

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA
CENTRO INTEGRADO DE SAÚDE
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PPG- MESTRADO EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA**

FABRÍCIO RESKALLA AMARAL

**AVALIAÇÃO “IN VITRO” DE DIFERENTES PROTOCOLOS
UTILIZADO NA ESPLINTAGEM DENTÁRIA**

JUIZ DE FORA

2010

FABRÍCIO RESKALLA AMARAL

**AVALIAÇÃO “IN VITRO” DE DIFERENTES PROTOCOLOS
UTILIZADOS NA ESPLINTAGEM DENTÁRIA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Clínica Odontológica, da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Juiz de Fora, como parte dos requisitos parcial para obtenção do grau de Mestre. Área de concentração: Clínica Odontológica.

Orientador: Prof. Dr. Helcio Nagib José Feres Reskalla

Co-orientadora: Prof^a.Dr^a. Fabíola Pessoa Pereira Leite

JUIZ DE FORA

2010

DEDICATÓRIA

A DEUS,

Pai eterno, que em todo momento nos abençoa com sua infinita sabedoria e amor. Obrigado pelas bênçãos de saúde e paz, da família, dos amigos, e principalmente pela vida. Obrigado por estar sempre presente em meu caminho.

AOS MEUS AMADOS PAIS, JOSÉ CARLOS MARCOS AMARAL E HELMA RESKALLA AMARAL eternos exemplos de vida, dedicação e amor, não medindo esforços para que seus filhos possam estar sempre em busca da conquista de seus sonhos. Obrigado pelo apoio, amor e carinho que sempre tiveram comigo e por acreditarem em mim. Dedico todas minhas conquistas até hoje e futuras a vocês, amo muito vocês.

Á RAPHAELA, sempre presente em todos os momentos, apoiando-me com amor, carinho e compreensão, vibrando com cada vitória. Sua presença foi imprescindível para completar mais esta etapa, te amo.

AOS MEUS QUERIDOS IRMÃOS TAIANA E THIAGO que sempre me apoiaram, incentivaram e torceram por mim com todo seu amor, amo vocês. Sinto-me um privilegiado por tê-los ao meu lado, juntos vibramos em cada conquista de nossas vidas.

ÀS MINHAS TIAS, HÉLIA, HELAIS, HELENA e a TODOS OS MEUS FAMILIARES por todo apoio e confiança em mim depositada

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

AO MEU ORIENTADOR PROF. DR. HELCIO NAGIB JOSÉ FERES RESKALLA

Por acreditar em mim. Agradeço o constante apoio e orientação profissional, ensinamento este que carrego comigo sempre e que foi sedimentado não só pela sua forma especial de orientar e seu brilhantismo profissional, mas também pelo humanismo e a sua amizade, muito obrigado.

À MINHA CO-ORIENTADORA PROF^a. DR^a. FABÍOLA PEREIRA PESSOA LEITE

Que através do seu incentivo, confiança, apoio e amizade, me auxiliou na conquista de mais esta importante etapa de minha vida, acreditando e me incentivando. Suas orientações foram fundamentais neste trabalho. Muito obrigado.

À COORDENADORA PROF^a. DR^a MARIA DAS GRAÇAS AFONSO MIRANDA CHAVES, pelos conhecimentos transmitidos, apoio e pelas sábias palavras nas horas precisas. Uma profissional competente, amiga, e que com sua forma carinhosa de ensinar e orientar fez-me sentir, a cada dia, mais motivado com o mestrado.

AO PROFESSOR JOSE RENATO QUEIROZ, pela sua ajuda no desenvolvimento da parte prática deste trabalho de uma forma segura e competente, pela sua amizade, grandeza e simpatia.

À UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA, EM NOME DO MAGNÍFICO REITOR PROF. TITULAR DR. HENRIQUE DUQUE DE MIRANDA CHAVES FILHO, por todo apoio oferecido para o desenvolvimento das pesquisas nessa instituição

AO DIGNÍSSIMO DIRETOR PROF. DR. ANTÔNIO MÁRCIO RESENDE DO CARMO pela confiança em minha pessoa na orientação de trabalhos aos alunos da graduação e pela oportunidade de cursar o mestrado nessa magnífica instituição, apoiando-me em todos os momentos

AOS FUNCIONÁRIOS DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA, em especial à Vanessa, à Renata, à Flávia, à Maria Do Carmo, à Silvana, à Bernadete e ao Erminio onde criamos um elo de amizade. Obrigado pela colaboração e carinho.

AOS PROFESSORES DO CURSO DE MESTRADO EM CLINICA ODONTOLÓGICA, pelos ensinamentos transmitidos.

AOS COLEGAS DE CURSO, por estes dois anos de convivência.

A todos que direta ou indiretamente contribuíram para esta conquista, meu **MUITO OBRIGADO!**

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	14
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	18
3 PROPOSIÇÃO	51
4 MATERIAIS E MÉTODOS.....	53
4.1Materiais.....	54
4.2Métodos.....	56
4.2.1Confecção das Amostras.....	56
4.2.2Tratamentos das Superfícies de União.....	59
4.2.3Divisão dos Grupos.....	61
4.2.4Corte dos Conjuntos.....	62
4.2.5Análise das Superfícies Fraturadas:Tipo de Fraturas.....	65
4.2.6Análise em Microscopia Eletrônica de Varredura.....	66
5 RESULTADOS.....	69
5.1 Ensaio de Resistência à Microtração.....	70
5.2 Análise Topográfica com MEV.....	73
6 DISCUSSÃO.....	77
6.1 Considerações Iniciais.....	78
6.2 Da metodologia proposta.....	81
7-CONCLUSÕES.....	85
REFERÊNCIAS.....	87

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Seqüência da confecção da matriz: a) Bloco cerâmico com dimensões de 4,5 x 8 x 7mm; b) Bloco cerâmico inserido na matriz de silicona de adição ;c) Matriz confeccionada; d) Polimerização dos blocos de resina; e) Bloco de resina composta confeccionado.PAG-57-59.

Figura 2 – Conjunto formados pelos materiais testados.PAG-60

Figura 3 – Máquina de corte Andreatta Filho, Nishioka, Almeida 2000.PAG-63

Figura 4 – Blocos posicionados de forma que a superfície adesiva fique perpendicular ao disco de diamante.PAG-63

Figura 5 – Corpos-de-prova (palitos).PAG-64

Figura 6 – Conjunto paquímetro/corpo-de-prova.PAG-64

Figura 7 – Máquina de ensaio universal EMIC, modelo DL-1000.PAG-65

Figura 8 – Microscópio eletrônico de varredura.PAG-66

Figura 9 – Máquina metalizadora Denton Vacuum Inc.PAG-67

Figura10- Gráfico representativo da distribuição das médias de resistência à microtração.PAG-70

Figura 11 – Fotomicrografias das superfícies dos palitos do grupo 1 apresentando fraturas do tipo coesiva em resina composta.PAG-73

Figura 12 – Fotomicrografias das superfícies dos palitos do grupo 2 apresentando fraturas do tipo adesiva na interface fibra / resina e coesiva de resina.PAG-73

Figura 13 – Fotomicrografias das superfícies dos palitos do grupo 2 apresentando fraturas do tipo adesiva na interface fibra / resina e coesiva de resina,onde a figura que apresenta a seta se refere a presença de bolhas na micrografia desencadeando assim a possibilidade de falhas no teste de microtração.PAG-74

Figura 14 – Fotomicrografias das superfícies dos palitos do grupo 3 apresentando fraturas do tipo adesiva na interface fibra / resina e coesiva de resina composta.PAG-74

Figura 15 – Fotomicrografias das superfícies dos palitos do grupo 4 apresentando fraturas do tipo adesiva na interface fibra / resina.PAG-75

Figura 16 – Fotomicrografias das superfícies dos palitos do grupo 5 apresentando fraturas do tipo adesiva entre fibra / e resina flow.PAG-75

Figura 17 – Fotomicrografias das superfícies dos palitos do grupo 6 apresentando fraturas adesiva na interface fibra / resina e do tipo coesiva de resina flow e resina composta.PAG-76

Figura 18 – Fotomicrografias das superfícies dos palitos do grupo 7 apresentando fraturas adesiva na interface fibra / e resina e do tipo coesiva de resina flow e resina composta.PAG-76

LISTA DE TABELAS

Quadro 1 – Nomes dos materiais, seus fabricantes e lotes utilizados nos experimentos.PAG-60

Quadro 2 – Equipamentos utilizados nos experimentos e suas funções.PAG-61

Quadro 3 – Materiais utilizados nos protocolos de estudo.PAG-66

Quadro 4 – Divisão dos grupos e sequência de aplicação dos materiais.PAG-68

Tabela 1 – Número e porcentagem de corpos-de-prova (CP), número e porcentagem de falhas pré-teste (FPT), média da resistência adesiva (MPa) e o desvio padrão(SD) obtidos para os diferentes grupos.PAG-69

Tabela 2 – Resultados de resistência à microtração para os grupos submetidos à análise de variância (ANOVA 1-fator).PAG71

Tabela 3 – Resultados obtidos nos sete grupos avaliados estatisticamente através do teste Tukey 95%.PAG-71

Tabela 4 – Resultados de resistência à microtração para os grupos submetidos à análise de variância (ANOVA 1-fator).PAG-72

Tabela 5 – Resultados obtidos para os protocolos de esplintagem (grupos 2-7) tratados estatisticamente através do teste Tukey 95% para comparação das médias.PAG-72

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Ad	Agente de união
BISGMA	Bisfenol glicidil dimetacrilato
°C	Graus Celsius
CRF	Compósito Reforçado com Fibra
DF	Fonte de variação
F	Razão F
FV	Fibra de Vidro
FPD	Estrutura da prótese fixa
LCTE	Coefficiente linear de expansão térmica
MEV	Microscópio eletrônico de varredura
mm	Milímetros
MPa	Megapascal
MS	Média dos quadrados
N	Escala de força (Newton)
N/mm ²	Newton por milímetro quadrado
P	Valor de significância
PG	Página
PMMA	Polimetil-metacrilato
RCN	Resina composta nanoparticulada
Rf	Resina Flow
s	Segundos
SBS	Teste de cisalhamento
SD	Desvio padrão
SiO ₂	Oxido de silício- sílica
SS	Soma dos quadrados
TGDMA	Trietileno glicol dimetacrilato
µm	Micrometro
µTBS.	Teste de Microtração
%	Porcentagem
UHMWPE	Ultra polietileno de alto peso molecular

RESUMO

AMARAL, F.R. **Avaliação “in vitro” de diferentes protocolos utilizados na esplintagem dentária.** 2010. 98 f. Dissertação (Curso de Pós-Graduação Stricto Sensu – Mestrado em Clínica Odontológica) – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Juiz de Fora, Juiz de Fora (MG).

RESUMO

OBJETIVO: Avaliar, por meio do ensaio de microtração, diferentes protocolos utilizados na esplintagem dentária, com fibra de vidro (FV), adesivo (Ad), resina flow (RF) e resina composta nanoparticulada (RCN). **MATERIAIS E MÉTODOS:** Foram confeccionados 84 blocos de resina nanoparticulada, com dimensões de 4,5 x 8 x 7mm e divididos em 7 grupos. Os blocos foram pareados (n=6) conforme o fator “protocolo de esplintagem”: **Gr1-** Ad ; **Gr2-** FV ; **Gr3-** FV + Ad; **Gr4-** RF+ FV + Ad; **Gr5-** FV + Ad + RF; **Gr6-** FV + RF + Ad; **Gr7-** RF + FV. Após, os conjuntos foram seccionados com um disco de diamante dupla face em um torno específico para corte dos corpos-de-prova em forma de palito (CP) com interface adesiva de 1mm² sendo, posteriormente, submetidos ao teste de microtração (μ TBS) em máquina de ensaio universal EMIC à velocidade de 1mm/s com célula de carga de 50KGF. Para determinar a fratura, as interfaces adesivas foram analisadas em microscópio eletrônico de varredura e os resultados submetidos à análise de variância ANOVA 1-fator e teste Tukey para comparação das médias ($\alpha=5\%$). **RESULTADOS:** As médias (MPa) e desvio padrão (MPa) para μ TBS foram: Gr1- 22,4 (13,4); Gr2- 3,9 (4,2); Gr3- 17,2 (7,7); Gr4- 12,6 (6,9); Gr5- 6,4 (5,5); Gr6- 7,8 (9,7); Gr7-12,1 (10,9). A análise estatística verificou diferença significativa entre os grupos. **CONCLUSÃO:** Houve diferença estatisticamente significativa ($p < 0.05$) na resistência de união entre os protocolos de esplintagem avaliados; o maior valor médio de resistência de união foi obtido pelo protocolo do grupo controle 1 (resina composta + adesivo); entre os grupos testes, o maior valor médio de resistência de união foi obtido pelo protocolo do grupo 3 (resina composta + fibra de vidro + adesivo).

Palavras-chave: Fibras de Vidro. Ensaio de Microtração. Esplintagem Dentária.

ABSTRACT

AMARAL, F.R. Evaluation "in vitro" of different protocols used dental splinting. 2010. 98 f. Dissertação (Curso de Pós-Graduação Stricto Sensu – Mestrado em Clínica Odontológica) – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Juiz de Fora, Juiz de Fora (MG).

ABSTRACT

OBJECTIVE: This study evaluated in vitro "different protocols used in the dental splinting with fiber glass (FG), adhesive (Ad), resin flow (RF) and nanoparticle composite (RCN). **MATERIALS AND METHODS:** We made 84 resin blocks nanoparticule with dimensions 4.5 x 8 x 7 mm and divided into seven groups. The blocks were paired (n = 6) as the factor "protocol splinting": **Gr1-Ad**; **Gr2- FV**; **Gr3- FV + Ad**; **GR4- RF + FV + Ad**; **GR5- FV + Ad + PR**; **GR6- FV+ Ad + PR +**; **GR7- RF + FV**. After the sets were cut with a diamond disc double-sided on a lathe for cutting specific bodies-of - proof-shaped stick (CP) at the bonding interface of 1mm² was later submitted to microtensile test (μ TBS) in EMIC universal test machine at a speed of 1mm / s with load cell 50kgf. To determine the fracture, the adhesive interfaces were examined in a scanning electron microscope and the results submitted to analysis of variance one-factor ANOVA and Tukey test for comparison of means ($\alpha = 5\%$). **RESULTS:** Mean (MPa) and standard deviation for μ TBS were Gr1-22.4 (13.4); Gr2-3.9 (4.2); Gr3-17.2 (7.7); GR4-12, 6 (6.9); GR5-6.4 (5.5); GR6-7.8 (9.7); GR7-12, 1 (10.9). Statistical analysis found significant differences between groups. **CONCLUSION:** CONCLUSION: There was a statistically significant difference ($p < 0.05$) in bond strength between splinting protocols evaluated, the larger value of bond strength was obtained by the filing of a control group (resin + adhesive) between the test groups, the highest average value of bond strength was obtained by the protocol of group 3 (composite resin + glass fiber + adhesive).

Keywords: Glass Fibers. Microtensile Test. Dental Splinting

1-INTRODUÇÃO

Introdução

No sistema estomatognático o mecanismo de transmissão e neutralização de forças oclusais é realizado essencialmente pelo osso alveolar, ligamento periodontal, cemento radicular, fibras gengivais, fluidos do ligamento periodontal e pela arquitetura das trabéculas ósseas, sendo que os mesmos reagem às forças se adaptando às tensões ou, quando ultrapassam sua tolerância, produzem reabsorção do osso alveolar, levando muitas vezes à mobilidade dentária. Para que haja equilíbrio na transmissão e neutralização de forças é necessário que haja uma estabilidade oclusal, permitindo assim, a manutenção da saúde dos elementos dentais e de suas estruturas de suporte em uma oclusão estável, funcional e confortável. (Goiris 1999).

Quando há uma mudança na direção das forças oclusais em relação ao periodonto de sustentação, a pressão e a tensão são reorientadas, buscando uma fisiologia normal do sistema. As estruturas de suporte periodontal estão dispostas de maneira a amortecer as forças oclusais incidentes no sentido axial, porém, quando a frequência e a intensidade de tais esforços excedem a capacidade adaptativa do periodonto, ou quando ocorre uma direção desfavorável das forças oclusais, estas se mostram danosas ao periodonto, instalando-se assim uma oclusão traumatogênica, (Goiris, Lascale e Moussali 1999).

A oclusão traumatogênica se diferencia do trauma oclusal por não ser a lesão propriamente dita, e sim a causa desta, porém ambas podem levar ao comprometimento irreversível do periodonto e induzir a uma mobilidade dos dentes, mesmo após a remoção do fator causal (trauma oclusal secundário). Quando isto ocorre de forma reversível (trauma oclusal primário), o periodonto volta ao seu estado de normalidade após a eliminação do fator causal, isto por não haver associação do trauma com a instalação da doença periodontal, sendo sua mobilidade de natureza transitória, Glickman (1990). Esta mobilidade dentária ocorrerá devido a um alargamento do ligamento periodontal e devido a perda dos tecidos de suporte. Uma das formas de redução da mobilidade ocorre por meio da união dos dentes com a utilização de uma esplintagem, (Andreasenjo 1981). Esta contenção promove a estabilização e, assim, evitando mudanças nos hábitos de mastigação, (Ebeleseder 1995).

A estabilização dos dentes na região anterior era realizada com a utilização de fios de aço torcidos em torno dos dentes e cobertos com resinas, já no arco

posterior, era realizada com canaletas preparadas nas superfícies oclusais dos dentes, e em seguida barras ou fios grossos eram posicionados dentro destas canaletas e cobertos com resinas compostas. A colocação de fios, alfinetes, nylon e malha de aço inoxidável embutidos em resinas melhoravam algumas propriedades mecânicas, porém com a limitação de que esses materiais nunca foram quimicamente ligados à resina, induzindo o aparecimento de fraturas na mesma. Na tentativa de minimizar essas rupturas, um maior volume de resina composta era colocado, resultando em um sobrecontorno significativo da restauração, elevando assim a retenção de placa, aumento da dificuldade de higiene oral e periodontal e desconforto ao paciente. (Goldberg et al. 1992 e Miller 1993).

Com a associação das fibras com a resina, houve uma melhor interação desta com seu material de reforço, favorecendo as propriedades adesivas na interface. Pesquisas tem sido realizadas com estes materiais com resultados favoráveis quanto às propriedades físicas (Goldberg et al. 1992 e Miller 1993).

As fibras de vidro, carbono, aramida, boro, carbetto de silício, óxido de alumínio estão disponíveis para uso clínico quando há a finalidade de reforçar os compósitos restauradores. Atualmente, os tipos de fibras mais utilizadas são as de polietileno e vidro, (Rudo e Karbhari 1999, Portero et al. 2005).

Para o sucesso clínico das fibras de vidro ou de polietileno, há necessidade de se utilizar uma que apresente uma arquitetura satisfatória, isto resultará em um aumento da resistência e longevidade dos compósitos reforçados. Podemos destacar ainda a maleabilidade destes produtos que facilita sua aplicação clínica, sua leveza e a ausência de oxidação como principais características favoráveis ao seu emprego clínico, (Felippe et al.2001)

As fibras associadas às resinas compostas vêm sendo cada vez mais utilizadas para esplintagem e estabilização dos elementos dentários resultantes da mobilidade. Esta fixação diminui a mobilidade, além de devolver a função mastigatória por meio de uma oclusão mais estável, possibilitando, assim, um ajuste oclusal satisfatório para o paciente, (Ianni 2005).

Desde a última década, as pesquisas vem suportando o uso dos esplintes periodontais como terapia recomendada para estabilizar os dentes com mobilidade, o que melhora, a longo prazo, o prognóstico. Os requisitos para uma contenção aceitável são: facilidade de confecção pela técnica direta (sem necessitar de procedimentos laboratoriais); passividade na sua instalação (sem provocar forças

sobre o dente); não haver contato com os tecidos gengivais; não interferir com a oclusão normal; ser facilmente higienizada e permitir uma boa higiene oral; não traumatizar o dente ou a gengiva durante a sua colocação; ser facilmente removida (Cohen et al.1995).

A esplintagem com a utilização das fibras possibilita um excelente resultado quando adequadamente planejada. Porém, é importante salientar que ainda não há um protocolo definido que indique o modo de utilização e de fixação das fibras com resina composta na estabilização da mobilidade. Sendo assim, faz-se necessário estabelecer um protocolo clínico para orientar os profissionais a realizar de modo efetivo uma esplintagem.

