



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



Rosângela Marques Duarte
Cirurgiã-Dentista

**EFEITO DO TEMPO NA RESISTÊNCIA DA UNIÃO DE
COMPÓSITO PARA CIMENTAÇÃO SOBRE DENTINA E
COMPÓSITO DE BAIXA VISCOSIDADE**

Tese apresentada à Faculdade de
Odontologia de Piracicaba da Universidade
Estadual de Campinas, para obtenção do
Título de Doutor em Materiais Dentários

Piracicaba
2003

543.364.307

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULANTE



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



Rosângela Marques Duarte
Cirurgiã-Dentista

**EFEITO DO TEMPO NA RESISTÊNCIA DA UNIÃO DE
COMPÓSITO PARA CIMENTAÇÃO SOBRE DENTINA E
COMPÓSITO DE BAIXA VISCOSIDADE**

Este exemplar foi devidamente corrigido.
de acordo com a Resolução CCPG-036/83
CPG. 02.10.02
[Assinatura]
Assinatura do Orientador

Tese apresentada à Faculdade de
Odontologia de Piracicaba da Universidade
Estadual de Campinas, para obtenção do
Título de Doutor em Materiais Dentários

Orientador: Prof. Dr. Mario Fernando de Goes

Piracicaba
2003

UNIDADE	BC
Nº CHAMADA	T/unicamp
	D85e
V	EX
TOMBO BC/	55689
PROC.	10/12/04
C	☐
D	☒
PREÇO	11,00
DATA	19/01/2009
Nº CPD	

Bibld. 309584

CM00192795-B

Ficha Catalográfica

D85e Duarte, Rosângela Marques.
 Efeito do tempo na resistência da união de compósito para cimentação sobre dentina e compósito de baixa viscosidade. / Rosângela Marques Duarte. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2003. x, 107p. : il.

Orientador : Prof. Mario Fernando de Goes.
 Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Cimentos dentários – Armazenagem. 2. Compósitos poliméricos. 3. Dentina. 4. Adesivos dentários. I. Goes, Mario Fernando de. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP.



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de DOUTORADO, em sessão pública realizada em 03 de Julho de 2003, considerou a candidata ROSÂNGELA MARQUES DUARTE aprovada.

1. Prof. Dr. MARIO FERNANDO DE GOES

2. Profa. Dra. ROSA HELENA MIRANDA GRANDE

3. Prof. Dr. GELSON LUIS ADABO

4. Prof. Dr. MARIO ALEXANDRE COELHO SINHORETI

5. Profa. Dra. MARINES NOBRE DOS SANTOS UCHOA

Dedico este trabalho,

À minha filha, **CAROLINA**, pela grata oportunidade de tê-la em minha vida, pela riqueza dos momentos vividos com amor que dispensa palavras e traz a plenitude maior do encontro. Os momentos ausentes nos furtam de experiências únicas, mas são válidos pela riqueza que proporcionam nos reencontros.

À minha mãe, **MARIA IVONILDA**, pelo exemplo de retidão, de coragem diante da vida, enfim, por todos os ensinamentos que foram sempre conduzidos com doçura e dedicação, que aliados ao amor que sempre nos uniu, me inseriu no grande palco da vida.

Ao meu pai, **BERNARDO** (*in memoriam*), cujo exemplo de vida e amor nos legou valores inestimáveis à condução da nossa formação. Sua ausência nunca deixará de ser dolorosa, mas sua lembrança reaviva os conceitos e ensinamentos tão necessários e valiosos nos dias atuais.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao Prof. Doutor **MARIO FERNANDO DE GOES**, Titular da Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP, pela oportunidade concedida para a orientação deste trabalho, pela amizade e dedicação na condução dos trabalhos, e pelos ensinamentos valiosos que transbordam naturalmente da sua dedicação ao ensino e à pesquisa.

MEUS SINCEROS AGRADECIMENTOS

AGRADECIMENTOS

À Direção da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, nas pessoas do seu diretor Prof. Dr. **THALES ROCHA DE MATTOS FILHO** e do Diretor Associado Prof. Dr. **OSLEI PAES DE ALMEIDA**.

À Universidade Federal da Paraíba, nas pessoas do magnífico Reitor Prof. Dr. **JÁDER NUNES DE OLIVEIRA** e Vice-Reitor Prof. Dr. **MÚCIO ANTÔNIO SOBREIRA SOUTO**, pelo estímulo a capacitação e oportunidade concedida para a realização do Curso de Pós-Graduação.

À Coordenação Geral de Capacitação Docente da Universidade Federal da Paraíba, pela concessão do afastamento e bolsa de estudos **CAPES - PICDt** que possibilitou a realização do Curso de Pós- Graduação.

Ao Departamento de Odontologia Restauradora da Universidade Federal da Paraíba, nas pessoas do Chefe de Departamento Prof Dr. **ANTÔNIO DE PÁDUA CAVALCANTE DA COSTA** e do Sub Chefe Prof. Dr. **CLÉUCIO VIEIRA MAURÍCIO**, pelo incentivo e constante estímulo para realização deste curso.

Ao Prof. Dr. **LOURENÇO CORRER SOBRINHO**, Titular da Área Materiais Dentários e Coordenador Geral de Pós-Graduação da Faculdade de

Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pelos ensinamentos, apoio sempre presente e dedicação no transcorrer do curso.

Ao Prof. Dr. **MÁRIO ALEXANDRE COELHO SINHORETI**, Associado da Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, Coordenador de Pós-Graduação - Área Materiais Dentários, pelo apoio, dedicação e ensinamentos durante o curso de Pós-Graduação.

Aos Prof. Dr. **SIMONIDES CONSANI**, Titular da Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pela formação de espírito crítico em seus alunos durante o curso.

À Profª. Drª **GLAUCIA MARIA BOVI AMBROSANO**, da Área de Bioestatística da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pelos ensinamentos e realização da análise estatística deste trabalho.

À Profª. Drª **MARINÊS NOBRE DOS SANTOS UCHOA**, da Área de Odontopediatria da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pelos ensinamentos e apoio sempre presente com dedicação e amizade.

Ao técnico especializado da Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, Engenheiro **MARCOS BLANCO**

CANGIANI, pela orientação nos trabalhos realizados no laboratório, sempre de forma muito segura e competente, e pela amizade em todos os momentos.

À técnica da Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP **Sra SELMA A. B. SEGALLA**, pela cooperação e auxílio nos trabalhos laboratoriais, pela atenção e amizade em todos os momentos.

Aos colegas de Doutorado e amigos, **ANA MARIA e MARCOS JAPIASSÚ** pelas experiências compartilhadas, pela cooperação profissional e, sobretudo pelo companheirismo e amizade em tantos momentos difíceis para todos os que se encontram distantes do seio familiar.

A amiga **MÁRCIA REGINA**, pela cooperação e presença constante nas realizações profissionais, pelo companheirismo e apoio nos momentos difíceis, tornando-os sempre mais amenos, e por ter sido uma grata surpresa no transcorrer deste curso.

Ao FRIGORÍFICO RAJÁ Ltda, na pessoa de seu Diretor **Sr. SAULO SCHEEFFER** e do funcionário **ANTONIO CARLOS SIMÃO DE JESUS**, por terem permitido a coleta de material para elaboração deste trabalho.

À Sra. **ELIENE APARECIDA ORSINI NARVAES ROMANI**, Bióloga responsável pelo Laboratório de Microscopia Eletrônica da Faculdade de

Odontologia de Piracicaba pelo auxílio prestado durante a utilização do Microscópio Eletrônico de Varredura.

Aos colegas do curso de Pós-Graduação da Área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pelos momentos compartilhados e cooperação no transcorrer do curso.

A todos que através da mais simples palavra, atitude ou auxílio colaboraram direta ou indiretamente na elaboração deste trabalho.

MEUS SINCEROS AGRADECIMENTOS

A liberdade é bem que se enriquece na luta por ele, na busca permanente, na medida mesma em que não há vida sem a presença, por mínima que seja, da liberdade. As crianças precisam portanto, crescer no exercício desta capacidade de pensar, de indagar-se e de indagar, de duvidar, de experimentar hipóteses de ação, de programar e de não apenas seguir os programas a elas, mais do que propostos, impostos. O ser humano é, naturalmente, um ser de intervenção no mundo à razão de que faz a história. Nela, por isso mesmo, deve deixar suas marcas de sujeito e não pegadas de puro objeto.

Paulo Freire

SUMÁRIO

RESUMO	01
ABSTRACT	03
1. INTRODUÇÃO	05
2. REVISÃO DA LITERATURA	09
3. PROPOSIÇÃO	54
4. MATERIAL E MÉTODOS	55
5. RESULTADOS	68
6. DISCUSSÃO	79
7. CONCLUSÃO	89
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	91
ANEXOS	99

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar a resistência da união à tração de sistemas adesivos autocondicionantes em combinação com o compósito para cimentação Panavia F (PF) sobre dentina recém cortada e após forramento com o compósito de baixa viscosidade Protect Liner F (PL). Superfícies dentinárias planas foram preparadas nas faces vestibulares de 60 incisivos inferiores bovinos. Para a delimitação da área de união foi utilizada fita adesiva contendo orifício de 4,0 mm de diâmetro. Nos grupos A I, A II e A III foi aplicado o sistema adesivo autocondicionante ED Primer componente do sistema de cimentação adesiva PF. Nos grupo B I, B II e B III foi aplicado o sistema adesivo autocondicionante Clearfil Liner Bond 2V (CLB2V), seguido da aplicação de camada de compósito de baixa viscosidade PL. Em seguida, o compósito para cimentação PF foi aplicado, o cilindro de compósito (Z100) posicionado sobre a área de união delimitada e o compósito fotoativado por 20 segundos em três pontos da interface de união, totalizando 60 segundos. O ensaio de tração foi realizado em máquina de ensaio universal Instron, com velocidade de 0,5 mm/minuto e conduzido após 10 minutos da união para os grupos A I e B I, 24 horas da união para os grupos A II e B II e após 12 meses de armazenagem para os grupos A III e B III. O tipo de fratura foi observado e classificado em Microscopia Eletrônica de Varredura. Os resultados foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey ($p < 0,05$). Os resultados do ensaio de tração expressos em MPa foram: Grupo A I – $9,32 \pm 2,39ab$; Grupo A II – $10,16 \pm 1,22a$; Grupo A III – $8,47 \pm 1,52b$; Grupo B I – $10,58 \pm 2,19ab$; Grupo B II – $11,31 \pm 2,06a$; Grupo B III – $9,74 \pm 1,61b$. Não houve

diferença estatística significativa entre 10 minutos e 24 horas ($p>0,05$) para os grupos testados. Entre 24 horas e 12 meses os valores médios de resistência de união à tração foram estatisticamente inferiores ($p<0,05$) para os grupos A III e B III. Os grupos que utilizaram o sistema de cimentação PF sobre a dentina forrada com o compósito de baixa viscosidade PL foram estatisticamente superiores aos grupos do PF sobre dentina para todos os períodos ($p<0,05$). A fratura com predominância estatística para os grupos A I, A II e A III foi coesiva no adesivo/camada híbrida e para os grupos B I, B II e B III foi coesiva no compósito. A técnica do uso do compósito de baixa viscosidade PL, “resin coating”, proporcionou a proteção do complexo hibridizado, mantendo o selamento dos túbulos dentinários durante o período de 12 meses de armazenagem em água.

Palavras chave: Resistência à tração; Sistemas Adesivos autocondicionantes; Cimento resinoso; Compósito de baixa viscosidade; Dentina.

ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate the tensile bond strength (TBS) of self-etching primers, ED Primer (ED) and Clearfil Liner Bond 2V (CLB2V), associated with Panavia F (PF) resin cement on dentin and resin coated dentin at 10 minute, 24h and 12 months after curing. Flat dentin surfaces were prepared on labial surface of 60 bovine incisor teeth and a 4.0-mm-diameter bonding area was demarcated on each prepared surface with adhesive vinyl tape. On the dentin surface of the A I, A II and A III Groups (Gs) were applied ED and in the B I, B II and B III Gs was applied CLB2V followed by Protect Liner F (PLF) and PF. A resin composite rod was positioned on the bonding area and cured for 20s at the three points of the interface to perform the TBS test using an Instron machine (0.5 mm/min) at 10 minute to AI and BI Gs and 24h after curing to AII and BII Gs. A III and B III Gs were submitted to TBS test after 12 months storage. The results were analyzed by ANOVA and Tukey's test ($p < 0.05$). Fracture modes and interface adhesive-dentin were observed at SEM. The TBS results in MPa were: A I – 9.32 ± 2.39 ; A II – 10.16 ± 1.22 ; A III – 8.47 ± 1.52 ; B I – 10.58 ± 2.19 ; B II – 11.31 ± 2.06 ; B III – 9.74 ± 1.61 . There was no statistically significant difference ($p < 0.05$) among each themselves Gs at 10 minute and 24 h. A III and B III Gs showed the lowest TBS values ($p < 0.05$) after 12 months storage. PF resin cement on resin coated dentin (PLF) showed the highest TBS and was statistically different ($p < 0.05$) than PF on dentin at 10 min, 24 h and 12 months. The fracture pattern was cohesive on the adhesive/hybrid layer for A I, A II and A III Gs and cohesive on composite resin for B I, B II and B III. The concept of coating the prepared

dentin with adhesive system and low viscosity composite resin showed a protection of the hybridized complex with a dentin seal during the 12 months storage period.

Key Words: self-etching primers; tensile bond strength; dentin; resin cement; flow composite resin.

1 – INTRODUÇÃO

Nas últimas décadas a Odontologia tem se confrontado com o contínuo e rápido desenvolvimento dos materiais denominados adesivos. Desde o surgimento do primeiro compósito restaurador, desenvolvido por BOWEN em 1963, e introdução da técnica do condicionamento ácido do esmalte por BUONOCORE em 1955, a Odontologia alcançou avanços excepcionais com o constante progresso na produção de compósitos diversificados e desenvolvimento de sistemas adesivos.

A conduta de conservação da estrutura dental, associada ao desenvolvimento de materiais restauradores indiretos, capazes de mimetizar as características do dente natural, resultou na crescente realização de restaurações indiretas estéticas. Neste processo, o compósito para cimentação associado a sistemas adesivos tem se tornado importante para assegurar a manutenção das propriedades estéticas e da resistência (ROSENTIEL *et al.*, 1998; KRÄMER *et al.*, 2000; FURUKAWA *et al.*, 2002).

O conhecimento da estrutura dentinária, suas características morfológicas e propriedades são os principais determinantes das novas operações em odontologia restauradora (ERICKSON, 1992; SANO *et al.*, 1994a; MARSHALL Jr *et al.*, 1997). Este conhecimento possibilitou o desenvolvimento de monômeros hidrófobos e hidrófilos para aplicação sobre a dentina (NAKABAYASHI *et al.*, 1982; NAKABAYASHI *et al.*, 1991; NAKABAYASHI & TAKARADA, 1992; SANO *et al.*, 1994a; SANO *et al.*, 1995b).

A aplicação de soluções ácidas sobre a dentina foi avaliada para proporcionar maior eficiência ao processo de união à dentina (BUONOCORE *et al.*, 1956; FUSAYAMA *et al.*, 1979). No início dos anos 90, a técnica seletiva de condicionamento ácido do esmalte foi substituída pelo conceito de condicionamento ácido total (PERDIGÃO & LOPES, 1999; VAN MEERBEEK *et al.*, 2001). O mecanismo de união à dentina condicionada com ácido é descrito como micromecânico, gerado pela infiltração do monômero na dentina superficial desmineralizada e colágeno exposto, onde os monômeros polimerizam *in situ* formando a camada híbrida (NAKABAYASHI *et al.*, 1982; NAKABAYASHI *et al.*, 1991; ERICKSON, 1992; NAKABAYASHI & TAKARADA, 1992; NAKABAYASHI *et al.*, 1992; WATANABE *et al.*, 1994).

Outro mecanismo de união à dentina é baseado na utilização de monômeros ácidos polimerizáveis que condicionam e preparam simultaneamente dentina e esmalte (PERDIGÃO & LOPES, 1999; TAY & PASHLEY, 2001). Os sistemas adesivos autocondicionantes simplificam o processo de união através da eliminação de etapas críticas da técnica do sistema de condicionamento ácido total, como lavagem e secagem, as quais são difíceis de padronizar sob condições clínicas. Apesar do complexo hibridizado ser de menor espessura, elevada resistência de união tem sido relatada para estes sistemas (WATANABE *et al.*, 1994; BARKMEIER *et al.*, 1995; HAYAKAWA *et al.*, 1998; PRATI *et al.*, 1998; HARADA *et al.*, 2000; TANUMIHARJA *et al.*, 2000).

Antes de ser submetida às tensões funcionais e térmicas, a concentração de tensões na interface de união ocorrerá durante a polimerização dos compósitos (HEDGALL & GJERDET, 1977; DAVIDSON & DE GEE, 1984;

DAVIDSON *et al.*, 1984; DAVIDSON & FEILZER, 1997; CHOI *et al.*, 2000; AUSIELLO *et al.*, 2002). Estudos têm relatado valores de contração de polimerização que variam de 1 a 5% para os compósitos, dependendo da composição do material (DAVIDSON & DE GEE, 1984; DAVIDSON & FEILZER, 1997; LABELLA *et al.*, 1999;). A magnitude das tensões na interface de união é dependente do índice de área livre de união (DAVIDSON *et al.*, 1984; CARVALHO *et al.*, 1996; DAVIDSON & FEILZER, 1997) e das propriedades do compósito (HEDGALL & GJERDET, 1977; LABELLA *et al.*, 1999; CHOI *et al.*, 2000; AUSIELLO *et al.*, 2002). Entre as propriedades do compósito, o módulo de elasticidade apresenta correlação com as tensões da contração de polimerização (KEMP-SCHOLTE & DAVIDSON, 1990; VAN MEERBEEK *et al.*, 1993; LABELLA *et al.*, 1999; UNTERBRINK & LIENBERG, 1999; CHOI *et al.*, 2000; AUSIELLO *et al.*, 2002).

Na década de 90 surgiram no mercado os compósitos de baixa viscosidade que possuem como característica principal o alto escoamento, entretanto, apresentam propriedades mecânicas com valores que variam de 60 a 90% quando comparados aos compósitos convencionais (BAYNE *et al.*, 1998; LABELLA *et al.*, 1999). Dando suporte ao conceito de “parede cavitária elástica”, sistemas adesivos utilizados em conjunto com o compósito de baixa viscosidade têm produzido elevada resistência de união e reduzida microinfiltração (SWIFT Jr. *et al.*, 1996; BELL *et al.*, 2001; MONTES *et al.*, 2001; VAN MEERBEEK *et al.*, 2001; KITASAKO *et al.*, 2002; JAYASOORIYA *et al.*, 2003).

A avaliação da resistência de união é usualmente realizada em laboratório 24 horas após a preparação do corpo-de-prova. Este intervalo de

tempo é adequado para testar a habilidade adesiva do material, no entanto o conhecimento da resistência de união imediata é de importância considerável, pois neste período se concentram elevadas tensões na interface de união durante a contração de polimerização do compósito (DAVIDSON & DE GEE, 1984; CHOI *et al.*, 2000; AUSIELLO *et al.*, 2002). Por outro lado, o conhecimento das alterações na interface de união ao longo do tempo é importante por nos fornecer informações sobre a durabilidade da união.

