da força máxima. A resistência à fratura difere significativamente de acordo com o preparo. O preparo em caixa apresentou maior resistência á fratura que o preparo oclusal. A resistência à fratura na distância de 7 mm foi significativamente maior que o de 11 mm. A resistência à fratura foi influenciada significativamente pela distância dos entre os pilares. A resistência à fratura dos dentes com preparo proximal foi de 1242N e de 900N para o preparo oclusal na distância de 11 mm. Para a distância de 7 mm, as resistências foram de 1750N para os dentes com preparo proximal e 1388N para os dentes com preparo oclusal. Todas amostras apresentaram falhas adesivas. Fraturas e/ou separação da camada de revestimento deixou exposta a camada de fibras. O preparo proximal produz maior área de superfície para transmitir as forças e pode receber um conector com dimensões maiores para a infra-estrutura. A taxa de separação da camada de revestimento foi superior nos pânticos mais extensos. Talvez em função da pequena dimensão do conector. Clinicamente é recomendado que a área de união e as dimensões do conector sejam aumentadas. As falhas observadas nas PFA-inlays foram de fratura da camada de revestimento seguida da falha adesiva com a fibra. Uma das razões para a falha adesiva da restauração pode ser atribuída à diferença no módulo de elasticidade entre a fibra de vidro e a resina composta.

Xu et al., em 2003, investigaram a influencia das camadas de fibra de vidro em restaurações MOD em resina composta reforçada com fibra de vidro pre-silanizadas adicionadas no lado da tensão da restauração. As fibras se apresentaram distribuídas uniformemente quando visualizada em corte transversa, mas foi observada porosidade no compósito pré-polimerizado. Na resina composta, a silanização favoreceu a união firme das fibras com a matriz.

Barras com 2 X 2 X 25 mm foram feitas para verificar a resistência flexural, o módulo de elasticidade e a energia de fratura. O grupo I consistia de barras com inserção de fibra de vidro pré-polimerizadas de 1,3 mm. Elas foram inseridas sobre uma camada de resina composta de 0,3 mm e recobertas com resina composta de 0,3 mm até a espessura de 2 mm. No grupo II, várias espessuras em fibra de vidro foram testadas. A proporção resina/fibra foi de 2/0 mm, 1,8/0, mm, 1,6/0,4 mm, e 0/2 mm. As fibras foram inseridas no lado de tensão da barra. No grupo III, os espécimes formaram uma estrutura mista de resina/fibra pré-polimerizada. A espessura da fibra de vidro pré-polimerizada foi de 0,4 mm e 0,8 mm inseridas sobre camada de resina de 0,2 mm. Sendo posteriormente recoberta com resina nas espessuras de 1,4 mm e 1,0 mm. Todos os espécimes que continham fibra de vidro, independente da localização, tiveram os valores mais elevados em relação ao controle. No grupo I, o módulo de elasticidade foi o dobro para os corpos com fibra e a energia de fratura foi sete vezes maior para a presença das fibras. Resistência flexural foi 4 vezes maior que a do controle (sem fibra). De maneira geral não houve diferença estatística significativa entre os grupos com fibra. Para o grupo II, a energia de fratura e o módulo de elasticidade não tiveram diferença significativa nos espécimes com fibra. Os corpos de prova com fibra tiveram resultados para o modulo de elasticidade dobrado e a energia de fratura multiplicada em sete vezes quando comprada com os espécimes sem fibra. Para o Grupo III, os espécimes com fibra aumentaram em mais de três vezes a resistência à fratura, em oito vezes a energia de fratura e em dobro o módulo de elasticidade em relação ao espécime sem fibra.

Dyer et al., em 2004, estudaram o efeito da posição da fibra sobre a resistência a fratura de CRF. Amostras de 2 X 2 X 25 foram feitas em resina BelleGlass e Targis, as fibras de reforço foram posicionadas em diferentes orientações e geometria. Fibras de polietileno (Connect), tela de fibra de vidro (Vectris) e fibra de vidro unidirecional (Vectris) foram avaliadas. Após uma semana em água a 37° C, as amostras foram submetidas a testes de resistência de três pontos de maneira a determinar os valores de fratura inicial e final. O reforço do compósito foi mais eficiente quando a fibra estava

localizada no lado de tração das amostras. As amostras que apresentaram maior resistência à fratura foram respectivamente fibra unidirecional, tela de fibra e Connect. Os valores maiores foram encontrados nas fibras unidirecionais em fibra de vidro localizadas no lado de tração. Está largamente aceito que a orientação da fibra perpendicularmente à força aplicada aumenta a resistência dos CRF. Forças paralelas ao longo eixo produzem falhas na matriz e por consequência pouco reforço. Sabe-se que há o reforço dos CRF, entretanto, pouco se sabe dos efeitos nas variações de forma e espessura das infra-estruturas. As fibras minimizaram as falhas catastróficas ou instantâneas e retiveram fragmentos das amostras. Ao microscópio eletrônico, observou-se boa adesividade da fibra de vidro à matriz e não para a fibra de polietileno. O aumento da rigidez flexural das amostras pode ser atribuído ao aumento da carga necessária para a fratura dos espécimes.

Li et al, em 2004, realizaram estudo experimental com objetivo de estudar comportamento mecânico e padrão de fratura de próteses adesivas em cantilever reforçadas com fibras de reforço com diferentes configurações. Para avaliar os efeitos das variações das configurações as próteses foram construídas sem fibras, com única fibra e duas fibras, com ou sem dente adjacente. O objetivo foi quantificar o efeito de reforço das fibras e o suporte conferido pelo dente adjacente. A resistência máxima, rigidez e padrões de fratura foram medidos e comparados. Foi verificado que a região mais fraca foi na interface pilar-pôntico das próteses. Os autores concluíram que as próteses suportadas por fibras e suportadas por dente adjacente provem altos valores de resistência flexural e rigidez o que pode melhorar o comportamento clínico deste procedimento restaurador.

Vallittu, em 2004, realizou estudo clínico da longevidade de vinte e nove próteses fixas reforçadas com fibras de vidro, com média de preservação de quarenta e dois meses. A infra-estrutura das próteses foram confeccionadas com fibras de vidro unidirecionais E-glass com matriz polimérica e revestimento de compósito fotopolimerizável. Os pacientes foram reavaliados de uma a três vezes por ano, sendo que o acompanhamento mínimo foi de 24 meses e máximo de 42 meses. Desunião parcial ou total ou fratura da infra-estrutura foi

considerada falha no tratamento. A longevidade média em 63 meses foi de 75%. Três das falhas foram reparadas in situ, resultando em longevidade funcional de 93% após o reparo. O autor concluiu que este estudo sugere que as PFAs reforçadas com fibras de reforço contendo vários tipos de elementos de retenção podem ser satisfatoriamente usados no tratamento de área edentula, e que a reposição de múltiplos dentes perdidos pode não ser uma contra-indicação deste tipo de prótese.

Göhring et al., em 2005, avaliou o efeito da armazenagem em água, termociclagem, incorporação e sítio de localização das fibras de vidro na resistência flexural de revestimento de compósito. Revestimento de compósito com diferentes cargas, matrizes e métodos de polimerização (Belleglass; Sculpture; Sinfony; SR Adoro, Targis) e infra-estrutura de fibras de vidro (Vectris Pontic) e compósito como grupo controle (Tetric Ceram) foram selecionados. Na primeira parte deste estudo, 30 amostras foram confeccionadas (25 X 2 X 2 mm³) por material foram fabricadas. Dez foram armazenadas por 24 horas e 10 por 14 dias em água a 37 °C. Dez passaram por processo de termociclagem (3000 X ; 5 – 50 – 5 °C). O teste de resistência flexural de três pontos foi realizado. Para segunda parte deste estudo, todos os materiais de revestimento foram associados a infra-estrutura de fibras de vidro (Vectris Pontic). Sessenta amostras foram produzidas para cada material (25 X 4 X 2 mm³) e tratadas como na primeira parte. O teste de resistência flexural foi realizado com a fibra de reforço tanto na área de compressão quanto de tração. Uma diminuição dos valores de resistência flexural foi observada após a armazenagem em água ou termociclagem de todos os materiais de revestimento testados. Nenhum destes materiais apresentou significativas vantagens comparadas ao grupo controle. A resistência flexural do reforço de fibras de vidro foi 10 vezes maior e não influenciado pela armazenagem em água ou termociclagem. O efeito de reforço foi significativo quando a fibra de vidro estava localizada na área de tração mas não na área de compressão. Os autores concluíram que a infra-estrutura de fibra de vidro localizada na área de tração aumentou significativamente a resistência flexural do revestimento de compósito e há menor efeito de deterioração com o uso de fibras de vidro de

reforço, em água ou pela termociclagem, comparado aos grupos que não foram reforçados com fibras.

Narva et al., em 2005, realizaram estudo no qual avaliaram a resistência flexural de 3 pontos de diferentes fibras de reforço utilizadas em base de prótese total, uma vez que estas fibras tem sido utilizadas tanto no processo de manufatura quanto no processo de reparo. Para isso, confeccionaram amostras (3X5X50 mm) com resina auto-polimerizável e diferentes tipos de fibras em diferentes localizações: na área de compressão (n=7) ou área de tração (n=7). Fibras de reforço localizadas no lado de tração das amostras submetidas a carga resultaram em valores de resistência flexural consideravelmente maiores e valores de modulo de flexão comparáveis com amostras com a mesma quantidade de fibras situadas no lado de compressão. Criou-se a hipótese de que isto ocorre devido a alta resistência a tração conferida pelas fibras de reforço, cujas utilizações podem ser mais efetiva se localizada na região que mais concentra tensão do tipo tração. Entretanto, os autores descrevem que uma limitação deste estudo e a realização do teste somente em amostras secas o que pode ter influenciado nas propriedades flexurais dos compósitos reforçados por fibras.