2-REVISÃO DE LITERATURA

2-REVISÃO DA LITERATURA

A mobilidade dentária é uma característica clínica decorrente de lesões traumáticas como luxações, subluxações, extrusões e por processos inflamatórios periodontais, sendo que nestes casos há uma necessidade de estabilizar os elementos dentários para que não ocorra um desequilíbrio oclusal, lançando mão de uma terapia corretiva denominada esplintagem. Os esplintes devem ser esteticamente e higienicamente aceitáveis, não devem interferir na oclusão do paciente e nem trazer um aumento do risco da proliferação de lesões cariosas e problemas periodontais, e, também, devem ser facilmente confeccionados em uma técnica direta, Andreasenjo (1981).

As fibras de vidro são constituídas por cerca de 60% de sílica (SiO_2), além de óxidos de cálcio, boro, sódio, alumínio e ferro, sendo estes em menores concentrações. A proporção de cada componente vai depender do tipo de fibra de vidro que se deseja. Fibras de vidro tipo E, as mais usadas, são boas isolantes elétricas, além de possuírem boa resistência mecânica e razoável módulo de elasticidade. As do tipo C têm excelente resistência à corrosão química e as do tipo S, com alta concentração de sílica, são capazes de suportar temperaturas mais altas que outros vidros. As fibras de vidro são isotrópicas, ou seja, seu módulo de elasticidade é o mesmo, quer as cargas sejam longitudinais ou perpendiculares a elas. Constam da década de 70 os primeiros relatos da produção de fibras de polietileno. Porém, foi a partir de meados da década de 80 que começou a ser produzida uma fibra de polietileno de ultra-alto peso molecular (UHMWPE – Ultra polietileno de alto peso molecular) chamada Spectra 900. São fibras extremamente leves, com boa resistência mecânica e elevado módulo de elasticidade. Todavia, seu uso é limitado a aplicações em baixas temperaturas, devido ao seu baixo ponto de fusão, Chawla (1987).

Goldberg. et al. (1992) relatou que as fibras são uma ótima opção de escolha quando as características estéticas são necessárias ou exigidas. As fibras de vidro ou de polietileno possuem translucidez ideal para uso protético, e podem se tornar imperceptíveis dentro da estrutura reforçada, o que, na verdade, é uma grande vantagem. As fibras pré-impregnadas utilizadas para reforço de próteses fixas têm mostrado um melhor desempenho do que as não-impregnadas. O BISGMA e TGDMA são os materiais mais utilizados pelos fabricantes para pré-impregnar as

fibras de reforço, envolvendo todo o material com uma matriz polimérica que tem a função de reforçar a estrutura da prótese, como também de oferecer rigidez embaixo da camada de resina. Essa matriz de BISGMA, envolvendo as fibras, facilita também o manuseio do material e a sua adaptação ao modelo, bem como à incorporação de resina na escultura da prótese. Outra aplicabilidade da fibra seria a confecção de contenções fixas estéticas, em substituição à barra em fio de aço colada na face lingual dos dentes anteriores inferiores, que normalmente se utiliza para contenção.

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, após define-se a espessura e o tamanho da fibra e o conjunto segue para o processo de pultrusão, momento em que são confeccionados os feixes de CRF (compósito reforçado com fibra). O processo de pultrusão consiste na injeção simultânea das fibras impregnadas juntamente com a resina polimérica através de uma secção esférica ou retangular. Análises metalográficas do compósito em cortes transversais são feitas com microscopia ótica e eletrônica e confirmaram a alta densidade de fibra. Assim a utilização das fibras na odontologia é considerada como uma alternativa viável. Portanto, um CRF necessita de suas propriedades clínicas aumentadas e o sistema deve ser de fácil aplicação. No entanto, as boas qualidades das fibras tais como, reforço mecânico, boa estética e compatibilidade biológica, estimulam novos estudos para reduzir a dificuldade da sua manipulação e comprovam a possibilidade da obtenção de um resultado clínico adequado, Goldberg e Burstone (1992).

Oikarinen et al. (1992) estudou a rigidez dos dentes tanto na posição horizontal quanto na posição vertical, utilizando sete tipos de esplintes dentais que serviriam para analisar as mobilidades dentárias utilizando dois instrumentos de medição. No total, 21 (vinte e uma) mandíbulas bovinas foram dissecadas, incluindo tecidos moles para realização dos experimentos em que se utilizaram as técnicas Fermit, fio flexível, Kevlar, Fibra Protemp, rígida fio metálico-compósito e esplintes Triade Gel. A rigidez média dos incisivos centrais no esplinte foi medida por meio do periodontometer Miihlemann (horizontal mobilidades mobilidade) e do Periotest (horizontal e vertical). Valores de mobilidade dos dentes antes dos esplintes foram utilizados como co-variáveis e os valores com os esplintes foram ilustrados como mobilidade ajustado. A significância estatística entre a rigidez dos diferentes esplintes foi analisada por um teste t pareado, quando se pôde constatar que os

esplintes mais rígidos, tanto na horizontal quanto na vertical, foram Tríade Gel, fio rígido e compósito, Protemp e Fermit esplinte. O esplinte Kevlar e Fibras permitiram mais movimentos no sentido horizontal. As demandas atuais para esplinte de dentes luxados são preenchidas com fio flexível composto e esplintes Protemp. Nos casos em esplintagem rígida, a fixação se mostra necessária utilizando-se fio rígido composto ou Tríade Gel.

Quando as próteses adesivas são reforçadas com fibras de alta densidade, geralmente há resultados satisfatórios no que diz respeito à retenção e à estabilidade. Os autores descrevem um estudo clínico em que um grupo de 12 (doze) pacientes receberam 14 (quatorze) restaurações simples com resinas reforçadas com fibras (CRF), sendo que estas restaurações representam um sistema puramente restaurador adesivo. Esse tipo de trabalho, além de ser reversível, reduz a remoção de tecido dentário durante o preparo a um custo laboratorial menor. As próteses fixas de resina laboratorial construídas sem fibras de reforço, em estudos laboratoriais, mostram-se extremamente frágeis devido à resistência diminuída dos dentes pilares. Deste modo, a falha nessas peças, na maioria das vezes, ocorre no local mais frágil. Quando as fibras de reforço são utilizadas em maior quantidade, a prótese pode não fraturar, em um primeiro momento, sob alto impacto ou estresse, pois as fibras unidas ao compósito promovem uma maior resistência e a deflexão contínua absorve a primeira carga aplicada, Altieri et al. (1994).

Em relação à direção, as fibras podem ser colocadas de maneira contínua dentro de um compósito, paralelas em uma única direção formando um laminado, serem arrançadas de forma tecida com fibras perpendiculares umas as outras, menos suscetível ao descolamento, porém, menos resistente e rígida, devido à falta de alinhamento. Outro modo de aplicação é dispersar as fibras cortadas em pequenos comprimentos aleatoriamente na matriz. Este modelo é usado extensivamente em aplicações de alto volume devido ao seu baixo custo, porém suas propriedades mecânicas são inferiores às das fibras contínuas. Compósitos híbridos consistem na distribuição de fibras contínuas juntamente com as aleatórias ou de diferentes tipos de fibras, Gibson (1994).

Sano et al. (1994), introduziram o ensaio de microtração, cujo permitia testar interfaces adesivas utilizando-se espécimes de dimensões reduzidas. O método

previa a execução de cortes perpendiculares entre si e no dente preparado, para confecção de corpos de prova em formato de palitos, com secção transversal aproximada de 1mm^2 . Os palitos posicionados e fixados por meio de cola a um dispositivo específico eram tracionados em máquina de testes universal, a uma velocidade de $0,5\text{ mm/min}$. Os valores de resistência adesiva eram calculados pela razão entre a carga necessária para ruptura do corpo-de-prova e a área de sua interface adesiva. Tornou-se possível com esse teste mapear diferentes regiões de um mesmo dente, como diferentes profundidades ou tipo de mineralização do tecido cariado ou sadio, o que seria ideal para avaliar a resistência adesiva, já que as diferenças regionais em dentina são maiores que as variações dente-dente, permitindo avaliar de forma mais pura a interface adesiva, na medida em que possibilita uma diminuição significativa do número de falhas coesivas e facilitando a análise das fraturas em microscopia eletrônica de varredura ou transmissão pela dimensão reduzida dos espécimes.

Della Bona e Van Noort (1995) realizaram estudo, para questionar a validade dos testes de cisalhamento em que era o mais utilizado para aferir a resistência de união. Os testes de cisalhamento foram realizados com três diferentes configurações e interface adesiva idêntica, em termos de geometria e área de superfície. As superfícies cerâmicas foram tratadas de forma idêntica à dos espécimes submetidos ao cisalhamento. Com os resultados, os autores mostraram que os testes de cisalhamento são muito sensíveis ao método de aplicação do adesivo e à configuração do teste, fatores que podem levar a uma interpretação errada dos dados. Os testes de cisalhamento foram conduzidos pela resistência do material da base, mais que da interface adesiva, o que foi comprovado pelo número de fraturas coesivas. Nos testes de tração, todas as fraturas ocorreram na interface adesiva independente do procedimento de adesão. Os autores concluíram que testes de cisalhamento são inadequados para medir a qualidade da interface adesiva cerâmica e compósito devendo ser substituído por outro mais adequado, como o teste de tração.

Bernd Heinz (1996) descreveu em seu estudo a utilidade dos esplintes como uma terapia corretiva que pode ser indicado para dentes que se apresentam com mobilidades moderadas ou acentuadas oriundas de traumas ou problemas periodontais, visando diminuir essas mobilidades e devolver a função a estes elementos. A contenção dos elementos dentários utilizando-se resina compostas

tem se apresentado como uma terapêutica simples e barata, fornecendo uma solução satisfatória para muitos pacientes que apresentam afetados por esta doença. A fabricação e as técnicas de colocação dos esplintes para as regiões anterior e posterior são variáveis, assim como as indicações adicionais para tanto, que são fabricados a partir de resina composta e feixes de fibras de vidro e polietileno.

As fibras de reforço atuam nas resinas compostas de maneira semelhante à uma armação metálica no concreto. Uma ampla estrutura de resina necessita de reforço em seu interior e este reforço pode ser feito tanto com metal quanto com materiais que permitam o aumento das propriedades mecânicas e físicas, como as fibras. Quando uma fibra é colocada perpendicularmente à direção de propagação de uma trinca, é capaz de impedir seu progresso desencadeando um aumento na resistência estrutural. Esse fator pode levar à delaminação da fibra, ou seja, levar à separação entre ela e a matriz, ou, se a adesão fibra-matriz for maior que a resistência coesiva da fibra, ocorrerá fratura desta, Vallittu e Katja (1997).

Versluis et al. (1997) discutiram as razões da incidência de falhas do tipo coesiva em dentina nos ensaios de cisalhamento. Para tanto, desenvolveram um modelo experimental teórico (elemento finito) que permitiu classificar quantitativamente e qualitativamente as tensões na interface adesiva entre dentina-adesivo e resina composta. Este modelo virtual foi comparado com um experimento paralelo de resistência da união ao cisalhamento, analisando também o modo de fratura. No cruzamento dos resultados obtidos nos experimentos, foi confirmado que as fraturas coesivas em dentina aconteceram em decorrência da biomecânica do teste, que desenvolve tensões não uniformes na interface. A simulação indicou que os valores de resistência ao cisalhamento podem não representar a real união, pois, parecem estar governados mais em função da resistência coesiva da dentina que da união adesiva.

Vallittu (1997) em relação ao modo de impregnação, afirma que as fibras pré-impregnadas têm como grande vantagem uma impregnação homogênea das tiras, um menor número de passos para o operador e uma boa consistência de manuseio, não havendo, no entanto, liberdade para escolha do agente de molhamento. Neste caso, porém, é possível que o operador selecione o adesivo utilizado para impregnação. As fibras de polietileno, por exemplo, são sensíveis ao ambiente e

correm riscos de contaminação durante sua manipulação, o que deve ser realizado da forma mais cautelosa possível, com luvas de algodão e tesoura adequada.

Samadzadeh et al. (1997) avaliou o efeito das fibras trançadas de polietileno (Ribbond) com e sem dois tipos de reforço na resistência à fratura. O primeiro reforço foi o PMMA (polimetil-metacrilato) e o segundo Provipont DC (uma resina de dupla presa). Um elastômero siloxano polivinílico foi usado para fabricar três unidades posteriores de próteses provisórias sobre um aço inoxidável com dois pilares de 22 milímetros de distância. O reforço dos grupos foram fabricados pela aposição de 3 milímetros de largura de fibras tratada com monômero de metacrilato de metila ou poliisocianato (parte ativador da Provipont DC) sobre a superfície oclusal dos pilares. Os materiais foram misturados, de acordo com as especificações dos fabricantes, e colocados no modelo. O modelo foi pressionado e a polimerização completa do material ocorreu pela luz (Provipont CC) ou pela autopolimerização (PMMA). Os espécimes foram divididos em 4 grupos de 10 espécimes (reforçado Provipont DC; B, unreinforced Provipont DC; C, reforçada PMMA; e D, unreinforced PMMA). Uma força central compressiva foi exercida sobre a amostra para determinar a carga de fratura das restaurações. Os autores concluíram que as fibras de polietileno tratadas e reforçadas com PMMA não mostraram aumento significativo na força de fratura quando comparadas com as fibras sem reforço. O reforço da resina de dupla presa revelou uma resistência à fratura significativamente mais alta quando comparada com as fibras sem reforço de resina e de PMMA nas restaurações.

Segundo Karmaker et al. (1997) na Odontologia, as fibras de vidro têm sido utilizadas na Periodontia e Prótese, possuindo como principais aplicações clínicas a confecção de prótese fixa com dentes naturais, de resina ou de porcelana, prótese adesiva, esplintagens, ferulizações, núcleos intrarradiculares, reforço de dentaduras, restaurações extensas, laminados de resina, recuperação de raízes fraturadas. Na Ortodontia, as fibras de vidro vêm sendo utilizadas inicialmente de forma tradicional e restrita, como esplintagem e contenção do segmento ântero inferior.

Em relação à arquitetura, as fibras podem ser unidirecionais, perpendiculares entre si, como um tecido ou malha, ou trançadas. As fibras unidirecionais posicionam-se todas na mesma direção e tendem a apresentar alta resistência flexural, propriedade fundamental na construção de subestruturas de próteses parciais fixas. As fibras perpendiculares e as trançadas têm a característica de prevenir o esfiapamento, além de resistir a cargas vindas de diversas direções, já

que a maioria das fibras possui diferentes propriedades dependendo da direção da carga que elas recebem , Dental Advisor (1998).

Goldberg et al. (1998) concluíram que compósitos reforçados com fibras unidirecionais e pré-impregnadas são capazes de suportar duas a três vezes mais carga e exibem módulo flexural quase 10 vezes superior ao de compósitos reforçados por fibras tecidas e impregnadas manualmente. Os compósitos reforçados por fibras de vidro apresentaram propriedades mecânicas bem superiores aos por fibras de polietileno, apesar das frações volumétricas serem praticamente as mesmas.

Phrukkanon.et al. (1998) avaliaram a influência da forma (cilíndrica ou retangular) e a extensão da área da superfície de união, sobre a resistência a microtração. Com bases nos resultados concluíram que não houve diferença entre os espécimes de secção cilíndrica ou retangular, enquanto, a extensão da área de união ($3,1\text{mm}^2$ ou $1,1\text{mm}^2$) produziu diferenças significativas nos valores de adesão. Afirmaram ainda, que a utilização em pequenas áreas de superfície, produzem valores de resistência de união maiores que aqueles que usam grandes áreas de união, devido aos poucos defeitos que existem em espécimes de menor área.

Goldberg e Freilich (1999) ao longo de seu estudo constataram que as fixações dentárias têm sido utilizadas por muitos anos, para estabilizar dentes com hiper mobilidade e outras indicações terapêuticas, como nas retenções ortodônticas. Estes esplintes ou retentores têm sido realizados com uma grande variedade de materiais, incluindo fio de aço envolvido por amálgama, fio de aço, malha de aço, malha de fibras associada em compósito restauradores e compósitos restauradores sem reforço. Os autores citam para fins de comparação, que as resinas compostas com partículas de quartzo ou vidro apresentam uma resistência flexural transversa de aproximadamente 135MPa e que as fibras previamente impregnadas estão disponíveis em um variado número de formas, incluindo a forma da malha das fibras de vidro (Glasspan), das fibras de polietileno (Connect), das fibras de polietileno trançadas (Ribbond), em que os sistemas pré-impregnados seriam preferíveis, pois, eliminaram passos clínicos e as propriedades flexurais seriam maiores devido ao maior conteúdo de fibra alcançável no processo de fabricação. Nas fibras inicialmente desenvolvidas, uma matriz reforçada com policarbonato com fibras de vidro unidirecional foi desenvolvida, buscando valores maiores de resistência, mas, embora o policarbonato ter demonstrado alta resistência e muitas outras excelentes

propriedades mecânicas, este exibiu características de manuseio indesejáveis, uma aparência opaca e sem boa união ao esmalte e compósitos. Os sistemas atuais são sistemas a base de BIS-GMA fotoativáveis, possuindo fácil manuseio e altas propriedades mecânicas, elevando em até sete vezes a resistência e a rigidez dos compósitos particulados. Estas novas formulações apresentam propriedades ópticas desejáveis e permite uma espessura de 0,5mm nos esplintes. Os autores recomendaram que embora cada um destes materiais pudessem ser usado para todas as situações de fixação, a arquitetura de fibras multidirecional (Splint It e Ribbond) é, provavelmente, a mais fácil de utilizar. Os. Os fatores que geralmente influenciam as propriedades de uma CRF (compósito reforçado com fibra) são: propriedades das fibras e/ou propriedades da matriz, impregnação das fibras com resina de adesão da fibra à matriz, quantidade de fibras, direção das fibras e localização das fibras. A qualidade do CRF é de grande importância, e o profissional deve ser cuidadoso para alcançar o sucesso clínico destas por ser especialmente importante, uma vez que o sistema mastigatório produz esforços cíclicos na estrutura dentária. Procura-se, desta maneira, uma adequada resistência mecânica dinâmica e não apenas estática. Uma ótima impregnação das fibras com a resina é fundamental para o sucesso clínico. Entre as vantagens da pré-impregnação podem ser detectadas: a maior facilidade de manipulação da fibra devido à diminuição da memória elástica; a eliminação do desfiamento da fibra durante a manipulação; uma maior quantidade de fibra de reforço na matriz resultando em CRF mais resistente; uma melhor penetração da matriz às fibras resultando em uma melhor adesão após a polimerização. Outro fator importante a salientar é a adesão da cobertura estética do CRF com resina composta possuindo importante papel na longevidade da restauração. A adesão interna do CRF influencia a resistência coesiva do CRF e está baseada na união das fibras à matriz polimérica.

Os resultados do teste de cisalhamento em relação ao teste de microtração são influenciados pelos padrões de distribuição não uniforme, pela tensão aplicada, com concentrações de tensões em certos locais nos espécimes. Por outro lado, como o corpo-de-prova do teste de microtração possui dimensões diminutas na interface de união, reduzem o número destes defeitos resultando em uma distribuição mais uniforme das tensões aplicadas. Os autores citaram neste estudo o ensaio de microtração como sendo uma metodologia que induziria menor quantidade de estresse durante os testes, evitando assim as fraturas coesivas, além

de ser um ensaio que apresentaria níveis de variância menores (10% a 25%) do que os comumente encontrados em ensaios convencionais de resistência adesiva (30% a 50%). Importante frizar que nessa revisão, os autores mostraram o corte dos corpo-de-prova em fatias que depois são rotacionadas em 90° e cortados em palitos. Eles observaram que o uso de palitos para os ensaios de microtração foi muito adequado, uma vez que a indução de estresse na interface adesiva durante a preparação dos corpos-de-prova neste formato foi muito reduzida. Dessa forma, a utilização do ensaio de microtração permitiu a mensuração de forças adesivas de materiais que possuíam capacidade adesiva relativamente baixa. Comentaram ainda que foi possível medir por essa técnica forças adesivas menores que 5 MPa e concluíram que o ensaio de microtração oferecia uma versatilidade que não podia ser alcançada em ensaios convencionais de resistência adesiva, Pashley et al. (1999).