Alguns sistemas adesivos têm incluído e indicado no processo de cimentação o uso do compósito de baixa viscosidade para ser aplicado sobre a dentina tratada com o sistema adesivo, antes da confecção e cimentação da restauração indireta. Este procedimento técnico foi desenvolvido para proteger a dentina imediatamente após o preparo cavitário e reduzir a sensibilidade pós-operatória (KITASAKO *et al.*, 2002; JAYASOORIYA *et al.*, 2003). Entretanto, a durabilidade da união de sistemas adesivos autocondicionantes associado ao forramento prévio da superfície dentinária com compósito de baixa viscosidade, no procedimento restaurador indireto, não foi avaliada.

Portanto, estudos da resistência da união, da durabilidade da união e a análise morfológica da superfície de fratura e da interface da união são de grande importância na avaliação dos sistemas adesivos para verificar a manutenção da integridade na interface da união, visto que a degradação dos componentes resinosos tem sido relatada (BURROW *et al.*, 1996; SANO *et al.*, 1995a,c; Sano *et al.*, 1999; BURROW *et al.*, 1999; ÖRTENGREN *et al.*, 2001).

2 - REVISÃO DA LITERATURA

2 – 1 - COMPÓSITO

O compósito restaurador desenvolvido por BOWEN em 1963 é constituído pela mistura de dois ou mais materiais que diferem quimicamente entre si, e possui três componentes principais: matriz orgânica, partículas inorgânicas e agente de união. A variedade e a tecnologia de fabricação das partículas de carga tem levado ao desenvolvimento de compósitos diversificados com melhoradas propriedades e ampliado sua utilização nos procedimentos restauradores diretos e indiretos.

As restaurações indiretas estéticas constituem parcela substancial do tratamento de reabilitação oral contemporâneo e são preferencialmente fixadas por meio de procedimentos que associam sistemas adesivos e o próprio compósito na sua forma indicada para cimentação (KRÄMER *et al.*, 2000). A composição dos compósitos para cimentação é semelhante a dos restauradores, na qual a matriz orgânica contém partículas inorgânicas tratadas superficialmente com o agente de união silano. Para garantir suficiente escoamento, o conteúdo de partículas foi reduzido em alguns materiais, variando de 36 a 80% em peso (ROSENTIEL *et al.*, 1998; KRÄMER *et al.*, 2000). As partículas são usualmente vidro de bário silanizado e sílica coloidal. Os sistemas de matriz orgânica se baseiam no Bis-GMA (bisfenol A glicidilmetacrilato), TEGDMA (trietilenoglicoldimetacrilato) e UDMA (uretano di-metacrilato). Monômeros com

grupos funcionais, utilizados para promover adesão à dentina, são freqüentemente incorporados aos sistemas de cimentação adesiva. Estes incluem o 4-META (4-Metacriloxietil trimelitato anidrido), MDP (10-metacriloxidecil di-hidrogênio fosfato) e HEMA (hidroxietil metacrilato). Em virtude das diferenças na composição, tais como quantidade de monômeros diluentes, de grupamentos funcionais e percentuais de partículas de carga, existe grande variação nas propriedades de um produto comercial para outro (KRÄMER *et al.*, 2000).

A ativação da polimerização dos compósitos para cimentação pode ser obtida pelo sistema convencional de ativação química, com a indução peróxido/amina, ou pelo sistema de ativação física com a luz visível. Vários sistemas utilizam ambos os mecanismos e contém iniciadores físicos e químicos, sendo denominados de dupla polimerização ou ainda de “sistemas duais”. Estes sistemas são favoráveis devido ao controle do tempo de trabalho e polimerização. As regiões não expostas à luz visível são polimerizadas pelo sistema de ativação química (ROSENTIEL *et al.*, 1998; KRÄMER *et al.*, 2000; FURUKAWA *et al.*, 2002).

Restaurações indiretas são caracterizadas pela alta complexidade em decorrência dos diferentes substratos que estão interconectados, tais como esmalte, dentina, sistema adesivo, material de cimentação e o material restaurador. As vantagens reportadas ao procedimento de cimentação adesiva são tensões térmicas e mecânicas relativamente mais baixas que afetam o substrato dentário e o potencial do agente de cimentação em compensar a adaptação das restaurações indiretas estéticas, criando assim, um sistema

restaurador adequadamente interconectado que proporciona alta resistência mecânica (KRÄMER *et al.*, 2000; FURUKAWA *et al.*, 2002).

FURUKAWA *et al.*, em 2002, avaliaram os efeitos da resistência de união de compósitos para cimentação na resistência à fratura de restaurações estéticas indiretas unidas à dentina. Os autores observaram que a resistência à fratura das restaurações indiretas e do substrato dentário apresentou correlação com a resistência de união à dentina dos materiais estudados. Portanto, para a manutenção da integridade das restaurações indiretas estéticas e do substrato dentário, a resistência de união à dentina representa um importante fator.

MAK *et al.*, em 2002, avaliaram a resistência de união a microtração de sistemas de cimentação resinosos, e compararam as diferenças entre a resistência de união e tipo de fratura entre os materiais com a mesma espessura de película de cimentação. O Panavia F + ED Primer (Kuraray Co., Osaka, Japan) apresentou o menor valor de resistência de união à dentina e a fratura predominante foi adesiva ao longo da superfície dentinária. Para os sistemas Rely X ARC + Single Bond (3M/ESPE, MN, USA) e Choice + All Bond 2 (Bisco, Inc. IL, USA) o tipo predominante de fratura foi coesivo no compósito e os valores de resistência de união apresentados foram os maiores entre os materiais avaliados.

Os compósitos são susceptíveis a sorção de água, e quanto menor o percentual de partículas inorgânicas, maior a sorção. Esta propriedade afeta adversamente as propriedades mecânicas do material, bem como resulta em expansão, que pode se contrapor à contração da polimerização (ROSENTIEL *et al.*, 1998). A solubilidade e sorção de água dos materiais resinosos são influenciadas pela composição dos monômeros, formação das ligações cruzadas

na matriz polimerizada e grau de conversão. As moléculas de água se difundem na matriz resinosa causando a degradação química, posteriormente os produtos de degradação são removidos da matriz, o que conduz a erosão do compósito. Compósitos que contém maior percentual de monômeros hidrófilos apresentam maior sorpção de água e degradação hidrolítica com o tempo (ROSENTIEL *et al.*, 1998; BURROW *et al.*, 1999; ÖRTENGREN *et al.*, 2001).

2 – 2 - ESTRUTURA DENTINÁRIA

A microestrutura dentinária e suas propriedades são os principais determinantes das novas operações em odontologia restauradora. Isto se deve ao fato de ser a dentina uma estrutura biológica complexa e hidratada. A dentina é caracterizada como um compósito biológico de matriz de colágeno preenchida com cristais de apatita ricos em carbonato, dispersos entre túbulos dentinários contendo dentina peritubular hipermineralizada e pobre em colágeno. A composição química da dentina é de 50% em volume mineral, 20% em volume de água e 30% em volume de matriz orgânica (MARSHALL Jr *et al.*, 1997).

Os túbulos dentinários, característica distinta e importante da dentina, convergem para a câmara pulpar, portanto sua densidade e orientação variam de um local para o outro. O conteúdo dos túbulos inclui o processo odontoblástico em parte ou no total de seu curso e fluido dentinário. A luz do túbulo é forrada por dentina peritubular altamente mineralizada, contendo basicamente cristais de apatita e pouca matriz orgânica. Os túbulos são separados pela dentina intertubular composta por matriz de colágeno tipo I reforçada por apatita. A quantidade de dentina intertubular varia de acordo com a localização. Os cristais de apatita são menores do que a apatita do esmalte e contém de 4 a 5 % de carbonato quando comparados a hidroxiapatita (MARSHALL JR *et al.*, 1997).

O menor tamanho dos cristais, os defeitos estruturais e o alto conteúdo de carbonato sugere uma grande e ativa área de superfície. A porcentagem de área tubular e o diâmetro dos túbulos variam de 22% e 2,5 µm próximo à polpa a

1% e 0,8 μ m na junção amelodentinária. A matriz intertubular varia de 12% na pré-dentina a 96% próxima a junção amelodentinária, enquanto a dentina peritubular varia de 60% na pré-dentina a 3% na junção amelodentinária (MARSHALL Jr *et al.*, 1997).

As propriedades mecânicas da dentina são importantes para a compreensão de como as forças mastigatórias são distribuídas na estrutura dental, e assim predizer de que maneira as forças vão atuar devido às restaurações, idade ou doença. O conhecimento das propriedades mecânicas é o primeiro passo para se estimar o comportamento da interface dentina/restauração (SANO *et al.*, 1995b; MARSHALL Jr *et al.*, 1997; NAKABAYASHI & PASHLEY, 1998a).

SANO *et al.*, em 1994a, utilizaram teste de microtração para determinar a resistência à tração da dentina humana e bovina, dentina desmineralizada e zona de dentina infiltrada por resina, e encontraram valores de resistência à tração e módulo de elasticidade para dentina humana de aproximadamente 104 MPa e 15 GPa respectivamente, e de 32 MPa e 0,25 GPa para a dentina desmineralizada. A dentina possui baixo módulo de elasticidade quando comparada ao esmalte e, portanto, serve como base de absorção de tensões para o esmalte duro, rígido e friável. A matriz dentinária humana desmineralizada, largamente composta por colágeno, contribui com 25 a 34% da resistência à tração da dentina. O restante, de 66% a 72% é devido aos cristais de apatita. Uma proporcionalidade similar foi obtida com a dentina bovina (SANO *et al.*, 1994a).

Em outro estudo VAN MEERBEEK *et al*, em 1993, verificaram o módulo de elasticidade e dureza de sucessivas camadas ao longo da área de união resina/dentina. Valores de dureza de 496 MPa e módulo de elasticidade 19,25 MPa foram encontrados para dentina intacta, que diferiu significativamente da zona de interdifusão, cujos valores da nanodureza variaram de 148 a 196 MPa e módulo de elasticidade de 8,15 a 9,68 MPa. A redução das propriedades da dentina tratada em relação à dentina intacta variou de 60 a 78%, portanto a zona de interdifusão pode ser considerada mais resiliente.

A dentina mineralizada é relativamente rígida, com módulo de elasticidade que varia de 14 a 19 GPa, resistência à compressão de 230 a 370 MPa e resistência ao cisalhamento de 48 a 138 MPa, que variam de acordo com a profundidade da dentina e orientação dos túbulos dentinários (NAKABAYASHI & PASHLEY, 1998a). Usualmente, a superfície dentinária disponível para adesão é recoberta pela *smear layer*. Esta camada é criada quando a dentina é cortada ou desgastada e consiste da camada de debris ou esfregaço na superfície dentinária. A *smear layer* tem cerca de 1,0 µm de espessura, que pode variar de acordo com o instrumento de corte. Associado a *smear layer*, o processo de corte resulta em tampões denominados de *smear plugs*, que se estendem por vários micrometros no interior dos túbulos dentinários. A *smear layer* e o *smear plug* agem como barreira ao movimento dos fluidos para superfície e também dificultam o acesso de microrganismo e suas toxinas à polpa. A remoção do *smear plug* aumenta a permeabilidade dentinária de 5 a 20 vezes (ERICKSON, 1992; NAKABAYASHI & PASHLEY, 1998a).

2 – 3 - ESTRATÉGIAS DE UNIÃO

2 – 3 - 1 - CONDICIONAMENTO ÁCIDO TOTAL

O sucesso do condicionamento ácido do esmalte, preconizado por BUONOCORE, em 1955, fez do condicionamento ácido da dentina a próxima etapa lógica. Muitos esforços resultaram em limitada união micromecânica por várias razões: a dentina peritubular era preferencialmente condicionada, resultando em aberturas em forma de funil, as quais não conduziam a retenção mecânica; as resinas eram hidrófobas e não podiam deslocar o fluido dentinário e penetrar na zona peritubular ou intertubular desmineralizada (ERICKSON, 1992; MARSHALL Jr *et al.*, 1997), o que resultava em uniões fracas, com limitada resistência de união.

Na década de 50 foi relatado que uma resina contendo ácido dimetacrilato glicerofosfórico (GPDM) se unia à dentina condicionada com ácido clorídrico (BUONOCORE *et al.*, 1956). Entretanto, a resistência de união era grandemente reduzida após imersão em água. ERICKSON, em 1992, relatou que o umedecimento e a extensão na qual o adesivo penetra na dentina, representa papel determinante na qualidade da união. Muitos dos sistemas adesivos iniciais desenvolveram uniões fracas devido à falta de capacidade de penetrar na dentina. Portanto, a chave para a adesão é uma associação íntima do adesivo com o substrato aderente.

Os sistemas de união podem ser classificados de acordo com o tratamento da *smear layer*. Alguns produzem apenas alterações mínimas, outros

promovem uma desorganização parcial, enquanto que outros removem completamente a *smear layer*. Esta camada é criada em toda superfície de tecido mineralizado cortado, e representa a interface entre o material restaurador e o dente (ERICKSON, 1992). Observações em Microscópio Eletrônico de Transmissão, após a aplicação do sistema adesivo diretamente na *smear layer*, revelaram que estes sistemas penetravam apenas 0,2 a 0,3 μm na superfície da *smear layer*. Assim, como esta camada possui cerca de 1,0 μm de espessura, muitos destes sistemas adesivos unia-se apenas ao topo da *smear layer*. A resistência de união destes sistemas, na realidade, media a própria resistência coesiva da *smear layer* (ERICKSON, 1992). A limitada resistência de união alcançada com a *smear layer*, neste momento, acelerou o desenvolvimento de sistemas adesivos que removessem parcialmente ou totalmente esta camada.

Em 1979, FUSAYAMA *et al.*, propuseram o ácido fosfórico como pré-tratamento apropriado para dentina. Quando o ácido fosfórico a 40% foi usado para preparar a dentina, as resinas não produziram resistência de união satisfatória. NAKABAYASHI *et al.*, em 1982, desenvolveram uma técnica envolvendo pré - tratamento da dentina com a solução aquosa de ácido cítrico a 10% e cloreto férrico a 3% (10:3). A resistência do sistema adesivo 4-META/MMA-TBB (4- metacriloxietiltrimelitato anidrido/metilmetacrilato/tri-butil borano) à dentina bovina condicionada com esta solução aumentou em 200%, chegando a 18 MPa. O mecanismo de união à dentina é descrito como micromecânico, gerado pela infiltração do monômero na dentina superficial desmineralizada e colágeno exposto, onde os monômeros polimerizam *in situ* formando a camada híbrida, uma

zona de transição de dentina reforçada por resina, que se situa entre a resina polimerizada e o substrato dentinário inalterado (NAKABAYASHI *et al.*, 1982).

O conceito tradicional de união à dentina foi modificado com a inclusão do mecanismo de formação da camada híbrida, no qual monômeros podem infiltrar na dentina e combinar-se com o colágeno e hidroxiapatita, para formar um novo material, parte estrutura dentária e parte resina. A zona de interdifusão ou camada híbrida forma um envoltório ácido resistente que sela a dentina prevenindo hipersensibilidade e cárie secundária (NAKABAYASHI *et al.*, 1982; NAKABAYASHI *et al.*, 1991; NAKABAYASHI *et al.*, 1992).

O propósito do condicionamento ácido de dentina é remover a *smear layer* e proporcionar uma superfície mais susceptível para a adesão. A remoção dos *smears plugs* resulta no aumento da permeabilidade dentinária, o que conduz ao fluxo do fluido dentinário para a superfície e pode interferir no processo de adesão (NAKABAYASHI & PASHLEY, 1998a). A *smear layer* produzida durante o preparo cavitário é removida com o condicionamento ácido, que freqüentemente resulta em profundidade de desmineralização da superfície dentinária de 3 a 5 μm (PERDIGÃO & LOPES, 1999; VAN MEERBEEK *et al.*, 2001).

A alteração induzida no conteúdo mineral do substrato dentinário modifica a energia de superfície da dentina. É de suma importância que o sistema adesivo possua baixa tensão superficial e que o substrato aderente tenha elevada energia de superfície para melhorar o contato na interface. A dentina apresenta dois substratos distintos, um com elevada energia de superfície (hidroxiapatita) e outro com baixa energia de superfície (colágeno). Consequentemente, após o

condicionamento ácido a densa rede de fibras colágenas com baixa energia de superfície é exposta (ERICKSON, 1992).

A presença de cristais de hidroxiapatita pode estabilizar o colágeno e prevenir seu colapso. A aparência da rede de fibra colágena intertubular sem colapso após a aplicação de ácidos, pode ser resultante da presença de cristais de hidroxiapatita remanescentes no interior da rede de fibras colágenas (SANO *et al.*, 1995b). A menor desmineralização do substrato dentinário, que não remove excessivas porções de cristais de hidroxiapatita, resultará em maior durabilidade e estabilidade da união resina/dentina. Assim, a mínima remoção mineral do substrato dentinário retém mais hidroxiapatita, protegendo o colágeno, o qual se torna menos susceptível à degradação hidrolítica (NAKABAYASHI *et al.*, 1992).

Uma das características dos sistemas adesivos efetivos é o adequado umedecimento da superfície aderente, como resultado do uso apropriado do *primer* (ERICKSON, 1992; BURROW *et al.*, 1996). Os novos sistemas adesivos utilizam *primers* que contém moléculas com grupos funcionais hidrófilos e hidrófobos, os quais são compatíveis com a dentina e com a resina adesiva respectivamente (ERICKSON, 1992; NAKABAYASHI & PASHLEY, 1998a). Após a aplicação do *primer*, a superfície dentinária contém moléculas promotoras de adesão que vão restabelecer a energia de superfície após o condicionamento, e que não são polimerizados. A resina adesiva ao infiltrar na superfície desmineralizada e preparada pelo *primer*, polimeriza *in situ* e copolimeriza com os promotores de adesão, completando assim a formação da união, com o polímero circundando e interpenetrando as fibras colágenas e os cristais de hidroxiapatita, o

que resulta numa camada de dentina reforçada por resina, a camada híbrida (NAKABAYASHI & PASHLEY, 1998a).

NAKABAYASHI & TAKARADA, em 1992, estudaram a eficiência do tratamento da dentina com o HEMA antes da aplicação da resina adesiva 4-META/MMA/PMMA (4-metacriloxietiltrimelitato anidrido/metilmetacrilato/poli metilmetacrilato). A aplicação do HEMA ao substrato dentinário desmineralizado aumentou a difusão do monômero e sua interação com os componentes dentinários, envolvendo os cristais de hidroxiapatita e fibras colágenas, facilitando assim, a formação da camada híbrida. Elevada resistência de união foi alcançada com a aplicação do HEMA.

A permeabilidade do substrato e a difusibilidade do monômero são fatores essenciais para a hibridização. Permeabilidade refere-se à facilidade na qual a substância pode se mover dentro ou através da barreira de difusão. Dois tipos de permeabilidade dentinária podem ser considerados: o movimento dos fluidos no interior dos túbulos dentinários ou permeabilidade intratubular, e a difusão do monômero na dentina intertubular desmineralizada, denominada permeabilidade dentinária intertubular (NAKABAYASHI & PASHLEY, 1998a).