Soares et al., em 2005, avaliou a influência do material de inclusão e da simulação do ligamento periodontal na resistência à fratura de dentes bovinos. Oitenta incisivos bovinos foram divididos em oito grupos (n=10) e, então, incluídos em cilindros com dois materiais, resina acrílica ou resina de poliestireno, usando-se quatro tipos de simulação de ligamento periodontal: 1 – ausência do ligamento; 2 – material de moldagem à base de poliéter; 3 – material de moldagem à base de polissulfeto; e 4 – material de moldagem à base de poliuretano. As amostras foram armazenadas em 100% de umidade a 37°C por 24 horas e então submetidas a carregamento tangencial na superfície palatina com velocidade de 0,5 mm/minuto até a fratura. Os padrões de fratura foram analisados de acordo com: 1 – fraturas coronais; 2 – fratura da junção esmalte-cimento; 3 – fratura parcial da raiz; 4 – fratura radicular total. Os dentes incluídos em resina acrílica ou de poliestireno sem simulação do ligamento periodontal tendem a fratura no topo do cilindro de resina, enquanto

que as amostras com simulação do ligamento periodontal tendem a fratura em diferentes localizações com grande prevalência na porção radicular. Os resultados mostraram que o método de inclusão e simulação do ligamento periodontal tiveram efeito significativo na resistência à fratura. O ligamento periodontal artificial modificou os padrões de fratura.

Karbhari & Strassler, em 2006, compararam e elucidaram a influência da arquitetura das fibras nas características flexurais, de fratura e capacidade de absorção de energia em compósitos reforçados por fibras. Três tipos de reforços foram testados: fibras unidirecionais E-glass (Splint It), fibra de polietileno trançada biaxial (Connect), fibras de polietileno do tipo leno (Ribbond). Estes sistemas de reforço foram utilizados para confecção de barras retangulares, com as fibras de reforço próximo a área de tração, as quais foram testadas em flexão com ênfase no estudo do mecanismo de danos e respostas. Oito amostras de cada tipo foram testadas. A resistência flexural e o módulo foram determinados e os resultados comparados em relação às diferentes arquiteturas de fibras utilizadas. A aplicação da carga resultou em duas diferentes formas de respostas. As amostras com reforço de fibras unidirecionais e sem reforço apresentaram falhas catastróficas, enquanto as amostras com reforço de fibras trançadas apresentaram significante deformações sem ruptura. A adição de fibras unidirecionais à matriz resultaram em média de deformação de 0,06 mm/mm, 50% maior que da matriz sem reforço, enquanto a adição dos dois tipos de fibras trançadas (Connect e Ribbond) resultaram em aumento de 119 e 126% respectivamente, enfatizando a alta capacidade de ambas as fibras de polietileno de resistir sem ruptura sob carga flexural. De acordo com estes autores, uma importante característica do material, quando impacto, abrasão ou excessivo movimento for possível, é a capacidade de absorção de energia antes que ocorra a fratura. A adição de fibras de reforço aumenta substancialmente o nível de deformação energética, com o máximo valor sendo alcançado pelas fibras trançadas com aumento de 433% na capacidade de absorção de energia em relação ao grupo sem reforço. Os autores concluíram que é essencial a seleção apropriada da arquitetura de

fibras não apenas pela perspectiva de maiores valores de resistência, mas também pela resistência a danos na estrutura e absorção de energia.

Soares et al., em 2006, avaliaram a influência de materiais restauradores em cerâmica reforçada com leucita na resistência à fratura de restaurações posteriores. Noventa molares íntegros, foram selecionados, armazenados em solução de timol a 0,2%, e divididos em 9 grupos (n=10): IT – dentes intactos, Csl, preparo do tipo “inlay” conservador, Exl, preparo do tipo “inlay” extenso, CsO/mb, preparo do tipo “onlay” conservador com recobrimento da cúspide mésio-vestibular, ExO/mb, preparo do tipo “onlay” extenso com recobrimento de cúspide mésio-vestibular, CsO/b onlay conservador com recobrimento vestibular, ExO/b onlay extenso com recobrimento vestibular, CsO/t onlay conservador com total recobrimento de cúspides, ExO/ t onlay extenso com total recobrimento de cúspides. Os dentes foram restaurados com cerâmica reforçada com leucita (Cergogold). A resistência a fratura (N) foi obtida sob carregamento de compressão axial em máquina de ensaio universal. Os padrões de fratura foram registrados. Os dentes do grupo controle apresentaram os maiores valores de resistência a fratura. Os valores de resistência mostraram nenhuma diferença para extensão do istmo, mas demonstraram diferença significativa para configuração do preparo e também para interação entre os fatores. Os padrões de fratura dos grupos tenderam a ocorrer apenas nas restaurações. Os autores concluíram que o recobrimento de cúspide de restaurações com cerâmica reforçada com leucita não aumenta a resistência a fratura.

Stiesch-Scholz et al., em 2006, investigaram a influência de fibras de reforço na resistência à fratura de próteses fixas de quatro unidades na região posterior. O objetivo deste estudo foi comparar o novo sistema de fibras de vidro EverStick com sistema de fibras de vidro convencional, Targis/Vectris e definir a melhor associação com o sistema EverStick. Um total de setenta PFAs foram fabricadas com os compósitos Sinfony, Vita Zeta e Targis. Sendo que, com cada compósito, dez foram confeccionadas sem fibras de reforço, dez com fibras de vidro EverStick, e para o compósito Targis mais dez foram feitas com a associação Targis/Vectris. Após a termociclagem, as amostras foram

submetidas a carga em máquina de ensaio universal, com velocidade de 1 mm/min, até a fratura. A carga foi aplicada axialmente, por esfera de 6 mm na crista marginal do pântico 26. Cinco PFAs foram selecionadas de cada grupo e então seccionadas e examinadas por microscopia eletrônica. Os valores de resistência à fratura variaram entre 615 e 1191N, valores significativamente maiores que os valores encontrados pelas PFAs sem fibras de reforço (entre 178 e 307 N). O maior valor encontrado foi com a associação Targis/Vectris (1191 N) e Sinfony/EverStick (1137 N). As microscopias revelaram que as PFAs com EverStick não apenas exibiram linhas de fraturas na interface fibra/compósito, mas também, frequentemente na área de reforço de fibra, como foi o caso das PFAs com reforço de fibras Vectris. A resistência à fratura não é dependente da quantidade de fibras. Concluíram que a resistência à fratura de PFAs de quatro unidades pode ser significativamente aumentado por infra-estrutura de reforço de fibras de vidro e que o efeito de reforço do EverStick depende significativamente do compósito utilizado.

Al Darwish et al., em 2007, constataram que o sistema de compósito reforçado por fibras de vidro tem sido utilizado largamente para restaurações posteriores, entretanto, poucas informações existem a respeito da possibilidade de degradação no processo de envelhecimento e ciclagem mecânica. Por isso, estudaram a influência do efeito de envelhecimento com água e a seco por 3 meses e submissão de carga estática e cíclica na resistência flexural de fibras de reforço. Foram fabricadas barras de 25 X 4,5 X 4,5 mm. A resistência flexural estática (n= 5) e cíclica (n=25) foram testadas inicialmente após três meses. As amostras foram testadas em teste de resistência flexural de três pontos em velocidade de 2 mm/min. Para amostras nas quais foi aplicada carga estática, não houve diferença significativa entre grupo controle (sem envelhecimento) e grupos que passaram pelo processo de envelhecimento , mas foi encontrada diferença significativa entre (P <.001) entre com reforço de fibras e sem reforço. Para amostras com carregamento cíclico, não houve significativa entre grupo controle e grupos que passaram pelo processo de envelhecimento mas houve entre amostras com reforço e sem reforço e entre carga estática e cíclica. Durante os testes, as amostras partiram-se em vários

pedaços quando as fibras se situaram no lado de compressão, e as amostras com fibras do lado de tração permaneceram no lugar.

Garoushi et al., em 2007, avaliaram a resistência à fratura de coroas confeccionadas com resina de revestimento experimental (FC) com curtas fibras de reforço interpenetradas por matriz polimérica (IPN). Além disso, avaliaram como a resistência do revestimento de resina é afetada pela infra-estrutura das fibras de reforço (FRC) e por diferentes sistemas de polimerização: unidade de fotopolimerização (LCU) e dispositivo de polimerização a vácuo (VLC). Cinco grupos de coroas foram fabricadas (n= 6). O grupo A (controle) foi composto apenas por resinas (Z 100 ou Sinfony) de acordo com o dispositivo de polimerização utilizado. O grupo B apresentou revestimento de Z100 ou Sinfony associada a infra-estrutura de reforço de fibras de vidro bidirecionais E-glass. As duas camadas foram orientadas em sentidos opostos uma a outra, visando reforço em todas as direções. O grupo C foi composto por FC. O grupo D constitui-se de compósito FC com associação da infra-estrutura de reforço de fibras de vidro bidirecionais E-glass. O grupo E foi confeccionado com compósito de resina como núcleo e revestimento de 1 mm por Z100 ou Sinfony em toda superfície da coroa. Os resultados revelaram que as coroas feitas com resina experimental (C e D) obteve maiores valores que o grupo controle. As coroas polimerizadas com VLC obtiveram maiores valores de resistência que com LCU. Não foi encontrada diferença significativa com entre as coroas feitas com FC (grupo C) e FC com revestimento por Sinfony ou Z100 (grupo E). Os autores concluíram que as restaurações feitas com curtas fibras de reforço interpenetradas por matriz polimérica revelaram maior resistência quando comparadas com coroas feitas com dois compósitos convencionais.