Rosentritt et al. (1999) avaliaram a combinação das 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 sendo fabricadas com design experimental e cimentadas de forma adesiva em dentes molares. Após ciclagem mecânica e térmica em um ambiente artificial, a resistência à fratura e a adaptação marginal foram determinadas utilizando próteses fixas em resinas reforçadas com fibra usadas como controle. A maior resistência de união foi obtida usando condicionamento em combinação com técnicas de cimentação adesiva. Valores médios de fratura foram 575N para as próteses de três elementos e 876N para as próteses de quatro elementos. Mais de 85% das próteses mostraram margens perfeitas enquanto 15% destas mostraram falhas marginais depois da ciclagem térmica e mecânica. Os autores concluíram que a técnica híbrida pode representar um interessante procedimento necessitando de maiores investigações para aplicação clínica.

Behr et al. (2000) estudaram as propriedades flexurais de compósitos reforçados com fibra usando processo de adaptação por vácuo/pressão manual, no qual se investigou a influência do conteúdo de fibra e armazenagem em água na resistência flexural de prismas feitos com dois compósitos reforçados por fibra, utilizando os sistemas Vectris e FibreKor. Realizou-se o método de adaptação manual (FibreKor 30 amostras) e um processo de vácuo/pressão (Vectris 30

amostras), além de serem comparados usando prismas de 25 X 4 X 2 mm³. Um grupo do Vectris e FibreKor (10 amostras) foi armazenado em água por 24 horas, um segundo grupo foi termociclado com ciclos de 6000 vezes com temperatura de 5°/55°C, e um terceiro grupo foi armazenado em água por 30 dias à 37°C. Todos os prismas foram testados até a fratura, usando-se, para tanto, o teste de resistência à fratura de três pontos, quando a resistência flexural foi calculada, e, finalmente, o volume percentual de fibra (vol%) determinado. No geral, a resistência flexural diminuiu significativamente com o aumento do tempo de armazenagem, independentemente da fibra e do sistema de fabricação utilizados. Com os parâmetros de 24h a 30 dias, a média na resistência flexural para os prismas de Vectris foi 618/579/545 N/mm², e de FibreKor foi 585/534/499 N/mm². O conteúdo de fibra do Vectris foi determinado em 28,1 vol% e 12,8 vol% para os prismas de FibreKor. Após 24 horas de armazenagem em água, os prismas de Vectris e FibreKor apresentaram um valor estatisticamente maior na resistência flexural do que após 30 dias de armazenagem em água. Os fatores que afetam a resistência do compósito reforçado por fibra são: orientação das fibras, quantia de fibras, impregnação da fibra com a matriz resinosa, adesão da fibra à matriz e propriedades da fibra VS e propriedades da matriz. O processo de fabricação de vácuo/pressão e contraste com a adaptação manual resultou em um aumento significativo no conteúdo de fibras, mas não necessariamente levou a um aumento da resistência flexural. Não apenas o conteúdo de fibra, mas também a composição da matriz, assim como a união das fibras a matriz, determinaram as propriedades das resinas compostas reforçadas por fibras.

De acordo com Brown (2000) a demora da utilização das fibras como um recurso na melhoria das propriedades físicas e mecânicas de materiais odontológicos ocorreu devido às dificuldades clínicas e laboratoriais de sua aplicação, à falta de um cálculo preciso do volume de fibras para a estrutura projetada de resina e ao deficiente molhamento da estrutura fibrilar pela matriz resinosa. Relatou, também, as aplicações atuais das fibras de reforço incluindo as técnicas de espiantagens reforçando compósitos, reforço de bases de dentaduras e o uso contemporâneo das fibras em próteses parciais fixas. O autor ressalta, ainda, a importância do molhamento completo das fibras com a resina.

As duas principais propriedades mecânicas de um compósito reforçado por fibra usado para fabricar uma prótese parcial fixa são a resistência e a rigidez. A

rigidez está diretamente relacionada ao módulo de elasticidade do material compósito, e juntamente com a resistência depende das propriedades individuais da fibra e da matriz, assim como da fração volumétrica de ambos. Como habitualmente as propriedades da fibra são superiores às da matriz, logo, é a fração volumétrica da fibra que governará o comportamento do compósito. Sabe-se, porém, que devido à necessidade de todas as fibras estarem totalmente impregnadas, que se utiliza, usualmente, concentrações não superiores a 50%. Os objetivos visados na fabricação de subestruturas em compósitos com fibras são, enfim: incorporar suficiente quantidade de reforço fibroso com ausência de bolhas e assegurar uma forte união entre as camadas de fibras e entre essa subestrutura e o compósito externo. Outro fator de suma importância é a obrigatoriedade de uma boa união entre a fibra e a matriz, dois métodos de impregnação foram desenvolvidos: a aplicação manual de fluida, com ou sem partículas, sobre as fibras, facilitando seu molhamento pela matriz ou a utilização de fibras pré-impregnadas industrialmente, Freilich et al. (2000).

A utilização de fibras para melhorar as propriedades mecânicas de materiais poliméricos e compósitos é conhecida, há muitos anos, além disso, a possibilidade de trabalhar com cimentação adesiva permitem que se executem preparos dentais mais conservadores, preservando áreas saudáveis, como é o caso de dentes que apresentam pequenas ou nenhuma restauração, já que a retenção mecânica da prótese não é o fator fundamental para o sucesso. O reforço fibroso tem como função principal a criação de um material que possa resistir bem às tensões recebidas em múltiplas direções, mantendo, porém, alguma flexibilidade, o que não o deixará tão frágil, como ocorre com a porcelana dental, uma vez que estudos mostram que as primeiras aplicações odontológicas falharam devido ao baixo conteúdo de fibras (10% comparado aos atuais 40 a 70%) e a pobre ligação entre a fibra e a matriz de resina, em virtude de um grau de molhamento insuficiente do componente de reforço, Giordano (2000).

Kallio et al. (2000) determinaram a resistência de união entre diferentes compósitos reforçados por fibras e resinas compostas fotopolimerizáveis. Um total de 180 espécimes foi confeccionado com oito tipos de substratos de compósitos reforçados por fibras e quatro tipos de substratos de resinas compostas fotopolimerizáveis e, ainda, divididos em 36 diferentes grupos. As superfícies dos substratos foram desgastadas com lixa de carbetto de silício com granulação 1200

antes da adição da resina composta. A resistência de união ao cisalhamento foi determinada para amostras sem o uso de uma resina intermediária, para amostras com o uso de uma resina intermediária e para amostras com resina intermediária e termociclagem. A rugosidade superficial do substrato foi medida com um perfilômetro antes da adição da resina composta sobre o substrato. Foram utilizados no estudo as fibras Stick, Stick Net, FibreKor, Vectris Frame, Vectris Pontic e DC Tell. As resinas utilizadas foram: Sculpture Dentin, Targis Base, Sinfony Dentin e Z-100. A análise de variância (ANOVA) revelou diferenças estatisticamente significantes ($p < 0,001$), relacionado com o tipo de substrato a resina composta intermediária e a termociclagem. O maior valor de resistência de união ao cisalhamento para o substrato reforçado por resina foi com a combinação Stick Net / Z-100 e para a combinação de substratos de resina composta Sinfony/Sinfony. A rugosidade superficial variou de $0,10\mu\text{m}$ do Targis para $0,50\mu\text{m}$ do Vectris Pontic. A rugosidade superficial observada não influenciou na resistência de união ao cisalhamento para resina composta de reparo, para resina composta reforçada por fibra e para resina composta fotopolimerizável. Os mais altos valores de resistência de união foram relacionados com materiais específicos e resinas de reparo usados. Em alguns casos, os materiais utilizados apresentaram um desempenho melhor sem o uso de resina de reparo intermediária.

Paul Van Wijlen (2000) apresenta novas modificações à técnica clínica de fabricação de pontes com resinas reforçadas com fibras de polietileno. As modificações fornecem um método simples para criar uma melhor relação entre o pântico-rebordo e, ainda, melhorar a estética global, promovendo uma intervenção periodontal relativamente conservadora. Esses refinamentos são projetados para aumentar a resistência estrutural, retentiva e estabelecer uma relação mais íntima entre o pântico e os elementos adjacentes, facilitando a higiene bucal e melhorando a estética. As vantagens potenciais e o sucesso clínico precoce da técnica de resina direta reforçada com fibra exigem uma análise em profundidade das propriedades físicas dos compósitos reforçados em contato com as estruturas biológicas, seguido de ensaios clínicos abrangentes destinados a estabelecer a eficácia desta terapia restauradora a longo prazo, além de ser necessários mais estudos para a formulação de diretrizes objetivas para seleção dos casos e indicações.

Nohrström et al. (2000) fabricaram um suporte em cobre/alumínio preparado para prótese fixa com preparo para coroa total. Nos espaços edêntulos de 10mm,

17mm ou 19mm foram construídas próteses fixas para simulação de esforços mastigatórios. Diferentes quantidades de fibras foram usadas e inseridas em diversas posições na estrutura da prótese fixa (FPD). As próteses foram inseridas nos suportes metálicos e submetidas a esforço com indentador esférico de 6mm de diâmetro na região central do espaço edêntulo. A resistência à fratura das próteses sem reforço foi de 372 a 1061N e nas reforçadas com fibra de vidro foi de 508 a 1297N. A capacidade de reforço da fibra depende da orientação das fibras, da adesão da matriz à fibra e da impregnação da fibra com a matriz. Em função da boa adesão ao PMMA e da boa estética, a fibra de vidro tem aplicabilidade em prótese parcial temporária. Quando o espaço edêntulo é maior na FPD, o estresse no pântico e no conector aumenta e, assim, o reforço é mais evidente nos espaços maiores. A posição do reforço também teve influência na resistência da FPD uma vez que a fadiga do material é a principal causa de fraturas em FPD. Estudos *in vitro* induzem à fadiga por termociclagem e/ou por aparelho de fadiga. Um efetivo reforço da fibra de vidro foi mais evidente em espaços edêntulos maiores. Cargas oclusais repetidas podem ter grandes influências nos valores de resistência à fratura da FPD.

Na área de Odontologia, os compósitos reforçados por fibras encontram aplicação em coroas unitárias, próteses parciais fixas anteriores e posteriores, substituição imediata de dentes ausentes, pinos intracoronários e elementos de união de dentes com mobilidade (esplinte periodontal). Propriedades não-corrosivas, translucidez, boas propriedades adesivas e facilidade de reparo são aspectos importantes que fazem dos compósitos reforçados por fibras materiais vantajosos se comparados aos metais. Os dentes ao receberem qualquer tipo de carga sofrem um pequeno movimento fisiológico, o que gera tensões na interface entre a subestrutura e o cimento de união da prótese ao dente. Essas tensões repetidas irão predispor falhas por fadiga dessa união. Em comparação às subestruturas metálicas, as confeccionadas em compósitos e fibras têm um grande ponto a seu favor: possuem menor módulo de elasticidade, diminuindo, assim, o nível de tensões na interface de união, Vallittu e Sevelius (2000).

Bae et al. (2001) analisaram por meio de ensaio de resistência à flexão, sistemas compósitos dentais reforçados por fibras de polietileno (Ribbond), vidro (GlasSpan, FibreKor e Vectris) e poliaramida (Fibreflex). Concluíram que os compósitos reforçados com Ribbond, GlasSpan e FibreKor tiveram aumentadas em mais de duas vezes seu limite de escoamento, que é a capacidade do material lidar

com tensões mecânicas sem sofrer deformação permanente. No caso da resistência flexural máxima, as fibras unidirecionais (FibreKor e Fibreflex) e trançadas (GlasSpan) foram as mais efetivas. Para os autores, em um teste de flexão de três pontos, como as cargas são aplicadas em somente uma direção, é natural que as fibras unidirecionais perpendiculares à carga sejam superiores às fibras com outro direcionamento.

Bottino et al. (2001) avaliaram as propriedades mecânicas de duas resinas compostas Charisma (Heraeus Kulzer, Alemanha) e Permalute (Ultradent Products Inc.) e verificaram a influência da adição de uma fibra (Ribbond, Ribbond Inc.) na resistência à flexão das duas resinas. Foram preparados 52 corpos-de-prova num dispositivo de aço inoxidável com base retangular sobre a qual é parafusada uma placa também em aço inoxidável com nove espaços usinados medindo 15mm de comprimento, 2mm de largura e 1mm de espessura, sobre estes se aplicou as resinas compostas associadas ou não às fibras. Os corpos-de-prova foram divididos em quatro grupos (n=13), sendo o Grupo I somente de resina composta Charisma; Grupo II de resina Charisma + Ribbond; Grupo III somente de resina Permalute e Grupo IV de resina Permalute + Ribbond. As amostras foram submetidas ao ensaio de compressão de três pontos para verificar a resistência flexural em um aparelho MTS-810 até a ruptura das mesmas e, então, avaliadas sob microscopia eletrônica de varredura. Os dados foram submetidos aos testes paramétricos 1-way ANOVA, análise de variância e comparação Múltipla de Tukey (5%), após os testes de homogeneidade de variância, testes de Levene, sob nível de significância de 5%. As amostras do Grupo I obtiveram média de 164,71 MPa (d.p. = 21,49 por cento); para o Grupo II, a média de ruptura foi de 292,28 MPa (d.p. = 34,24 por cento); para o Grupo III a média foi de 106,50 MPa (d.p. = 24,02 por cento) e para o Grupo IV os valores médios foram 61,70 MPa (d.p. = 24,92 por cento). Os resultados demonstram que a adição de fibras entrelaçadas aumentou consideravelmente a resistência à flexão, sendo melhor para Charisma + Ribbond do que Permalute + Ribbond. Para as regiões fraturadas empregou-se análise em M.E.V. Concluímos que não ocorreu reação química entre as resinas compostas e as fibras, embora não apresentassem completa separação entre a matriz e as fibras.

Ellakwa et al. (2001) avaliaram a influência da inserção e do posicionamento das fibras de ultra-alto peso molecular de polietileno (Connect/Kerr) na eficácia no

que diz respeito a resistência de próteses de três elementos em resinas reforçadas por fibras . Quatro grupos (dez amostras por grupo) de Herculite XRV cor A3 foram preparados para resistência e módulo flexurais, com fotopolimerizações de 60 segundo em três regiões do corpo-de-prova. Dois grupos controle foram confeccionados em uso de fibras. Metade dos grupos das amostras foi armazenada em água destilada e a outra metade em ambiente seco, ambas a 37 °C por duas semanas antes do uso. Os resultados mostraram que o uso de fibras aumentaram significativamente a resistência em comparação às resinas não reforçadas, sendo que o modo de falha diferiu em dependência do posicionamento da fibra. A microscopia eletrônica de varredura revelou que a colocação da fibra levemente afastada do lado de tração favoreceu a quebra e a propagação do crack, enquanto o posicionamento mais próximo à área de tração ofereceu uma maior resistência. Não houve diferenças entre os grupos mantidos em água destilada e aqueles mantidos a seco.

As fibras de reforço, de acordo com Felipe et al. (2001) se apresentam sob a forma de fitas ou cordões maleáveis, possuindo como vantagens a alta resistência quando agrupados, a translucidez, em certos casos a transparência, a grande maleabilidade dos produtos facilitando sua aplicação clínica, a leveza e a ausência de oxidação quando comparadas com as estruturas metálicas. Em alguns casos as fibras podem ser incorporadas às resinas para melhorar sua consistência e facilitar assim o seu uso. As fibras distribuem e dissipam a força na estrutura na qual foi incorporada, diminuindo e homogeneizando a tensão transmitida aos apoios, e, também, pode servir como transmissores ópticos dentro de uma estrutura, conduzindo luz o que as torna muito vantajosas na confecção de núcleos intraradiculares. As principais indicações para o uso de fibras, de acordo como autor, são: núcleos de preenchimento direto, núcleos de preenchimento indireto, ferulização periodontal, ferulização ortodôntica, prótese adesiva direta e indireta, provisórios acrílicos extensos, reparo de prótese total e prótese parcial removível, coroa pura de resina composta, prótese fixa de resina composta, amplas restaurações de resina composta, resinas compostas com fibras na sua composição, diversas situações emergenciais do consultório, estruturas de próteses fixas.

Thomas e Strassler (2001) constataram que dentes com problemas periodontais se apresentam comprometidos com perda de inserção e altura óssea,

além de elevados níveis de mobilidade. Pesquisas recente suportam a utilização de estabilização dentária por meio de contenções ou esplintagens melhorando assim o prognóstico desta patologia. Há três principais indicações para esplintagem de dentes periodontalmente envolvidos: trauma oclusal primário trauma oclusal secundário, mobilidade progressiva e a migração ou dor em função. Nos últimos anos, esplintes conservadores envolvendo o uso de fibras de reforço têm sido bem-aceitos na odontologia. Um ponto negativo à associação com o uso de fibra com resina composta aplicada diretamente na contenção periodontal é o excesso de resina que flui para os espaços interproximais gengivais, visto que este excesso é de difícil remoção após a sua fotoativação. O objetivo deste estudo foi propor uma técnica para minimizar os excessos e viabilizar a limpeza da resina composta ao colocar as fibras ligando-as diretamente as contenções. A técnica envolve a utilização de um material de moldagem elastoméricos colocado nos espaços entre os dentes abaixo da área de contato. Então, podemos concluir que, quando se utiliza a técnica com material de moldagem elastoméricos, durante a colocação de uma fita de fibra reforçando a resina, o profissional necessita realizar apenas um acabamento mínimo e um polimento do excesso de resina composta nos espaços gengivais, conferindo conforto ao paciente.

Thomas et al. (2001) observaram que o uso contínuo da contenção conservadora envolvendo as fibras entrelaçadas de reforço tem sido descrito em vários trabalhos da literatura tornando-se uma técnica bem aceita, porém, observaram um problema associado ao uso das fibras de reforço com resina aplicada diretamente na contenção periodontal, em que se observou que o excesso de resina composta que flui nos espaços interproximais dificultou a higienização do paciente, sendo que o objetivo desse estudo é propor uma técnica de contenção para diminuir os excessos de resina composta na confecção direta da contenção com fibras de reforço e resina. A técnica envolve o uso de um material elastomérico de impressão colocado nos espaços entre os dentes, abaixo da área de contato. É necessário que os dentes sejam condicionados por ácido antes dessa técnica de bloqueio ser usada. Foi utilizado um isolamento do campo com rolos de algodão e, após determinada a largura e comprimento da tira de reforço, cortou-se a fibra necessária para a contenção e executou-se a limpeza das superfícies dentárias usando pedra-pomes e taças de borracha para profilaxia. As superfícies

interproximais foram limpas com tiras de lixa de acabamento ou tiras abrasivas diamantadas. Os dentes foram condicionados com ácido fosfórico por 30 segundos, lavados com água corrente e, depois, secos. O material de impressão elastomérico polisiloxano foi então injetado nos espaços interproximais abaixo das áreas de contatos proximais com uma pistola automix. Os materiais médios de impressão de poliéster também funcionam bem. Em ambos os casos, o material de impressão estará completamente fixado em quatro minutos. Qualquer que seja o material de impressão selecionado é importante que o dente seja condicionado e seco antes que o material de bloqueio seja colocado, para evitar a umidade que pode contaminar o procedimento de união. É necessário que o clínico execute um acabamento e um polimento mínimo dos excessos da resina composta nos espaços interproximais, significando para o paciente uma menor sensibilidade radicular durante a fase de acabamento do procedimento, e para o clínico, menor tempo de trabalho. Outro benefício dessa técnica é que a rigidez do material de impressão estabiliza os dentes a serem esplintados durante o procedimento restaurador.

Novos materiais restauradores estéticos têm surgido, com modificações de suas propriedades físicas e mecânicas, na tentativa de suportar e dissipar melhor o estresse, minimizando os esforços gerados sobre a linha de união entre os materiais, que merecem destaque as resinas flow, cujo emprego associado a resinas compostas convencionais, resinas condensáveis, cerômeros e ormoceros traria benefícios para as restaurações estéticas de dentes anteriores e posteriores, onde de acordo com os fabricantes, as resinas flow apresentam menor concentração de carga, ótimo escoamento e baixo módulo de elasticidade, o que, teoricamente, suportaria e dissiparia melhor o estresse gerado por tensões térmicas e mastigatórias, diminuindo as microfraturas causadas na linha de união e favorecendo o vedamento marginal. Claudio Heliomar et al. (2002).

As fibras de reforço têm sido discutidas na literatura odontológica desde 1960, embora já a partir de 1980 foram reconhecidas para o uso clínico. Entre suas vantagens, apresentam procedimentos atrativos para restauração de espaços protéticos associadas a materiais resinosos, pois apresentam boas propriedades físicas, estéticas e duráveis, Cho et al. (2002).