Para a formação da camada híbrida, a dentina intertubular deve ser desmineralizada para expor as fibras colágenas e criar padrões de difusão para infiltração dos monômeros. Estas fibras estão separadas por espaços entre 15 a 20 nm de largura, previamente ocupados pelos cristais de apatita (VAN MEERBEEK *et al.*, 1993; WATANABE *et al.*, 1994). Após a lavagem com água, os espaços são preenchidos com água e permanecem com cerca de 15 a 20 nm, através dos quais o monômero deve se difundir. O movimento de monômeros

resinosos dentro destes longos e estreitos canais ou porosidades interconectadas é um exemplo de permeabilidade intertubular na dentina desmineralizada (NAKABAYASHI & PASHLEY, 1998a).

A matriz dentinária desmineralizada tem sido descrita como facilmente sujeita ao colapso quando seca com jatos de ar. Após a remoção dos cristais de hidroxiapatita por ácidos, é importante manter o tecido úmido para prevenir o colapso da estrutura fibrilar da rede de colágeno (KATO & NAKABAYASHI, 1998). Os sistemas adesivos são usualmente dissolvidos em acetona ou etanol. Estes solventes orgânicos podem deslocar a água da superfície dentinária e rede de fibras colágenas, promovendo a infiltração dos monômeros através dos espaços nanométricos na densa rede de fibras colágenas (PERDIGÃO & LOPES, 1999; VAN MEERBEEK *et al.*, 2001).

Três características distintas têm sido descritas como resultante do processo de hibridização: a aparência de um tufo de fibras colágenas direcionadas para resina adesiva, decorrente do arranjo da rede de fibras após o condicionamento ácido e lavagem; a hibridização das paredes do túbulo que representa a extensão da camada híbrida no interior das paredes tubulares e a hibridização da parede lateral do túbulo dentinário, que tem sido descrita como uma fina camada híbrida nas ramificações laterais dos túbulos dentinários (VAN MEERBEEK *et al.*, 2001). A hibridização das paredes do túbulo, que representa a extensão da camada híbrida no interior das paredes tubulares, pode ser especialmente protetora quando a união falha na base ou no topo da camada híbrida consideradas zonas frágeis na união. Os prolongamentos resinosos se partem usualmente na superfície da camada híbrida, mantendo os túbulos

dentinários e a conexão direta com a polpa selada. O comprimento dos prolongamentos resinosos no interior dos túbulos tem importância secundária na resistência da união (VAN MEERBEEK *et al.*, 2001).

A resistência de união à dentina e a capacidade de selamento dos sistemas adesivos não se relacionam com a espessura da camada híbrida, mas muito mais com a localização e qualidade da dentina (WATANABE *et al.*, 1994; BARKMEIER *et al.*, 1995; PRATI *et al.*, 1998, HARADA *et al.*, 2000; TANUMIHARJA *et al.*, 2000). Por esta razão, a morfologia dos prolongamentos laterais e a qualidade da camada híbrida são de maior importância clínica e morfológica do que a espessura da camada híbrida. PRATI *et al.*, em 1998, verificaram que sistemas adesivos autocondicionantes que apresentaram limitada espessura de camada híbrida, quando comparados aos sistemas adesivos que requerem condicionamento ácido prévio, exibiram elevada resistência de união à dentina.

2 – 3 – 2 - SISTEMAS AUTOCONDICIONANTES

Outra estratégia de união à dentina é baseada na utilização de monômeros ácidos polimerizáveis sobre dentina e esmalte. Na dentina, o *primer* autocondicionante não remove a *smear layer* completamente. Além de simplificar a técnica de união, eliminando ambos os passos de lavagem e secagem da superfície dentinária, os quais são difíceis de padronizar sob condições clínicas, os sistemas autocondicionantes reduzem a possibilidade de excesso de água remanescente ou secagem excessiva, com colapso das fibras colágenas, que têm efeito negativo na união (PRATI *et al.*, 1998; TANUMIHARJA *et al.*, 2000; VAN MEERBEEK *et al.*, 2001).

O conceito de união à dentina recoberta com a *smear layer* não é novo, mas nunca alcançou tanto sucesso como recentemente. O ressurgimento do uso de adesivos autocondicionantes é baseado em experiências que surgiram naturalmente das deficiências das primeiras gerações dos adesivos dependentes da *smear layer* (TAY & PASHLEY, 2001). O conceito do *primer* autocondicionante foi inicialmente introduzido com o Scotchbond 2 (3M/ESPE, MN, USA) no início da década de 90. Entretanto, este sistema era indicado apenas para uso em dentina, e requeria o condicionamento ácido do esmalte como procedimento distinto (VAN MEERBEEK *et al.*, 2001).

A proposição de utilização de monômeros resinosos ácidos baseados no metacrilato é tentadora, uma vez que o ácido e os grupos funcionais polimerizáveis estão dentro da mesma molécula. Ésteres do ácido fosfórico como o FENIL-P (2-metacriloxietilfenil hidrogênio fosfato) foi investigado como potencial

componente de sistemas adesivos. Entretanto, a concentração inicial destes monômeros era de 5% em peso e a resistência de união à dentina baixa. Uma série comercial de *primers* baseados no PENTA (di-pentaeritol pentacrilato éster fosfato) também foi desenvolvida para unir-se à dentina recoberta com a *smear layer*. Entretanto, estes ácidos não eram capazes de condicionar através da *smear layer* e desmineralizar a dentina subjacente, o que resultava em uniões fracas devido à completa ausência da autêntica camada híbrida na dentina intertubular. A resistência de união da primeira geração de sistemas adesivos mediados pela *smear layer* era baixa, desde que a união formada não podia exceder a da *smear layer* à dentina (TAY & PASHLEY, 2001).

A utilização de monômeros ácidos polimerizáveis com grupos funcionais do ácido fosfórico, como FENIL-P e o MDP aumentaram a concentração original de 5% para 20 a 30%. A melhoria no potencial de condicionamento do *primer* ácido condicionante resultou na formação de complexo hibridizado com menor espessura, que consiste da zona superficial da *smear layer* hibridizada e autêntica camada híbrida subjacente. Apesar da menor espessura do complexo hibridizado, elevada resistência de união tem sido relatada (WATANABE *et al.*, 1994; BARKMEIER *et al.*, 1995; PRATI *et al.*, 1998, HARADA *et al.*, 2000; TANUMIHARJA *et al.*, 2000). Como não existe correlação entre espessura da camada híbrida e resistência de união, a existência física de camada híbrida com menor espessura não compromete a resistência de união inicial, se os monômeros simultaneamente alcançarem toda zona desmineralizada na dentina (TAY & PASHLEY, 2001).

O aumento da concentração de FENIL-P em 30% de HEMA foi utilizado como condicionador de dentina para melhorar a união de adesivos resinosos à dentina/*smear layer*. Os maiores valores de resistência de união foram obtidos com a concentração de 20% de FENIL-P em 30% de HEMA. Observações da superfície dentinária em Microscópio Eletrônico de Transmissão demonstraram que esta concentração desmineralizou a superfície da dentina, dissolvendo parcialmente os cristais minerais ao redor do colágeno. Quando aplicado sobre a *smear layer*, este sistema desmineralizou-a e incorporou-a a resina adesiva que penetrou a pequena distância no interior da dentina subjacente desmineralizada, criando assim a camada híbrida que contém a *smear layer* original. Foi também observada a presença de *smear plugs* infiltrados por resina adesiva. Este *primer* condicionador oferece várias vantagens sobre os sistemas adesivos anteriores, por permitir que uma única solução sirva como condicionador e *primer*, simplificando a técnica de aplicação (WATANABE *et al.*, 1994).

BARKMEIER *et al.*, em 1995, avaliaram a resistência de união ao cisalhamento e microinfiltração de um sistema adesivo que usava *primer* autocondicionante. A média de resistência ao cisalhamento em esmalte e dentina foi de 28 MPa e 19,4 MPa respectivamente. Não foi observada infiltração nas margens de esmalte das restaurações e apenas mínima infiltração nas margens de cimento em três cavidades classe V. Análise em Microscópio Eletrônico de Varredura mostrou a penetração da resina no esmalte e dentina condicionados. O sistema Clearfil Liner Bond 2V (Kuraray Co., Osaka, Japan) produziu alta resistência de união ao cisalhamento em esmalte e dentina, exibindo mínima infiltração marginal.

Em outro estudo, HAYAKAWA *et al.*, em 1998, avaliaram a eficácia do *primer* autocondicionante na união do compósito ao dente e a influência da concentração e do tempo de aplicação na resistência de união à tração. Utilizaram dois tipos de primers contendo diferentes ésteres do ácido fosfórico, FENIL-P e MDP. O tratamento da superfície dentinária com a solução de MDP a 30% por 15 segundos aumentou significativamente a resistência de união quando comparado com as soluções de FENIL-P a 5,10 e 20% por 15 segundos. Os autores concluíram que os *primers* contendo FENIL-P ou MDP apresentaram boa união à dentina.

Os sistemas adesivos autocondicionantes podem ser divididos em suaves e fortes. O mecanismo de união do sistema adesivo autocondicionante suave à dentina é baseado na hibridização, com a diferença de que apenas camadas híbridas mais delgadas são formadas e a formação de prolongamentos resinosos é menos pronunciada. No interior da camada híbrida, as fibras colágenas não são totalmente desprovidas de hidroxiapatita. Esta hidroxiapatita residual serve como receptor para interação intermolecular adicional com grupos carboxílicos ou fosfatos dos monômeros funcionais. Estes monômeros são capazes de interagir mais intimamente com o colágeno protegido por hidroxiapatita do que só com o colágeno, que devido à técnica mais agressiva de condicionamento total perde praticamente todo revestimento de hidroxiapatita (VAN MEERBEEK *et al.*, 2001).

A interação adicional com a hidroxiapatita ao redor do colágeno resulta provavelmente em uniões que resistam melhor ao processo de degradação hidrolítica, como sugerido por SANO *et al.*, 1995ac, ajudando a manter as

margens das restaurações seladas por longos períodos. A camada híbrida contendo hidroxiapatita proporciona adequada união e sua espessura, por si só, é de menor importância (PRATI *et al.*, 1998; HARADA *et al.*, 2000; VAN MEERBEEK *et al.*, 2001; TAY & PASHLEY, 2001).

O aspecto morfológico produzido pelo autocondicionante forte na dentina tem se mostrado semelhante ao produzido tipicamente pelo adesivo de condicionamento ácido prévio, onde quase toda hidroxiapatita é removida do colágeno. A interação química entre hidroxiapatita e monômero funcional é praticamente excluída, e a hibridização típica dos adesivos de condicionamento ácido total, com abundante formação de prolongamentos resinosos, é produzida (VAN MEERBEEK *et al.*, 2001).

Realizando estudo ultraestrutural através de Microscópio Eletrônico de Transmissão, TAY & PASHLEY, em 2001, examinaram a efetividade dos sistemas autocondicionantes em penetrarem diferentes espessuras de *smear layer* e produzirem autêntica camada híbrida na superfície dentinária. Para o sistema Clearfil SE Bond (Kuraray Co., Osaka, Japan), o *primer* autocondicionante não dissolveu a *smear layer* totalmente, ao invés disso, ele penetrou na *smear layer* para desmineralizar a dentina subjacente intacta numa profundidade de 0,5 μm . A interface resina/dentina consiste da *smear layer* hibridizada e autêntica camada híbrida adjacente. O *primer* também se difundiu através dos *smear plugs* para formar prolongamentos resinosos que consistem do *smear plug* hibridizado superficialmente. A ausência de espaços interfibrilares dentro da camada híbrida também foi observada. Neste estudo, os adesivos exibiram diferentes

capacidades de desmineralização da dentina intacta. A forma mais branda do adesivo Clearfil SE Bond preservou a *smear layer* e o *smear plug* e os incorporou como parte do complexo hibridizado. A camada híbrida é fina, provavelmente devido à limitada profundidade de desmineralização. O sistema adesivo autocondicionante composto pela solução aquosa de ácidos carboxílicos insaturados - Non-Rinse Conditioner e o adesivo Prime & Bond NT (Dentsply/De Trey, Konstanz, Germany) dissolveu parcialmente a *smear layer* e o *smear plug*, os quais, foram observados apenas com a camada de *smear layer* mais espessa. O adesivo que se mostrou mais agressivo no potencial de desmineralização, o Prompt-L-Pop (Espe, Seefeld, Germany), dissolveu a *smear layer* e o *smear plug* em todas as condições avaliadas, formando autêntica camada híbrida, que se aproximou dos padrões obtidos mediante condicionamento ácido prévio. Independente da capacidade de desmineralização dos três sistemas, a espessura da camada híbrida em ambas as dentinas recobertas com *smear layer*, com maior ou menor espessura, foi no mínimo igual ou maior do que a observada no fragmento de dentina, sem *smear layer*, o que sugere que a capacidade tampão da *smear layer* mais espessa é baixa (TAY & PASHLEY, 2001).

HARADA *et al.*, em 2000, estudaram as propriedades do sistema adesivo Clearfil SE Bond em vários substratos, comparando-o com os sistemas autocondicionantes previamente desenvolvidos. O sistema caracterizado como autocondicionante, seguido da resina adesiva foi inicialmente desenvolvido no Japão, o Clearfil Bond II – CLB II (Kuraray, Co., Osaka, Japan). Em seguida, como sistema de múltiplo propósito para o substrato dental, o Clearfil Liner Bond 2V – CLB2V (Kuraray Co., Osaka, Japan) foi desenvolvido. O sistema de ativação deste

sistema adesivo forneceu ao *primer* e adesivo a função de polimerização química e física, o que tornou possível sua utilização em uma variedade de aplicações clínicas. Recentemente, um novo sistema mais simplificado, o Clearfil SE Bond – CSEB, que consiste de *primer* condicionante de frasco único e adesivo de frasco único, surgiu no mercado. Neste estudo, para o esmalte bovino a resistência de união à tração foi de 20,3 MPa para o CSEB, 18,0 MPa para CLB2V, que diferiram estatisticamente do CLBII que foi de 15,1 MPa. A resistência de união a microtração em dentina humana foi de 54,4 MPa para o CLB2V e 47,0 para o CSEB que foram superiores ao LB II que foi de 37,41 MPa. Os sistemas adesivos CSEB e LBII produziram camada híbrida de aproximadamente 1,0 a 1,5 μm de espessura, enquanto o CLB2V produziu camada híbrida mais delgada, com 1,0 μm de espessura. Este resultado sugere que não houve nenhuma relação entre resistência à tração e espessura da camada híbrida. Observações em Microscópio Eletrônico de Varredura da superfície dentinária humana tratada com o *primer* autocondicionante do sistema adesivo CLB2V demonstrou que o seu efeito desmineralizante é menor que o dos outros sistemas estudados, sugerindo ser um condicionante suave. O pH dos *primers* foi de 2,04 para o sistema adesivo CSEB de 1,51 para o LBII e de 3,03 para o CLB2V (solução após mistura). A diferença na desmineralização parece refletir a diferença do pH entre os três *primers*. O sistema adesivo CLB2V proporcionou elevada resistência de união à dentina, a despeito da menor desmineralização. Este *primer* contém MDP como monômero ácido adesivo e catalisador químico de polimerização em adição ao sistema de ativação física, que penetram simultaneamente na rede de fibras colágenas com

desmineralização média, e polimerizam com a resina adesiva (HARADA *et al.*, 2000).

Clinicamente, os sistemas autocondicionantes simplificam o processo de união através da eliminação de algumas das etapas críticas da técnica dos sistemas de condicionamento ácido total (WATANABE *et al.*, 1994; BARKMEIER *et al.*, 1995; PRATI *et al.*, 1998, HARADA *et al.*, 2000; TANUMIHARJA *et al.*, 2000). Para estes sistemas, o colapso do colágeno desmineralizado em decorrência da secagem com jatos de ar é prevenido, visto que a dentina, com a *smear layer* retida, é simultaneamente desmineralizada e infiltrada pela resina adesiva. Apesar dos prolongamentos resinosos curtos, o selamento é alcançado à medida que os *smears plugs* são deixados intactos e incorporados à hibridização. A susceptibilidade à contaminação com a umidade através do fluido dentinário é reduzida, o que provavelmente resulta no aumento da resistência de união (TAY & PASHLEY, 2001).

2 – 4 - ENSAIOS MECÂNICOS PARA MENSURAÇÃO DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO

A resistência de união é a mensuração da força aplicada dividida pela área de superfície unida (NAKABAYASHI & PASLHEY, 1998b). Diversos métodos de ensaio mecânico são empregados para mensuração da resistência de união, sendo os métodos de resistência de união ao cisalhamento e à tração os mais utilizados. Estes ensaios tornam-se bastante freqüentes na avaliação da resistência de união de novos materiais que surgem no mercado.

SANO *et al.*, em 1994b, relataram que a aparente resistência de união depende da área de superfície da união. Grandes áreas de superfície falham sob baixas tensões quando comparadas a pequenas áreas, o que se atribui à densidade da área onde deve existir pequenos espaços vazios ou defeitos de superfície, tais como bolhas de ar, água ou separação de fases da resina com o solvente, que traz como consequência concentração de tensões durante o teste mecânico de resistência de união. Estes defeitos podem permitir o desenvolvimento de tensões localizadas que excedam a resistência coesiva de um dos componentes na interfase de união (compósito/camada de adesivo, camada de adesivo/topo da zona de interdifusão, resina adesiva infiltrada/colágeno, zona de interdifusão/dentina), resultando no desenvolvimento de fendas que se propagam rapidamente causando a falha. Pequenas áreas de superfície de união possuem poucos defeitos e podem suportar maiores tensões antes de falhar (SANO *et al.*, 1994b).

O uso do ensaio de resistência de união a microtração, geralmente resulta em aparente elevada resistência de união. Isto se deve ao fato de que a área da amostra é reduzida, reduzindo assim os defeitos intrínsecos que produzem concentração de tensões que levam a formação de trincas que se propagam causando a falha. Durante o ensaio de tração, o alinhamento da amostra com relação à carga de tração é crítico e pode permitir a concentração de tensões na interface de união durante o ensaio mecânico (SANO *et al.*, 1994b).

Portanto, a concentração de tensões localizadas, agravadas pelas diferenças nas propriedades físicas dos componentes que constituem a interfase de união, principalmente a diferença no módulo de elasticidade, exercem influência nos ensaios mecânicos de resistência de união (VAN NOORT *et al.*, 1989, 1991). Se o módulo de elasticidade de dois materiais diferentes é similar, então ambos os materiais absorvem as tensões aplicadas à medida que eles se deformam na mesma proporção. Na zona de interdifusão, o módulo de elasticidade da resina infiltrada é maior do que das fibras colágenas, portanto à medida que a força é aplicada, a resina adesiva suporta a maior parte das tensões, porque as fibras colágenas se deformam em maior proporção (NAKABAYASHI *et al.*, 1998b).