Xie et al., em 2007, compararam a resistência à fratura de próteses adesivas reforçadas com fibras de reforço com quatro tipos de configurações de infra-estrutura. Quarenta e oito próteses fixas adesivas reforçadas com fibras de reforço e associadas a revestimento de compósito (EverStick/Tetric e Ceram) foram confeccionadas. Pré-molares e molares humanos foram utilizados como pilares, sendo incluídos em distância inter-pilar de 7 mm. O

ligamento periodontal foi simulado. Foram testadas as seguintes configurações de infra-estrutura: no Grupo A (grupo controle) a infra-estrutura foi confeccionada com duas fibras unidirecionais; no Grupo B, duas fibras na porção do pântico foram cobertas com uma camada de fibras multidirecionais; no Grupo C, foram utilizados quatro pedaços curtos de fibras unidirecionais e no Grupo D, um curto pedaço de fibras unidirecionais foi posicionado no lado oclusal em angulação de 90° graus com a direção das fibras da infra-estrutura. Após a termociclagem, PFAs de cada grupo (n = 12) foram divididas aleatoriamente em dois subgrupos (n = 6). Em seis PFAs de um subgrupo o carregamento foi aplicado no centro da fossa oclusal e no outro subgrupo na cúspide vestibular. O ensaio de resistência à fratura foi realizado em máquina universal com velocidade de 1 mm / min. Houve diferença significativa nos valores de resistência à fratura das PFAs com carregamento na fossa oclusal e cúspide vestibular entre os quatros grupos. As PFA s do grupo D apresentaram a maior resistência associado ao carregamento na fossa oclusal, com carga máxima de 2353,8 N. O mesmo grupo também mostrou maior resistência com carregamento na cúspide vestibular (1416,3 N). Em geral, as PFAs apresentaram maiores valores de resistência à fratura. Concluíram que o procedimento tecnicamente simples de adicionar um pedaço de fibras unidirecionais a infra-estrutura principal pode prover maior apoio na região dos pânticos. Este procedimento pode ser facilmente adaptado para uso direto.

Garoushi et al., em 2008, avaliou o efeito de reforço de fibras de vidro do tipo E glass em algumas propriedades mecânicas de coroas e próteses parciais temporárias (TCB) em resina composta com rede de polímeros de semi-interpenetração (semi-IPN). Para isso, fibras de reforço experimental foi preparada com a mistura de 15% de curtas fibras do tipo E-glass com 35 % de resina com semi-IPN (de presa química ou foto) com 50% de silano em um dispositivo de alta velocidade de mistura. Coroas temporárias (n=6) e amostras (2 X 2 X 25 mm²) (n=6) foram confeccionadas. O teste de resistência de três pontos foi realizado, e teste de compressão com esfera de 3mm de diâmetro com velocidade de 1 mm/min. O grau de conversão de monômero foi determinado por espectrometria. A análise de variância revelou para ambas

resinas, de polimerização foto ou química, que os valores da resina experimental foram maiores em resistência flexural e resistência compressiva.

Os autores concluíram que a associação de compósitos reforçados por fibras com semi-IPN demonstrou melhoramento das propriedades mecânicas em relação as duas resinas compostas estudadas e sugere a possibilidade de utilizá-las em áreas de sobrecarga oclusal.

PROPOSIÇÃO

3. PROPOSIÇÃO

A proposta deste estudo foi analisar por meio de ensaio mecânico de resistência à fratura próteses fixas adesivas reforçadas com fibras de reforço, variando:

1. Tipos de fibras de vidro:

A. Int, inclusão de fibras de reforço de uso direto;

B. FiLab, sistema composto por feixe de fibras de vidro unidirecional e fibra multidirecional laboratorial;

C. FiPon, fibra de vidro unidirecional laboratorial associada a pântico pré-fabricado em fibra .

2. Distância inter-pilar:

A. D11, distância inter-pilar de 11 mm;

B. D18, distância inter-pilar de 18 mm.

MATERIAL E MÉTODOS

4. MATERIAL E MÉTODOS

4.1 – Seleção e inclusão das amostras

Foram utilizados cento e vinte incisivos inferiores bovinos, selecionados a partir 820 dentes extraídos e armazenados em solução aquosa tamponada de Timol a 0,2% (Biopharma, Uberlândia, Minas Gerais, Brasil). Após a extração, os dentes foram limpos com cureta manual (Hu Friedy, Chicago, IL, USA) e em seguida, realizada profilaxia com pedra-pomes (Vigodent, RJ, Brasil) e água. As dimensões dos dentes foram determinadas pela mensuração com paquímetro digital (Mitutoyo, Japão) no sentido mesio-distal, vestibulo-lingual no terço médio e tamanho de raiz. Dentes com variação maior que 10% da média de todos os dentes foram descartados, resultando 120 dentes, com dimensões padronizadas. A média da distância vestibulo-lingual (VL) foi de 8,9 mm da distância cervico-incisal (CI) de 10 mm e comprimento médio de raiz (R) de 22 mm. Os dentes foram desgastados em politriz (Arotec S/A Ind & Com, Cotia, SP, Brasil) com lixas de granulação 100, 180 e 600 (Norton, Campinas, SP, Brasil) até resultar em plataforma incisal distando 6,0 mm do limite amelo-cementário, que simula a superfície oclusal de um molar (Figura 1-A).

Para reproduzir a movimentação do dente no alvéolo (Mühlemann & Zander, 1954), foi simulado o ligamento periodontal empregando material elastomérico (Carlini, 1999). Os dentes foram incluídos em pares em resina de poliestireno (Cromitec, Piracicaba, SP, Brasil) e o ligamento periodontal simulado com material de moldagem à base de poliéter Impregum-F (Impregum F, 3M ESPE, St. Paul, MN). Para desenvolvimento do processo de inclusão, os dentes foram demarcados com caneta para retroprojeto distando 2 mm apicalmente da junção amelo-cementária e as porções radiculares recobertas com cera número 7 (Fig. 1B). Os dentes foram posicionados paralelamente por meio de dispositivos com distâncias padronizadas de 11 e 18 mm, nos quais foram fixados películas radiográficas 2 mm acima da porção radicular demarcada. Trinta amostras foram padronizadas com distância inter-pilar de 11 mm (d11) simulando a ausência de um molar e trinta amostras com distância

inter-pilar de 18 mm (d18) simulando a ausência de um pre-molar e um molar (Figura 1-B). Cilindro de PVC com 50 mm de diâmetro e 22 mm de altura foi posicionado e fixado com adesivo a base de cianocrilato (Loctite Super Bonderl, São Paulo, Brasil) em torno das raízes dos dentes. Este conjunto foi posicionado em placa de madeira com perfurações de 45 mm de diâmetro, com as raízes voltadas para cima. Resina de poliestireno auto-polimerizável foi manipulada e vertida no interior do cilindro de PVC (Figura 1-C). Após 2 horas da inclusão, o conjunto foi retirado da placa de madeira. Os dentes foram removidos dos alvéolos artificiais e limpos com jato de bicarbonato e água. O material de moldagem Impregum F, (Sharnagl, 1998; Soares et al., 2002) foi inserido no alvéolo e o dente introduzido sob pressão digital. Após a polimerização, os excessos foram removidos com lâmina de bisturi n.11 e as amostras armazenadas em água destilada em refrigerador.

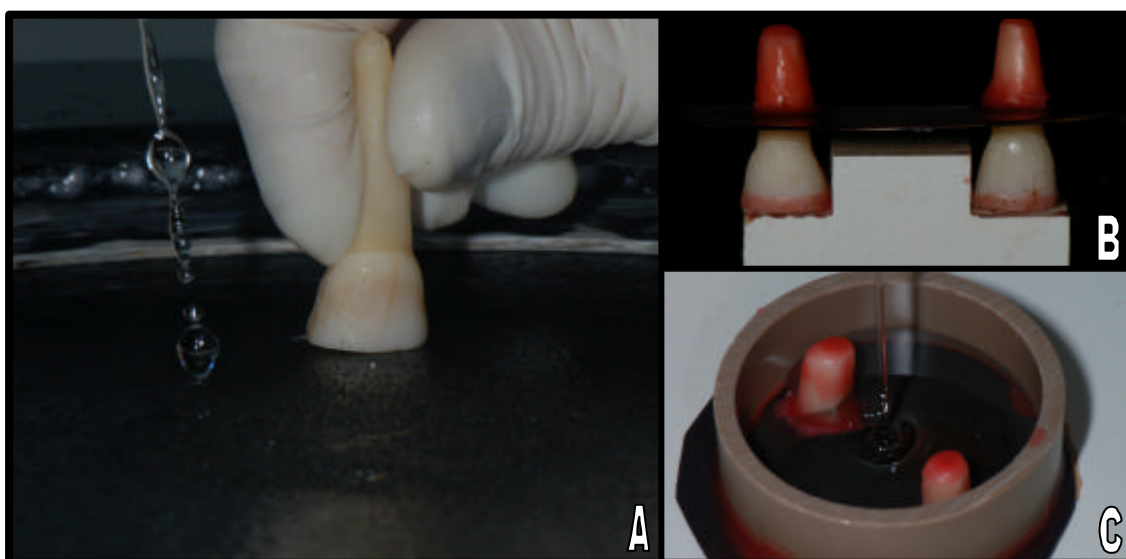


Figura 1. Obtenção da superfície incisal (A), posicionamentos dos dentes em película radiográfica (B), inclusão dos dentes (C).

A pulpa do incisivo exposta foi removida com limas endodônticas e a câmara pulpar condicionada com ácido fosfórico a 37% (Dentsply, New York, USA) por 15s, lavada por 15s e seca com papel absorvente, seguido da primeira aplicação de sistema adesivo de frasco único (Single Bond, 3M ESPE, St. Paul, USA), aguardado 20 s, segunda aplicação do mesmo adesivo, foto

ativação por 20s com LED, Light Emission Diodes, (Radian, SDI, São Paulo, Brasil) com intensidade de luz de 1400 mW/cm^2 (3M-Espe, St. Paul, MN, USA). A câmara pulpar foi preenchida com resina composta (Filtek Z350, 3M-Espe, St. Paul, MN, USA) em incrementos polimerizados por 20s com mesmo aparelho de fotopolimerização.

Preparos ocluso-mesial (OM) e ocluso-distal (OD) foram realizados com máquina padronizadora de preparos (Soares et al., 2006), com pontas diamantadas tronco-cônica com extremo arredondado (n.3131, Kg Sorensen, Barueri, SP, Brasil), posicionadas perpendicularmente ao longo eixo do dente. Os preparos possuíam 4,0 mm de abertura vestibulo-lingual, 2,5 mm de profundidade na caixa oclusal e 2,0 mm de parede pulpar na extensão próximo-proximal. As caixas proximais apresentaram 4,0 mm de extensão cervico-oclusal e 2,0 mm espessura da parede gengival. Moldagem em dupla fase foi executada empregando silicona por adição, Adsil (Adsil, Vigodent, Rio de Janeiro, RJ, Brasil). O molde foi deixado em repouso por 2 horas e então vazado com gesso tipo IV, Velmix (Kerr Itália SpA, Scafati, Itália).