Ellakwa et al. (2002), Em recente estudo utilizando fibras de polietileno, avaliaram a influência de sete agentes de união comercialmente disponíveis nas

propriedades flexurais de um compósito reforçado por fibra (CRF) de polietileno de ultra-alto peso molecular (UHMWPE) em nove grupos (n=10) de amostras para teste flexural (25 X 2 X 2 mm). O compósito utilizado foi o Solidex com a fibra Connect com 2 mm de largura. Os grupos e os resultados da resistência flexural e módulo flexural foram: Prime/Bond NT 203 MPa e 4.7 GPa, Prime/Bond 2.1 195 MPa e 4,6 GPa, One-Step 206 MPa e 4,9GPa, DE Bonding resin 266 MPa e 5,1 GPa, XR Bonding 204 MPa e 4,5 GPa, Optibond solo 208MPa e 4,7 GPa, Kolor plus 265 MPa e 5,3 GPa, Silano + Kolor Plus 169 MPa e 5,1 GPa, fibra e compósito sem agente de união 75 MPa e 3 GPa, somente compósito 66 MPa e 4,9 GPa. As amostras foram armazenadas em meio úmido por 24 horas a 37°C antes da medição da resistência flexural e módulo de elasticidade com um teste de três pontos com velocidade de carregamento de 1 mm/min. Microscopias eletrônicas de varredura foram aplicadas para avaliar a interface fibra-resina das amostras representativas. A média da resistência flexural dos grupos testados impregnados pelo agente de união variou de 169 a 266 MPa. A análise estatística da resistência flexural usando a ANOVA de um fator revelou diferenças estatisticamente significantes ($p < 0.05$) entre os grupos. O pré-tratamento com silano na fibra UHMWPE antes da impregnação com o agente de união reduziu significativamente a resistência flexural ($p < 0.05$).

As fibras atuam como um reforço interno reduzindo a deformação e dissipando a propagação de trincas e microfraturas durante a fadiga da restauração. O conjunto de fibras mais resina recebe a denominação de CRF (compósito reforçado com fibra) e sua resistência flexural alcança valores entre 800 a 1.000 MPa, o que permite repor um elemento dental com preparos conservadores dos dentes pilares. Neste estudo, propuseram dois modelos de distribuição de fibras: o primeiro, constando apenas de uma única barra de um compósito reforçado por fibra unindo os dois dentes de apoio (modelo de baixo volume) e o segundo, semelhante ao primeiro, porém, com adição de uma maior quantidade de compósito com fibra na área do elemento ausente (pôntico), perpendicularmente à barra inicial, fornecendo uma base de suporte mais ampla para o compósito externo (modelo de alto volume). Os autores verificaram que o modelo de baixo volume apresentou taxa de sobrevivência clínica de 62%, ao passo que o de alto volume alcançou 95% de sucesso clínico, ambos em quase 4 anos de avaliação, provando que há uma clara associação do modo de distribuição das fibras na subestrutura com a permanência em função do trabalho na boca, Freilich et al. (2002).

Lassila, Nohrström e Vallittu (2002) estudaram a influência do armazenamento a curto prazo em água nas propriedades flexurais de compósitos reforçados por fibra de vidro unidirecional com matrizes poliméricas de diferentes propriedades de absorção de água, sendo utilizados três marcas comerciais de resinas a base de diacrilatos (Sinfony Activator, Triad Gel e Adesivo Scotchbond Multiuso 3) como matriz polimérica para a fibra de reforço de fibra de vidro e pré-impregnada com polimetilmetacrilato (Stick). Seis amostras foram confeccionadas para cada um dos seguintes grupos: Sinfony Activator (n=30) com percentual de fibra de 0,12, 23, 36 e 45%, triad gel (n=30) com os mesmo percentuais, e Scotchbond Multiuso (n=30) também com os mesmos percentuais. As amostras foram testadas quanto à resistência flexural de três pontos e quanto à absorção de água. Os valores médios de resistência flexural e absorção de água foram analisados estatisticamente com ANOVA ao nível de significância de 1%. A resistência flexural das amostras com 45% em volume de fibras de vidro tipo E variaram de 759 a 916 MPa na condição seca. As amostras armazenadas em água apresentaram resistência flexural entre 420-607 MPa. A análise estatística ANOVA revelou que o percentual de volume de fibra e a absorção de água da matriz polimérica apresentou um efeito significativo ($p < 0.001$) nas propriedades flexurais. A desidratação das amostras recuperou as propriedades mecânicas. A diminuição nas propriedades flexurais após a imersão em água foi causada principalmente pelo efeito pastificante desta, sendo que a diminuição dependeu da absorção de água. O uso de polímeros com baixa absorção de água parece ser benéfico na otimização das propriedades flexurais das resinas reforçadas por compósito, podendo ser influenciada pela composição do agente de união das propriedades flexurais de um compósito reforçado por fibra de polietileno de ultra-alto peso molecular.

Kolbeck et al. (2002) compararam próteses fixas de 3 elementos fabricadas em compósitos reforçados por fibras, sendo estas de polietileno (Connect) ou vidro (FibreKor) e os compósitos de cobertura foram, respectivamente, Belleglass HP e Conquest/Sculpture. A resistência à fratura do grupo reforçado por fibras de vidro foi superior à do grupo reforçado com fibras de polietileno, porém, sem significância estatística. Isso ocorreu devido à orientação unidirecional das fibras de vidro, que propicia maior resistência contra o trançado das de polietileno. Este último arranjo, por sua vez, foi responsável por um maior grau de flexibilidade da subestrutura causando um cisalhamento prematuro do compósito superficial que se tornou

incapaz de resistir à alta tendência ao dobramento da subestrutura. Além disso, os autores acreditam que a pré-impregnação das fibras de vidro garante um efeito de reforço superior em relação às fibras de polietileno impregnadas manualmente.

Butterworth et al. (2003) descreveram os principais fatores que influenciam as propriedades físicas das resinas reforçadas com fibras onde destacam: a parte volumétrica da fibra dentro da restauração, a eficácia de união entre fibra-resina, a orientação da fibra em relação à carga aplicada e a posição da fibra na restauração. Atualmente, o leque de aplicações clínicas foi ampliado para reforço direto de restaurações de resina, esplintagens, colocação imediata de pontes provisórias, pontes fixas anteriores e posteriores, para reforço e para reparo de dentaduras. Sendo assim, constataram que o uso das fibras deve ser considerado nos casos em que estas possuem um papel biomédico e biocompatíveis para diversas indicações.

Chong et al. (2003) avaliaram a resistência à flexão de duas resinas reforçadas com fibra (CRF), fibra de vidro unidirecional e bidirecional. Foram confeccionados dez corpo-de-prova para cada grupo Fibrekor e Vectris Frame. Os espécimes foram submetidos ao teste de três pontos determinando a resistência à flexão para cada compósito reforçado com fibra (CRF). Os dados de resistência foram analisados utilizando-se o método de Weibull, e os modos de falha para ambos os sistemas foram determinados através de MEV. Resultados: a força da FibreKor foi significativamente maior do que a Vectris Frame. O modo de falha foi FibreKor: predominante o descolamento com fratura da fibra. Vectris Frame não apresentou descolamento falha. Modo de falha para Vectris foi a fratura da fibra com laminação e microfratura matriz. Conclusão: FibreKor, um CRF unidirecional, demonstrou maior resistência à flexão do que Vectris Frame, um CRF bidirecional. O descolamento das fibras da matriz possivelmente contribuiu para alterar mecanismos, tais como desvio de crack, deslocamento da fibra, deslocamento das fibras na estrutura das resinas.

Furlani (2003) em seu estudo objetivou comparar e elucidar as diferenças de mecanismos de alteração e de resposta das resinas compostas reforçadas com fibra baseado em três diferentes marcas comerciais sob carga de flexão. Os tipos de reforço consistiam num material pré-impregnado de fibra de vidro unidirecional (Splint-it da Jeneric/Petron Inc.), uma fibra de polietileno de alto peso molecular feito de entrelacamento biaxial (Connect, Kerr) e uma fibra de polietileno de alto peso

molecular feito de filamentos trançados (Ribbond). Oito amostras (n=8) de cada tipo foram testadas. A capacidade geral de energia, a resistência à flexão e o módulo foram determinadas e os resultados comparados em relação as diferentes habilidade das arquiteturas utilizadas. Como resultado obteve as seguintes afirmações: sob cargas de flexão, as resinas compostas não-reforçadas e as reforçadas com fibras pré-impregnadas unidirecional falharam numa condição quebradiça, onde os materiais reforçados por fita ou trançados por filamentos submeteram-se a uma deformação significativa sem ruptura. As amostras reforçadas com fitas apresentaram o nível de carga mais alto. A adição de fibras unidirecional a matriz resultou em uma média de deformação de 0.06 mm/mm, o que é 50% maior do que a capacidade da matriz sem reforço, onde a adição da fita e de filamentos trançados resultou em um aumento de 119 e 126%, respectivamente, enfatizando a maior capacidade de ambas fibras de polietileno UHM e as arquiteturas suportando juntas, sem ruptura, sob carga flexural. A adição de reforço com fibras aumenta substancialmente o nível de energia de deformação na amostras, com o máximo sendo obtido nas amostras com reforço de tranças com um aumento de capacidade de absorção de energia de 433% acima em relação aos casos sem reforço. A mínima dispersão (perda) e a mais alta consistência de resposta são observadas nas amostras reforçadas com filamentos trançados, devido aos detalhes na arquitetura que restringem o cisalhamento do material e a movimentação durante a sua aplicação. Uma correta seleção da arquitetura das fibras é necessária, não somente sob uma perspectiva das mais altas forças de resistência, mas também sob a tolerância geral de deformação e absorção de energia. Diferenças nas tranças e arquiteturas podem resultar em um desempenho substancialmente diferente e a seleção apropriada pode evitar falhas prematuras e catastróficas.

Meiers et al. (2003) constataram que resinas reforçadas por fibras (CRF) são utilizadas em aplicações intra-oral de forma direta como contenções periodontais e como substituição de dentes perdidos. O objetivo deste estudo foi examinar o efeito de resinas pré-impregnadas e não pré-impregnadas, e, ainda, compósitos reforçados com fibras empregados em esmalte avaliando a resistência de união do compósito sobre um teste de cisalhamento (SBS). Foram confeccionados 12 amostras para cada grupo, sendo que o grupo controle (compósitos sem reforço de fibra), Ribbond, Splint-It Unidirecional, Splint-It Tecidos e Conectar foi colocado em contato com ácido fosfórico a 37% acid etched Prime e Bond adesivo NT-tratando as

superfícies do esmalte bovino em uma camada de compósitos Tetric Flow. Os espécimes foram termociclados com ciclos de 1.000 vezes entre 5 ° e 55 ° C e colocados em uma máquina universal de ensaios em cisalhamento com uma carga linear crescente até a fratura (MPa). As superfícies fraturadas das amostras foram descoladas e avaliadas para determinar a natureza da fratura com um microscópio de luz binocular (x10). Em relação à resistência ao cisalhamento, os dados foram submetidos à análise de variância (ANOVA) e Student-Newman-testes Kuels (P 0,05), quando se obteve os seguintes resultados: Média (MPa e SD) para o grupo teste foram os seguintes: controle, 15,6- 2,4; esplintes unidireccionais, 15,3- 2,4; esplintes tecidas, 16,5- 1,8; Connect, 18,8- 1,5; e Ribbond, 15,8 - 2.2. Os compósitos reforçados com fibras (CRF), grupo Conectar, teve significativamente maior (P = 0,05) esmalte do que todos os outros grupos. A análise mostrou variação da fratura e dos tipos de falhas entre os grupos, com fraturas coesivas no âmbito do reforço da fibra Splinte-It Unidirectional e Connect, fraturas coesivas na resina de colagem/resina flow para Ribbond e controle, e fratura adesiva na interface com reforço de fibra Splint-It Tecidas. Conclui-se que dentro das limitações deste estudo, não houve diferenças observadas na SBS com a adição de fibras aos compósitos, comparado ao compósito sem fibra, com exceção do produto Conectar que apresentou os mais elevados valores SBS, em relação as suas implicações clínicas e a fibra de polietileno reforçando o composto (Connect), colocada na interface do compósito, aderida e tratada nas superfícies do esmalte aumentou significativamente a resistência ao cisalhamento quando comparado com o controle de compostos sem reforço de fibra e três outros tipos de resina reforçada por fibra.

Mitra et al. (2003) desenvolveram o compósito nanoparticulado Filtek Supreme Standard, 3M, composto por partículas nanométricas com tamanho médio de 20 nm e nanoaglomerados, com tamanho médio de 6µm, além do compósito nanoparticulado Filtek Supreme Translucent, 3M ESPE, composto por partículas nanométricas, com média de 75nm e com menor quantidade de nanoaglomerados de sílica. A nanotecnologia é a produção de materiais funcionais e estruturas na escala de 0,1 a 100 nanômetros. O intenso interesse no uso de nanomateriais advém da idéia de que eles possam ser usados para manipular a estrutura de materiais e promover melhoras significativas nas propriedades elétricas, químicas, mecânicas e ópticas. Cargas nanométricas são obtidas de forma inversa das cargas

tradicionais (macropartículas, híbridas e microhíbridas). Os autores comparam propriedades mecânicas de resistência à compressão, resistência à tração diametral, desgaste, resistência à fratura, resistência flexural, retenção do polimento, morfologia de superfície após abrasão por escovação e análise por microscopia eletrônica de transmissão, com os compósitos A110, Z-250, TPH Spectrum, Esthet-X e Point 4. Para o teste de resistência à tração diametral, os compósitos testados apresentaram os seguintes valores, em MPa (DP): Z-250 96,6(5,6), TPH 80,7(5,3), Point 4 76,6(6,8), Esthet-X 66,7(4,1), A110 52,3(2,9), Supreme Standard 80,7(3,2) e Supreme Translucent 87,6(9,0), sendo que a análise estatística mostrou que os valores para os compósitos nanoparticulados Supreme Standard e Supreme Translucent foram equivalentes ou maiores que os demais compósitos testados. Para o teste de resistência à compressão, os compósitos apresentaram os seguintes valores, em MPa (DP): Z-250 454,5(10,2), TPH 378,6(26,7), Point 4 433,8(15,7), Esthet-X 422,1(36,8), A 110 376,6(32,6), Supreme Translucent 458,6(20,8) e Supreme Standard 426,2(27,5), sendo que a análise estatística mostrou que os valores para os compósitos nanoparticulados Supreme Standard e Supreme Translucent foram equivalentes ou maiores que os demais compósitos testados. Para o teste de resistência flexural de três pontos, os compósitos apresentaram os seguintes valores, em MPa (DP): Z-250 161,2 (17,2), TPH 136,1 (10,6), Point 4 136,0 (15,0), Esthet-X 140,6 (6,9), A 110 94,0 (5,7), Supreme Translucent 177,1 (19,0) e Supreme Standard 153,1 (14,1), sendo que a análise estatística revelou que os compósitos nanoparticulados Supreme Translucent e Supreme Standard foram superiores que os compósitos TPH, Point 4 e A 110; e não apresentaram diferença para os demais compósitos usados neste teste. Os autores concluíram que os compósitos nanoparticulados podem ser considerados materiais restauradores universais, haja visto os resultados apresentados em todos os testes realizados, alertando que estudos clínicos são necessários para confirmar os achados laboratoriais.

Analisando aspectos como composição, arquitetura, qualidade de impregnação, volume de fibras e sua distribuição influenciam na resistência da estrutura. O cálculo volumétrico preciso para estruturas odontológicas ainda permanece como dúvida, porém estruturas pré-impregnadas apresentam-se comercialmente com 45 a 60 % de fibra na estrutura, proporcionando maior

resistência às estruturas e, conseqüentemente, maior sucesso clínico. O sistema de fibras reforçando compósitos necessita de alguns fatores para que funcione adequadamente, ressaltando que um destes fatores é a necessidade que a infraestrutura fibrosa tenha uma suficiente adesão ao compósito superficial que dá a forma adequada aos dentes obtendo-se uma estética satisfatória. Caso a adesão entre essas duas estruturas esteja abaixo da necessária, deve-se observar a presença de trincas ao redor da interface compósito particulado/compósito fibroso ocasionando insucesso do trabalho, Nakamura et al. (2003).

Lassila et al. (2004) investigaram a influência de uma quantidade relativamente baixa de fibras nas propriedades flexurais de uma estrutura de compósito reforçado por fibras (CRF) e determinaram o conteúdo de monômero residual dos corpos-de-prova após diferentes condições de polimerização por luz. Os autores concluíram que: 1) o conteúdo de monômero foi mais baixo nos corpos-de-prova polimerizados com aparelho com mais alta temperatura de polimerização e intensidade de luz; 2) para se aperfeiçoar a resistência flexural e uma construção de CRF com baixa fração de fibras, as fibras deveriam ser posicionadas no lado de tração dos corpos-de-prova. O aspecto mais significativo para o sucesso clínico das próteses fixas com estruturas de fibras, no entanto, é a utilização de fibras pré-impregnadas. Nesta situação, as fibras recebem um pré-tratamento em processo industrial e tornam-se impregnadas uniformemente com silano, monômeros e resina. A resistência das resinas reforçadas por fibras depende dessa impregnação por matriz resinosa, adesão dessas fibras à matriz, quantidade e orientação das fibras.

Papazoglou e Anagnostou (2004) constataram que a imobilização ou contenção é uma terapia indicada para os dentes submetidos a um tratamento ortodôntico visando diminuir a possibilidade de movimentação dos mesmos, o reimplante dos dentes após um trauma, e, além disso, a imobilização é útil para os dentes que apresentando mobilidade e suporte ósseo comprometido antes da realização de uma cirurgia periodontal que proporcionará melhorias na função mastigatória evitando traumas secundários e conseqüentemente conferindo conforto ao paciente. O reforço das fibras sob a forma de tiras tem sido utilizado para a imobilização em uma técnica direta confeccionada em consultório, pois estes materiais são fáceis de usar e esteticamente bem aceitos. Um passo importante na confecção da técnica de imobilização direta é o posicionamento da tira, que deve estar bem adaptado à forma do dente. Este artigo aborda um método de adaptação

adequada da fibra de reforço, pois se utiliza fio dental para a confecção da técnica direta e determina o comprimento das fibras com tiras (Splint-It, 2mm, tecidos de fibra Splinting Strip; Pentron, Wallingford, Conn) para a ligação com base no tamanho dos dentes. Condicionou-se os dentes com ácido fosfórico 37% Phosphoric Acid Etching Gel; Pentron), e aplicou um agente de ligação (Bond-1; Pentron) nas superfícies dos dentes para serem incluídos na esplintagem. Passou-se o fio dental (Oral-B Satinfloss; Gillette Co, Boston, Mass), nas áreas interproximais dos dentes e, após, aplicou-se uma resina flow (Flow-It; Pentron) à face lingual/palatal dos dentes, colocando a fibra em direção as superfícies lingual/palatal, mantendo-a de forma passiva em posição e puxando levemente todas as vertentes do fio dental, simultaneamente. Manteve-se a tira estreita em aproximação das superfícies dos dentes para evitar a formação de vácuo na interface dente-estrutura do esplinte, evitando o excesso de força que pode mover os dentes. Polimerizou o compósito com a fibra por 40 segundos para cada dente. Após retirou-se o fio dental e adicionou o composto (Simile, Pentron) para cobrir as lâminas e selar quaisquer irregularidades. Soluções inovadoras de tratamento para vários problemas sempre foram um lema para a ciência e, hoje em dia, a odontologia não mede esforços na busca destas inovações, visando atender as necessidades de seus pacientes.

A principal vantagem das resinas compostas nanoparticuladas é aliar propriedades de ótimo polimento e retenção de polimento, para a restauração de áreas em que a estética é fundamental, e propriedades mecânicas desejáveis para situações de alto estresse, comparáveis às das resinas microhíbridas, Debastiani e Lopes (2005).