O ensaio de tração, em teoria, pode desenvolver uma distribuição de tensões mais uniformes se existir um alinhamento correto entre a o corpo de prova e a superfície aderente. Apesar do alinhamento ser difícil de se obter, o ensaio de resistência de união à tração é geralmente considerado mais apropriado quando comparado ao ensaio de cisalhamento (VAN NOORT *et al.*, 1989, 1991). Entretanto, a Análise de Elemento Finito mostrou que a distribuição das tensões

nestes ensaios não é uniforme através da interface. A resistência à tração nominal e a distribuição de tensões se ajustará a qualquer alteração na geometria da amostra, carregamento e rigidez dos materiais (VAN NOORT *et al.*, 1989; 1991). A distribuição de tensões não uniforme através da interface se deve presumidamente a complexa combinação de deformações plásticas e elásticas dos adesivos, compósitos e superfície dentinária desmineralizada e mineralizada, ocorrendo simultaneamente (NAKABAYASHI & PASHLEY, 1998b).

VAN NOORT *et al.*, em 1989 e 1991, utilizaram Análise de Elemento Finito e demonstraram que a resistência de união à tração e ao cisalhamento são muito dependentes da geometria da interface testada, da natureza da força aplicada e da presença ou ausência de excesso de adesivo nas margens da interface. De acordo com estas análises, a probabilidade de que defeitos na área de união possam dominar a propagação da fratura é muito alta, em virtude da falta de uniformidade na distribuição das tensões na interface, especialmente nas margens da interface. Durante o ensaio mecânico, medições da resistência de união ao cisalhamento mostraram grandes anormalidades na distribuição de tensões na interface adesiva, quando comparadas ao teste de resistência de união à tração.

VERSLUIS *et al.*, em 1997, questionaram a relação entre a ocorrência de fraturas coesivas em dentina e valores obtidos no ensaio de união ao cisalhamento. Os autores desenvolveram um programa de simulação de falhas acoplado ao sistema de Análise de Elemento Finito e concluíram que em muitos casos o arrancamento da dentina é em parte devido à mecânica do teste utilizado, e não significa necessariamente que o material apresenta resistência adesiva

superior ou que a resistência coesiva da dentina foi diminuída. A predominância de fraturas coesivas na dentina está relacionada às características frágeis dos materiais envolvidos e devido à falta de uniformidade na distribuição das tensões durante os ensaios mecânicos, que podem iniciar uma fratura coesiva a partir de trincas formadas na dentina.

DELLA BONNA & VAN NOORT, em 1995, após avaliação da interface de união compósito / cerâmica, concluíram que o teste de resistência de união à tração é mais apropriado do que o teste de cisalhamento para este fim, e argumentaram que muitos estudos prévios ignoraram a distribuição de tensões geradas neste tipo de ensaio. Os autores utilizaram três tipos de configurações para o ensaio de cisalhamento: cilindro de compósito unido por sistema adesivo dentinário à base de disco de cerâmica; cilindro de cerâmica unida à base de disco de compósito com sistema adesivo e a configuração total de cilindro e disco em compósito, sem interposição de sistema adesivo. Durante o ensaio de resistência ao cisalhamento, a distribuição das tensões não foi uniforme e a falha predominante, independente da configuração, foi na base do disco. Os valores de resistência ao cisalhamento foram estatisticamente diferentes, representando a resistência do material de base e não a resistência da interface adesiva. Nenhuma diferença estatística foi encontrada nos valores de resistência de união à tração e a falha predominante foi do tipo adesiva na interface cerâmica/sistema adesivo. Portanto, erros na interpretação dos dados podem ocorrer caso não se considere a influência da geometria da amostra e as condições experimentais no ensaio de resistência de união.

2 – 5 - CONCEITO DE “PAREDE CAVITÁRIA RESILIENTE”

No decorrer do tempo, a interface entre dente e material restaurador está sujeita a alterações de tensões, as quais podem potencialmente conduzir à falha clínica do procedimento restaurador. A compreensão dos princípios que possam interferir na união da resina ao dente se faz necessária para proporcionar melhor qualidade e durabilidade da restauração (CARVALHO *et al.*, 1996; NAKABAYASHI & PASLHEY, 1998b).

Os compósitos contraem durante a polimerização, portanto desde o início a estabilidade da restauração é comprometida pela reação de polimerização do material. A conversão das moléculas do monômero em cadeia polimérica é acompanhada da redução da distância intermolecular entre os monômeros com a formação das ligações covalentes no polímero, que resulta na redução do volume, denominada de contração de polimerização (DAVIDSON & FEILZER, 1997). Estudos têm demonstrado valores de contração de polimerização que variam de 1 a 5% para os compósitos, dependendo da composição (DAVIDSON & DE GEE, 1984; DAVIDSON & FEILZER, 1997; LABELLA *et al.*, 1999).

A inserção de compósitos em preparos cavitários leva a competição de forças entre a contração de polimerização e a resistência de união à estrutura dentária (HEGDALL & GJERDET, 1977). Em 1984, DAVIDSON *et al.*, utilizaram dois modelos experimentais (linear e tridimensional) e verificaram a influência das tensões geradas durante a contração de polimerização dos compósitos no desenvolvimento da resistência de união dente/compósito. A força gerada durante a contração de polimerização foi medida continuamente através de um

tensilômetro. Quando a contração de polimerização estava restrita em apenas uma direção, uma substancial união entre o compósito e dentina foi formada. O fato de a união suportar as forças geradas na contração de polimerização, neste caso, pode ser explicado pela capacidade do compósito se deformar no estágio inicial de polimerização (DAVIDSON & DE GEE, 1984). Quando o compósito se encontrava restrito, no modelo tridimensional onde se encontrava unido a uma ou mais paredes dentinárias, limitando assim o processo de deformação, não compensou as tensões decorrentes da reação de polimerização, as quais foram suficientes para romper a união à dentina.

Durante a cinética de polimerização o compósito passa por três estágios identificados como: “fase inicial de polimerização”, “fase de polimerização” e “fase pós-polimerização” (DAVIDSON & FEILZER, 1997). Apenas no primeiro estágio, o compósito se encontra no estágio viscoelástico e é capaz de deformar-se, reduzindo parcialmente as tensões geradas durante a contração de polimerização (DAVIDSON *et al.*, 1984). Na fase de polimerização as macromoléculas são formadas e a movimentação molecular da matriz é inibida, nesta fase, o compósito tende a não mais se deformar. Na fase de pós-polimerização o compósito está no estado rígido, mas ainda se contrai.

A deformação no estágio plástico, na fase precoce de polimerização, tem importância na redução da concentração de tensões. Esta deformação permite que parte da contração ocorra sem a concentração de tensões na interface (DAVIDSON & DE GEE, 1984).

As tensões de contração ocorrem quando a contração de polimerização é impedida e o material está suficientemente rígido para resistir ao escoamento

plástico, compensando o volume original. Não obstante à resistência dos materiais envolvidos, a contração de polimerização ocorrerá pela razão de ser fisicamente inevitável (DAVIDSON & FEILZER, 1997). Grande atenção tem se direcionado ao desenvolvimento de sistemas adesivos capazes de desenvolver imediata resistência de união, que suporte as tensões desenvolvidas durante a contração de polimerização, preservando assim as margens cavitárias e a união compósito/dente (CARVALHO *et al.*, 1996).

A magnitude das tensões de contração de polimerização dos compósitos para cimentação pode ser maior do que a dos compósitos restauradores diretos com composição aproximada (DAVIDSON *et al.*, 1991), em virtude de serem geralmente aplicados em finas camadas. A magnitude das tensões geradas durante a contração de polimerização varia com a espessura da película. Na presença de condições de restrição para o alívio destas tensões, tais como a cimentação de coroas totais e núcleos, este efeito pode ser extremo devido à limitada área de superfície livre ao redor desta interface de união para compensar as tensões de contração. Assim, sob estas condições a união poderá ser rompida facilmente (DAVIDSON *et al.*, 1991; MAK *et al.*, 2002).

DAVIDSON *et al.*, 1991, observaram as tensões desenvolvidas durante a contração de polimerização do compósito para cimentação adesiva, com a espessura de película variando de 30 a 200 μm . A natureza e magnitude das tensões desenvolvidas dependeram da espessura da película de cimentação. As tensões desenvolvidas durante a contração de polimerização têm um efeito deletério na resistência de união do compósito para cimentação.

Portanto, antes do dente restaurado ser submetido às tensões funcionais e térmicas, a concentração de tensões na interface ocorrerá durante a polimerização dos compósitos unidos aos tecidos dentais, a qual é dependente do índice de área livre de união (DAVIDSON *et al.*, 1984; DAVIDSON & FEIZER, 1997) e das propriedades do compósito (HEDGALL & GJERDET, 1977; LABELLA *et al.*, 1999; CHOI *et al.*, 2000; AUSIELLO *et al.*, 2002).

Entre as propriedades do compósito, o módulo de elasticidade tem sido indicado como fator no qual as tensões de contração são dependentes. Estudos *in vitro* têm demonstrado que durante a contração de polimerização do compósito as tensões na interface estão positivamente correlacionadas com a rigidez do material (KEMP-SCHOLTE & DAVIDSON, 1990; VAN MEERBEEK *et al.*, 1993; LABELLA *et al.*, 1999; UNTERBRINK & LIENBERG, 1999; CHOI *et al.*, 2000; AUSIELLO *et al.*, 2002).

A magnitude das tensões desenvolvidas durante a contração de polimerização pode ser controlada em alguma extensão pelo desenho cavitário (Fator C), tamanho, forma e posição dos incrementos de compósito inseridos e uso de forradores com baixo módulo de elasticidade (CARVALHO *et al.*, 1996). A utilização de forramento cavitário com material de baixo módulo de elasticidade age como camada resiliente entre a dentina e o compósito relativamente rígidos (KEMP-SCHOLTE & DAVIDSON, 1990).

Na década de 90 surgiram no mercado os compósitos de baixa viscosidade, que possuem como característica principal o alto escoamento, entretanto, apresentam propriedades mecânicas com valores que variam de 60 a 90% quando comparados às dos compósitos convencionais. BAYNE *et al.*, em

1998, verificaram a composição e propriedades dos compósitos de baixa viscosidade e observaram que estes utilizam partículas inorgânicas que incluem a sílica coloidal, partículas vítreas de bário, borosilicato e partículas sintéticas de zircônio/sílica. O tamanho médio das partículas varia de 0,7µm a 1,5µm e o conteúdo de carga entre 36 a 47% em volume, dependendo do produto comercial. A redução de aproximadamente 30% em volume no conteúdo de partículas inorgânicas em relação aos compósitos convencionais, propiciou a característica de escoamento. No entanto, as propriedades mecânicas foram reduzidas em relação aos compósitos tradicionais, portanto não são indicadas para restaurar dentes sujeitos a elevados esforços mastigatórios.

O procedimento restaurador resulta na alteração do equilíbrio biomecânico do dente natural. Isto é particularmente verdadeiro para restaurações envolvendo compósitos resinosos, visto que a rigidez dos materiais envolvidos pode variar e não se igualar a do dente natural. Os problemas surgem quando estas restaurações são submetidas às tensões provenientes da contração de polimerização e carga oclusal (AUSIELLO *et al.*, 2002). O uso do material restaurador com baixo módulo de elasticidade ou a utilização de forramentos resilientes têm demonstrado o relaxamento destas tensões e, portanto pode ser usado como instrumento para reduzir a deterioração da interface de união (KEMP-SCHOLTE & DAVIDSON, 1990; VAN MEERBEEK *et al.*, 1993; LABELLA *et al.*, 1999; CHOI *et al.*, 2000; AUSIELLO *et al.*, 2002).

KEMP-SCHOLTE & DAVIDSON, em 1990, realizaram estudo *in vitro* em cavidades classe V, e utilizaram forradores resilientes, com baixo módulo de

elasticidade, entre o sistema adesivo e o material restaurador. As medições das tensões de contração demonstraram relaxamento de 20 a 50% das tensões em virtude da utilização de material intermediário resiliente. A redução da rigidez total, através da aplicação da camada intermediária resiliente, proporcionou à restauração final compensação de parte das tensões da contração de polimerização que poderiam exceder a resistência de união. A redução das tensões da contração de polimerização apresentou correlação positiva com a redução da microinfiltração.

Um gradiente de módulo de elasticidade foi observado a partir da dentina, zona de interdifusão, adesivo e compósito, validando assim, o conceito de “parede cavitária resiliente” (VAN MEERBEEK *et al.*, 1993). Este gradiente foi mais evidente nos sistemas que produziram camadas de adesivos mais espessas ou proporcionaram o compósito de baixa viscosidade como camada intermediária entre a resina adesiva e o compósito restaurador. Esta área de união resiliente deve ser capaz de deformar-se o suficiente para aliviar as tensões entre a contração do material restaurador e o substrato dentinário rígido, melhorando a integridade marginal (VAN MEERBEEK *et al.*, 1993). No mesmo estudo, a nanodureza da dentina intertubular observada foi de 496MPa diferiu significativamente da zona de interdifusão dentina/resina, cujos valores variaram de 148 a 196 MPa. O compósito de baixa viscosidade (Protect Liner F – Kuraray, Osaka, Japan) exibiu nanodureza de 197 MPa, enquanto os diferentes adesivos variaram de 102 a 113 MPa. O módulo de elasticidade da dentina foi de 19,25 MPa e para zona de interdifusão os valores variaram de 8,15 a 9,68 MPa. O compósito de baixa viscosidade apresentou módulo de elasticidade de 5,87 MPa e

as resinas adesivas uma média de 4,17 MPa. Assim, a zona de interdifusão pode também funcionar como camada de absorção de tensões por apresentar baixo módulo de elasticidade, no entanto esta não é tão espessa como a camada de resina adesiva adjacente, portanto parece não apresentar importante papel no relaxamento das tensões (VAN MEERBEEK *et al.*, 1993; SWIFT Jr *et al.*, 1996).

SWIFT Jr *et al.*, em 1996, avaliaram o uso de compósitos de baixa viscosidade como camada intermediária entre o sistema adesivo e o material restaurador. Os sistemas adesivos foram usados em três condições: de acordo com as instruções do fabricante; de acordo com as instruções, mas com a introdução do adesivo Optbond FL (Kerr, Orange, CA) e de acordo com as instruções, mas com a adição do Protect Liner F, como passo final após a aplicação do sistema adesivo sem carga e antes da inserção do material restaurador. O compósito de baixa viscosidade atuou como camada resiliente que absorveu os esforços, entre o compósito contraído e o substrato dentinário rígido, aliviando parcialmente as tensões da contração de polimerização e selamento marginal, nos sistemas adesivos que proporcionaram e indicaram o uso do compósito de baixa viscosidade.

Estudando as propriedades de compósitos fotopolimerizáveis, particularmente os de baixa viscosidade e de resinas adesivas, LABELLA *et al.*, em 1999, avaliaram o módulo de elasticidade, a contração de polimerização e a cinética de polimerização. Os valores do módulo de elasticidade neste estudo, variaram de 4,53 a 22,34 MPa. Os compósitos de baixa viscosidade se situaram, em sua maioria, no intervalo dos valores mais baixos, próximo aos compósitos de micropartículas e aos adesivos com carga. Os valores da contração de

polimerização variaram de 1,9 a 13,5%, sendo que os compósitos de baixa viscosidade apresentaram maior contração de polimerização do que os compósitos híbridos e menor do que as resinas adesivas. A contração de polimerização, o módulo de elasticidade e seu desenvolvimento estão em relação próxima com a manutenção da interface de união.

AUSIELLO *et al.*, em 2002, utilizaram análise de Elemento Finito de 3D para visualizar o processo de falha na interface adesiva de um dente restaurado. Simulações de restaurações cavidades classe II revelaram um complexo comportamento biomecânico resultante de efeitos simultâneos da contração de polimerização, rigidez do compósito e tensões na interface com o adesivo. Os autores observaram que a ação simultânea das tensões de contração e oclusal, no compósito rígido e na interface adesiva resiliente, apresentaram efeitos opostos no alívio das tensões. Sob a mesma carga oclusal, o modelo de dente sadio exibiu um comportamento mecânico muito distinto, com distribuição mais homogênea das tensões, pois nestas condições o esmalte rígido não se deforma significativamente, mas transfere a deformação para a camada abaixo de dentina, mais resiliente. No dente restaurado, a cavidade restaurada interrompe a estrutura bielástica e causa maior concentração de tensões na base da cavidade. As tensões da contração de polimerização aumentaram com a rigidez do compósito utilizado na restauração e foram aliviadas através da interface resiliente. A camada de resina adesiva resiliente, capaz de absorver a deformação do compósito, reduz a intensidade das tensões transmitidas ao remanescente dentário, preservando assim, a integridade da interface de união (AUSIELLO *et al.*, 2002).

A utilização de camadas mais espessas de resina adesiva, com baixo módulo de elasticidade, reduziu significativamente as tensões de contração da restauração de compósito e a infiltração em cavidades classe V, como foi demonstrado no estudo realizado por CHOI *et al.*, em 2000. O sistema adesivo mais resiliente agiu como camada de absorção de tensões entre o compósito e a estrutura dental (CHOI *et al.*, 2000; BELLI *et al.*, 2001). Em outro estudo, BELLI *et al.*, em 2001, verificaram que cavidades classe II restauradas com o sistema adesivo Clearfil Liner Bond II, o compósito Clearfil AP-X (Kuraray Co., Osaka, Japan) e camada intermediária do compósito de baixa viscosidade Protect Liner F (Kuraray Co., Osaka, Japan) exibiram mais superfícies dentinárias livres de fendas. Entretanto, nem o compósito de baixa viscosidade, nem o condicionamento ácido do esmalte adicional, preveniram a formação de fendas na interface esmalte/resina e de aberturas no esmalte. Estas devem ser resultado da boa adesão do material restaurador ao dente, das forças de contração e do fator C, visto que, as tensões tornam-se mais severas e destrutivas em cavidades tridimensionais (BELLI *et al.*, 2001).

Portanto, o maior benefício do compósito de baixa viscosidade parece ser o de agir como uma camada de absorção de tensões, entre a zona de interdifusão, a resina adesiva e a contração do compósito restaurador. Este efeito é alcançado através do relaxamento parcial das tensões da contração de polimerização (VAN MEERBEEK *et al.*, 1993; SWIFT JR *et al.*, 1996; BAYNE *et al.*, 1998; CHOI *et al.*, 2000; BELLI *et al.*, 2001; MONTES *et al.*, 2001; REIS *et al.*, 2003).

MONTES *et al.*, em 2001, estudaram a resistência de união à tração do compósito à dentina. Utilizaram três compósitos de baixa viscosidade associados a sistemas adesivos sem carga e adesivo com carga em uma e duas camadas, respectivamente. O uso do compósito de baixa viscosidade e do adesivo com carga, como camada intermediária, não influenciaram a resistência de união à tração, mas influenciaram o tipo de fratura. O compósito de baixa viscosidade agiu como camada de absorção de tensões, em virtude do baixo módulo de elasticidade, que permitiu a deflexão entre o compósito tradicional rígido e o substrato dentinário (MONTES *et al.*, 2001). REIS *et al.*, em 2003, também estudaram os efeitos do uso do compósito de baixa viscosidade como forramento na resistência de união a microtração. Os autores observaram que o compósito de baixa viscosidade não influenciou a resistência de união, mas influenciou o tipo de fratura, com predominância de falhas coesivas no compósito de baixa viscosidade ou entre este e o compósito restaurador.