4.2 – Confeção das restaurações

Para confecção das PFAs foram empregados 3 sistemas de reforço de fibra de vidro pré-impregnados: **Int**, sistema Interlig (Ângelus, Londrina PR, Brasil) sistema de fibras trançadas impregnadas com resina composta indicado para contenções periodontais e próteses fixas unitárias; **FiLab**, sistema Fibrex Lab (Angelus), sistema formado por feixe de fibras de vidro unidirecionais e trama de fibras multidirecionais impregnadas com resina composta; **FiPon**, sistema Fibrex Pontic (Angelus) que apresenta pânticos pré-fabricados em fibra de vidro e resina epóxica polimerizado, que é associado a fibra unidirecional pré-impregnado. A associação entre os 2 fatores em estudo: distância interpilar em 2 níveis (d11 e d18) e sistema de reforço em 3 níveis (Int, Filab e FiPon) resultam em 6 grupos experimentais (n=10).

Os modelos foram isolados com aplicação de isolante para troquel (Nice Fit, gold, Shofu, Inc, Kyoto, Japan). A fim de padronizar todas as amostras foram confeccionadas por apenas um operador. Para confecção do

grupo d11 - Fipon, foi usado 1 pôntico de molar e para o grupo d18 - FiPon foram empregados 2 pônticos: 1 pôntico de molar (8 mm de distância méso-distal) e 1 pôntico de pré-molar (7 mm de distância mesio-distal) (Fibrex Pontic, Ângelus). Os pônticos foram limpos com álcool 70% (Zulu, São Paulo, Brasil) para remoção de resíduos, em seguida aplicado o silano (Fibrex agente de união, Ângelus) por 1 min, aguardado 1 min e seco com jatos de ar, seguido da aplicação de monômero resinoso (Adesivo F, Ângelus). Estes pônticos foram fotopolimerizados por 3 minutos em aparelho de luz halógena (Fotoceram Evolution, Goiânia, GO, Brasil). Uma fina camada de adesivo C foi aplicada na canaleta do pôntico e nos preparos para adaptação do feixe de fibra unidirecional pré-impregnada (Fibrex-Medial). Para melhor posicionamento dos pônticos foi utilizada cera utilidade na base dos modelos para acomodar os pônticos em posição (Figura 2 - A e B) e então, adaptado o feixe de fibras unidirecionais Fibrex Medial do tamanho da distância entre os preparos (figura 2 – A e C).

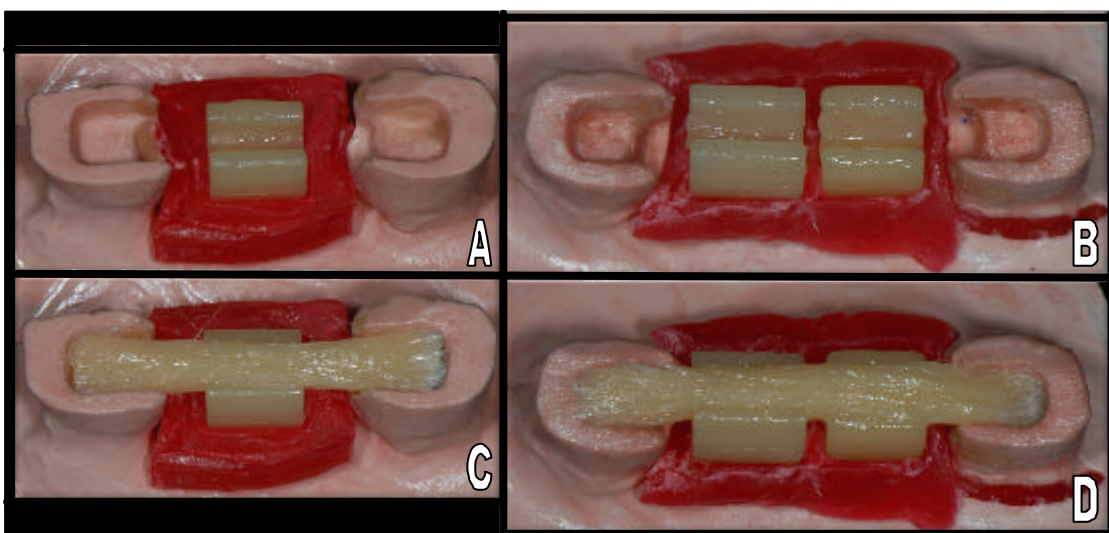


Figura 2. Posicionamento dos pônticos de fibras de vidro nos modelos (A e B), posicionamento do feixe de fibras unidirecionais (Fibrex Medial) na canaleta e nos preparos (C e D).

Este conjunto foi fotopolimerizado por 12 minutos em luz halógena em aparelho de luz halógena (Fotoceram Evolution, Goiânia, GO, Brasil), sendo

que após 2 minutos este conjunto foi retirado do aparelho para remoção da cera utilidade e em seguida, colocado novamente dentro do equipamento por 10 minutos.

Após a remoção da infra-estrutura fotopolimerizada do modelo e ajuste ao preparo com disco diamantado de dupla face (KG Sorensen, São Paulo, Brasil), foi realizado jateamento da infra-estrutura de fibra com óxido de alumínio de 50µm com 1 bar de pressão por 10s, seguido da limpeza com álcool e silanização por 1 minuto. O cerômero Sinfony (3M-Espe, St. Paul, MN, USA) foi inserido de maneira incremental fotopolimerização por 10s em aparelho fotopolimerizador (Visio Alpha, 3M/ESPE, Seefeld, Alemanha), com o objetivo de manter a camada recém aplicada em posição. Após a escultura completa as restaurações foram pós-polimerizada em aparelho fotopolimerizador à vácuo (Visio Beta Vario, 3M/ESPE, Seefeld, Alemanha) por 15 minutos. Obtido um modelo de restauração para cada distância, estas foram duplicadas em placas de acetato de 2 mm (Bioart, São Carlos, SP) em plastificadora a vácuo a fim de padronizar a espessura das próteses. As PFAs reforçadas com fibras de reforço foram retiradas do modelo, os excessos de resina foram removidos com ponta diamantada (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil) e então checada a adaptação aos dentes preparados. Estas restaurações foram polidas com brocas multilaminadas (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil) e pontas de borracha abrasiva (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil).

Infra-estruturas de fibras de vidro, formadas por pânticos aderidos a feixes de fibras unidirecionais (Fibrex Medial) do grupo FiPon fotopolimerizados (Figura 3 – A), foram moldados com silicona por adição (Adsil, Vigodent, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) para cada distância inter-pilar (Figura 3 – B). Para confecção das amostras dos grupos FiLab, no molde negativo foi posicionado internamente o Fibrex Juncional (feixe de fibras multidirecionais), e aplicado em seguida monômero resinoso específico (Adesivo C, Ângelus) (Figura 3 – C) para posicionamento do Fibrex Medial (feixe de fibras unidirecionais) (Figura 3 – D).

Este conjunto foi levado para ao equipamento de luz halógena por 8 minutos (Fotoceram Evolution, Goiânia, GO, Brasil). A infra-estrutura de fibra de

vidro foi removida do molde de silicone, levada ao equipamento de fotopolimerização por mais 4 minutos. Foi feito jateamento da peça e silanização conforme descrito anteriormente. O recobrimento com resina laboratorial Sinfony foi realizado como descrito no grupo FiPon.

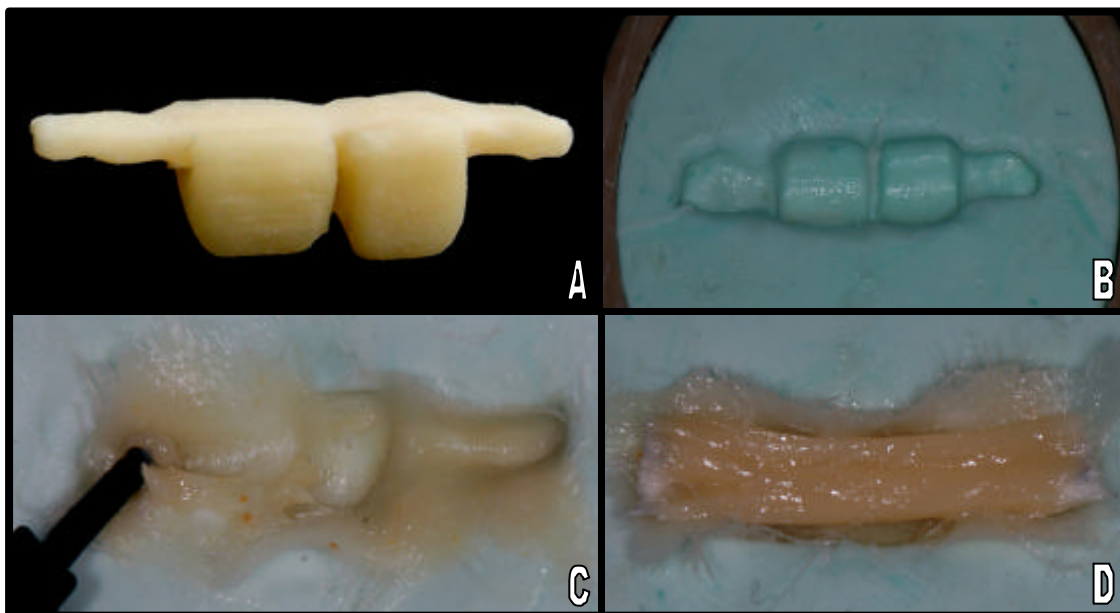


Figura 3. Infra-estrutura de fibras de vidro do grupo Fipon (A), molde da infra-estrutura do grupo Fipon para confecção do Filab (B), Adaptação do fibrex juncional (feixe de fibras de vidro trançadas) no molde e aplicação do adesivo C (C), adaptação do feixe de fibras de vidro unidirecional (fibrex medial).

Para a confecção das amostras dos grupos Int, a resina laboratorial Sinfony foi inserida de 2 em 2 mm de resina e então foram inseridas 2 fitas de fibras de vidro trançadas (Interlig, Ângelus) interposta por camada de resina de 1 mm (Figura 4 – A). O complemento da restauração feito em resina laboratorial seguiu o protocolo dos grupos descritos anteriormente (Figura 4 – B).