As fibras de polietileno possuem coloração esbranquiçada com propriedade camaleônica, são biocompatíveis, possuem alta resistência, alto peso molecular, são altamente orientadas, são tratadas com plasma de gás frio, são dez vezes mais forte que o aço e podem ser trançadas, unidirecionais e entrelaçadas. Essas fibras são tratadas com plasma de gás frio para permitir um aumento de sua reatividade e molhabilidade, alcançando uma interação química e física com as resinas compostas, que devem ser molhadas com uma fina camada de resina adesiva antes de ser manipulada. O adesivo não deve ser monocomponente (primer + adesivo em frasco único) pela presença de primer e outros solventes orgânicos que diminuem a reatividade da superfície do Ribbond tratado com plasma de gás frio. O uso de

agentes adesivos mais viscosos podem resultar em um incompleto molhamento das fibras. Enquanto não realizado o molhamento, essas fibras devem ser cuidadosamente manuseadas com uma pinça de algodão para evitar contaminação da superfície tratada da fibra pelo látex ou pela oleosidade da mão. A impregnação é a maneira com que a fibra é incorporada na matriz resinosa, sendo um dos principais fatores que influenciam na resistência. Quanto mais próxima for à união molecular entre os fios e a matriz resinosa, maior a resistência. Produtos pré-impregnados são aqueles cujos cálculos aproximados do volume de fibras na estrutura a ser reforçada já foram feitos pelo fabricante que oferece a fibra já incorporada na matriz resinosa ou epóxica. Quanto à impregnação, as fibras podem ser: pré-impregnadas por resina e não pré-impregnadas, Portero et al. (2005).

Atualmente os sistemas adesivos são classificados como adesivos de condicionamento total, ou seja, os total etching de três e dois passos e auto condicionantes, os self etch de dois passos ou um único passo. Entre outras tendências está a incorporação de nanopartículas nos sistemas adesivos favorecendo o desenvolvimento de materiais que suportem melhor as adversidades da cavidade bucal, além da utilização cada vez mais intensa de adesivos autocondicionantes em dois frascos e dois passos clínicos que possuem documentação científica que suportem sua aplicação, Van Meerbeek. et al.(2005)

Algumas características das fibras de vidro podem ser assim relacionadas: resistência mecânica, características elétricas, estabilidade dimensional, incombustibilidade, compatibilidade, baixa condutividade térmica, alta resistência a agentes químicos e não apodrecimento. Assim, podemos salientar que dentre as propriedades observadas, destacamos que as fibras de vidro podem ser aplicadas na cavidade oral para reforço mecânico de materiais odontológicos sem apresentar efeitos negativos, tais como: variação dimensional, degradação biológica ou química, efeito galvânico, corrosão e fácil alteração térmica, Vetrotex (2005).

Anagnostou. M. et al. (2006) descrevem o uso do papel alumínio para cobrir e proteger as tiras de fibra que irão reforçar a resina durante a polimerização na técnica direta. A vantagem de se usar a folha de alumínio é de prevenir a prematura polimerização das tiras de fibras, o que requer a repetição do procedimento. Com esta técnica, a tira é gradualmente exposta e adaptada para lingual/palatal nas superfícies dos dentes e fotopolimerizada, permitindo um amplo tempo de trabalho.

O comprimento das tiras de fibra de reforço deve ser determinado com base no tamanho dos dentes para ser estilhaçado. Se a tira não é pré-impregnada, deve ser impregnada com resina adesiva e coberta a fim de proteger da luz, pois é muito sensível à luz de polimerização após a impregnação. Cada folha de alumínio é cortada a um comprimento ligeiramente mais curto que a tira e dobrada duplamente para cobrir as tiras evitando a polimerização precoce.

O Ribbond é uma fibra boa para reforço de materiais, uma vez que é confeccionada a partir de polietileno com um alto peso molecular e cerâmica. A chave do sucesso do Ribbond é a sua tecelagem Leno patenteado e projetada com um lock-stitch: este recurso transfere efetivamente as forças de toda a trama sem estresse de volta para a resina, proporcionando excelentes características de gerenciamento. Sem praticamente nenhuma memória, o Ribbond se adapta aos contornos dos dentes da arcada dentária, possuindo uma coloração transparente, praticamente incolor, e desaparece dentro do material restaurador, seja ele compósito ou acrílico, sem que haja a perda da estética, além do mais, são considerados como padrões de biocompatibilidade. Em virtude de seu amplo espectro e de suas propriedades, há uma variedade de aplicações na odontologia como: pinos endodônticos, esplinte periodontais, mantenedores de espaço com atuação direta sobre a estética e a funcionabilidade, ponte fixas e pontes unitárias. Este trabalho tem como objetivo mostrar a versatilidade e a aplicabilidade desse material maravilhoso no dia-a-dia a prática odontológica. Os principais fatores que influenciam nas propriedades físicas do sistema de reforço com as fibras sob as estruturas são: fibra dentro da restauração, eficácia do vínculo com a fibra na interface da resina, Orientação e posição das fibras. As fibras Ribbond foram introduzidas em 1992 no mercado e tratam-se de fibras reforçadas compostas por ultra fibras de polietileno. Estas fibras excedem o ponto de ruptura da fibra de vidro e são tão resistentes que chegam a ser de difícil corte, além de se absorver menor umidade do que as resinas dentais. A chave do sucesso Ribbond é a sua patenteada Leno weave. Seu design com um lock-stitch é a característica que transfere eficazmente as forças de toda a trama da fibra sem transferência para resina, diminuindo o estresse da resina. Uma técnica utilizada para colocação das fibras consiste em fazer o corte e, após, colocar a tira de fibra em uma solução descontaminante com ausência de cera ou óleo. Importante lembrar que não se recomenda o uso de adesivos de passo único ou sistemas adesivos de 5ª geração

quando se utiliza Ribbond. Algumas vezes esses sistemas contêm componentes (como ácidos para a dentina ou solventes) que podem comprometer a aderência entre a resina e a fibra. Todas estas aplicações envolvem variações de uma técnica comum. Concluiu que a fibra de polietileno (Ribbond) é um material altamente versátil com uma matriz de propriedades desejáveis que podem nos auxiliar em vários trabalhos no âmbito da odontologia, Ganesh e Tandon (2006).

O desempenho dos sistemas adesivos depende da forma de tratamento da superfície e da correta aplicação clínica. O método mais utilizado e documentado na literatura científica é a técnica conhecida com “condicionamento total”. Entre os adesivos que utilizam esta técnica estão os adesivos em que primer e adesivo estão disponíveis em frascos diferentes e os adesivos em frasco único. Exemplos do primeiro grupo estão Scotchbond MP Plus (3M Espe), AllBond 2 (Bisco), OptiBond FL (Kerr), dos de frasco único Excite (Ivoclar Vivadent), Single Bond 2 (3M Espe), One Step Plus (Bisco), Prime&Bond 2.1 (Dentsply) e OptiBond Solo (Kerr). Assim sendo, nesta técnica a união é obtida pelo condicionamento da dentina utilizando ácido fosfórico, em concentrações variáveis entre 30 e 37%, durante 15 segundos, que desmineraliza parcialmente a estrutura dentinária deixando exposta a rede de colágeno, Ronaldo Hirata (2006).

O desenvolvimento de compósitos reforçados com fibras (CRF) levou a uma melhoria substancial na resistência à flexão, à força de resistência e à rigidez dos compósitos. Os materiais comumente usados para este tipo de reforço são: carbono, grafite, vidro, Kevlar, bem como outros tipos de fibras e técnicas que foram estudadas e adequadas para a sua utilização. As conclusões destes estudos demonstram que tanto a força quanto a tenacidade à fratura podem ser aumentadas como resultado da incorporação das fibras, visto que este aumento da resistência tem sido atribuído à transferência de stress da matriz polimérica, que se apresenta enfraquecida, para as fibras que têm uma elevada resistência à tração, Sema Belli e Eskitascioglu (2006).

As fibras de vidro são obtidas pelo aquecimento de barras de vidro que sofrem estiramento para produzir os fios. Imediatamente após a fase de estiragem e antes de se unirem para formar os fios de base, os filamentos são impregnados com uma solução aquosa de compostos (geralmente orgânicos). Este processo é chamado de encimagem e tem a função de proteger a superfície da fibra, bem como garantir a sua perfeita aderência ao material que ela vai reforçar. Existem diversos

tipos de encimagem e o tipo de tratamento depende da aplicação a que se destina a fibra, Saint-Gobain (2006).

A esplintagem periodontal, atualmente, envolve a manutenção, a longo prazo, de dentes periodontalmente comprometidos, em que o controle da infecção foi alcançado e a doença ativa foi eliminada. Um dos problemas mais comuns da doença periodontal é a sua terapia e, subseqüentemente, a manutenção dos dentes a longo prazo, visto que são vários os fatores que influenciam em um bom resultado, tais como: recessão gengival, mau posicionamento dos dentes devido à migrações patológica e mobilidade. Dentes com mobilidade são mais comprometidos devido às forças oclusais, que agora tendem a ficar mais angular ao invés de serem exercidas ao longo eixo vertical dos dentes, sendo necessário a realização de uma esplintagem a longo prazo. Hoje, os materiais de escolha para imobilização em situações clínicas são as fibras de vidro, que estão disponíveis em diferentes composições. As fibras de vidro, durante a polimerização, oferecem resistência suficiente para suportar as forças oclusais se colocadas na posição adequada, tendo em vista as várias direções de força que os dentes em causa estão sujeitas. Existem certos parâmetros que são obrigatórios na confecção de uma esplintagem, que idealmente nos dentes superiores anteriores os esplintes devem ser colocados do lado vestibular como um tampão na interface do dente onde sobre esta superfície será submetido à menor quantidade de forças de cisalhamento. A justificativa de colocar um esplinte na face vestibular é que os dentes anteriores superiores tendem a se mover para fora na face vestibular e os movimentos do palato são para o lado exterior. Se um esplinte mantiver e resistir a esses movimentos a partir da superfície palatal, ocorreria um máximo de forças de cisalhamento e a resistência ao cisalhamento na interface compósitos/dente não seria excepcionalmente elevada. Seria muito mais seguro e mais eficaz colocar o esplinte no exterior, desde então, não estaria sujeita a essas altas forças de cisalhamento. Esta superfície teria de resistir a forças de tração que é aceitável, pois o vínculo das forças de tração são muito mais elevadas para interfaces compósito/dente. No caso dos dentes anteriores inferiores geralmente é melhor colocar o esplinte na superfície lingual, pois as forças de cisalhamento sobre os dentes estariam mais na superfície vestibular do que na superfície lingual. O estudo tem o objetivo de ressaltar o valor dos esplintes e também incorporar os princípios fundamentais em que os dentes com mobilidade serão esplintados com o apoio em outros dentes em que o longo eixo do movimento

dos dentes atingidos difere daquela dos dentes de apoio, de abordar a abrangente gestão da estética de tais situações, bem como de abordar a função e a adição de um "Splint Makeover" definida e apresentada. Em conclusão podemos dizer que o esplinte reforçado com fibras foi desenvolvido para auxiliar em duas funções extremamente importantes citadas á cima, além de devolver a função estética para o paciente, também serve para fortalecer e proteger os elementos envolvidos, aumentando a sua vida útil. O esplinte tende a se tornar cada vez mais uma terapia restauradora visando a devolução da estética ao paciente, ao invés de ser considerado apenas um procedimento clínico de restabelecimento de função, Kakar e Patil (2008).

Meriç et al. (2008) investigaram o efeito do armazenamento em água e a ciclagem térmica sobre as propriedades de flexão de diferentes dimensões da fibra unidirecional dos compósitos contendo diferentes quantidades de fibras. O efeito da orientação das fibras na expansão térmica do CRF, bem como a forma e as tensões foram consideradas. Um material de base polimérica experimental foi reforçado com fibras de vidro de sílica. Para a determinação das propriedades de flexão e absorção de água, os espécimes foram medidos e processados com diferentes quantidades de água e diferentes dimensões de captação de fibras unidirecional do CRF. Amostras de água foram imersas com ciclos térmicos de 500 e 12.000 ciclos (5 °C/55°C). Propriedades de Flexão de "seca" e espécimes imersas com e sem ciclos térmicos foram determinadas por um teste de flexão de três pontos. Os coeficientes lineares de expansão térmica (LCTE) para amostras CRF com orientações diferentes da fibra foram determinados utilizando-se um analisador termomecânico. O resultado foi que absorção de água das amostras CRF aumentou com a diminuição no teor de fibra. Propriedades de Flexão do CRF melhorou com teor de fibra aumentado, enquanto as propriedades mecânicas não foram influenciadas significativamente pela água e ciclagem térmica. As orientações das fibras tiveram efeitos diferentes sobre LCTE do CRF. O CRFs Unidirecional tiveram dois diferentes efeitos: LCTE nas direções longitudinal e transversal. Considerando CRFs bidirecionais, LCTE foram similares em duas direções e um mais elevado na direção terceiros. Concluímos que os resultados deste estudo sugerem que a superfície tratada com fibras de vidro unidirecional CRF pode ser usada para longo prazo em aplicações clínicas na cavidade bucal.

Uma revisão de literatura foi realizada para analisar as evidências sobre esplintagem, quando se discutiu a sua duração e os resultados da reabilitação periodontal. Um total de 138 dentes permanentes avulsionados - reimplantados foram obtidos a partir de quatro trabalhos, relatando períodos curto de imobilização (14 dias ou menos) e esplintes de longa duração (mais de 14 dias) de acordo com as atuais orientações clínicas. Esta revisão qualitativa sistemática da duração das esplintagens periodontais e seus resultados de cura periodontal, com base em uma amostra de 138 reimplantes de dentes permanentes avulsionados obtidos de relato tanto para esplintagem a curto prazo (14 dias ou menos) e de esplintagem a longo prazo (mais de 14 dias), sugere que a probabilidade de sucesso de cura periodontal após reimplante não é afetado pela técnica de esplintagem e nem mesmo pela sua duração. Enquanto se aguarda uma investigação futura, é recomendado que os dentistas continuem a usar os períodos de imobilização já preconizados para dentes permanentes avulsionados, que são períodos de curta duração Hinckfuss et al. (2009).

O teste de microtração apresenta uma área de união testada muito menor comparado a outros testes de resistência de união apresentando corpos-de-prova com secção transversal de aproximadamente 1mm^2 ou até menos. O teste de microtração por utilizar espécimes pequenas requer alguns procedimentos minuciosos tanto para a confecção dos corpos-de-prova quanto para sua execução, tornando-o mais trabalhoso. No entanto, há uma longa lista de vantagens atribuída ao teste de microtração em comparação aos outros teste de resistência à união dos quais os mais importante são o melhor aproveitamento econômico dos dentes (com vários micro-espécimes proveniente de um dente), o melhor controle das diferenças regionais (por exemplo, dentina periférica versus dentina central), uma melhor distribuição de tensões na interface adesiva (para evitar fratura coesiva no dente substrato ou composto), tornando-o mais versátil, com múltiplas amostras obtidas de um único dente. Em relação as falhas pré-teste três abordagens tem sido aplicadas: excluir todos os espécimes com valores discrepantes, atribuir um valor de 0MPa ou atribuição de um valor pré-determinado para cada corpo-de-prova perdido pré-teste, Van Meerbeek et al. (2010).

3-PROPOSIÇÃO

3-PROPOSIÇÃO

O presente trabalho tem como objetivo avaliar, por meio do ensaio de microtração, diferentes protocolos utilizados na esplintagem dentária, com fibra de vidro (FV), adesivo (Ad), resina flow (RF) e resina composta nanoparticulada (RCN).

4-MATERIAIS E MÉTODOS

4-MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Materiais

Os materiais utilizados neste estudo, bem como o seu respectivo fabricante e lote estão apresentados no quadro abaixo (Quadro 1).

Quadro 1- Nomes dos materiais, seus fabricantes e lotes utilizados nos experimentos.

MATERIAL	FABRICANTE	LOTE
RESINA COMPOSTA NANOPARTICULADA CONCEPT ADVANCED	VIGODENT S/A	221/09
FIBRA DE VIDRO	VOCOCUXHAVEN GERMANY	03528
RESINA FLOW GRANDIO	VOCOCUXHAVEN GERMANY	0842295
AGENTE DE UNIÃO	3M ESPE	8RY

SILICONA DE ADIÇÃO	3M ESPE	8JA4
--------------------	---------	------

Os equipamentos utilizados neste estudo, e suas funções estão apresentados no quadro 2

Quadro 2- Equipamentos utilizados nos experimentos e suas funções.

EQUIPAMENTOS	FUNÇÃO
FOTOPOLIMERIZADOR DEMETRON LC	POLIMERIZAÇÃO DOS BLOCOS DE RESINA
MÁQUINA DE CORTE (ANDREATA FILHO, NISHIOKA, ALMEIDA, 2000)	CORTE DOS BLOCOS DE RESINA
MÁQUINA DE ENSAIOS MECÂNICOS UNIVERSAIS DL 2000 (EMIC)	ENSAIO DE MICROTRAÇÃO
PAQUÍMETRO DIGITAL	MEDIÇÃO DOS PALITOS
RADIÔMETRO ANALÓGICO	MENSURAR A INTENSIDADE DA LUZ
	UTILIZADO NO TESTE DE

PAQUÍMETRO ADAPTADO	MICROTRAÇÃO
MICRO MOTOR COM PEÇA RETA	CORTE DOS BLOCOS DE RESINA
ESTUFA	PRESERVAÇÃO DOS ESPÉCIMES

4.2 Métodos

4.2.1 Confeção das Amostras:

Um bloco cerâmico com dimensões de 4,5 x 8 x 7mm foi utilizado como padrão para a confecção das amostras. Primeiramente esse bloco cerâmico foi moldado com silicona por reação de adição Express na consistência de massa (3M ESPE, Brasil) dentro de um recipiente plástico com superfície de colagem voltada para baixo de modo que a mesma ficasse impressa na massa de moldagem, assim como todo o bloco cerâmico. Após a polimerização do material de moldagem, o bloco cerâmico foi removido do interior do molde com o auxílio de uma pinça clínica (Duflex, Brasil). Em seguida, o molde foi preenchido com resina composta nanoparticulada Concept Advanced (Vigodent, Brasil) com o auxílio de uma espátula de inserção nº1 (Duflex, Brasil) em incrementos de 2 mm até o preenchimento do molde. Cada incremento foi fotopolimerizado por 40s com o auxílio do aparelho fotopolimerizador Demetron Lc com intensidade de luz de 450Mw/cm² (Kerr, Estados Unidos) (Figura 1). Ao final foi obtido um bloco de resina composta nanoparticulada. O número total de blocos confeccionados foi de 84, os quais seguiram o mesmo protocolo de confecção descrito anteriormente. Após a fotopolimerização, a superfície de adesão de cada bloco foi desgastada manualmente com lixas d'água (Norton, Brasil) de granulação crescente 400, 600 e 1.200 e discos diamantados dupla face (Microdont, Brasil), de forma a padronizar a rugosidade superficial dos blocos. As amostras foram distribuídas randomicamente em sete grupos (n=6), de acordo com os seguintes fatores: **a)** Ad ; **b)** FV ; **c)** FV + Ad; **d)** RF+ FV + Ad; **e)** FV + Ad + RF; **f)** FV + RF + Ad; **g)** RF + FV .

Previamente aos tratamentos de superfície, as amostras de todos os grupos foram imersas em água deionizada e submetidas à limpeza em aparelho sônico Ultron (Cristófoli, Brasil) durante 4 min. Em seguida, as amostras foram posicionadas sobre

uma bancada onde permaneceram por 10 minutos, para que se garantisse a completa evaporação da água.