Dando suporte ao conceito de “parede cavitária resiliente”, sistemas adesivos que proporcionam um compósito de baixa viscosidade, ou utilizados em conjunto com este, têm produzido elevada resistência de união e reduzida microinfiltração (SWIFT Jr *et al.*, 1996; VAN MEERBEEK *et al.*, 2001; BELLI *et al.*, 2001; MONTES *et al.*, 2001; REIS *et al.*, 2003; JAYASOORIYA *et al.*, 2003). Este conceito pode ser considerado, não apenas por absorver as tensões da contração de polimerização do compósito, mas por possibilitar o auxílio na absorção das tensões mastigatórias, nos efeitos da deflexão dental e dos choques térmicos durante a função clínica (VAN MEERBEEK *et al.*, 2001; AUSIELLO *et al.*, 2002).

Alguns sistemas adesivos têm incluído e indicado no processo de cimentação, o uso do compósito de baixa viscosidade para ser aplicado sobre o adesivo antes da fixação da restauração com o compósito para cimentação. A técnica de forramento da dentina com o compósito de baixa viscosidade (“Resin-coating”), foi desenvolvida para proteção da dentina preparada e do tecido pulpar. Esta técnica possibilita a proteção da dentina imediatamente após o preparo cavitário, minimizando assim a possibilidade de irritação da polpa através de estímulos térmicos e mecânicos, além da infiltração bacteriana, que podem ocorrer durante o procedimento de moldagem, cimentação temporária e permanente (KITASAKO *et al.*, 2002; JAYASOORIYA *et al.*, 2003). Este procedimento técnico parece reduzir a formação de fenda na interface do cimento com a dentina e aumentar a resistência da união (KITASAKO *et al.*, 2002; JAYASOORIYA *et al.*, 2003).

JAYASOORIYA *et al.*, em 2003, verificaram o efeito da “resin coating” ou técnica do forramento da dentina com o compósito de baixa viscosidade, na adaptação da interface de *inlays* de compósito. Realizaram 10 cavidades MOD em pré-molares humanos. Utilizaram o sistema adesivo Clearfil SE Bond e o compósito de baixa viscosidade Protect Liner F para o forramento prévio da dentina. Em metade das cavidades não foi realizado o forramento da dentina, as quais serviram de controle. Todas as cavidades foram restauradas com *inlays* do compósito Estenia (Kuraray, Co., Osaka, Japan) e foram fixadas com o sistema de cimentação adesiva Panavia F. Após o polimento das margens cavitárias, as restaurações foram submetidas à ciclagem térmica. A observação da interface das restaurações que utilizaram a técnica de forramento prévio da dentina revelou que

a formação de fendas foi estatisticamente inferior ($p < 0,05$) ao grupo controle. O conceito de forramento da dentina preparada com o sistema adesivo e o compósito de baixa viscosidade resultou na observação de menor percentual de fendas na interface dentina/restauração, quando comparadas às cavidades que não receberam este tratamento (JAYASOORIYA *et al.*, 2003).

2 – 6 - DURABILIDADE DA UNIÃO DENTINA-RESINA

A integridade física e resistência do complexo hibridizado são altamente dependentes da durabilidade dos componentes resinosos polimerizados que unem as estruturas. A sorção de água e a dissolução de resinas contendo componentes hidrófilos e não completamente polimerizados, como o HEMA, pode resultar na deterioração da matriz resinosa e resistência da interface. Existe evidência de que a degradação ao longo do tempo, da interface dentina/resina, ocorre através da degradação hidrolítica dos materiais resinosos (SANO *et al.*, 1999). Organofosfatos e carboxilatos são hidrófilos e sujeitos a sorção de água em virtude de seus grupos pendentos ionizáveis. O processo de aumentar a concentração ácida do monômero resinoso, para torná-lo mais ácido, pode ter tornado as formulações muito hidrófilas, aumentando assim o risco dos sistemas adesivos autocondicionantes à degradação hidrolítica (TAY & PASHLEY, 2001).

A avaliação dos sistemas de união é usualmente realizada em laboratório 24 horas após a preparação do corpo-de-prova. Este intervalo de tempo é adequado para testar a habilidade adesiva do material, mas falha por não levar em conta as elevadas tensões que se concentram na interface da união logo após a inserção e polimerização do compósito (DAVIDSON & DE GEE, 1984; BURROW *et al.*, 1994), e por não proporcionar informações das alterações na interface de união ao longo do tempo. Portanto, estudos de durabilidade de união são de grande importância na avaliação dos sistemas adesivos (BURROW *et al.*, 1996; KATO & NAKABAYASHI, 1998; SANO *et al.*, 1999; LI *et al.*, 2001; KITASAKO *et al.*, 2002).

O estudo para verificar a durabilidade de união requer um controle cuidadoso de vários fatores. O crescimento bacteriano precisa ser inibido e o pH da solução de armazenagem precisa ser controlado com o intuito de comparar os resultados entre as amostras nos diferentes períodos de estudo, pois estas alterações podem afetar a estrutura da resina e dentina, produzindo possivelmente resultados inválidos (BURROW *et al.*, 1996; LI *et al.*, 2001). FOTOS *et al.*, em 1990, relataram que se o crescimento bacteriano não for inibido, o pH pode diminuir em um curto período de tempo, e observaram que a utilização de um agente antibacteriano, a azida sódica a 0,4% em água deionizada, preveniu o crescimento bacteriano em soluções de armazenagem. BURROW *et al.*, em 1996, observaram em seu estudo de durabilidade da união que o pH da solução se situava em torno de 6,7 após 3 anos de armazenagem nesta mesma solução.

O termo nanoinfiltração tem sido usado para definir a difusão de marcadores, como os íons de prata, através de canais nanométricos no interior da camada híbrida, da dentina totalmente ou parcialmente desmineralizada ou na resina adesiva (SANO *et al.*, 1995 ac; LI *et al.*, 2001). Apesar dos novos sistemas adesivos apresentarem alta resistência de união logo após a polimerização, a longevidade da união permanece desconhecida, visto que a degradação da interface adesiva tem sido relatada (BURROW *et al.*, 1996; SANO *et al.*, 1999; LI *et al.*, 2001; KITASAKO *et al.*, 2002).

SANO *et al.*, em 1995a, relataram que o sistema adesivo All Bond 2 (Bisco Inc. IL, USA), quando usado na técnica úmida permitiu grande penetração de íons de prata. Quando se utiliza sistema de condicionamento ácido prévio, a técnica de união úmida é importante para evitar o colapso das fibras colágenas.

Entretanto, a maior penetração de íons de prata pode ser resultante da reposição insuficiente da água, que circunda as fibras colágenas, pelos solventes dos sistemas adesivos álcool ou etanol e, por conseguinte, pelos monômeros adesivos resinosos, deixando assim, espaços que foram penetrados pelos íons de prata. O sistema experimental autocondicionante KB 200 (Kuraray Co., Osaka, Japan), que contém em sua formulação FENIL-P, HEMA e água, exibiu a menor infiltração e menor intensidade de penetração de prata. O que sugere que este sistema criou mínima porosidade no interior da camada híbrida, o que se deve em parte à limitada profundidade de desmineralização da dentina (1,0 μm), que permitiu melhor infiltração da resina. Quanto mais profunda a desmineralização e mais espessa a camada híbrida, maior é o potencial de nanoinfiltração dos íons de prata na dentina desmineralizada, na camada híbrida ou na resina adesiva parcialmente polimerizada (SANO *et al.*, 1995a,c).

Estudando a durabilidade de união à dentina bovina desmineralizada com ácido fosfórico e a influência do remanescente dentinário desmineralizado e não infiltrado por resina adesiva, KATO & NAKABAYASHI, em 1998, observaram a redução da resistência de união à tração em dentes bovinos após o período de um ano de imersão em água. Em Microscopia Eletrônica de Varredura observaram padrão de fratura na dentina desmineralizada e não infiltrada por resina adesiva, que aumentou com o período de imersão em água. A durabilidade da união foi reduzida, pois a dentina desmineralizada e não infiltrada por resina adesiva resultou na exposição das fibras colágenas, as quais, sofreram hidrólise durante o longo período de imersão em água (KATO & NAKABAYASHI, 1998).

LI *et al.*, em 2001, realizaram estudo *in vitro* para avaliar as possíveis alterações no interior da camada híbrida ao longo do tempo (24 horas, 3, 6 e 12 meses). Em geral, todos os sistemas mostraram aumento da nanoinfiltração na camada híbrida com o passar do tempo. Isto pode ser devido à incompleta penetração do adesivo na dentina desmineralizada, deixando o colágeno sem o total envolvimento pela resina adesiva, ou ainda como resultado da contração de polimerização. Com exceção do sistema adesivo Clearfil SE Bond, os outros três sistemas usaram o ácido fosfórico como agente condicionador e formaram uma linha de deposição de prata na base da camada híbrida. Este comportamento parece ser devido à incompleta penetração da resina adesiva em toda extensão da dentina desmineralizada. O sistema Clearfil SE Bond simultaneamente condiciona e prepara a dentina, permitindo que a resina adesiva penetre completamente na superfície dentinária desmineralizada, portanto, mínima deposição de prata na base da camada híbrida ocorreu. Entretanto, nenhum sistema garantiu a completa penetração do adesivo nos espaços interfibrilares, de outra forma, a prata não apareceria no interior da camada híbrida. Para o adesivo autocondicionante a camada de resina adesiva mostrou maior deposição de prata com o passar do tempo.

Durante longa armazenagem a sorção de água é inevitável de ocorrer (BURROW *et al.*, 1996; SANO *et al.*, 1999; ÖRTENGREN *et al.*, 2001). A polimerização incompleta do material resinoso pode provocar a lixiviação de certos componentes na água, deixando pequenos espaços no interior da matriz polimérica, que pode posteriormente ser repostos por outras substâncias (SANO *et al.*, 1995 a,c; BURROW *et al.*, 1999; SANO *et al.*, 1999; LI *et al.*, 2001). BURROW

et al., em 1996, realizaram estudo *in vitro* e observaram que as falhas aumentaram na base da camada híbrida, no período de três anos de armazenagem, em virtude da degradação hidrolítica. Os sistemas adesivos avaliados utilizaram o condicionamento ácido prévio e mostraram maior incidência de fratura na base da camada híbrida após o período de armazenagem.

Realizando estudo *in vivo* de durabilidade de união à dentina SANO *et al.*, em 1999, observaram que a resistência de união foi estável no período de um ano. Utilizaram o sistema adesivo Clearfil Liner bond II (Kuraray Co., Osaka, Japan) e o compósito Clearfil Photo Posterior (Kuraray Co., Osaka, Japan) e realizaram testes de microtração em três diferentes tempos, imediatamente, após 180 dias e após 360 dias. O valor médio de resistência de união a microtração foi de 19 MPa e manteve-se estável ao longo do período de um ano. Observações em Microscópio Eletrônico de Varredura revelaram que as porosidades no topo da camada híbrida e na resina adesiva aumentaram com o tempo. As alterações morfológicas, com o passar do tempo, na interface adesiva *in vivo* pode ter sido causada pela extração de material resinoso pela água, indicando degradação hidrolítica.

A composição, mais especificamente o balanço equilibrado de monômeros hidrófobos e hidrófilos dos sistemas adesivos, pode permitir ou prevenir a penetração de substâncias através da resina adesiva e camada híbrida (TAY & PASHLEY, 2001). BURROW *et al.*, em 1999, mostraram que o sistema adesivo Clearfil Liner Bond II, contendo HEMA e MDP exibiu a maior sorpção de água. Isto deve permitir maior deposição de água, que pode posteriormente

traduzir-se no aumento da deposição de prata em estudos de nanoinfiltração (SANO *et al.*, 1995 a,c; SANO *et al.*, 1999; LI *et al.*, 2001).

A desmineralização da superfície dentinária, com exposição das fibras colágenas da matriz dentinária e subsequente infiltração da resina adesiva que envolve as fibras colágenas e polimeriza, promove a retenção micromecânica de restaurações em compósito. De acordo com os resultados encontrados por SANO *et al.*, em 1995b, após estudarem a influência da matriz dentinária desmineralizada na contribuição da resistência da dentina, se a resina adesiva não infiltrar completamente em profundidade a dentina desmineralizada, mas penetrar apenas na parte superior do colágeno exposto, este pode ainda proporcionar aproximadamente 30 MPa de resistência de união à tração. Isto não significa, no entanto que a união será estável e não se degradará com o tempo devido à atividade hidrolítica. Os autores concluíram neste estudo, que a dentina desmineralizada contribui com 30% da resistência da dentina.

Monômeros hidrófilos como o HEMA, por serem monômeros monofuncionais que formam polímeros lineares e criarem após a polimerização cadeias poliméricas simples, podem permitir grandes espaços intermoleculares quando comparados a monômeros polifuncionais, capazes de criar ligações cruzadas como o Bis-GMA. A natureza hidrófila destes monômeros permite a sorção de água após a polimerização. A presença de íons de prata na resina adesiva implica na presença de canais de difusão nanométricos (menor de 50 μm) na resina adesiva, que podem aumentar com o tempo de imersão em água como

resultado da lixiviação de componentes (SANO *et al.*, 1995c; SANO *et al.*, 1999; BURROW *et al.*, 1999).

KITASAKO *et al.*, em 2002, avaliaram a resistência e durabilidade da união do compósito para cimentação à dentina forrada com a resina de baixa viscosidade, comparando com dois compósitos para cimentação. Após 3 anos de armazenagem os autores observaram que a redução dos valores médios de resistência de união à tração dos materiais avaliados foi estatisticamente significativa. Os autores observaram que após o longo período de armazenagem, o material resinoso parecia ter sido removido parcialmente, deixando a superfície porosa, o que sugeria ser espaços interfibrilares. O topo dos prolongamentos de resina apresentou-se menos denso quando comparado com o período de 24 horas, e porosidades foram observadas na camada híbrida após os períodos de seis meses, 12 meses e três anos de armazenagem (KITASAKO *et al.*, 2002).

3 – PROPOSIÇÃO

Considerando a importância da resistência da união imediata e da durabilidade da união de sistemas adesivos sobre a dentina e após forramento com compósito de baixa viscosidade, o propósito deste estudo foi:

1. Avaliar a resistência da união à tração do sistema de cimentação adesiva Panavia F (ED Primer) sobre a dentina e após forramento com o compósito de baixa viscosidade Protect Liner F nos tempos de 10 minutos, 24 horas e 12 meses após a união.
2. Analisar as características morfológicas da superfície de fratura e da interface de união, após o ensaio de tração, nos períodos avaliados.

4- MATERIAL E MÉTODO

4.1- MATERIAL

Os materiais utilizados para a realização deste estudo, seus respectivos fabricantes e lotes estão listados na Tabela 1, e as respectivas composições descritas nas Tabelas 2, 3 e 4.

Tabela 1 - Materiais, fabricante e lotes utilizados no estudo.

Material	Fabricante	Lote
Panavia Fluoro ED Primer A + B	Kuraray Co., Ltd, Osaka, Japan	51175
Clearfil Liner Bond 2V	Kuraray Co., Ltd, Osaka, Japan	51201
Z - 100	3M/ESPE Dental Products Division, St. Paul, MN, USA	8MR
Protect Liner F	Kuraray Co., Ltd, Osaka, Japan	0039AY

Tabela 2 - Descrição da composição do sistema adesivo.

Sistema Adesivo	*Composição	
	Primers A e B	Adesivo A
Clearfil Liner Bond 2V	MDP, HEMA, dimetacrilato hidrófilo, di-canforoquinona, N,N-dietanol p- toluidina, água.	MDP, Bis-GMA, HEMA dimetacrilato hidrófobo, di- canforoquinona, N,N-dietanol-p-toluidina, Sílica coloidal silanizada

*Informações do fabricante (bula)

Tabela 3 - Descrição da composição do sistema de cimentação adesiva.

Material	*Composição
Panavia Fluoro Cement	Pasta A: Bis-GMA, Sílica coloidal, dimetacrilato hidrófobo e hidrófilo, Peróxido de Benzoíla Pasta B: vidro de Bário, Óxido de Titânio, Sílica coloidal, BisGMA, di-Etanol p-Toluidina, Sulfinato de Sódio tri-Isopropí Benzênico, fotoiniciadores.
ED Primer	ED Primer A: HEMA, MDP, NM ácido Aminosalicílico, di-Etanol p-Toluidina, água. ED Primer B: NM ácido Aminosalicílico, água Sulfinato de Sódio tri-Isopropílico Benzênico,

*Perfil Técnico do produto.

Tabela 4 - Descrição da composição dos compósitos.

Compósito	* Composição
Protect Liner F	Bis-GMA, TEGDMA, fluor-metil metacrilato canforquinona, sílica coloidal silanizada partículas orgânicas pré polimerizadas
Z - 100	Bis-GMA, TEGDMA, partículas de zircônio/ sílica com tamanho médio de 0,6µm, fotoiniciadores

* Perfil Técnico do produto

4.2 – MÉTODO

4.2.1 – Preparação das amostras

Foram utilizados neste estudo, 60 incisivos inferiores de bovinos jovens, congelados à temperatura de -10°C até o momento do experimento, por período inferior a um mês. No momento da realização do experimento, os dentes foram descongelados e limpos em água corrente com instrumentos cortantes manuais. As superfícies vestibulares dos dentes foram desgastadas com lixas d'água de carbeto de silício de granulação 220 e 400 (Carborundum Abrasivos Ltda.), respectivamente, sob refrigeração à água, em politriz (Arotec S.A. Indústria e Comércio) até a obtenção de superfície plana em dentina superficial. Em seguida, realizou-se o desgaste manual com a lixa d'água de carbeto de silício de granulação 600, sob refrigeração, para padronização da *smear layer*. As raízes foram removidas no nível da junção cimento/esmalte usando disco de carborundum. Após este procedimento, os dentes foram lavados e secos com papel absorvente e a superfície dentinária foi examinada em lupa estereoscópica (Carl Zeiss, Alemanha) com aumento de 20 vezes, para assegurar a ausência de esmalte.

4.2.2.- Confeção dos cilindros de compósito para o ensaio de tração.

Foram confeccionados vinte cilindros em compósito (Z100-3M/ESPE), utilizando uma matriz bipartida em acrílico com 15 mm de altura e 4,0 mm de diâmetro (Figura 1 b). O compósito foi inserido em incrementos de 2,0 mm que foram

fotoativados por 40 segundos utilizando a unidade fotoativadora XL 2500 (3M/ESPE), com intensidade de luz média aferida em 600mW/cm^2 , conforme a leitura do radiômetro Demetron (modelo 100, Demetron). Na porção central e superior da extremidade livre do cilindro, antes da inserção dos incrementos finais de compósito, foi posicionada uma alça confeccionada com fio ortodôntico de 0,7 mm (Labordent Ltda.), e finalizada a polimerização conforme descrito acima. Esta alça foi posicionada para a adaptação do corpo-de-prova na haste metálica conectada ao mordente inferior da máquina de ensaio universal (Figuras 4 e 6). Em seguida, o cilindro foi inserido em um dispositivo metálico bipartido (Figura 1a), contendo orifício circular de 4,0 mm de diâmetro interno e fixado por meio de parafusos laterais. Este procedimento visava a planificação padronizada da extremidade livre do cilindro, através do desgaste, utilizando lixa d'água de carbeto de silício de granulação 220 (Carborundum Abrasivos Ltda.).