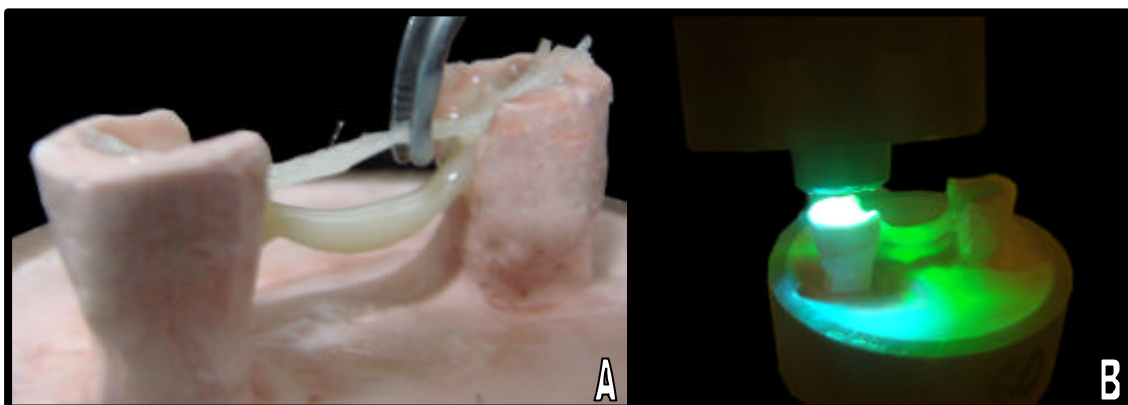


Figura 4. Adaptação de feixes de fibras de vidro trançadas Interlig (A), fotopolimerização por 10s de cada incremento de resina (B).

Para a fixação das PFAs foi aplicado ácido fosfórico a 37% nos preparos cavitários (Scotch Etchant, 3M-Espe, St. Paul, MN, USA) por 15s, lavados com água, e secos com papel absorvente. Em seguida foi aplicado o sistema adesivo de frasco único (Adper Single Bond 2, 3M-Espe, St Paul, USA). A primeira camada foi aplicada, aguardado 20 segundos, então foi aplicada a segunda camada que foi fotopolimerizada com LED, Light Emission Diodes, (Radii-cal, SDI, São Paulo, Brasil) com intensidade de luz de 1400 mW/cm^2 (3M-Espe, St. Paul, MN, USA). As restaurações foram jateadas na superfície interna com óxido de alumina de 50 μ e pressão de 1 bar (Bioart, Sao Paulo, Brasil) por 10 segundos, lavadas com jatos de água por 10 segundos e secas com jatos de ar por 10 segundos, em seguida feita a aplicação do silano (Ceramic Primer; 3M-ESPE, St Paul, USA) em duas camadas por 1 minuto. O agente de fixação à base de resina de dupla ativação (Rely X ARC, 3M-Espe, St. Paul, USA), foi manipulado e aplicado na superfície interna da restauração, e esta, inserida no preparo cavitário sob pressão digital. O excesso de cimento foi removido e o conjunto, posicionado em pressão hidráulica com aplicação de carga de 500g por 3 minutos. A fotoativação do cimento foi feita por 40 segundos por face com LED's, Light Emission Diodes, (Radii-cal, SDI, São Paulo, Brasil) com intensidade de luz de 1400 mW/cm^2 (XL 3000, 3M-Espe, St. Paul, MN, USA). As margens da restauração foram acabadas com pontas diamantadas (2135F KG Sorensen) e discos Sof-Lex (3M), sendo armazenadas em umidade absoluta a 37°C por 24

horas.

4.3 – Ensaio mecânico de resistência á fratura

As amostras foram posicionadas em máquina de ensaio (EMIC DL 2000, São José dos Pinhais, PR, Brasil), onde foram submetidas a ensaio de compressão com velocidade de 0,5 mm/min até a fratura, sendo que a força requerida para fratura das amostras foi gravada. O carregamento foi aplicado no centro do pântico com uma esfera de 6 mm nos grupos d11 e com sistema integrado por 2 esferas de 4 e 6 mm para os grupos d18. Para as amostras com distância d18, foi utilizada fita de ajuste oclusal, a fim de simular contato oclusal simultâneo nos dois pânticos. Os valores de resistência à fratura foram submetidos à análise estatística empregando 2-way, Análise de Variância e teste de Tukey ($\alpha=0.05$).

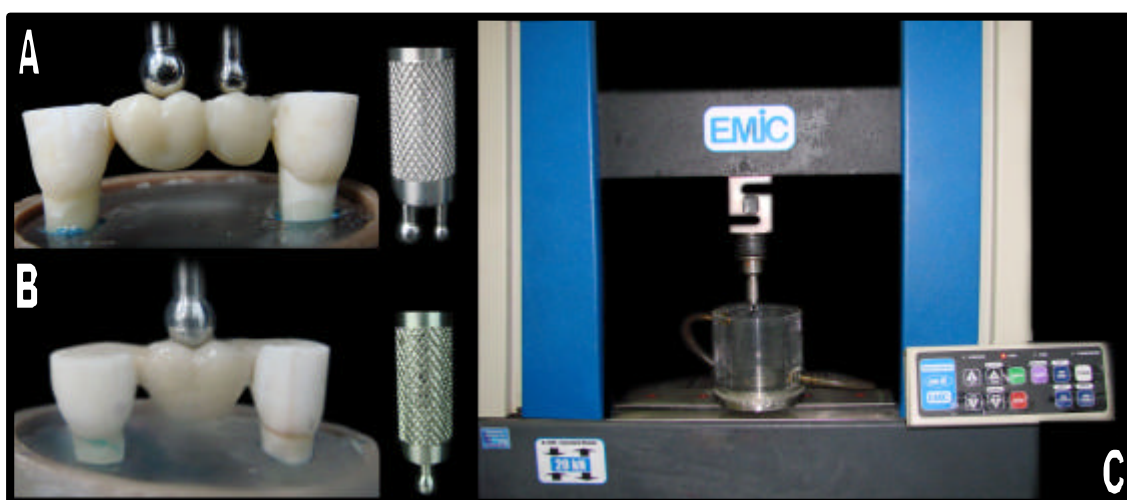


Figura 5. Dispositivo de aplicação de carga para grupos com distância inter-pilar de 18 mm (A), dispositivo de aplicação de carga para grupos com distância inter-pilar de 11 mm (B), máquina de ensaio utilizada para o teste de resistência à fratura (C).

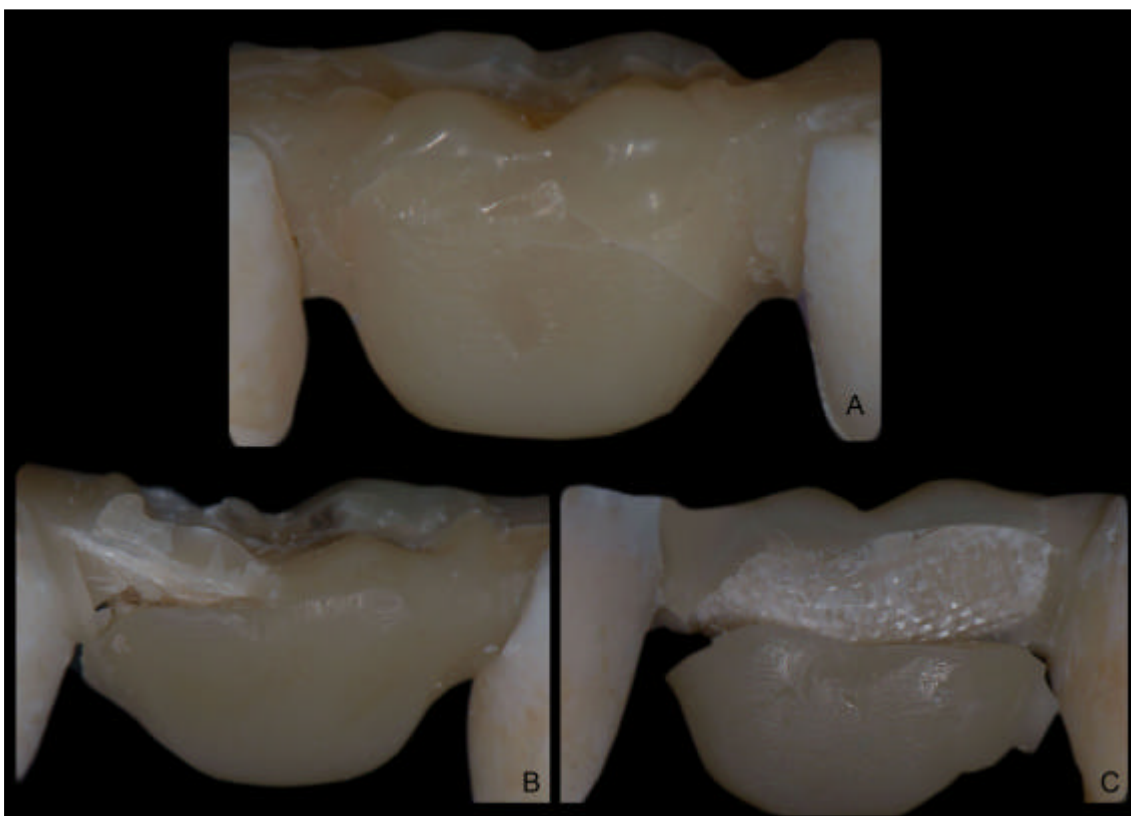


Figura 6. Classificação do padrão de fratura: Linha de fratura (A), fratura parcial (B) e fratura total (C).

Imediatamente após o teste de compressão os padrões de fratura foram analisados e classificados em 3 modos: (LF) linhas de fratura, (FP) fratura parcial e (FT) fratura total. As linhas de fraturas (LF) são caracterizadas pela não separação do compósito com a fibra (Fig.6 - A), as fraturas parciais (FP) foram assim designadas quando pequena parte do compósito separa-se das fibras (Fig.6 - B) e fratura total (FT) caracterizada pela completa separação do revestimento da prótese (Fig. 6 - C) (Al Darwish et al. 2007).