Figura 1- Seqüência da confecção dos blocos de resina



Fig1-a) Bloco cerâmica com dimensões de 4,5 x 8 x 7mm

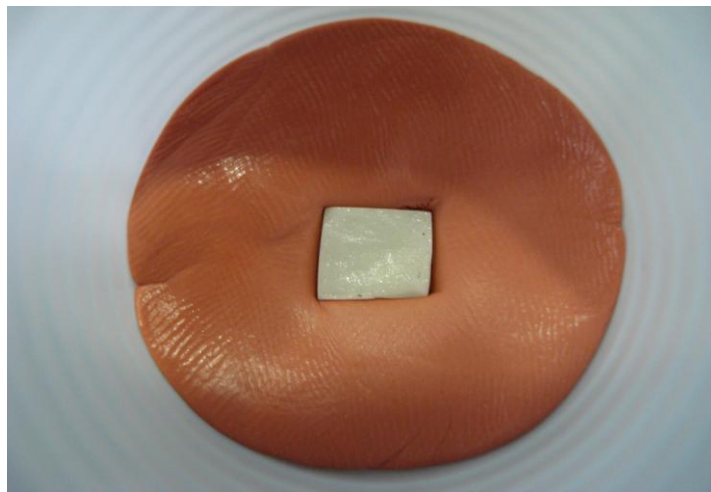


Fig1-b) Bloco cerâmico inserido na Silicona de Adição

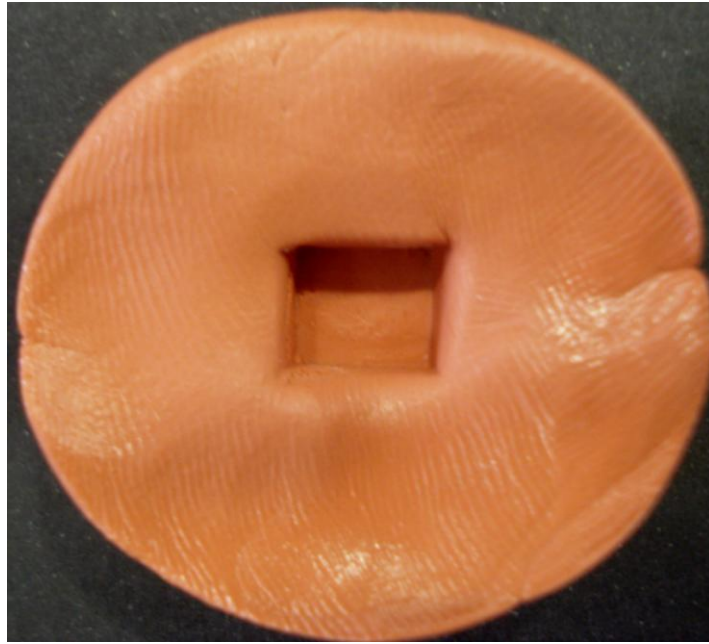


Fig1-c) Matriz de silicona de Adição

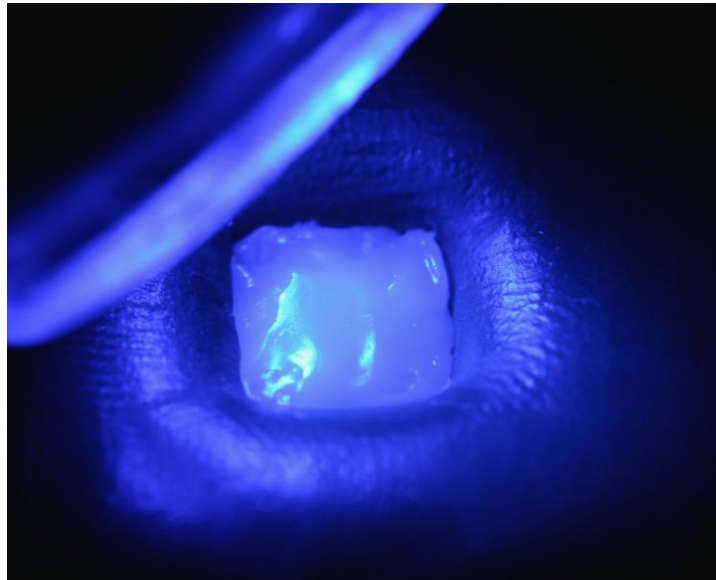


Fig1-d) polimerização do bloco de resina composta



Fig1-e) Blocos de resina Composta Nanoparticulada

4.2.2 Tratamentos das Superfícies de União

Após os procedimentos realizados para a limpeza e regularização das superfícies dos blocos de resina composta nanoparticulada, iniciou-se o preparo das faces de união com os materiais propostos de acordo com cada grupo (Quadro 3).

Quadro 3- Materiais utilizados

MATERIAIS UTILIZADOS
RESINA COMPOSTA NANOPARTICULADA CONCEPT ADVANCED
FIBRAS DE VIDRO PRÉ-IMPREGNADA UNIDIRECIONAL
AGENTE DE UNIAO SINGLE BOND
RESINA FLOW GRADIO FLOW

A aplicação da fibra de vidro pré-impregnada de 1,6mm, (Voco Cuxhaven, Alemanha), foi realizado da seguinte forma: mediu-se com o auxílio de um paquímetro digital 799A-6/150 (Starrett, Brasil) um segmento de aproximadamente 0,8 mm da fibra,

onde foi realizado um corte com uma tesoura metálica (SS White, Brasil). O segmento da fibra foi posicionado paralelamente à superfície dos blocos de resina com o auxílio de um pinça metálica (Duflex, Brasil) até que toda a face selecionada fosse coberta pela fibra.

O adesivo Single Bond (3M ESPE, Brasil) foi aplicado com um cavibrush (FGM, Brasil) sobre toda a superfície de união por 5s e posteriormente a camada do agente de união foi fotopolimerizada pelo aparelho Demetron Lc (Kerr, Estados Unidos) por 20s.

Uma camada de resina fluida Gradio Flow (Voco Cuxhaven, Alemanha) foi aplicada sobre a superfície de união com a espátula de inserção e fotopolimerizada por 20 s.

Antes de cada fotopolimerização, a intensidade da luz era mensurada previamente por meio de um radiômetro de cura Demetron (Kerr, Estados Unidos) para assegurar o controle dessa etapa.

O segundo bloco de resina composta foi posicionado com o auxílio de uma pinça sobre a superfície de união e mantidos sobre ele uma placa de vidro e em seguida cada lado do conjunto foi fotopolimerizado por 20s, de forma que os materiais ficassem posicionado na interface, originando assim um conjunto formado pelos blocos de resina composta nanoparticulada e os materiais utilizados: fibras de vidro, agente de união, resina flow, Figura-2



Figura 2- Conjunto obtido após Fotopolimerização

4.2.3 Divisão dos Grupos

Após a realização dos preparos das superfícies dos blocos, dividiu-se aleatoriamente os blocos em sete grupos de acordo com os protocolos de esplintagem propostos (Quadro 4).

Quadro 4 – Divisão dos grupos e sequência de aplicação dos materiais

GRUPOS	PROCOLOS TESTADOS
GRUPO 1	Resina composta + Adesivo
GRUPO 2	Resina composta + Fibra de vidro
GRUPO 3	Resina composta + Fibra de vidro + Adesivo
GRUPO 4	Resina composta + Resina flow + Fibra de vidro + Adesivo
GRUPO 5	Resina composta + Fibra de vidro + Adesivo + Resina flow
GRUPO 6	Resina composta + Fibra de vidro + Resina flow + Adesivo
GRUPO 7	Resina composta + Resina flow + Fibra de vidro

Para a aplicação do agente de união, fibra de vidro e a resina flow, foram seguidas as instruções de cada fabricante, obedecendo ao protocolo proposto para cada grupo citado acima:

4.2.4 Corte dos Conjuntos:

Os conjuntos formados por blocos de resina composta nanoparticulada e os materiais utilizados Fibras de Vidro, Agente de união, Resina Flow, após serem obtidos de acordo com os protocolos citados, foram seccionados com um disco de diamante (Microdont, Brasil), em baixa velocidade, sob refrigeração a água para aquisição dos corpos-de-prova (palitos), que foram utilizados para o teste de microtração. Inicialmente, os blocos foram fixados com gel adesivo de cianoacrilato (Loctite, Brasil) em uma base metálica, que, por sua vez, foi acoplada em uma máquina de corte (Andreatta Filho, Nishioka, Almeida 2000),(Figura-3 e 4)onde os blocos foram posicionados de forma que a superfície adesiva ficasse perpendicular em relação ao disco de diamante. As fatias externas do bloco de resina, medindo aproximadamente 0,5mm de espessura, foram descartadas pelo risco de haver, na região, excesso ou ausência de resina composta, Fibras de vidro pré-impregnadas, Resina flow ou Agente de união na interface, que poderiam influenciar nos resultados dos testes de análise de resistência mecânica. Em seguida, 3 fatias de 1,0mm de espessura foram confeccionadas na parte central do bloco. Após, o conjunto foi girado em 90° e submetido ao mesmo tipo de corte acima descrito com secções perpendiculares à interface adesiva, gerando palitos com a área de interface adesiva de 1,0 mm², perfazendo um total de 36 corpos-de-prova (palitos)(Figura-5) por grupo. Cada corpo-de-prova (palito) foi fixado com gel adesivo cianoacrilato nas hastes de um paquímetro adaptado (Vernier Calipers, Starrett) para a realização do teste de microtração, de modo que a área adesiva fosse posicionada perpendicularmente à força aplicada, a fim de evitar forças de cisalhamento na interface e de forma que a zona adesiva permanecesse localizada entre as duas garras do paquímetro. Este conjunto (paquímetro/corpo-de-prova),(Figura-6) foi fixado na máquina de ensaios universal (EMIC, modelo DL-1000 FOSJC/UNESP, São José dos Campos),(Figura-7) e submetido à tração (velocidade de 1,0 mm/min, com uma célula de carga de 50KGF até o rompimento do corpo-de-prova. As amostras fraturadas foram analisadas sob MEV(microscópio eletrônico de varredura)(Figura-8) com o propósito de verificar o modo de falha: adesiva, coesiva ou mista. Os dados obtidos em (MPa) foram tabulados e analisados estatisticamente, pela análise de variância (ANOVA) e pelo teste de Tukey (nível de significância de 5%).



Figura 3- Máquina de corte Andreatta Filho, 2000



Figura 4- Bloco posicionado com superfície adesiva
perpendicular ao disco de diamante



Figura 5 – Corpos-de-prova (palitos)

As áreas adesivas de cada palito foram medidas individualmente com um paquímetro digital (Starrett, Brasil).

Para a realização do ensaio de microtração dos corpos de prova, foi utilizada a máquina de ensaio universal EMIC, modelo DL-1000 (FOSJC/UNESP, São José dos Campos) acoplada a um computador com programa específico para fornecer os dados obtidos. Os ensaios foram realizados a uma velocidade de 1mm/s com uma célula de carga de 50Kgf.

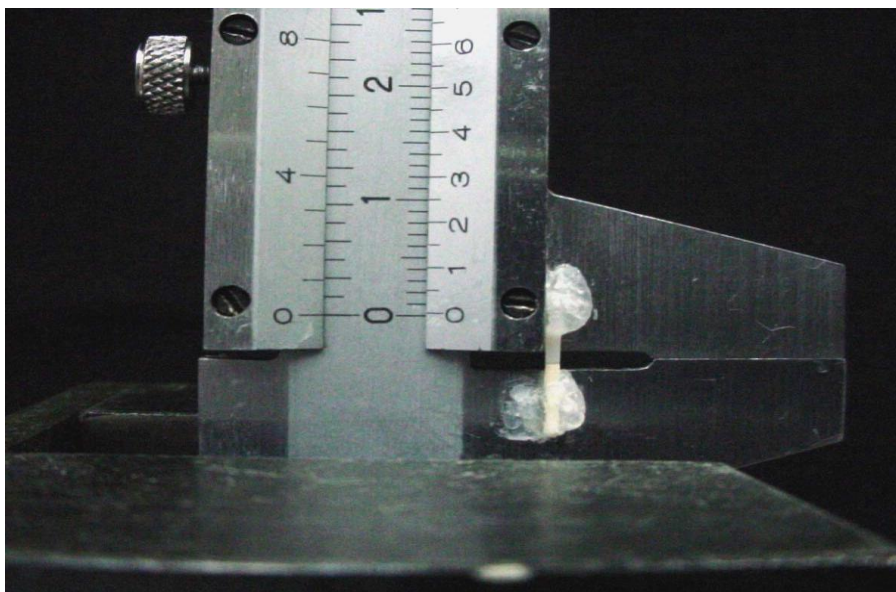


Figura 6- Conjunto paquímetro — corpo-de-prova



Figura 7- Máquina de ensaio universal EMIC.

4.2.5 Análise das Superfícies Fraturadas: Tipo de fratura

Para determinar o modo de fratura todos os espécimes foram observados no microscópio eletrônico de varredura (MEV). As superfícies fraturadas foram classificadas do seguinte modo: Fratura A- adesiva entre fibra e resina composta, Fratura B- adesiva entre fibra e resina flow; Fratura C- adesiva entre resina flow e resina composta; Fratura D- coesiva de resina composta; Fratura E- coesiva de resina flow; Fratura F- mista (envolvendo dois tipos de fratura ao mesmo tempo).

4.2.6 Análise Topográfica em Microscópio Eletrônico de Varredura:

Para ilustração do modo de falha foram avaliados no MEV dois corpos de prova (palito) de cada grupo após a realização do ensaio de resistência a microtração. Previamente os corpos-de-prova foram submetidos à metalização (Figura 9), onde foram posicionados numa plataforma de alumínio (stub) e realizado um recobrimento com uma fina camada condutora de ouro (50 a 100 Ångstron) depositado via vaporização na máquina metalizadora Denton Vacuum Inc, modelo Desk II (LAS/INPE, São José dos Campos). Após, as superfícies foram analisadas com aumentos de 1.000X 2.000X e 5.000X realizada por meio do microscópio eletrônico de varredura marca JEOL JSM-5310 (LAS/INPE, São José dos Campos), equipado com software digital. Os valores de cada grupo foram encaminhados para análise estatística e os resultados obtidos serão descritos no próximo capítulo.



Figura 8- Microscópio eletrônico de varredura



Figura 9- Máquina metalizadora Denton Vacuum Inc

5-

RESULTADOS

5.1-Resultados

5.1- Ensaio de resistência à microtração

Os valores da estatística descritiva dos grupos estudados estão detalhados abaixo, na tabela 1.

Tabela 1: Número e porcentagem de corpos de prova (CP), número e porcentagem de falhas pré-teste (FPT), média da resistência adesiva em MPa e o desvio padrão(SD), obtidos para os diferentes grupos.

GRUPO	CP (%)	FPT (%)	MÉDIA	DESVIO PADRÃO
1	36 (100)	3 (8.3)	22,40	13,46
2	36 (100)	27 (75.0)	03,90	04,27
3	36 (100)	1 (2.8)	17,22	07,78
4	36 (100)	4 (11.1)	12,65	06,98
5	36 (100)	18 (50.0)	06,40	05,54
6	36 (100)	20 (55.6)	07,84	09,74
7	36 (100)	15 (41.7)	12,17	10,98

A maior média de todos os grupos (22,4 MPa \pm 13,4) foi obtida pelo grupo controle 1, onde neste, os blocos de resina composta eram apenas unidos pela aplicação do agente de união na interface adesiva.

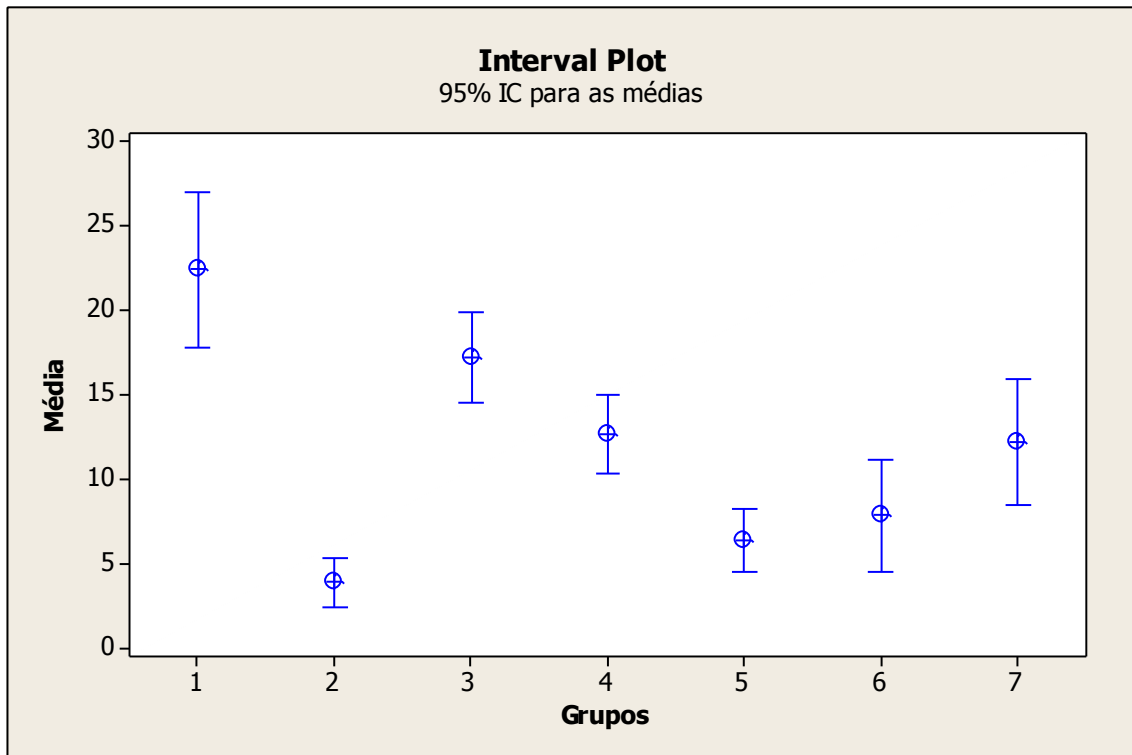


Figura 10- Gráfico representativo da distribuição das médias de resistência à microtração dos grupos estudados.

A análise de variância (ANOVA 1-fator) revelou que os valores de resistência a microtração foram significativamente afetados pelo protocolo aplicado nos diferentes grupos ($P=0,000$), evidenciado na tabela 6.

Tabela 2- Resultados de resistência à microtração para os grupos submetidos a análise de variância (ANOVA 1-fator).

Source	DF	SS	MS	F	P
ST	6	8992,4	1498,7	18,90	0,00
ERROR	245	19429,3	79,3		
TOTAL	251	28421,7			

Após a análise de variância revelar diferença estatisticamente significativa entre os grupos, os resultados de resistência a microtração foram submetidos ao teste Tukey para comparação das médias ($\alpha=5\%$), a fim de identificar entre quais grupos ocorria esta diferença (Tabela 3).

Tabela 3 – Resultados obtidos nos sete grupos avaliados estatisticamente através do teste Tukey 95%

GRUPO	MÉDIA	DESVIO PADRÃO
1	22,40 ^a	13,46
2	3,90 ^d	4,27
3	17,22 ^{ab}	7,78
4	12,65 ^{bc}	6,98
5	6,40 ^d	5,54
6	7,84 ^{cd}	9,74
7	12,17 ^{bc}	10,98

Semelhanças estatísticas estão indicadas pela mesma letra

Considerando que o grupo controle foi delineado a fim de obter um padrão áureo de adesão entre blocos de resina composta e que este não corresponde a um protocolo de esplitagem, os dados de resistência a microtração dos demais grupos (2-7) também foram submetidos a análise de variância (ANOVA 1-fator) e teste de Tukey para comparação das médias ($\alpha=5\%$) sem, contudo, considerar o grupo controle na análise (tabela 4 e 5).

Tabela-4 Resultados de resistência a microtração para os grupos submetidos a análise de variância (ANOVA 1-fator).

Source	DF	SS	MS	F	P
--------	----	----	----	---	---

ST	5	4269,4	853,9	13,70	0,00
ERROR	210	13087,4	62,3		
TOTAL	215	17356,8			

Tabela 5 – Resultados obtidos para os protocolos de esplintagem (grupos 2-7) tratados estatisticamente através do teste Tukey 95% para comparação das médias.

PROTOCOLOS	MÉDIA	DESVIO PADRÃO
2	3,90 ^c	4,27
3	17,22 ^a	7,78
4	12,65 ^{ab}	6,98
5	6,40 ^c	5,54
6	7,84 ^{bc}	9,74
7	12,17 ^{ab}	10,98

Semelhanças estatísticas estão indicadas pela mesma letra.