No momento que antecedia o ensaio de tração, para cada grupo de estudo, os cilindros foram submetidos à limpeza em água destilada sob ultra-som por 10 minutos. Em seguida, a extremidade do cilindro foi condicionada com ácido fosfórico a 35% por 30 segundos, lavada por 30 segundos em água corrente, seca com jatos de ar. A superfície foi silanizada com o Ceramic Primer (3M/ESPE, MN, USA). Após este procedimento, o sistema adesivo correspondente a cada grupo foi aplicado na superfície livre do cilindro de compósito.

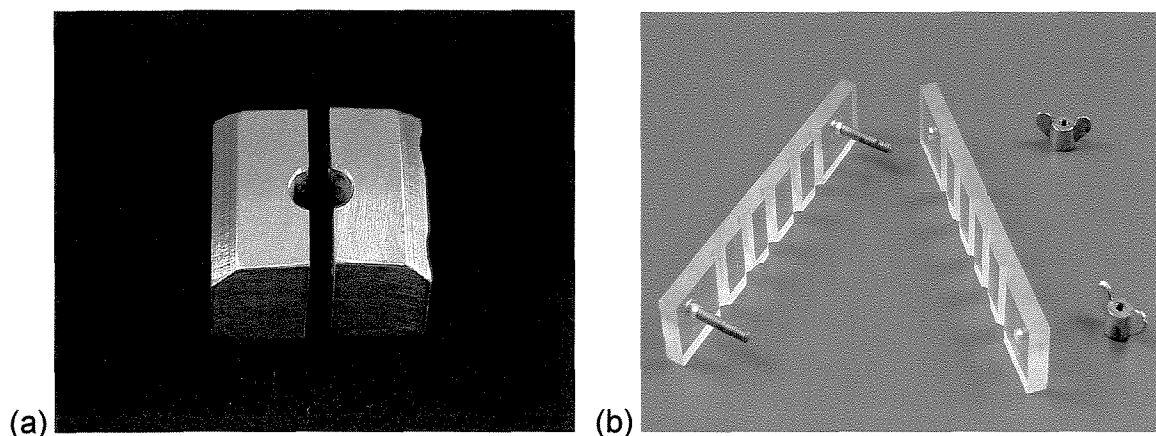


FIGURA 1-a - Dispositivo metálico bipartido; b - Matriz bipartida em acrílico.

4.2.3.- Preparação dos corpos-de-prova para o ensaio de tração

A seqüência das técnicas estudadas e os grupos de estudo estão listados nas Tabelas 5 e 6. Para cada grupo contendo 10 dentes, a superfície vestibular previamente desgastada, foi delimitada com fita adesiva (Contact) contendo orifício central com 4,0 mm de diâmetro (Figura 3). Na superfície dentinária delimitada para a união, foi aplicado o sistema adesivo correspondente ao grupo de estudo, de acordo com as instruções do respectivo fabricante (Tabela 7).

Tabela 5 - Seqüência dos Grupos experimentais.

Grupo A	Grupo B
ED Primer A + B	Clearfil Liner Bond 2v
+	+
	Protect Liner F
+	+
Panavia F	ED Primer A + B
	+
	Panavia F

TABELA 6 - Divisão dos Grupos experimentais de acordo com o período de tempo decorrido após a união.

Grupos de Estudo	Ensaio de Tração
Grupo – A I (n = 10)	Tração após 10 minutos da união
Grupo – A II (n = 10)	Tração após 24 horas da união
Grupo – A III (n = 10)	Tração após 12 meses da união
Grupo – B I (n = 10)	Tração após 10 minutos da união
Grupo – B II (n = 10)	Tração após 24 horas da união
Grupo – B III (n = 10)	Tração após 12 meses da união

TABELA 7 - Seqüência de aplicação dos sistemas adesivos Clearfil Liner Bond 2V e ED Primer

Clearfil Liner Bond 2V	Ed Primer A + B
1. Foi efetuada a mistura de uma gota do <i>primer A</i> e uma gota do <i>primer B</i> no casulo, em seguida foi aplicada sobre a dentina (tempo de espera - 30 segundos);	1. Foi efetuada a mistura de uma gota do <i>primer A</i> e uma gota do <i>primer B</i> no casulo, em seguida foi aplicada sobre a dentina (tempo de espera - 60 segundos);
2. Foi aplicado suave jato de ar;	2. Foi aplicado suave jato de ar.
3. Foi aplicado o adesivo A, seguido de suave jato de ar;	
4. Foi realizada a fotoativação por 20 segundos.	

No Grupo A, sobre o adesivo e após a mistura da pasta A e B do compósito para a cimentação Panavia F, foi efetuada a aplicação do compósito na extremidade do cilindro, o qual foi posicionado e fixado sobre a área da dentina determinada para união, de forma que o longo eixo do cilindro ficasse perpendicular à superfície dentinária (Figuras 2 e 4). Os excessos foram cuidadosamente removidos antes da polimerização. A fotoativação foi realizada durante 20 segundos em três posições na interface do cilindro, totalizando 60 segundos. A unidade fotoativadora utilizada foi o aparelho XL 2500 (3M/ESPE, MN, USA) com intensidade de luz aferida em $600\text{mW}/\text{cm}^2$, conforme a leitura do radiômetro Demetron (modelo 100, Demetron, USA). Nos grupos A II e A III, cujo ensaio de tração foi realizado 24 horas e 12 meses após a união, foi aplicada uma camada do compósito para cimentação Panavia F, sobre a qual foi posicionada tira matriz em polietileno recortada e lâmina de vidro para planificação da superfície e escoamento do excesso do material, o qual foi removido antes da polimerização. A fotoativação foi realizada durante 20 segundos.

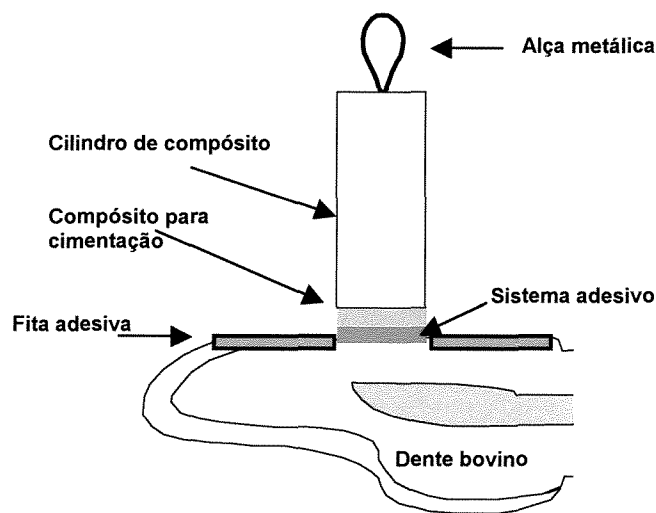


FIGURA 2 – Ilustração do corpo-de-prova no grupo A

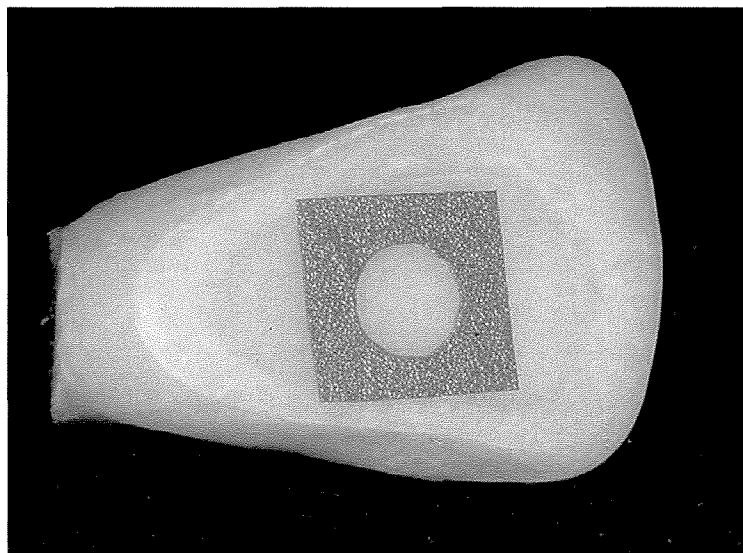


FIGURA 3 – dente preparado para os procedimentos de união

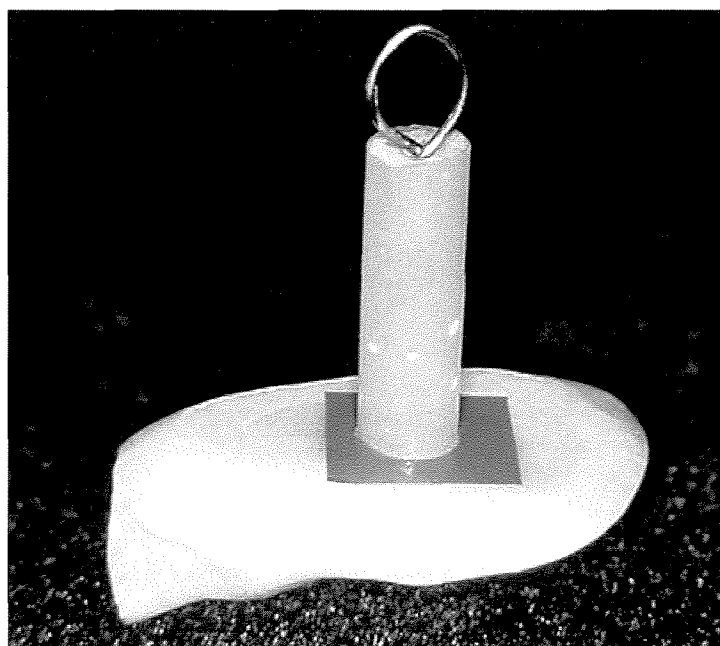


FIGURA 4 – Corpo-de-prova pronto para o ensaio de tração

No Grupo B, sobre o adesivo, foi aplicada uma camada do compósito de baixa viscosidade Protect Liner F. Para planificação da superfície foi posicionada a tira matriz em polietileno e lâmina de vidro, permitindo o escoamento do excesso do material, o qual foi removido antes da polimerização. A fotoativação foi realizada durante 20 segundos. Em seguida, para o grupo B - I, cujo ensaio de tração foi realizado aos 10 minutos da união, foi aplicado o sistema adesivo ED Primer A + B, componente do compósito para cimentação Panavia F. Após a mistura das pastas A e B do compósito para a cimentação, foi efetuada a aplicação do compósito na extremidade do cilindro, previamente tratado, o qual foi posicionado e fixado sobre a área da dentina determinada para união, de forma que o longo eixo do cilindro ficasse perpendicular à superfície dentinária (Figuras 4 e 5). A fotoativação foi realizada durante 20 segundos em três posições na interface do cilindro, totalizando 60 segundos.

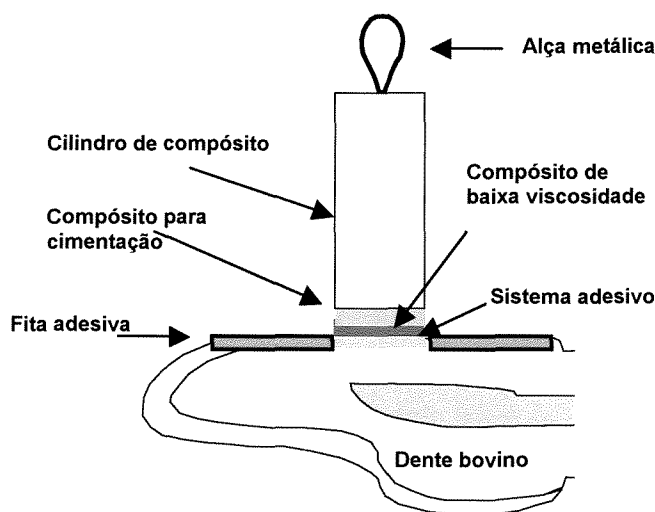


FIGURA 5 – Ilustração do corpo-de-prova no grupo B

Para os intervalos de tempo de 24 horas e 12 meses, nos grupos A II, AIII, B II e B III, no momento que antecedia a fixação do cilindro com o compósito para cimentação, foi realizado na superfície do compósito para cimentação Panavia F (A I e A II) e do compósito de baixa viscosidade Protect Liner F (B II e B III), condicionamento com ácido fosfórico a 35% por 15 segundos, lavagem em água corrente por 15 segundos e secagem com jatos de ar, seguido da aplicação do sistema de cimentação adesiva Panavia F para fixação do cilindro de compósito.

Os Grupos A I e B I foram submetidos ao ensaio de tração aos 10 minutos decorridos a partir do início da polimerização, os Grupos A II e B II foram armazenados em água destilada a 37° C durante 24 horas e então submetidos ao ensaio de tração. Os grupos A III e B III foram armazenados em solução de água deionizada e azida sódica a 0,4% e 37° C no intervalo de 12 meses (FOTOS *et al.*, 1990; BURROW *et al.*, 1996; LI *et al.*, 2001). Neste período, a solução não foi trocada e o pH da solução aferido em Medidor de pH Digital (Modelo 420 A, Orion), a cada três meses. Adicionalmente, Para os grupos A III e BIII, realizou-se selamento do orifício radicular na região cervical dos dentes (nível da junção cimento/esmalte) com compósito Z100 (3M/ESPE, MN, USA).

Decorrido o tempo de espera, 10 minutos, 24 horas ou 12 meses, os corpos-de-prova foram submetidos ao ensaio de tração em Máquina de Ensaio Universal Instron (Instron Corporation, modelo 4411, Canton, MA) sob velocidade de 0,5 mm/minuto. Para a realização do ensaio, uma garra metálica (Figura 6b-a) possuindo rolamento axial (Figura 6b-b) que promove ajustes durante o ensaio para manutenção do alinhamento, a qual foi fixada à haste metálica do dispositivo de

tração (Figura 6b-c) acoplada ao mordente inferior da máquina de ensaio (Figura 6a-d). O corpo-de-prova foi apoiado nesta garra metálica, de modo que a alça do cilindro pudesse ser conectada, permitindo assim o ensaio de tração.

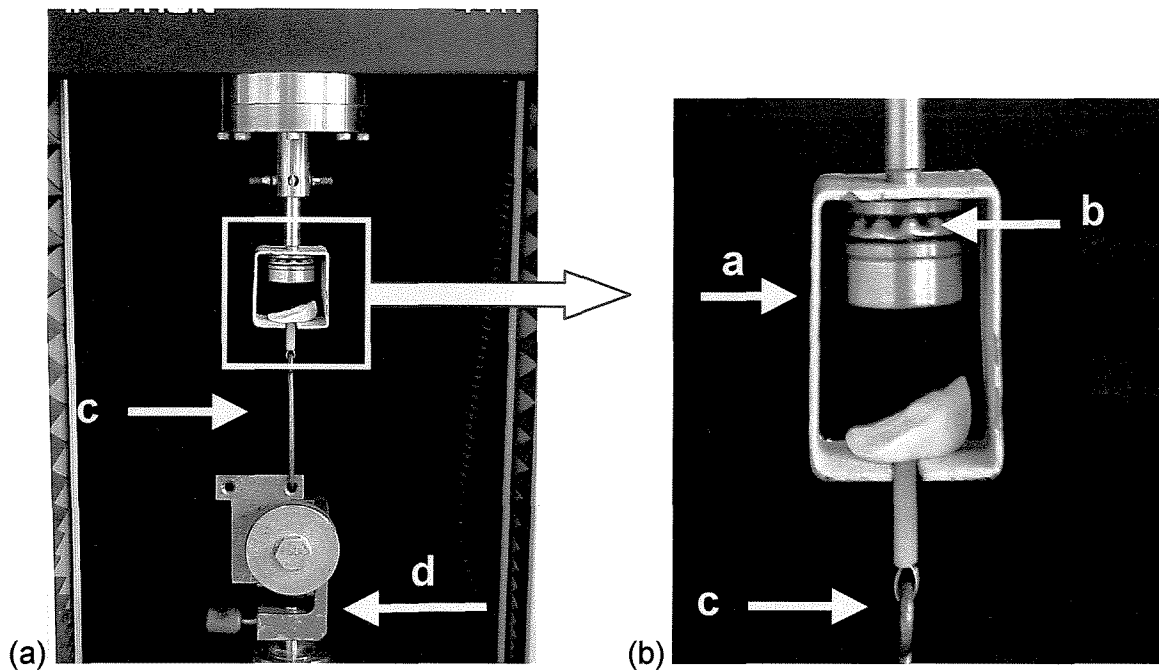


FIGURA 6 – Corpo-de-prova posicionado na máquina de ensaio universal para realização do ensaio de tração – 6 a - (c - haste metálica; d - mordente inferior); 6 b (a - garra metálica; b - rolamento axial; c - haste metálica).

A resistência à tração foi calculada pela seguinte fórmula:

$$R_t = (F \times 9,807N) \div A$$

Onde R_t é a resistência de união à tração expressa em MPa; F , a força aplicada (kgf); e A , a área de união (mm^2). Os valores obtidos em MPa foram submetidos à análise estatística.

O delineamento experimental utilizado neste estudo foi o de inteiramente ao acaso, com arranjo fatorial 3 x 2 (Tempo x Material) e 10 repetições. Os dados originais de resistência de união à tração foram submetidos à análise de variância pelo procedimento GLM do Statistical Analysis System (SAS). A comparação entre as médias foi realizada pelo teste de Tukey a 5% de probabilidade. Para a análise da prevalência do padrão de fratura após o ensaio de tração, foi aplicado o teste não paramétrico Kruskal-Wallis a 5% de probabilidade.

Após o ensaio os cilindros de resina foram inseridos novamente no dispositivo metálico bipartido (Figura 1a) e planificados através de desgaste com lixa de carbeto de silício de granulação 220 (Carborundum Abrasivos Ltda.), sob refrigeração à água, para remoção de resíduos do adesivo e/ou compósito, para que fosse possível a reutilização do cilindro em outro grupo.

4.2.3. – Análise da região de fratura e interface resina/dentina sob Microscopia Eletrônica de Varredura

Após a realização dos ensaios de resistência à tração, as amostras foram cortadas, preservando-se a área de união, com auxílio de disco de diamante de dupla face acoplado a máquina para corte (South Bay Technology, Califórnia, USA) sob refrigeração à água. Em seguida, as superfícies foram cobertas com liga de ouro-paládio, sob alto vácuo (Balzers–SCD 050, Germany), para observação em Microscopia Eletrônica de Varredura (JEOL, JSM - 5600 LV, Tokyo, Japan), com o objetivo de se verificar o tipo de falha ocorrida e a morfologia da região fraturada. A

classificação adotada para o tipo de falha foi: 1: coesiva no compósito para cimentação e/ou compósito de baixa viscosidade 2: coesiva no adesivo/ camada híbrida – fratura no corpo da união adesivo/ camada híbrida; 3: coesiva na dentina – fratura no corpo da dentina.