RESULTADOS

5. RESULTADOS

O gráfico 1 mostra os valores médios e desvio padrão de resistência à fratura de todos os grupos experimentais. A 2-way Análise de Variância indicou que os fatores em estudo sistema de reforço ($P < .001$) e distância ($P < .001$) foram significantes, porém a interação entre os dois fatores não foi significativa ($P = .23$). O teste de Tukey foi aplicado para os 2 fatores e demonstrou que as amostras construídas do grupo d11 apresentaram significativamente menor resistência que os grupos d18, independente do tipo de reforço empregado. O sistema Interlig apresentou valores estatisticamente inferiores quando comparado aos demais grupos, independente da distância entre pilares. O sistema Fibrex Pontic apresentou os valores estatisticamente superiores aos demais grupos, independente da distância entre pilares.

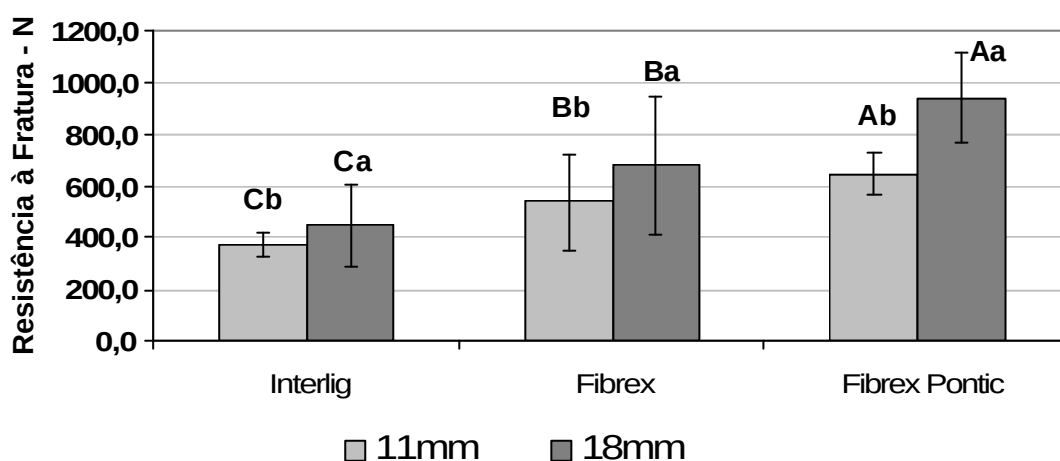


Figura 7. Valores médios e desvio padrão da resistência à fratura de PFA em função do tipo de reforço e distância entre pilares. Letras minúsculas: comparação entre distâncias inter-pilares e letras maiúsculas comparação entre sistema de reforço. Letras diferentes representam diferenças significativas para $P < 0.05$.

Os padrões de fratura dos grupos estão demonstrados no gráfico 2. Todas as amostras demonstraram delaminação parcial ou total separação do

revestimento de compósito da camada de fibras. Nenhuma fratura catastrófica envolvendo estrutura dental foi observada.

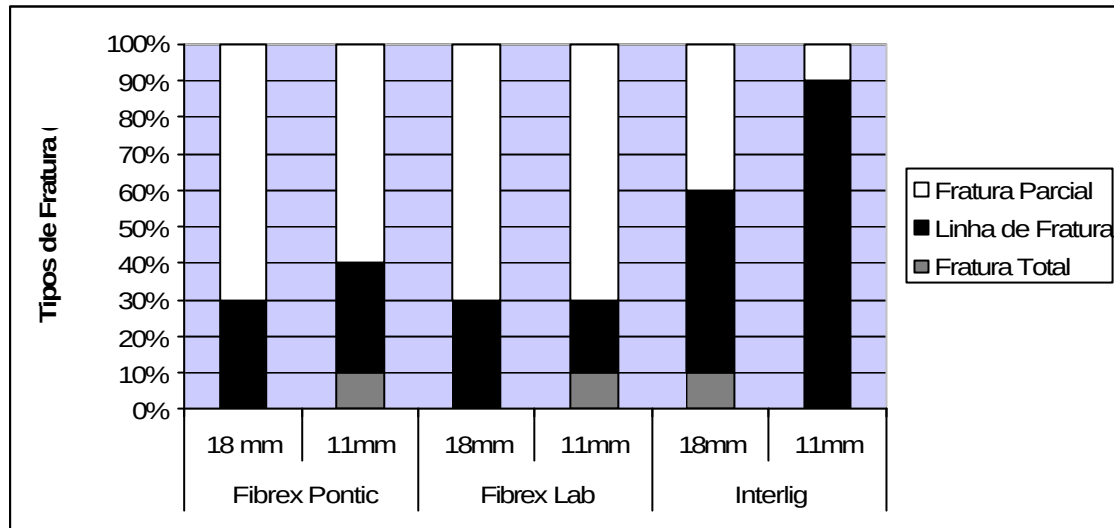


Figura 8. Distribuição dos padrões de fratura expresso em porcentagem

DISCUSSÃO

6. DISCUSSÃO

A primeira hipótese não foi suportada pelos resultados deste estudo, pois o aumento da distância interpilar resultou em aumento na resistência à fratura das PFAs. A segunda hipótese foi suportada, o aumento no volume de fibra aumenta a resistência à fratura.

Os valores de resistência a fratura *in vitro* são determinados para caracterizar a estabilidade mecânica de PFAs (Kolbeck et al. 2002). Têm sido demonstrado previamente que a resistência de polímeros é aumentada pela adição de fibras (Vallittu, 1998), e que os valores obtidos pela seleção deste sistema são consideravelmente altos podendo inclusive suportar a força mastigatória média verificada na região posterior. Tendo em vista perspectiva clínica, a força média requerida (537 a 939 N) para fraturar as espécimes restauradas com Fibrex Lab e Fibrex Pontic foram ligeiramente maiores que a força mastigatória máxima de 500-600 N em áreas posteriores (Hidaka et al. 1999, Rammelsberg et al. 2000). Entretanto, a característica estática dos experimentos “*in vitro*” contrasta com as cargas dinâmicas e intermitentes encontradas na cavidade bucal, que resultam em falhas das restaurações por fadiga (Hondrum 1992). Por isso quando da realização de ensaios mecânicos laboratoriais, alguns fatores são importantes a serem considerados para aproximar da situação clínica, como a inclusão dos dentes, a simulação do ligamento periodontal, o dispositivo de aplicação de carga e o modo de transmissão de carga (Hondrum 1992). A simulação do ligamento periodontal deve ser realizada com material elastomérico de moldagem capaz de suportar deformação elástica e reproduzir a acomodação do dente no alvéolo (Soares et al. 2005). Além disso, a simulação do ligamento periodontal influencia significativamente nos valores de resistência (Rosentritt et al. 2000) e padrão de fratura (Soares et al. 2005). Assim como encontrado por Rosentritt et al.(2000) valores mais baixos de resistência à fratura, obtidos neste estudo, podem ter sido encontrados devido a simulação do ligamento periodontal. O modo de aplicação de carga oclusal é outro fator importante. O uso da esfera de 6 mm para o teste de resistência à fratura, foi testado por diversos autores (Vallittu

1998, Song et al. 2003) e demonstrou ser a escolha ideal por contatar cúspides funcionais e não-funcionais em posição próxima a encontrada na realidade clínica. Vários estudos in vitro de resistência à fratura de PFAs de quatro unidades, (Rosentritt et al.2000, Stiesch – Scholz et al. 2006), a ponta aplicadora de carga localizou-se na crista mesial do pântico que representava um molar (pântico 26). Entretanto, não há relatos na literatura, em que se utilizam duas pontas de aplicação de carga, que simule o contato oclusal simultâneo.

Diversos fatores podem influenciar na resistência das PFAs como orientação das fibras (Dyer et al. 2004, Garoushi et al. 2007, Vallittu, 1999), arquitetura da fibra (Karbhari VM & Strassler 2006), impregnação das fibras com a matriz de polímero (Behr et al. 2000, Ellakwa et al. em 2002, Gohring et al. 2005).

Os grupos Int, independente da distância inter-pilar apresentaram menores valores de resistência à fratura. Três hipóteses poderiam justificar os valores obtidos, a quantidade, posição e a arquitetura das fibras. A infra-estrutura dos sistemas Fibrex Lab e Fibrex Pontic possuem alto conteúdo de fibras, e maior volume de infra-estrutura promove maiores valores de resistência à fratura (Stiesch – Scholz et al. 2006, Vallittu et al. 1998). Por outro lado, o aumento do volume resulta em maior quantidade de fibra na base da prótese. A posição ideal da fibra é na área cervical, na qual ocorre acúmulo de tensões do tipo tração (Vallittu 1998). Por essa razão, este alto conteúdo pode prover um maior efeito de resistência próximo do lado de tração (Narva et al. 2005) e portanto maior resistência à fratura. Embora, neste estudo, as amostras dos grupos Int tenham sido confeccionadas com incremento de duas camadas de fibras Interlig, esta quantidade não foi suficiente para alcançar altos valores de resistência à fratura do grupo FiLab e principalmente FiPon. A arquitetura das fibras de vidro Interlig é trançada, apresentando fibras multidirecionais. Entretanto, fibras de reforço multidirecionais possuem resistência menor quando comparadas com fibras unidirecionais (Vishu, 1998). Por isso, de acordo com a literatura (Hirata et al. 2003) a escolha entre a utilização de fibras unidirecionais e multidirecionais depende da exigência da

situação clínica.