5.3- Análise topográfica com MEV:

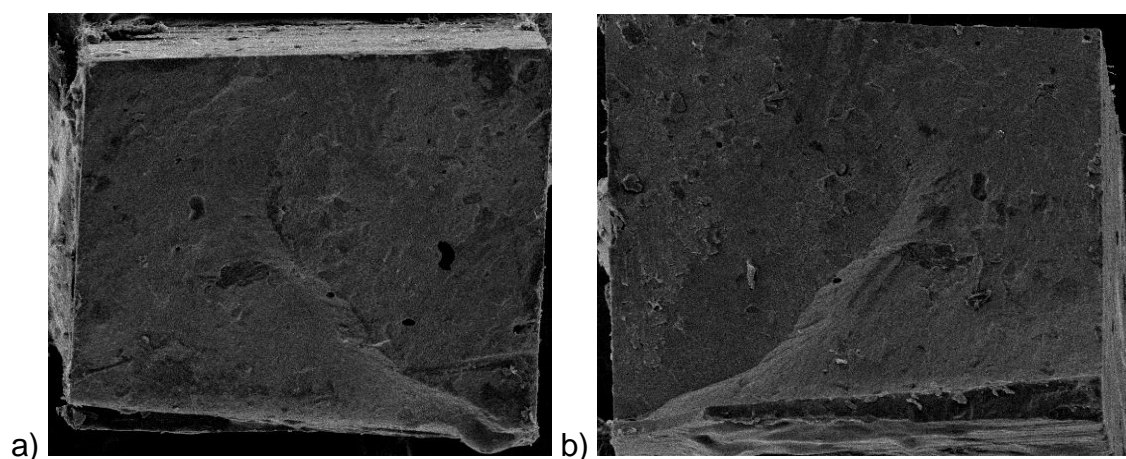


Figura 11 a e b - Fotomicrografias das superfícies dos palitos do grupo 1 apresentando fraturas do tipo coesiva em resina composta.

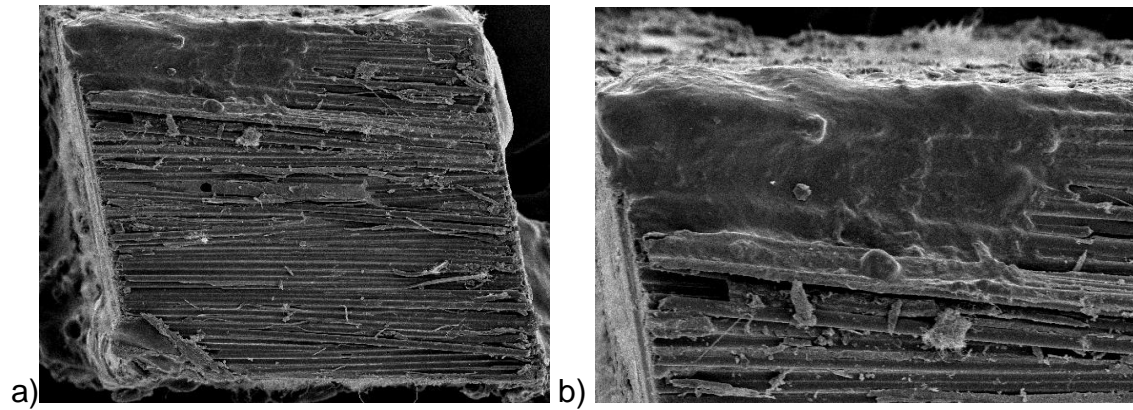


Figura 12- Fotomicrografias das superfícies dos palitos do grupo 2 apresentando a) fraturas do tipo adesiva na interface fibra / resina e b) coesiva de resina

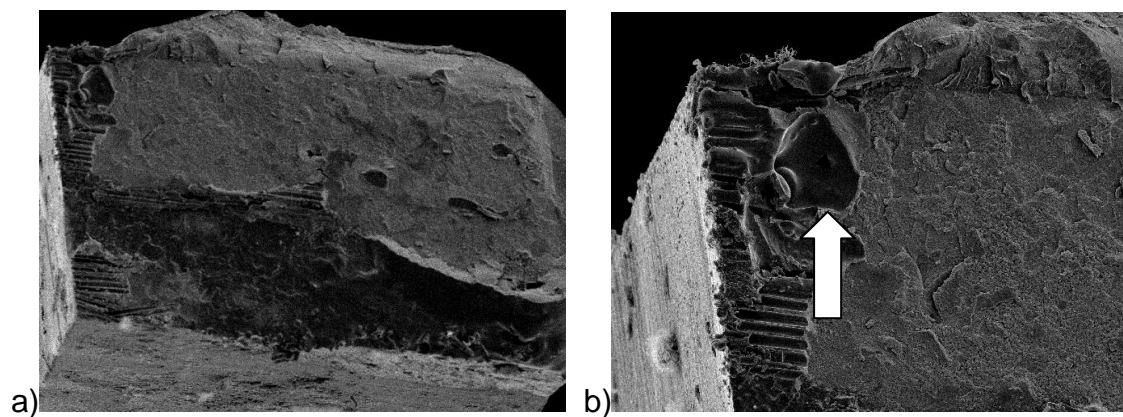


Figura 13- Fotomicrografias das superfícies dos palitos do grupo 2 apresentando a) fraturas do tipo adesiva na interface fibra / resina b) coesiva de resina, onde na área da superfície que apresenta a seta se refere a presença de bolhas na micrografia desencadeando assim a possibilidade de se obter baixos valores à microtração .

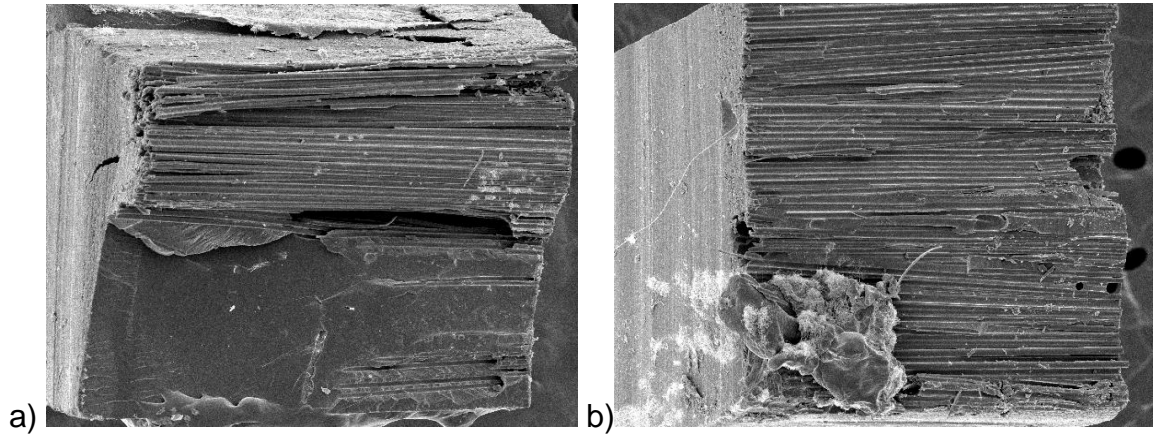


Figura 14- Fotomicrografias das superfícies dos palitos do grupo 3 apresentando a)fraturas do tipo adesiva na interface fibra / resina ,b) coesiva de resina composta .

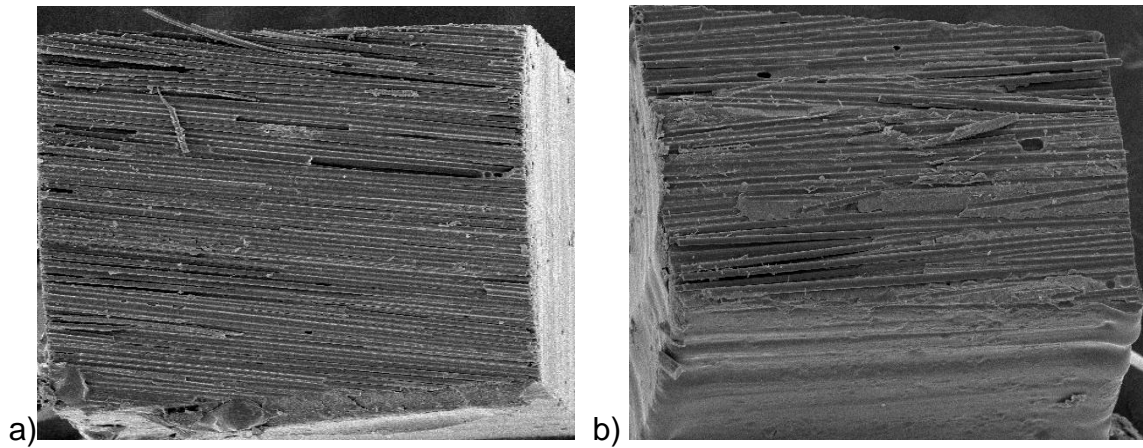


Figura 15- Fotomicrografias das superfícies dos palitos do grupo 4 apresentando a e b fraturas do tipo adesiva na interface fibra / resina flow

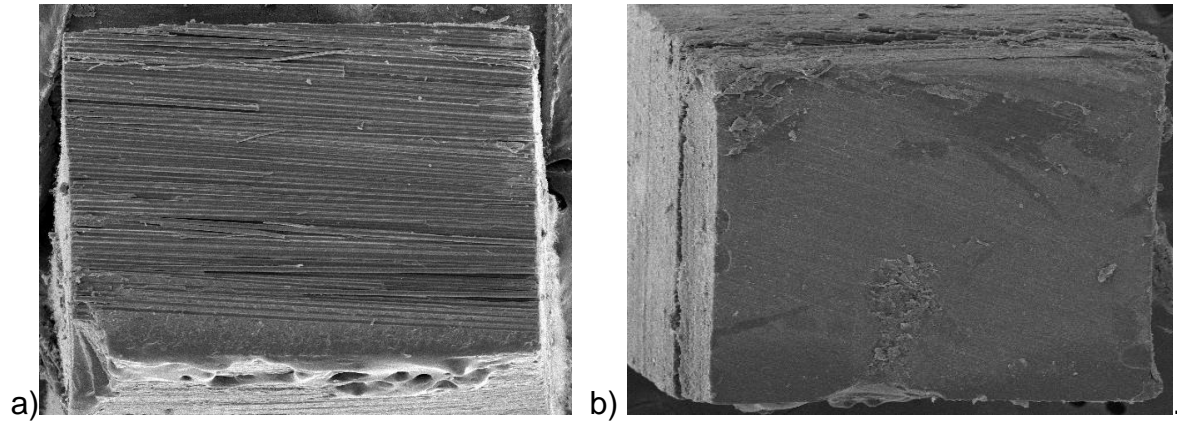


Figura 16- Fotomicrografias das superfícies dos palitos do grupo 5 apresentando a fraturas do tipo adesiva entre fibra / resina e b) fratura adesiva entre resinacomposta / resina flow

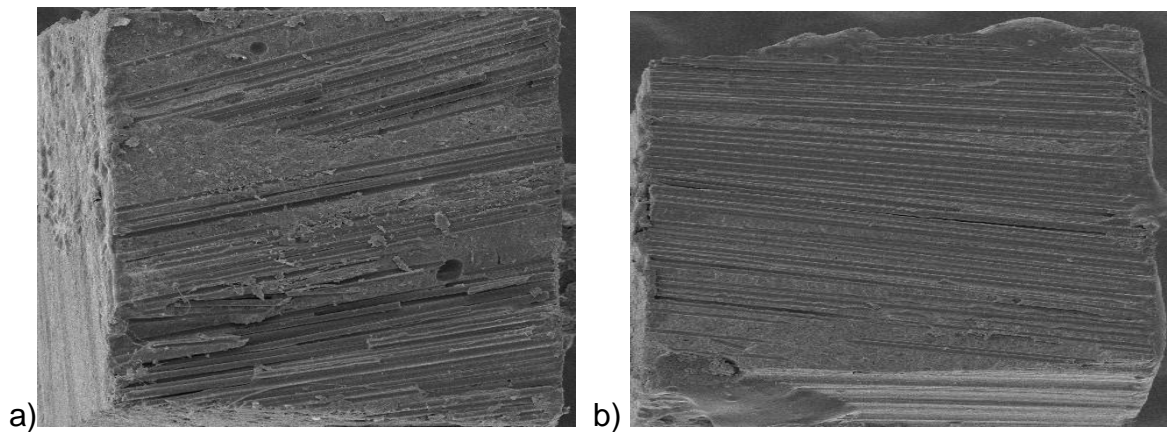


Figura 17- Fotomicrografias das superfícies dos palitos do grupo 6 apresentando a)fraturas adesiva na interface fibra / resina , b) tipo coesiva de resina composta

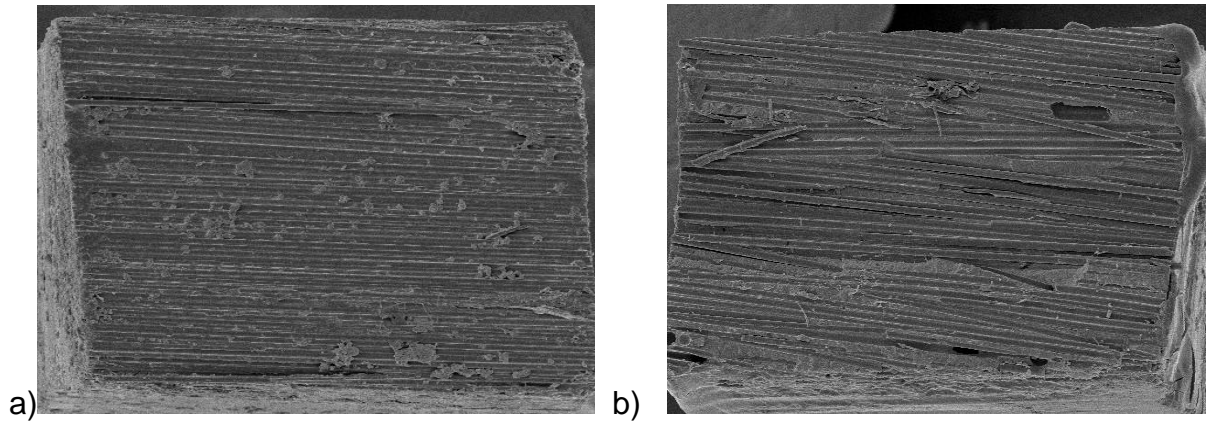


Figura 18- Fotomicrografias das superfícies dos palitos do grupo 7 apresentando a)fraturas adesiva na interface fibra / resina e b) do tipo coesiva de resina flow e resina composta.

Os resultados referentes à avaliação dos padrões de falha observados em microscopia eletrônica de varredura nos corpos-de-prova submetidos ao ensaio de microtração mostraram que houve falhas adesivas e coesivas.

6-

DISCUSSÃO

6-DISCUSSÃO

6.1 Considerações Iniciais

Os materiais utilizados neste trabalho são comprovadamente testados e aprovados para serem utilizados na clínica, razão pela qual optamos em colocá-los de forma combinada para que pudéssemos avaliar se algumas propriedades mecânicas inerentes de cada um material, seria mantida ou melhorada através de um recente teste de microtração proposto por Sano em 1994.

Sobre as Fibras: As fibras de vidro são obtidas pelo aquecimento de barras de vidro que sofrem estiramento para produzir os fios e imediatamente após a fase de estiragem e antes de se unirem para formar os fios de base, os filamentos são impregnados com uma solução aquosa de compostos (geralmente orgânicos). Este processo é chamado de encimagem e tem a função de proteger a superfície da fibra e apresentam também algumas características como resistência mecânica,

características elétricas, estabilidade dimensional, incombustibilidade, biocompatibilidade, baixa condutibilidade térmica, alta resistência a agentes químicos e não apodrecimento (SAINT-GOBAIN 2006). Assim, pode-se salientar que dentre as propriedades observadas, destaca-se que as fibras de vidro podem ser aplicadas na cavidade oral para reforço mecânico de materiais odontológicos sem apresentar alguns efeitos negativos, como: variação dimensional, degradação biológica ou química, efeito galvânico, corrosão e alteração térmica, (VETROTEX 2005).

As fibras de vidro são constituídas por cerca de 60% de sílica (SiO_2), além de óxidos de cálcio, boro, sódio, alumínio e ferro, onde a proporção de cada componente vai depender do tipo de fibra de vidro que se deseja. Atualmente as fibras de vidro se apresentam basicamente em três tipos: Fibras de vidro tipo E, as mais usadas, são boas isolantes elétricas, além de possuírem boa resistência mecânica e razoável módulo de elasticidade. As do tipo C têm excelente resistência à corrosão química e as do tipo S, com alta concentração de sílica, são capazes de suportar temperaturas mais altas que outros vidros. Além dessas características as fibras de vidro possuem translucidez ideal para uso protético, se tornando imperceptíveis dentro da estrutura reforçada, o que é uma grande vantagem, (CHAWLA 1987; GOLDBERG. et al., 1992).

Em relação ao modo de impregnação as fibras podem ser pré-impregnadas e não impregnadas, onde as pré-impregnadas têm como grande vantagem uma impregnação homogênea das tiras, um menor número de passos para o operador e uma boa consistência de manuseio e propriedades flexurais maiores devido ao maior conteúdo de fibra alcançado pelo processo de fabricação (VALLITTU 1997).

Em relação à arquitetura, as fibras podem ser unidirecionais apresentando alta resistência flexural, perpendiculares entre si como um tecido ou malha, ou trançadas. As fibras perpendiculares e as trançadas têm a característica de prevenir o esfiapamento, além de resistir a cargas vindas de diversas direções, já que a maioria das fibras possui diferentes propriedades dependendo da direção da carga que elas recebem, (DENTAL ADVISOR 1998).

Os compósitos reforçados com fibras unidirecionais e pré-impregnadas são capazes de suportar duas a três vezes mais carga e exibem módulo flexural quase 10 vezes superior ao de compósitos reforçados por fibras tecidas e impregnadas manualmente, observou-se que fibras sem um pré-tratamento adequado podem

agir como inclusão de impureza na mistura fazendo com que ao invés de reforçar, venham a enfraquecer a resina onde o reforço fibroso tem como função principal a criação de um material que possa resistir bem às tensões recebidas em múltiplas direções, mantendo, porém, alguma flexibilidade, o que não o deixará tão frágil, como ocorre com a porcelana dental, (ALTIERI et al., 1994; VALLITTU E KATJA 1997; GOLDBERG; DENTAL ADVISOR 1998; GIORDANO; PAUL VAN WIJLEN; NOHRSTRÖM 2000; BELLI; ESKITASCIOGLU 2006).

É importante salientar que são características fundamentais para um sucesso clínico, a arquitetura da fibra, quantidade de fibras, impregnação da fibra com a matriz resinosa, adesão da fibra à matriz, propriedades da fibra, propriedades da matriz, distribuição das fibras dentro da subestrutura, cujas são colocadas de maneira contínua dentro de um compósito paralelas em uma única direção, formando um laminado. (GIBSON 1994; DENTAL ADVISOR 1998; BEHR et al., 2000).

Sobre as Resinas Nanoparticuladas: As resinas compostas nanoparticuladas apresentam partículas nanométricas com tamanho médio de 20 nm e nanoaglomerados, com tamanho médio de 6µm, Suas características conferem ao material propriedades superiores às dos compósitos híbridos como melhor polimento, fácil manuseio e capacidade de manter a anatomia por longos períodos além de possuírem uma menor contração de polimerização, ótimas propriedades mecânicas, como resistência à tração, resistência à compressão e resistência à fratura, e significativamente maiores que as resinas microparticuladas, (MITRA. et al., 2003; DEBASTIANI E LOPES, 2005).

Baseado nestas propriedades desta resina é que foi decidido por incluí-las na presente pesquisa para avaliar o seu comportamento dentro da metodologia proposta, ou seja, em associação com outros materiais.

Sobre a Resina Flow: Com os avanços tecnológicos e a busca incessante pela estética onde se busca conciliar beleza e resistência novos materiais restauradores estéticos têm surgido, com modificações de suas propriedades físicas e mecânicas, na tentativa de suportar e dissipar melhor o estresse, minimizando os esforços gerados sobre a linha de união entre os materiais. Neste contexto merecem

destaque as resinas flow, cujo emprego associado a resinas compostas convencionais, resinas condensáveis, cerômeros e ormoceros traria benefícios para as restaurações estéticas de dentes anteriores e posteriores, onde de acordo com os fabricantes, as resinas flow apresentam menor concentração de carga, ótimo escoamento e baixo módulo de elasticidade, o que, teoricamente, suportaria e dissiparia melhor o estresse gerado por tensões térmicas e mastigatórias, diminuindo as microfraturas causadas na linha de união e favorecendo o vedamento marginal, (CLAUDIO HELIOMAR et al.2002).

Sobre o Agente de União: Atualmente os sistemas adesivos são classificados como adesivos de condicionamento total, de três e dois passos e auto condicionantes, os self etch de dois passos ou um único passo. Entre outras tendências está a incorporação de nanopartículas nos sistemas adesivos favorecendo o desenvolvimento de materiais que suportem melhor as adversidades da cavidade bucal, além da utilização cada vez mais intensa de adesivos autocondicionantes em dois frascos e dois passos clínicos que possuem documentação científica que suportem sua aplicação, VAN MEERBEEK et al.(2005).