Adicionalmente, duas amostras representativas de cada tipo de falha e para cada grupo foram selecionadas para observação da interface dentina/compósito. Assim, após o ensaio de tração, as superfícies dos dentes de cada grupo foram cortadas, preservando-se a área de união, com auxílio de um disco de diamante de dupla face acoplado a uma máquina para corte (South Bay Technology, Califórnia, USA) sob refrigeração à água. Em seguida, estas foram fraturadas com o auxílio de um cinzel, no sentido perpendicular da área delimitada para união, e as seções foram submetidas à limpeza em água destilada sob ultrassom durante 10 minutos. Posteriormente, uma das seções de cada corpo-de-prova recebeu cobertura de liga de ouro-paládio, sob alto vácuo (Balzers – SCD 050, Germany), para observação em Microscopia Eletrônica de Varredura (JEOL, JSM - 5600 LV, Tokyo, Japan). A outra seção foi desmineralizada com solução de ácido fosfórico a 50% (peso/volume) por 3 segundos e desproteinizada em NaOCL a 1% por 10 minutos. As seções desidratadas foram dispostas individualmente em porta-amostras metálicos para a realização da cobertura com liga de ouro-paládio. A observação foi feita através de Microscopia Eletrônica de Varredura, onde foram analisadas as características morfológicas.

5 – RESULTADOS

5.1 - Ensaio de resistência de união à tração

Os valores obtidos no ensaio de resistência de união à tração, nos vários tratamentos, estão registrados nas Tabelas 11 a 16 (ANEXOS). Os dados originais de resistência de união à tração foram submetidos à análise de variância pelo procedimento GLM do Statistical Analysis System (SAS). O delineamento experimental utilizado neste estudo foi o de inteiramente ao acaso, com arranjo fatorial 3 x 2 (Tempo x Material) e 10 repetições. Foi utilizado o teste F para comparação dos quadrados médios dos fatores. A comparação entre as médias foi realizada pelo teste de Tukey a 5% de probabilidade (Tabela 9). Os fatores tempo e material (Figuras 7 e 8) apresentaram diferença estatística em nível de 5% de significância.

TABELA 8 - Análise de variância para os valores de resistência de união à tração obtida entre a estrutura dentinária e sistemas adesivos.

CAUSA DA VARIAÇÃO	G.L.	S.Q.	Q.M.	VALOR F	PROB.>F
MATERIAL	1	22,4849	22,4849	6,38 **	0,0145
TEMPO	2	26,4817	13,2409	3,76 **	0,0297
TEM * MAT	2	0,042	0,0211	0,01	0,9940
RESÍDUO	54	190,3072	3,5242		
TOTAL	59				

Média geral = 9,9308. Coeficiente de variação = 18,90%. ** Significativo (p<0,05)

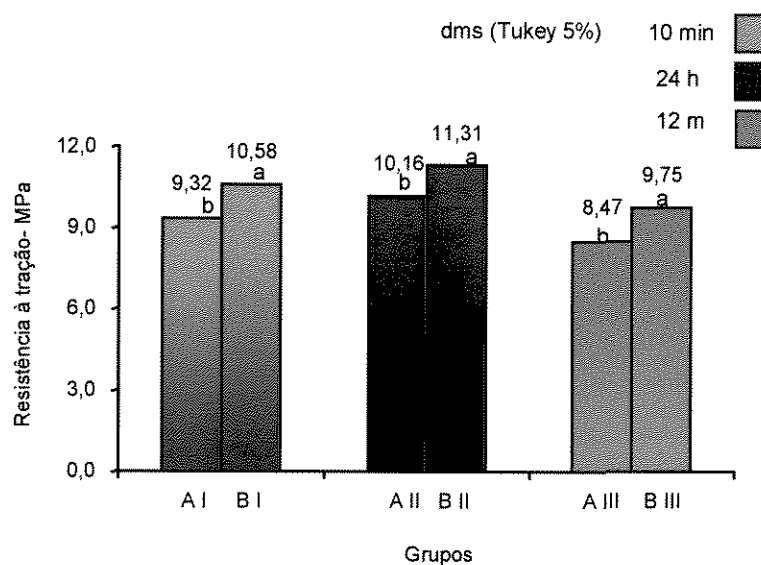
TABELA 9 - Valores médios de resistência de união à tração (MPa), em função do tempo nos grupos de estudo.

TEMPO	MATERIAIS	
	Grupo A	Grupo B
10	9,32 ± 2,39 ab B	10,58 ± 2,19 ab A
24	10,16 ± 1,22 a B	11,31 ± 2,06 a A
12	8,47 ± 1,52 b B	9,74 ± 1,61 b A

* Médias seguidas da mesma letra minúscula, nas colunas, e da mesma letra maiúscula nas linhas, não diferem significativamente pelo teste de Tukey a 5% de probabilidade

Grupo A – sistema de cimentação adesiva PF(Ed Primer) sobre dentina

Grupo B – Sistema de cimentação adesiva PF(Ed Primer) sobre dentina forrada com Protect Liner

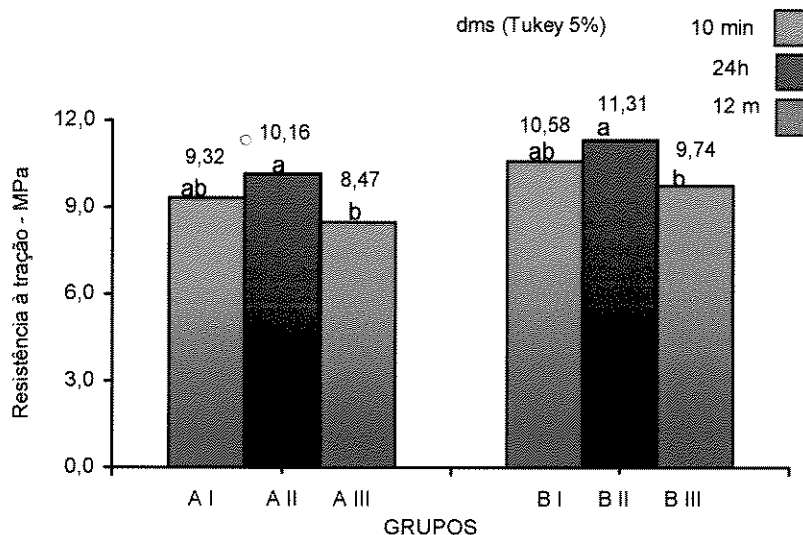


Médias seguidas da mesma letra minúscula, por período de avaliação, não diferem significativamente pelo teste de Tukey a 5% de probabilidade.

Grupo A – Sistema de cimentação adesiva PF(Ed Primer) sobre dentina

Grupo B – Sistema de cimentação adesiva PF(Ed Primer) sobre dentina forrada com Protect Liner

FIGURA 7 – Ilustração gráfica dos valores médios de resistência de união à tração (MPa) entre os grupo de estudo aos 10 minutos, 24 horas e 12 meses após a união.



Médias seguidas da mesma letra minúscula nos grupos não diferem significativamente pelo teste de Tukey a 5% de probabilidade.

Grupo A – Sistema de cimentação adesiva PF(ED Primer) sobre dentina

Grupo B – Sistema de cimentação adesiva PF(ED Primer) sobre dentina forrada com Protect Liner

FIGURA 8 – Ilustração gráfica dos valores médios de resistência de união à tração (MPa) aos 10 minutos, 24 horas e 12 meses após polimerização, por grupo de estudo.

De acordo com a Tabela 9, os valores médios de resistência de união não apresentaram diferença estatística significativa ($p > 0,05$) aos 10 minutos e 24 horas para os tratamentos utilizados neste estudo. Foi verificado que os valores médios de resistência de união registrados para os grupos A III e B III, com período de armazenagem de 12 meses, apresentaram diferença estatística significativa ($p < 0,05$) em relação ao tempo de 24 horas, com redução dos valores médios de resistência de união à tração (Figura 8).

A análise estatística dos resultados, através do teste de Tukey, demonstrou que o grupo B, onde foi utilizado o sistema de cimentação adesiva

Panavia F sobre dentina forrada com o compósito de baixa viscosidade Protect Liner F foi estatisticamente superior ($p < 0,05$) ao Grupo A, em todos os tempos estudados (Tabela 9; Figura 7).

5.2 – Características morfológicas das superfícies fraturadas.

Para a análise da prevalência do padrão de fratura após o ensaio de tração, foi aplicado o teste não paramétrico Kruskal-Wallis a 5% de probabilidade. A predominância do tipo de fratura está descrita na Tabela 10.

Na avaliação do tipo de fratura por meio da MEV, as fotomicrografias mostraram predominância, com diferença estatística significativa, para ocorrência de fratura do tipo coesiva no adesivo/camada híbrida nos grupos que utilizaram o sistema de cimentação adesiva Panavia F sobre dentina, aos 10 minutos, 24 horas e 12 meses (Figuras 9, 10 e 11). Entretanto, dois corpos-de-prova dos Grupos A I e A III apresentaram fratura coesiva em dentina. Nos Grupos B I, B II e B III, onde a dentina foi forrada com o compósito de baixa viscosidade Protect Liner F antes do procedimento de fixação com o sistema de cimentação adesiva Panavia F, foi verificada a predominância de fraturas coesivas no compósito aos 10 minutos, 24 horas e 12 meses (Figuras 12 a e b).

A análise da superfície da fratura no grupo A I, Panavia F sobre dentina aos 10 minutos (Figura 9), mostrou fratura do tipo coesiva no adesivo/camada híbrida onde se observou o aspecto liso do adesivo na superfície dentinária e os túbulos dentinários preenchidos pelo adesivo e *smear plug*

hibridizado, de aspecto quebradiço ou menos denso, que foi característico para este grupo. No grupo A II, a superfície mostrou fratura do tipo coesiva no adesivo/camada híbrida (Figura 10), onde foi possível observar os túbulos dentinários preenchidos com o adesivo e *smear plug* hibridizado, cujo aspecto se mostrou mais denso, e em alguns túbulos se observou o arrancamento parcial do adesivo do seu interior. Adicionalmente a isso, na superfície dentinária foram observados resíduos da resina adesiva (Figura 10). No grupo A III na região da falha (Figura 11), é possível observar os túbulos dentinários preenchidos pela resina adesiva, *smear plugs* hibridizados, os quais se encontram salientes em relação à superfície dentinária e com aspecto poroso. Na superfície dentinária as fibras colágenas se encontram parcialmente cobertas com a resina adesiva, com aparência irregular (Figura 11).

TABELA 10 - Predominância dos tipos de fraturas nos Grupos avaliados aos 10 minutos, 24 horas e 12 meses após polimerização.

GRUPOS	COESIVA NO COMPÓSITO	COESIVA ADESIVO/CAMADA HÍBRIDA	COESIVA EM DENTINA	n	*Kruskal- Wallis (p<0,05)
Grupo A I (10 min)	0	09	1	n=10	b
Grupo A II(24 h)	0	10	0	n=10	b
Grupo A III (12m)	0	09	1	n=10	b
Grupo B I (10 min)	10	0	0	n=10	a
Grupo B III (24h)	10	0	0	n=10	a
Grupo B III (12 m)	10	0	0	n=10	a

* Teste - Kruskal-Wallis para prevalência dos tipos de fraturas a 5% de probabilidade.

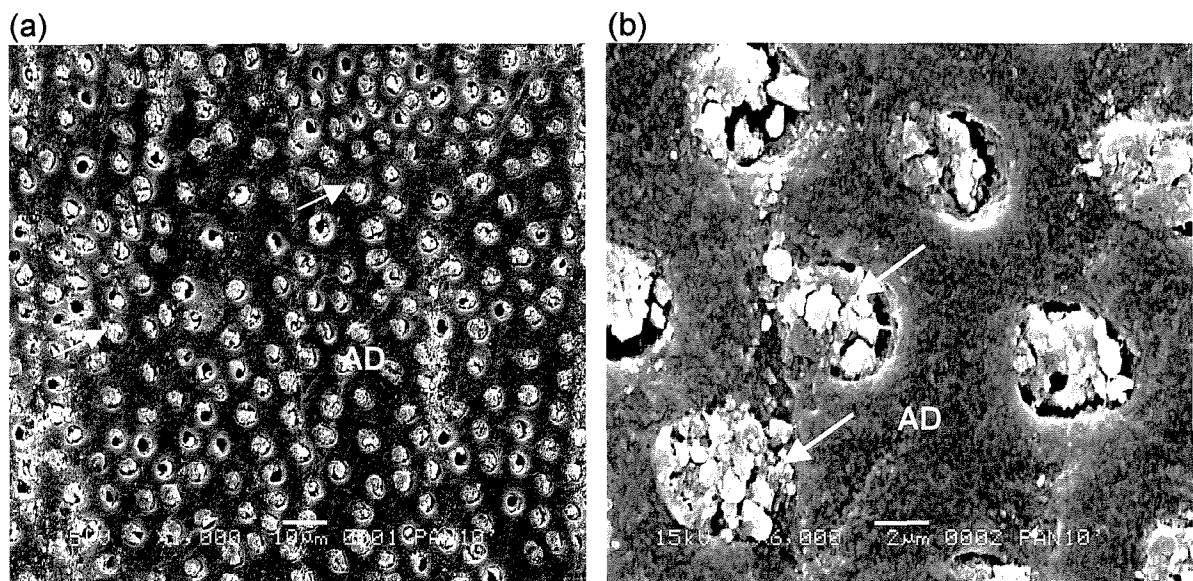


FIGURA 9 – a - Fotomicrografias ilustrando padrão de fratura do tipo coesiva no adesivo/camada híbrida, predominante para o sistema de cimentação adesiva Panavia F sobre dentina no período de 10 minutos, notar que na área de fratura a dentina possui os túbulos dentinários preenchidos pelo adesivo (seta), AD – adesivo; b – região da fratura em maior aumento, notar o aspecto quebradiço e menos denso do adesivo no interior do túbulo (seta); AD – adesivo.

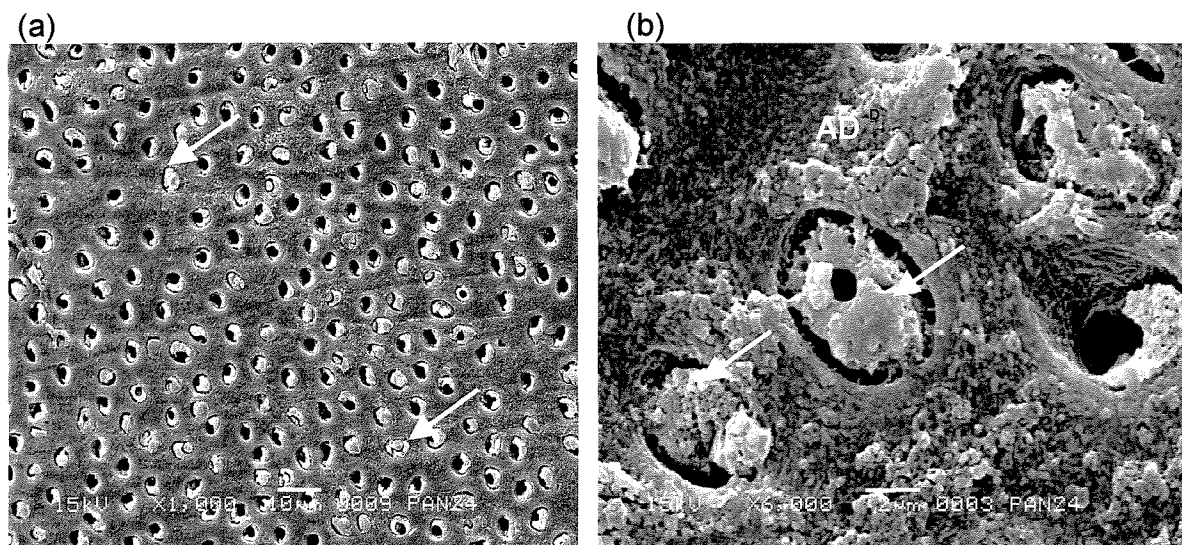


FIGURA 10– a - Fotomicrografias ilustrando padrão de fratura do tipo coesiva no adesivo/Camada Híbrida predominante para o sistema de cimentação adesiva Panavia F sobre dentina no período de 24 horas, notar que na área de fratura a dentina possui túbulos dentinários preenchidos pelo adesivo (seta); b – região da fratura em maior aumento, notar o aspecto mais denso do adesivo no interior do túbulo (seta) e resíduos do adesivo na superfície; AD – resíduos do adesivo.

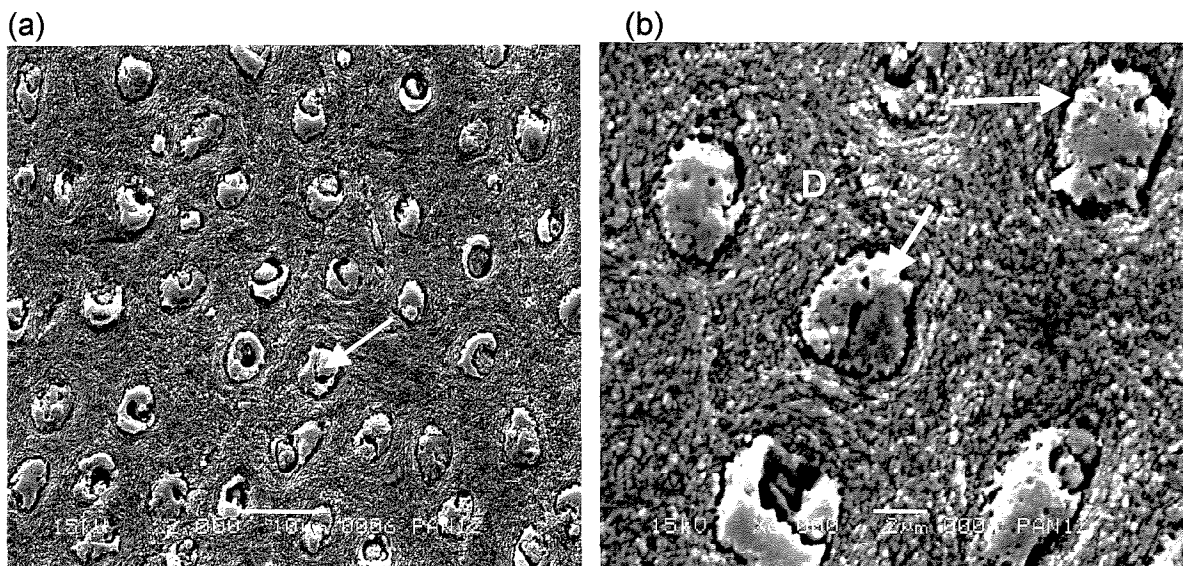


FIGURA 11 - a - Fotomicrografias ilustrando padrão de fratura do tipo coesiva no adesivo/camada híbrida predominante para o sistema de cimentação adesiva Panavia F sobre dentina no período de 12 meses. Notar que na área de fratura a dentina possui túbulos dentinários preenchidos pelo adesivo (seta); b – região da fratura em maior aumento, notar os prolongamentos resinosos de aspecto poroso e superfície dentinária com as fibras colágenas parcialmente recobertas com a resina adesiva; D – dentina.