Os grupos FiPon apresentaram valores de resistência à fratura estatisticamente superior aos grupos FiLab, independente da distância interpilar. A arquitetura e o processo de fabricação podem justificar estes resultados. O sistema Fibrex Lab (grupos FiLab) possui fibras de vidro pré-impregnadas de orientações unidirecionais e multidirecionais. O sistema Fibrex Pontic (grupos FiPon) possui pânticos pré-fabricados em fibra de vidro nos quais são acoplados feixes de fibras unidirecionais. A eficiência do tecido de fibras de vidro de tramas multidirecionais é reduzida como descrito na fórmula de Krenchel (Vishu,2008). O processo de fabricação do sistema FiPon, por constituir-se em um pântico pré-fabricado, gera, assegurada polimerização e compactação das fibras mais eficientes com menor possibilidade de falhas e consequentemente bolhas no material restaurador (Behr et al. 2001). Além disso, como o pântico forma um corpo único neste processo, apenas a região que se une ao feixe de fibras unidirecionais estará sujeita a falha adesiva. Já o sistema Fibrex Lab é formado por várias camadas de Fibrex Juncional que se aderem ao Fibrex Medial. De acordo com a literatura (Garoushi et al. 2008) o efeito de reforço conferido pelas fibras é baseado na transferência de tensões da matriz polimérica para as fibras. As fibras funcionam, portanto, como “paralisadoras da propagação das linhas de fratura”. Pode ter ocorrido falha na compactação das fibras durante a aplicação do vácuo e polimerização do conjunto deste tipo de material, de maneira que este mecanismo de “paralização das trincas” não tenha ocorrido em sua plenitude. Portanto, tendo em vista perspectiva clínica o FiPon poderia ser melhor indicado pela sua técnica operatória simplificada e facilidade de correção associada a maiores valores de resistência à fratura.

A resistência das PFAs é influenciada pelas propriedades físicas das fibras e a adesão entre a fibra e a matriz resinosa (Vallittu,1999). Por isso, vários autores têm investigado a impregnação das fibras com a matriz devido ao fato de que a inadequada impregnação cria problemas no uso clínico (Altieri et al. 1994, Freilich et al. 1998).O reforço em fibra só ocorre se a força aplicada for transferida da matriz para fibra. No caso de bolhas entre a matriz e a fibra, a

capacidade de suportar a força aplicada dos CRF diminui. Fibras deficientemente impregnadas causam outro problema: o aumento da absorção da água (Gohring et al. 2005) que reduz as propriedades mecânicas do conjunto (Vallittu et al. 1998).

Os grupos d18 apresentaram, independente do sistema de reforço, valores significativamente maiores de resistência à fratura que os grupos d11. Isto poderia ser explicado pela maior extensão de fibras utilizadas e por sua maior flexibilidade. A distância entre os dentes pilares, combinado com o diâmetro semelhante dos 2 pônticos, podem causar maior deformação no centro da prótese. Esta deformação comparada à rigidez da prótese de menor extensão pode aumentar a resistência do conjunto. Este achado assemelha-se àqueles encontrados por Rosentritt et al.(2000) em pesquisa no qual avaliam as propriedades flexurais dos CRF, determinando a resistência adesiva das cerâmicas. O teste de resistência à fratura estima a respeito do comportamento da restauração sob forças mastigatórias, entretanto, apresenta a limitação de não detectar alterações internas anteriormente aos níveis de ruptura. Estes resultados sugerem que mais estudos são necessários para caracterizar a resistência à fratura dos CRFs, como por exemplo, a extensometria, que mediria a deformação antes que ocorra a fratura. Por outro lado ao calcular o coeficiente entre o valor de resistência à fratura e volume das próteses, a comparação entre este parâmetro demonstrou que não houve diferença significativa para as extensões das próteses (FiPon, FiLab e Int). Isto ressalta que a distância não influenciou significativamente na redução da resistência à fratura. Pois o que determinou maiores valores de resistência à fratura nas próteses de 4 elementos em relação a de 3 elementos foi o maior volume de material restaurador.

Em todas as amostras as fraturas caracterizaram-se por ocorrer entre as fibras e a resina laboratorial. As prováveis razões para separação das fibras com o revestimento de compósito seriam: inadequada adesão entre as fibras e o compósito e diferentes módulos de elasticidade entre os dois componentes (Soderholm & Roberts 1990). Por outro lado, nenhuma fratura catastrófica, envolvendo elementos dentais, foi encontrada. Sendo assim, as

fraturas ocorridas são passíveis de reparo.

O reforço de fibra aumenta significativamente a resistência flexural de resinas laboratoriais, entretanto, as fibras de reforço são materiais muito susceptíveis a degradação pelo método de ciclagem mecânica (Drummond & Bapna 2003) e, portanto, estes materiais ainda necessitariam de uma avaliação clínica a longo prazo . Dentro das limitações deste estudo in vitro, como a não-simulação do processo de termo-ciclagem, este estudo sugere que PFAs apresentam altos valores de resistência à fratura, sendo que a distância inter-pilar de 18 mm, e o uso de fibras de reforço do Sistema Fibrex Pontic conferiram maiores valores de resistência à fratura. Entretanto, estudos clínicos longitudinais são necessários para avaliar o comportamento destes sistemas restauradores nas complexas condições da cavidade oral.

CONCLUSÕES

7. CONCLUSÕES

Dentro das limitações desta metodologia e após análise dos dados obtidos, pode-se concluir que:

1. O uso de fibras de vidro associado ao pântico pré-fabricado aumenta os valores de resistência à fratura, independentemente das distâncias testadas;

2. O tipo de fratura mais prevalente neste tipo de procedimento restaurador é entre fibra e resina, não havendo fratura catastrófica.

3. As PFAs de quatro elementos apresentaram maiores valores de resistência à fratura que as de três elementos.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

Al-Darwish M, Hurley RK, Drummond JL. Flexure strength evaluation of a laboratory-processed fiber-reinforced composite resin. **J Prost Dent** 2007; 97(5):266-270.

Altieri JV, Burstone CJ, Goldeberg AJ, Patel AP. Longitudinal clinical evaluation of fiber-reinforced composite fixed partial dentures: a pilot study. **J Prosthet Dent** 1994;71(1):16-22.

Behr M, Rosentritt M, Lang R, Handel G. Flexural properties of fiber reinforced composite using vacuum/pressure or a manual adaptation manufacturing process. **J Dent** 2000;28(7):509-514.

Behr M, Rosentritt M, Latzel D, Kreisler T. Comparison of three types of fiber-reinforced composite molar crowns on their fracture resistance and marginal adaptation. **J Dent** 2001; 29(3):187-196.

Behr M, Rosentritt M, Latzel D, Kreisler T. Fracture resistance of fiber-reinforced vs. non fiber-reinforced composite molar crowns. **Clin Oral Invest** 2003;7(3):135-239.

Behr M.et al. In-vitro study of fracture strength and marginal adaptation of fibre-reinforced adhesive fixed partial dentures. **Journal Of Dentistry** 1999; 27(2):163-181.

Butterworth C, Ellakwa AE, Shortall A. Fibre-reinforced composites in restorative dentistry. **Dental Update** 2003; 30(6):300-306.

Carlini B. **Resistência à fratura de dentes desvitalizados restaurados através de resina composta com ou sem pino intra-radicular.** [dissertação]

Piracicaba: Faculdade de Odontologia de Piracicaba/ Universidade Estadual de Campinas; 1999.

Drummond JL, Bapna MS. Static and cyclic loading of fiber-reinforced dental resin. **Dent Mater** 2003;19(3):226-231.

Dyer SR, Lassila LVJ, Jokinen M, Vallittu PK. Effect of fiber position and orientation on fracture load of fiber-reinforced composite. **Dent Mater** 2004, 20 (10):497-505.

Ellakwa AE, Shortall AC, Shehatta MK, Marquis PM. Influence of bonding agent composition on the flexural properties of an ultra-high weight polyethylene fiber-reinforced composite. **Oper Dent** 2002; 27(2):184-191.

Freilich MA, Karmaker AC, Burstone CJ, Goldberg AJ. Development and clinical applications of a light-polymerized fiber-reinforced composite. **J Prosthet Dent** 1998; 80(3):311-318.

Garoushi S, Vallittu Pk, Lassila LV. Short glass fiber reinforced restorative composite resin with semi-interpenetrating polymer network matrix. **Dent Mater** 2007;23(11):1356-1362.

Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LVJ. Fracture resistance of short, randomly oriented, glass fiber-reinforced composite premolar crowns. **Acta Biomater** 2007; 3(5):779-784.

Gohring TN, Gallo L, Luthy H. Effect of water storage, thermocycling, the incorporation and site of placement of glass-fibers on the flexural strength of vennering composite. **Dent Mater** 2005; 21(8):761-772.

Gohring TN, Mormann WH, Lutz F. Clinical and scanning electron microscopic evaluation of fiber-reinforced inlay fixed partial dentures:preliminary results after

one year. **J Prosthet Dent** 1999; 82(6):662-668.

Goldberg AJ, Burstone CJ. The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. **Dent Mater** 1992; 8(3):197-202.

Hidaka O, Iwaski M, Saito M, et al. Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area and average bite pressure. **Journal Of Dental Research** 1999; 78(7):1336-1344.

Hirata R, Pacheco JFM, Arouca SE, Ferrarezi M. Análise das variadas fibras de reforço presentes no mercado por meio de sua propriedades, composições e aplicações clínicas: revisão. **J Bras Clin Odontol Int** 2003; 7(40):307-312.

Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. **J Prosth Dent** 1992;67(6):859-865.

Karbhari VM, Strassler H. Effect of fiber architecture on flexural characteristics and fracture of fiber-reinforced dental composites. **Dent Mater** 2007;3(8):960-968.

KJM Soderholm, MJ Roberts. Influence of water exposure on the tensile strength of composites. **J Dent Res** 1990;69(12):1812-1816.

Kolbeck C, Rosentritt M, Behr M, Lang R, Handel G. In vitro study of fracture strength and marginal adaptation of polyethylene fiber-reinforced-composite versus glass-fiber-reinforced-composite fixed partial denture. **J Oral Rehab** 2002; 29 (7):668-674.

Li W, Swain MV, Li Q, Ironside J, Steven GP. Fibre reinforced composite dental bridge. Part I: experimental investigation. **Biomater** 2004;25(20):4987-4993.

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(5):516-527.

Muhlemann HR, Zander HA. Tooth mobility III. The mechanism of tooth mobility. **J Periodont** 1954; 25(2),128-137.

Nakamichi I, Iwaku M, Fusayama T. Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test. **J Dent Res** 1983; 62(10):1076-1081.

Narva kk, Lassila LV, Vallittu PK. The static strength and modulus of fiber reinforced denture base polymer. **Dent Mater** 2005;21(5):421-428.