6.2 Da metodologia proposta:

Quando em uma investigação científica se propõe avaliar a interação adesiva entre diferentes substratos, um dos aspectos de fundamental importância diz respeito ao método de avaliação empregado, de modo que, o mesmo possa expressar realmente a capacidade de união entre os materiais.

A falta de uma metodologia objetiva e padronizada pode influenciar de uma forma negativa os valores de resistência de união dos materiais testados e com isso desencadear discórdias entre os diferentes grupos de pesquisadores, necessitando-se obter um tipo simples e objetivo de ensaio mecânico para testar as resistências de união dos materiais. O ensaio de cisalhamento, embora seja de fácil execução técnica, não pode ser considerado um teste mecânico ideal para este fim, por apresentar em seus resultados uma frequência muito grande de falhas coesivas nos substratos estudados sejam eles: estruturas dentais, materiais resinosos ou cerâmicos. A grande incidência de falhas coesivas relacionadas ao referido ensaio mecânico deve-se, entre outros fatores, à distribuição não uniforme dos estresses na

área adesiva dos espécimes submetidos à força de cisalhamento, solicitando, desta forma, mais o substrato que a própria interface adesiva (SANO et al., 1994; DELLA BONA e VAN NOORT 1995; PHRUKKANON et al.,1998).

Com isso introduziram o ensaio de microtração, que permite testar interfaces adesivas utilizando-se espécimes de dimensões reduzidas, tornando-se possível com esse teste mapear diferentes regiões de um mesmo dente e avaliar de forma mais pura a interface adesiva, além de comparar regiões ímpares, áreas de forma irregular, regiões onde os outros testes não conseguiriam, e permitem avaliar resistência adesiva em diferentes áreas de um mesmo espécime Originalmente, o teste de microtração foi idealizado com corte em pequenas fatias, conferindo ao corpo-de-prova um formato de ampulheta. Porém, a vibração produzida pela utilização da ponta diamantada utilizada, em baixa rotação, para confecção dos corpos-de-prova pode eventualmente induzir estresse na interface adesiva durante a preparação, influenciando a força da união dos materiais testados, além da maior perda dos corpos de prova durante sua confecção. Atualmente, o método mais utilizado, é o que realiza 2 cortes perpendiculares em direção, conferindo o aspecto de palitos longitudinais, permitindo a obtenção de um maior número de corpos de prova, de 25 a 40, com pequena secção transversal de $0,7\text{mm}^2$ a $1,0\text{mm}^2$, a partir de uma única amostra provocando menos estresse na união adesiva,(SANO et al., 1994; DELLA BONA e VAN NOORT 1995).

Corpos de prova com dimensões de $1,0\text{mm}^2$ como utilizado em nosso estudo, são padrão para testes de ensaio à microtração, pois são espécimes com tamanhos reduzidos facilitando a análise das fraturas em microscopia eletrônica de varredura ou transmissão e tornando-se possível com esse teste mapear diferentes regiões de um mesmo dente, como diferentes profundidades ou tipo de mineralização do tecido cariado ou sadio, o que seria ideal para avaliar a resistência adesiva, já que as diferenças regionais em dentina são maiores que as variações dente-dente, permitindo avaliar de forma mais pura a interface adesiva, na medida em que possibilitou uma diminuição significativa do número de falhas coesivas,(SANO et al., 1994; VERSLUIS et al.1997; VAN MEERBEEK et al.,2010).

Os palitos perdidos foram incluídos no cálculo de resistência de cada grupo. Foi atribuído um valor de 2,0 MPa aos corpos-de-prova (palitos) perdidos, pois, valores inferiores a 5,0 MPa são aferidos pelo teste de microtração,ou atribuído um valor pré-determinado Desta forma considerou-se que aqueles palitos

perdidos durante os procedimentos pré-teste, ou seja, corte e/ou manipulação para fixação e realização do ensaio de microtração não atingiram valores de resistência de união superiores a 2,0 MPa, (PASHLEY et al.,1999; VAN MEERBEEK et al.,2010).

Nota-se que as condições ideais para uma adesão entre a resina composta e a fibra de vidro necessita de um agente de união ou um material de alta viscosidade como a resina flow para que se obtenha um embricamento entre os materiais, pois as resinas compostas não possuem escoamento suficiente pra penetrar entre as fibras e provocar a união química e/ou embricamento mecânico, isto pode se analisado na tabela-1, onde no grupo 2, as fibras foram interpostas entre os bloco de resina sem o auxílio de nenhum agente de união ou resina flow e obteve-se estatisticamente os valores mais baixos de resistência de união, então de alguma maneira, a interface entre fibra e compósito se tornou mais susceptível a iniciar a falha da superfície o que foi visualizado nos testes do MEV da figura 8 e 9. Os resultados dos protocolos que apresentavam fibras em sua composição só obtiveram valores de resistência de união consideráveis na presença de agente de união ou resina flow. O protocolo que obteve os maiores valores de resistência de união foi o protocolo com resina composta e agente de união onde este se caracterizava pelo grupo controle de acordo com a tabela 5. De acordo com os valores descritos também na tabela-1 observou-se que, com a exceção do grupo controle, o grupo 3 composto por resina composta +agente de união+fibra de vidro obteve os maiores valores de resistência a microtração com média de 17,22 MPa se diferenciando dos outros grupos.

Para o teste de resistência à microtração, revelou que os valores foram significativamente afetados pelos protocolos aplicados nos diferentes grupos ($P=0,000$), evidenciado na tabela-6, garantindo assim a confiabilidade dos protocolos empregados

Quanto à análise das imagens obtidas pelo MEV (figura 11-18), observou-se que todas as fraturas analisadas ocorreram na zona adesiva, sendo detectada fratura coesiva na resina. Essas imagens foram compatíveis com as informações encontradas na literatura que afirmam que o ensaio de microtração, promoveria maior incidência de fraturas adesivas ou mistas do que os ensaios convencionais de resistência adesiva, os quais nos fornecem grande incidência de fraturas coesivas (SANO et al., 1994; PURKKANON et al., 1998; PASHLEY et al.,1999).

De acordo com os resultados obtidos neste estudo, pôde-se afirmar que os diferentes substratos utilizados nos protocolos, juntamente com suas diferentes disposições, influenciam na resistência adesiva, porém transpareceu a necessidade de se utilizar um agente de união entre os substratos para se obter valores de resistência adesiva satisfatórios o que vai otimizar a longevidade terapêutica e o tempo clínico do cirurgião-dentista, baseando-se que a contenção dos elementos dentários utilizando-se resina compostas tem se apresentado como uma terapêutica simples e barata, fornecendo uma solução satisfatória para muitos pacientes que se apresentam com mobilidade dentária.

7-

CONCLUSÕES

7 – CONCLUSÕES

Diante da metodologia empregada nesta pesquisa, análise estatística dos resultados conclui-se que:

- 1) Houve diferença estatisticamente significativa ($p < 0.05$) na resistência de união entre os protocolos de esplintagem avaliados;
- 2) O maior valor médio de resistência de união foi obtido pelo protocolo do grupo controle 1 (resina composta + adesivo);
- 3) Entre os grupos testes, o maior valor médio de resistência de união foi obtido pelo protocolo do grupo 3 (resina composta + fibra de vidro + adesivo);
- 4) Novas pesquisas deverão ser realizadas para complementar as conclusões obtidas com o presente estudo.

8- REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

8 – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALTIERI, J. V. et al. Longitudinal clinical evaluation of fiber-reinforced composite fixed partial dentures: a pilot study. **J. Prosthet. Dent.**, v.71, n.1,p 65-72 1994.

AJAY KAKAR e ANUPAMA PATIL. Bite-in, **hube centre of indian dentistry**, 2008.

ANAGNOSTOU, M. Light protection of fiber-reinforced strip using aluminum foil for the direct splinting technique,**Operative Dentistry**, v 31,N3, P394-397,2006.

ANDREASEN, J. O. Relationship between celll damage in the periodontal ligament after and subsequent development of root resorption. A time-related study in monkeys ,**Acta OdontoScand**, v39,p 15-25, 1981.

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

BEHR, M. et al. Flexural properties of fiber reinforced composite using a vacuum/pressure or a manual adaptation Manufacturing Process”, **Journal of Dentistry**, v. 28,pp. 509-14,2000.

BERND HEINZ. Fabrication and strategic significance of a special resin composite splint in advanced periodontitis, **Quintessence International** v 27, N 1 1996.

BOTTINO,M,A; et al .A comparative study of flexural strength using two composite resins fiber reinforced PGR: Pós-Grad. Rev. **Fac. Odontol. São José dos Campos**, v4,P 5-12, set.-dez. 2001.

BROWN.D. Fibre-reinforced materials dental, **Update Guildford**, P.442-448,2000.

BUTTERWORTH, C.; ELLAKWA, A.E.; SHORTALL, A. Fibre-reinforced composites in restorative dentistry, **Dent. Update**, v.30, p.300-306, 2003.

COHEN, A. S.; SHEN, T. C.; POGREL, M. A. Transplanting teeth successfully: autografs and alografts that work. **J. Am. Dent. Assoc.** p. 481-5, 1995.

CHAWLA, K.K. Composite materials science and engineering, **Alemanha, Ed. Springer-Verlag New York Inc**,1987

CHO, L. et al. Marginal accuracy and fracture strength of ceromer/fiber-reinforced composite crowns: effect of variations in preparation desing. **J. Prosthet. Dent**, v.88, n 4, p. 388-95, Oct. 2002.

CHONG, K.H.; CHAI, J. Strenght and mode of failure of unidirecional and bidirecional glass fiber-reinforced composites materials. **Int J Prosthodont**, v 16 n2,p 161-166, 2003.

CLAUDIO HELIOMAR,V,S. et al. The use of flowable composite– influence on leakage in dentin margins, **FOL • Faculdade de Odontologia de Lins / UNIMEP**, vol. 14 n 1 jan./jun. 2002

DEBASTIANI, F.S.; LOPES, G.C. Restaurações diretas de resina composta em dentes posteriores. **International Journal of Brazilian Dentistry**, v. 1, n. 1, p. 31-39, 2005.

DEBORA FURLANI. Efeito da arquitetura da fibra sobre características flexurais e de fratura de resinas compostas dentais Reforçadas por Fibra ,2003

DELLA BONA, A.; VAN NOORT, R. Shear versus tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. **J. Dent. Res.**, Washington, v.74, n.9, p.1591-1596,Sept. 1995.

DENTAL ADVISOR. *Fiber reinforced composites*, v. 15, nº 2, p 2-5,1998

EBELESEDER K A. et al. Splints made of wire and composite: an investigation of lateral tooth mobility in vivo.**Endodontics & dental traumatology** ,v11(6),p288-93, 1995.

EFSTRATIOS PAPAZOGLU; MARIA ANAGNOSTOU. Adaptation of fiber-reinforced strip using dental floss for the direct splinting technique **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v 92,2004.

ELLAKWA, A.E. et al. The influence of fiber placement and position on the efficiency of reinforcement of fiber reinforced composite bridgework. **J. OralRehab.**, v.28, p785-791, 2001.

ELLAKWA, A. E. et al. Influence of bonding agent composition on the flexural properties of an ultrahigh weight polyethylene fiber-reinforced composite. **Oper. Dent.**, v.27, p.184-191,2002.

ELLAKWA, A., SHORTALL, A., MARQUIS, P. Influence of fibre position on the flexural properties and strain energy of a fibre- reinforced composite, **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 30, pp. 679- 682,2002.

FELIPPE,L,A. et al. Fibras de reforço para uso odontológico – Fundamentos e aplicações clínicas. **Revista da APCD**, v. 55, n. 4, jul/ago, 2001.

FORABOSCO,A. et al.The importance of splinting of teeth in the therapy of periodontitis.**Minerva Stomatol** ,v55(3),P87-97,2006.

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

FREILICH, M.A. et al. Clinical evaluation of fiber-reinforced fixed *bridges*, **JADA**, v133,p 1524-1534, 2002.

GIBSON, R.F.Principles of Composite material mechanics,**Singapura, Mc Graw-Hill**,1994.

GIORDANO II, R. Fiber reinforced composite resin systems, **General Dentistry**, p. 244-249,2000.

GLICKMAN, I. *Periodontia clínica*. 5 ed. **Carranza: Interamericana**, 1990.

GOIRIS, F.A. Oclusão: Conceitos e discussões fundamentais, 2^a ed Santos, 1999.

GOLDBERG, A. et al. An innovative pre-impregnated glass fiber for reinforcing composites, *Dental Clinics of North America*, v 43, n 1, p.127-133, Jan, 1992.

GOLDBERG, A. J.; BURSTONE, C. J. The use of continuous fiber reinforcement in dentistry, *Dent Mater, Copenhagen*, v. 8, p 197-202, 1992.

GOLDBERG, A.J, et al. Flexure properties and fiber architecture of commercial fiber reinforced composites, *Journal of Dental Research*, v77, abstract 967, p226, 1998.

GOLDBERG, A,J.; FREILICH, M,A. An innovative pre-impregnated glass fiber for reinforcing composites. *Dent. Clin North Am*, v.43, n.1, jan, p.127-133, 1999.

HINCKFUSS, ELISABETH,S; MESSER, L,B. Splinting duration and periodontal outcomes for replanted avulsed teeth: a systematic review, p. 150-157,v(8),2009.

HUGHES TE.; STRASSLER H,E. Minimizing excessive composite resin when fabricating fiber- reinforced splints, *J Am Dent Assoc*,v 131,N(7),P 977-979, 2001.

IANNI,D.F.; et al. Fibras reforçadas por resina (CRF) em ortodontia. Versatilidade clínica parte 2, *Rev Dent Press Ortodon Ortop Facial*,v10 n3, Maringá May/June 2005.

KALLIO, T, T.; LASTUMÁKI, T, M.; VALLITTU, P, K. Bonding of restorative and veneering composite resin to some polymeric composites, **Dent. Mater.**, v.16, n. 1, p.80-86, 2000.

KARMAKER, A. C. et al. Performance of fiber-reinforced composites intended for prosthodontic frameworks. **ANNUAL MEETING OF SOC BIOMATERIALS,V 23. St. Paul. Proceedings. St. Paul: Society of Biomaterials**, v 23, p 231,1997.

KOLBECK, C. et al. In Vitro examination of the fracture strength of 3 different fiber-reinforced composite and 1 All-Ceramic Posterior Inlay Fixed Partial Denture Systems”, **Journal of Prosthodontics**, v. 11, no 4, pp. 248-253, 2002.

KOK-HENG.C; JOHN,C. Strength and mode of failure of unidirectional and bidirectional glass fiber-reinforced composite materials. **The International journal of prosthodontics**,v.16 (2),P161-6, 2003.

LASCALA, N.T., MOUSSALI, N.H. Compêndio terapêutico periodontal. 3. ed. São Paulo: Artes Médicas : Cap. 25, p. 490-509, 1999.

LASSILA,L,V; NOHRSTROM,T; VALLITTU,P,K. The influence of short-term water storage on the flexural properties of unidirectional glass fiber- reinforced composite, **Biomaterials**, v23 , p 2221–2229, 2002.

LASSILA, L,V,J; VALLITTU,P,K. The effect of fiber position and polymerization condition on the flexural properties of fiber- reinforced composite, **The Journal of Contemporary Dental Practice**, v. 5, n° 2, pp. 14-26,2004.

MEIERS, J, C. et al. The influence of fiber reinforcement of composites on shear bond strengths to enamel. **The Journal of prosthetic dentistry**,v89(4),P388- 93,2003.

MERİÇ, I,G.; RUYTER,E . Influence of thermal cycling on flexural properties of composites reinforced with unidirectional silica-glass fibers , **Dental Materials**, v24, n 8, P 1050-1057,2008.

MILLER, T.E. A new material for periodontal splinting and orthodontic retention. **Comp Continuing Educ Dent.**,v 19(6): p 800-12. 1993

MITRA SB, Wu D, Holmes B. An application of nanotechnology in advanced dental materials. **J Am Dent Assoc** v134(10),P1382-90,2003.

M, GANESH; SHOBHA,T. Versatility of ribbond in contemporary Dental Practice, **Trends Biomater. Artif. Organs**, v 20 (1),p53-58,2006.

NAKAMURA, T. et al. Strength and elastic modulus of fiber-reinforced composites used for fabricating FPDs, **The International Journal of Prosthodontics**, v. 16, n5, p 549-553,2003.

NOHRSTROM, T,J.; VALLITTU, P,K; YLI-URPO, A. The effect of placement and quantity of glass fibers on the fracture resistance of interim fixed partial dentures, **International Journal of Prosthodontics**,v 13,P72–78,2000.

OIKARINEN, K. et al. Rigidity of various fixation methods used as dental splints, **Endod. Dent. Traumatol**, v 8,P 113-9, 1992.

PAUL, V, W. A Modified technique for direct, fibre-reinforced, resin-bonded bridges, Clinical Case Reports **J Can Dent Assoc**,v66,P367-71,2000.

PASHLEY, D.H. et al. The microtensile bond test: a review. **J. Adhes. Dent.**, Berlin, v.1, n.4, p.299-309, Apr. 1999.

PHRUKKANON, S.; BURROW M.F.; TYAS M.J. The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. **Dent. Mater.**, Washington. v.14, n.3, p.212-221, June 1998.

PORTERO,P,P. et al. The use of fiber-reinforced composites in dentistry **Publ. UEPG Biol. Health Sci., Ponta Grossa**, v11 (3/4), P47-52, set./dez 2005.

RUDO, D.; KARBHARI, M.E. Physical behaviors of fiber reinforcement as applied to tooth stabilization. **Dent Clin North Am**, v 43(1),p 7-35, 1999.

RONALDO HIRATA. Sistemas adesivos:Aplicações clínicas e conceitos atuais, seção 3,Estética/prótese,p 341-356,2006

ROSENTRITT, M. et al. Experimental design of FDP made of all-ceramics and fibereinforced composite, **Dent. Mater**,v.16, n.2, p159-165, 1999.

SAINT-GOBAIN / VETROTEX. Catálogo do fabricante. s/data, Brasil,2006.

SAMADZADEH, A. et al. Fracture strengths of provisional restorations reinforced with plasma-treated polyethylene fiber,**J. Prosthet. Dent**, v. 78, n5, p 447-50, 1997.

SANO H. et al. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength – evaluation of a micro-tensile bond test, **Dent Mater**,v10(4),P 236-40,1994.

SEMA.B; NAZMIYE.D; GÜRCAN,E. The effect of c-factor and flowable resin or fiber use at the interface on microtensile bond strength to dentin. **The journal of adhesive dentistry**,v8,P247-53,2006.

SERIO, F, G. Clinical rationale for tooth stabilization and splinting,**Dent Clin North Am**,v43(1),P1-6,1999.

SEWÓN, L, A. et al. Rehabilitation of a periodontal patient with rapidly progressing marginal alveolar bone loss, **J CLIN PERIODONTAL**, v27,n(8),P615-9, 2000.

THOMAS, E H; HOWARD, E,S. Diminuição dos excessos de resina composta na execução de contenção com fibras de reforço, 2001.

VAN MEERBEEK B, et al. A randomized controlled study evaluating the effectiveness of a two-step self-etch adhesive with and without selective phosphoric-acid etching of enamel. **Dent Mater**,v21,p 375-383,2005.

VAN MEERBEEK B, et al. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes, Review, **dental materials**, n26, p 100-121,2010.

VALLITTU, P,K; NARVA, K.Impact strength of a modified continuous glass fibre-Poly methyl Methacrylate , **The International Journal of Prosthodontics**, v. 10, n°2, p 142 148,1997.

VALLITTU, P,K. Ultra-high modulus polyethylene ribbon as reinforcement for denture polymethyl methacrylate: a Short Communication, **Dental Materials**, v. 13, p 381-382,1997.

VALLITTU, P,K. SEVELIUS,C. Resin-bonded, glass fiber- reinforced composite fixed partial dentures: A Clinical Study, **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 84, p413-418,2000.

VERSLUIS, A.; TANTBIROJN, D.; DOUGLAS, W.H. Why do shear bond tests pull out dentin? **J Dent Res**, v.76, n.6, p.1298-307, June, 1997.

VETROTEX. *Vetrotex: Filamentos de vidro* Disponível em <http://www.vetrotex.com.br/português/gstrand.html> acessado em 22/11/2005.