Nixon RL. The advent of metal-free dentistry : a versatile new fiber and polymer glass system. **Prat Periodont Aesthet Dent**. 1997; 9(8):1-7.

Rammelsberg P, Eickemeyer G, Erdelt K, Pospiech P. Fracture resistance of posterior metal-free polymer crowns. **J Prosthet Dent** 2000;84(3):303-318.

Rosentritt M, Behr M, Lang R et al. Experimental design of FPD made of all-ceramics and fibre-reinforced composite. **Dent Mater** 2000; 6(3):159-165.

Schilke R, Lisson JA, Baub O, Geurtsen W. Comparison of the number and diameter of dentinal tubules in human and bovine dentine by scanning electron microscopy investigation. **Arch Oral Biol** 2000; 45 (5):355-361.

Soares CJ, Martins LR, Fonseca RB, Correr-Sobrinho L, Fernandes Neto AJ. Influence of cavity preparation design on fracture resistance of posterior Leucite-reinforced ceramic restorations. **J Prosthet Dent** 2006;95(6):421-429.

Soares CJ, Pizi ECG, Fonseca RB, Martins LRM. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. **Braz**

Oral Res 2005; 19(1):11-16.

Song HY, Yi YJ, Cho LR, Park DY. Effects of two preparation designs and pontic distance on bending and fracture strength of fiber-reinforced composite inlay fixed partial dentures. **J Prosthet Dent** 2003; 90(4), 347-353.

Stiesch-Scholz M, Schulz K, Borchers L. In vitro fracture resistance of four-unit fiber-reinforced composite fixed partial dentures. **Dent Mater** 2006; 22(4):374-381.

Vallittu PK, Sevelius C. Resin-bonded, glass fiber reinforced composite fixed partial dentures: Clinical study. **J Prosthet Dent** 2000; 84(4), 413-18.

Vallittu PK. Flexural properties of acrylic resin polymers reinforced with unidirectional and woven glass fibers. **J Prosthet Dent** 1999; 81(3):318-326.

Vallittu PK. Some aspects of tensile strength of unidirectional glass fibre polymethyl metacrylate composite used in dentures. **J Oral Rehab** 1998; 25 (2), 100-105.

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(3):241-246.

Vallittu PK. The effect of glass fiber reinforcement on the fracture resistance of a provisional fixed partial denture. **J Prosthet Dent** 1998; 79(2):125-130.

Vishu S. Handbook of plastic testing technology, 2nd ed. New York: John Wiley;1998.

Xie Q, Lassila LVJ, Vallittu PK. Comparison of load-bearing capacity of direct resin-bonded fiber-reinforced composite FPDs with four frameworks designs. **Journal of Dentistry** 2007;35 (7) 578-582.

Xu HHK, Schumacher GE, Eichmiller FC, Peterson RC, Antonucci JM, Mueller HJ. Continuous-fiber peroform reinforcement of dental resin composite restorations. **Dent Mater** 2003;19(6):523-530.

ANEXOS

ANEXOS

ANEXO 1: COMPOSIÇÃO DOS MATERIAIS

Tabela 1. Composição química e características dos materiais.

Material	Fabricante	Características	Composição química	Lote
Fibrex Pontic	Ângelus	Pônticos pré-fabricados em fibras de vidro e resina epóxi e feixe de fibras de vidro unidirecionais	Pôntico: fibras de vidro/resina epóxi. Feixe de fibras de vidro: fibras de vidro, BisGMA, dimetacrilato de uretano, cerâmica de vidro de bário, dióxido de silício altamente disperso, catalisadores, pigmentos. Agente de união: solução de silano em álcool, Adesivo C e adesivo F: resina bis-GMA, dimetacrilato de uretano, dióxido de silício altamente disperso, catalisadores e pigmentos.	8642
Fibrex Lab	Ângelus	Fibras de vidro impregnadas com resina composta fotopolimerizável	Resina composta: resina Bis-GMA, dimetacrilato de uretano, cerâmica de vidro de bário, dióxido de silício altamente disperso, catalisadores, pigmentos. Agente de união Adesivo C e F	7534
Interlig	Ângelus	Fibras de vidro trançada impregnadas com resina composta fotopolimerizável	Bisfenol A bisglicidildimetacrilato de trimeilhexildiuretano, cerâmica de vidro de bário, dióxido de silício altamente disperso, catalisadores.	5683
Sinfony	3M ESPE, St. Paul, USA	Resina laboratorial microhibrida, método de polimerização - luz (400 – 500 nm) e vácuo.	Contém vidro borossilicato, quartzo, sílica (50 nm – 1 µ), 45% do volume é composto de carga.	291510

ANEXO 2: Valores médios de resistência à fratura, volume médio e razão para cada grupo

Grupos experimentais	Valores médios de resistência à fratura	Volume	Razão
Fipon 18 mm	939,4	1421,0	1,55
Filab 18 mm	666,1	1389,7	2,13
Interlig 18 mm	445,8	1359,3	3,07
Fipon 11 mm	681,8	925,8	1,57
Filab 11 mm	537,0	984,7	2,04
Interlig 11 mm	370,4	1064,2	3,59

ANEXO 3: ANÁLISE ESTATÍSTICA

Univariate Analysis of Variance

Notes		
Output Created		06-JAN-2008 17:56:56
Comments		
Input	Filter	<none>
	Weight	<none>
	Split File	<none>
	N of Rows in Working Data File	60
Missing Value Handling	Definition of Missing	User-defined missing values are treated as missing.
	Cases Used	Statistics are based on all cases with valid data for all variables in the model.
Syntax		UNIANOVA Resistência BY Reforço Distância /METHOD = SSTYPE(3) /INTERCEPT = INCLUDE /POSTHOC = Distância Reforço (BTUKEY) /PRINT = DESCRIPTIVE HOMOGENEITY /CRITERIA = ALPHA(.05) /DESIGN = Reforço Distância Reforço*Distância .
Resources	Elapsed Time	0:00:00,39

Warnings
Post hoc tests are not performed for Distância because there are fewer than three groups.

Between-Subjects Factors			
		Value Label	N
Reforço	1,00	Interlig	20
	2,00	Fibrex	20
	3,00	Fibrex Pontic	20
Distância	1,00	11mm	30
	2,00	18mm	30

Descriptive Statistics				
Dependent Variable: Resistência				
Reforço	Distância	Mean	Std. Deviation	N
Interlig	11mm	370,4000	155,89968	10
	18mm	445,8000	49,70088	10
	Total	408,1000	119,07534	20
Fibrex	11mm	537,0000	186,79281	10
	18mm	666,1000	95,59690	10
	Total	601,5500	158,87879	20
Fibrex Pontic	11mm	681,8000	268,90924	10
	18mm	939,4000	175,61460	10
	Total	810,6000	257,53516	20
Total	11mm	529,7333	239,91506	30
	18mm	683,7667	235,24978	30
	Total	606,7500	248,04467	60

Levene's Test of Equality of Error Variances(a)			
Dependent Variable: Resistência			
F	df1	df2	Sig.
3,159	5	54	,014
Tests the null hypothesis that the error variance of the dependent variable is equal across groups.			
a Design: Intercept+Reforço+Distância+Reforço * Distância			

Tests of Between-Subjects Effects					
Dependent Variable: Resistência					
Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Corrected Model	2064422,350(a)	5	412884,470	14,241	,000
Intercept	22088733,750	1	22088733,750	761,865	,000
Reforço	1620873,700	2	810436,850	27,953	,000
Distância	355894,017	1	355894,017	12,275	,001
Reforço * Distância	87654,633	2	43827,317	1,512	,230
Error	1565620,900	54	28992,980		
Total	25718777,000	60			
Corrected Total	3630043,250	59			
a R Squared = ,569 (Adjusted R Squared = ,529)					

Post Hoc Tests

Reforço

Homogeneous Subsets

Resistência Tukey B				
Reforço	N	Subset		
		1	2	3
Interlig	20	408,1000		
Fibrex	20		601,5500	
Fibrex Pontic	20			810,6000
Means for groups in homogeneous subsets are displayed. Based on Type III Sum of Squares The error term is Mean Square(Error) = 28992,980.				
a Uses Harmonic Mean Sample Size = 20,000.				
b Alpha = ,05.				

ANEXO 4: TERMO DE AUTORIZAÇÃO

Universidade Federal de Uberlândia

Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação

TERMO DE AUTORIZAÇÃO PARA DISPONIBILIZAÇÃO DE TESES E DISSERTAÇÕES ELETRÔNICAS NA BIBLIOTECA DIGITAL DE TESES E DISSERTAÇÕES DA UFU

Eu Liliane Minglini Barbosa, portadora do RG. n.º 11.884.1930. . inscrita no CPF sob n.º 063.970.796-35, domiciliada na Rua Duzentos e Oito, n.57. bairro Paraíso, na cidade de Araguari-MG.

Na qualidade de titular dos direitos de autor que recaem sobre a minha (X) dissertação de mestrado () tese de doutorado, intitulada ***“Influência da distância inter-pilar e tipos de fibras de reforço na resistência à fratura de próteses adesivas indiretas.***, defendida em 26/fevereiro/2008, junto ao programa de Mestrado em Odontologia, com fundamento nas disposições da lei n.º 9.610 de 19 de fevereiro de 1998, autorizo a Universidade Federal de Uberlândia a disponibilizar gratuitamente a obra citada, sem ressarcimento de direitos autorais, para fins de leitura, impressão e/ou downloading pela internet, a título de divulgação da produção científica gerada pela universidade, a partir desta data. Autorizo a liberação (X) Total () Parcial do trabalho. No caso da liberação parcial não deverão ser disponibilizadas imediatamente os seguintes seguimentos do trabalho:

Estou ciente que:

1) Em caso de liberação parcial, esta será mantida durante um ano a partir da data de autorização da publicação. Para a extensão deste prazo, devo manifestar-me junto ao Sistema de Bibliotecas da UFU. Se não houver manifestação, o texto completo da dissertação/tese será liberado em sua totalidade.

2) O conteúdo disponibilizado é de minha inteira responsabilidade.

Uberlândia, 20 de maio de 2008.

Liliane Minglini Barbosa