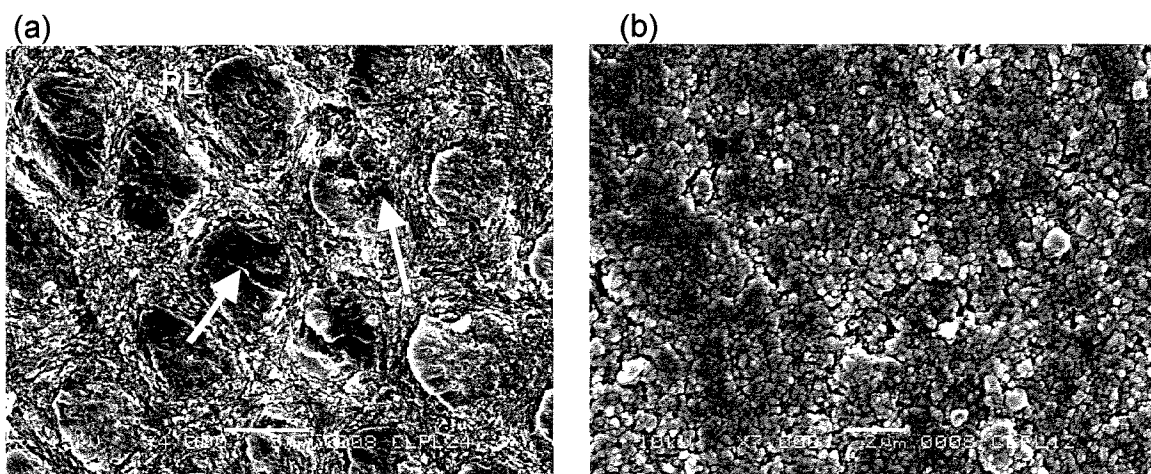


FIGURA 12 – Fotomicrografias ilustrando fraturas do tipo coesiva no compósito, predominante para o sistema de cimentação adesiva Panavia F sobre dentina forrada com o Protect Liner F (PL) – a - mostrando a fratura coesiva no compósito de baixa viscosidade (24 h), notar o selamento dos túbulos dentinários (seta) ; b - região de fratura na superfície do compósito (12 meses).

5.3 - Análise morfológica da Interface de união

A observação das fotomicrografias na interface dentina/resina demonstrou que houve interdifusão do monômero, com conseqüente formação da camada híbrida nos grupos que utilizaram o sistema adesivo autocondicionante Clearfil Liner bond 2V. Foi observada a formação da camada híbrida com pequena espessura, com prolongamentos resinosos curtos e com formato cilíndrico (Figuras 15 e 16). Além disso, a utilização do sistema de cimentação adesiva Panavia F sobre dentina forrada com o compósito de baixa viscosidade Protect Liner F, nos três tempos avaliados, mostrou a presença da camada bem delimitada do compósito sobre o adesivo e camada híbrida (Figuras 14 e 16).

Nos grupos que utilizaram o sistema para cimentação adesiva Panavia F+ ED Primer sobre dentina, não foi possível observar a formação de camada híbrida. A interface de união nos grupos A I, A II e A III mostrou a presença de prolongamentos resinosos que penetravam no interior dos túbulos dentinários e da camada de adesivo na superfície da dentina (Figura 17).

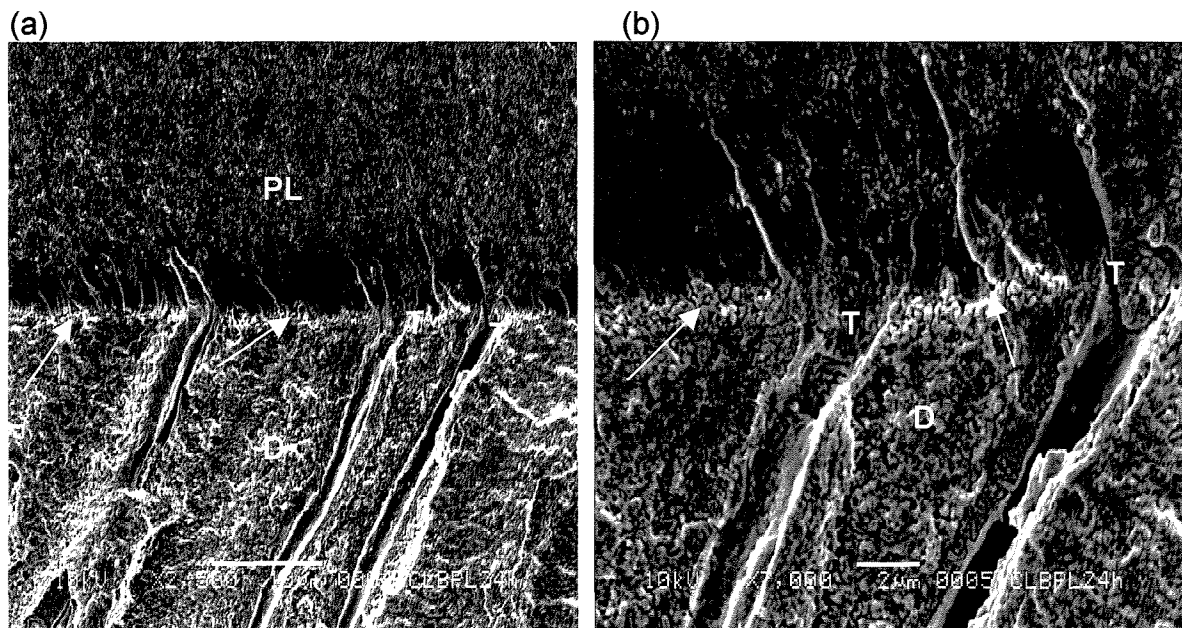


FIGURA 14 – a - Fotomicrografias mostrando a interface resina/dentina após tratamento com o sistema adesivo Clearfil Liner Bond 2V e forramento com Protect liner F (24h), onde pode ser observado a camada de PL– Protect Liner F, a formação de prolongamentos resinosos penetrando o interior dos túbulos dentinários (T), Camada híbrida (Seta) e D – Dentina; b – região em maior aumento onde se observam os prolongamentos resinosos (T); Camada híbrida (Seta); D – Dentina

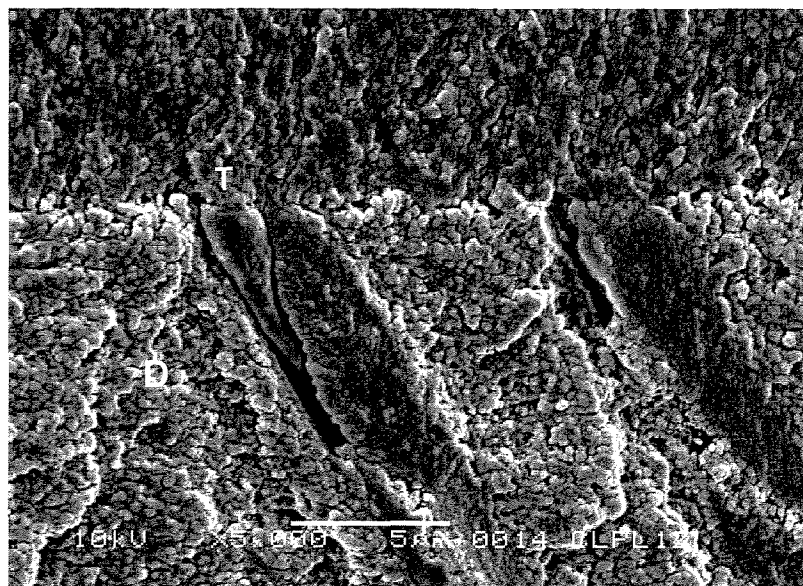


FIGURA 15 – Fotomicrografia mostrando a interface resina/dentina após o tratamento com CLB2V e forramento com Protect liner F (PL) aos 12 meses, onde pode ser observada a formação de prolongamentos resinosos penetrando o interior dos túbulos dentinários (T); D – Dentina.

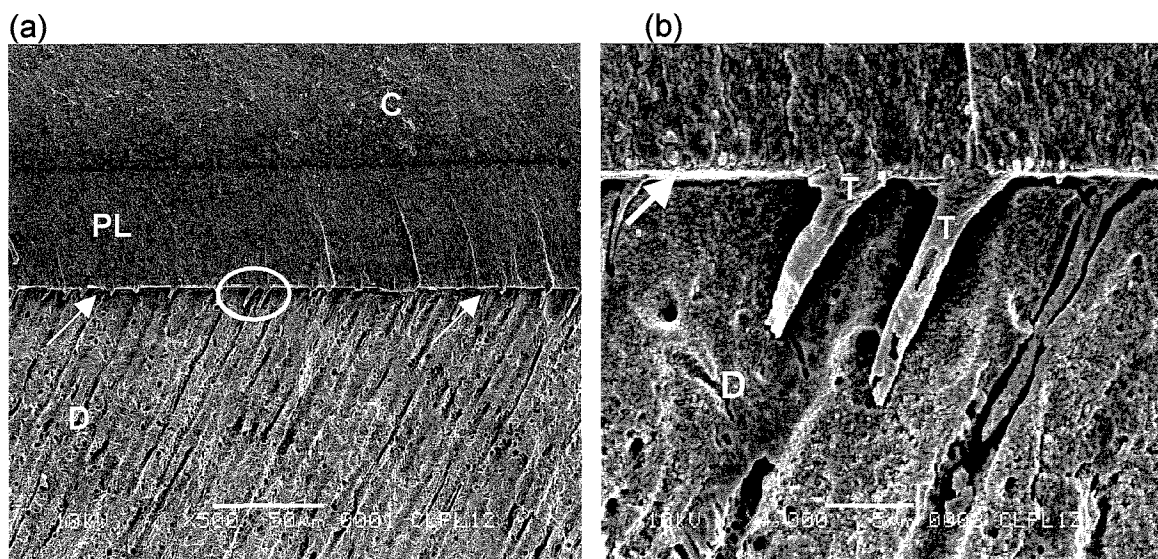


FIGURA 16 - a - Fotomicrografia evidenciando a interface resina/dentina, desmineralizada e desproteínizada, após o tratamento com CLB2V e forramento com Protect liner F (12 meses), onde pode ser observada a camada de Compósito para cimentação (C), a camada de compósito de baixa viscosidade Protect Liner F (PL), formação de prolongamentos resinosos com menor comprimento e maior diâmetro penetrando o interior dos túbulos dentinários (seta), Camada Híbrida (seta); D – Dentina; b – região em maior aumento: prolongamentos resinosos (T); Camada Híbrida (seta); D – Dentina.

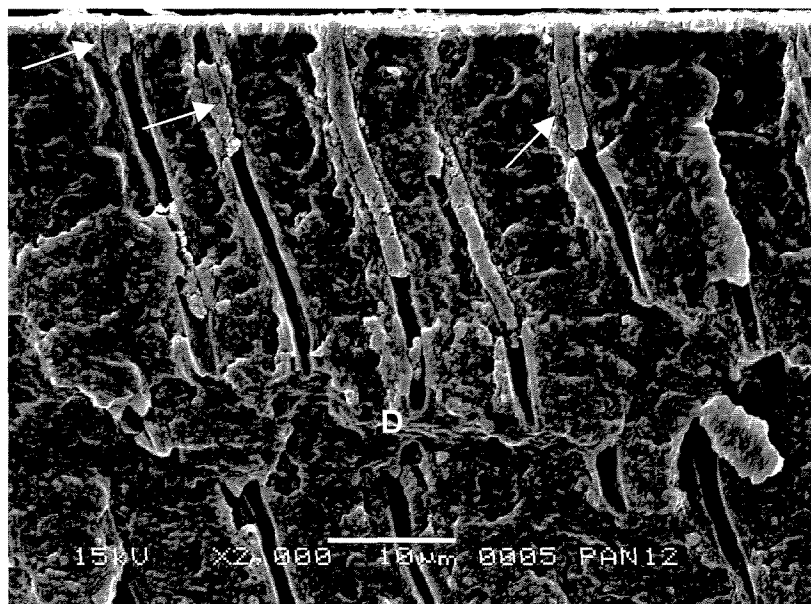


FIGURA 17 – Fotomicrografia mostrando a interface resina/ dentina após tratamento com o sistema de cimentação adesiva Panavia F + Ed Primer (12 meses), onde pode ser observada a formação de prolongamentos resinosos penetrando o interior dos túbulos dentinários (seta); D – Dentina.

6 - DISCUSSÃO

A união micromecânica tem se mostrado como o mecanismo mais provável para muitos dos sistemas adesivos. NAKABAYASHI *et al.*, em 1982, propôs que esta união ocorre através da infiltração de monômeros no interior da dentina condicionada por ácido. Por outro lado, a capacidade de desmineralização da superfície dentinária por meio da utilização de um éster do ácido fosfórico incorporado a monômeros hidrófilos e hidrófobos, formou a base para o conceito dos sistemas adesivos autocondicionantes. Estes sistemas simplificam o processo de união e o risco da infiltração incompleta da resina na rede de fibras colágenas exposta é reduzido (WATANABE *et al.*, 1994; PRATI *et al.*, 1998, PERDIGÃO & LOPES, 1999; HARADA *et al.*, 2000; TANUMIHARJA *et al.*, 2000; VAN MEERBEEK *et al.*, 2001; TAY & PASHLEY, 2002).

O ensaio de resistência de união à tração para avaliar a resistência e durabilidade da união tem sido utilizado em muitos estudos (FUSAYAMA *et al.*, 1979; BURROW *et al.*, 1994; WATANABE *et al.*, 1994; BURROW *et al.*, 1996; HAYAKAWA *et al.*, 1998; SANO *et al.*, 1999; HARADA *et al.*, 2000; MONTES *et al.*, 2001; KITASAKO *et al.*, 2002). A resistência de união precoce é de importância considerável, pois neste período se concentram elevadas tensões na interface de união durante a contração de polimerização do compósito (DAVIDSON & DE GEE, 1984). Se a resistência de união não for forte o suficiente nos instantes iniciais após a polimerização, estas tensões podem provocar a ruptura da união e formação de fendas (DAVIDSON *et al.*, 1984; DAVIDSON *et al.*,

1991; NAKABAYASHI *et al.*, 1991). Neste estudo, os sistemas adesivos autocondicionantes apresentaram valores de resistência de união à tração que não diferiram estatisticamente quando foram avaliados aos 10 minutos e 24 horas após a união (Tabela 9; Figura 8). É possível que a reação de polimerização que ocorre nos instantes iniciais da ativação física proporcione o desenvolvimento de propriedades mecânicas do material que resistam às tensões desenvolvidas durante o ensaio de tração após 10 minutos da união, o que resultou em valores médios de resistência de união à tração que não diferiram estatisticamente quando comparados aos dos grupos submetidos ao ensaio de tração após 24 horas da união.

Por outro lado, os sistemas adesivos autocondicionantes Clearfil Liner Bond 2V (CLB2V) e ED Primer apresentaram valores de resistência de união que diferiram estatisticamente entre si, nos períodos de 10 minutos, 24 horas e 12 meses (Tabela 9; Figuras 7 e 8). No sistema de cimentação adesiva Panavia F, de ativação dupla, o *primer* autocondicionante (ED Primer) contém na composição sais sulfinatos aromáticos, que são excelentes agentes redutores do oxigênio contido na camada de adesivo e, portanto da concentração de monômeros residuais, o que deve resultar em provável maior grau de conversão. Entretanto, este sistema apresentou resistência de união à tração que foi inferior aos grupos que utilizaram o sistema autocondicionante CLB2V (Tabela 9; Figuras 7 e 8). Este resultado deve ser provavelmente em virtude da menor interação do sistema adesivo ED Primer com o substrato dentinário como decorrência do menor potencial de condicionamento ácido do *primer* autocondicionante. Outros estudos também têm demonstrado que os sistemas do mesmo fabricante, o SE Bond e o

CLB2V (Kuraray, Co., Osaka, Japan), produzem maior resistência de união (BARKMEIER *et al.*, 1995; HARADA *et al.*, 2000; TANUMIHARJA *et al.*, 2000; FURUKAWA *et al.*, 2002). O fabricante sugere que a menor resistência de união à dentina do Panavia F + ED Primer deve-se ao conteúdo de carga deste sistema quando comparado ao conteúdo de carga dos agentes de união dos outros dois sistemas adesivos do mesmo fabricante, SE Bond e CLB2V (MAK *et al.*, 2002). Mesmo assim, a predominância da fratura coesiva no adesivo/camada híbrida observada, reflete a qualidade da formação da camada híbrida que, no entanto, fraturou-se em função da concentração das tensões na interface de união entre o adesivo e o topo da camada híbrida (AUSIELLO *et al.*, 2002), conforme Tabela 10 e Figuras 9, 10 e 11. Estes achados corroboram com outros estudos, onde o sistema de cimentação adesiva Panavia exibiu o menor valor de resistência de união entre os cimentos resinosos estudados e a predominância de fraturas na interface resina adesiva/dentina (FURUKAWA *et al.*, 2002; KITASAKO *et al.*, 2002; MAK *et al.*, 2002).

A observação da interface de união nestes grupos, em muitos dos corpos-de-prova, resultou na ausência dos prolongamentos resinosos no interior dos túbulos dentinários, provavelmente em virtude da fratura longitudinal realizada para obtenção da interface da amostra, o que possivelmente acarretou o deslocamento dos prolongamentos durante o procedimento. Nas amostras que resistiram ao preparo, observou-se a presença de prolongamentos resinosos que penetravam no interior dos túbulos dentinários, apesar da indefinição da zona de interdifusão do adesivo (Figura 17).

A análise da superfície da fratura no grupo A I, Panavia F sobre dentina aos 10 minutos, mostrou fratura do tipo coesiva no adesivo/camada híbrida onde se observou o aspecto liso do adesivo na superfície dentinária e os túbulos dentinários preenchidos pelo adesivo e *smear plug* hibridizado, de aspecto quebradiço ou menos denso (Figura 9), que foi característico neste grupo e pode ser decorrente do desenvolvimento da polimerização da resina adesiva de ativação dupla. Entretanto, os valores médios de resistência de união entre 10 minutos e 24 horas não diferiram estatisticamente. No grupo A II, a superfície mostrou fratura do tipo coesiva no adesivo/camada híbrida, onde foi possível observar os túbulos dentinários preenchidos com o adesivo e *smear plug* hibridizado, cujo aspecto se mostrou mais denso, e em alguns túbulos se observou o arrancamento parcial do adesivo do seu interior. Adicionalmente a isso, na superfície dentinária foram observados resíduos da resina adesiva (Figura 10). As diferenças observadas nos aspectos morfológicos das superfícies de fratura entre os grupos A I e A II podem ser resultante do maior grau de conversão do adesivo de ativação dupla após 24 horas, muito embora não tenha exercido influência na resistência de união.

A resistência de união à tração do sistema de cimentação adesiva Panavia F sobre a dentina tratada com o adesivo autocondicionante CLB2V e forrada com o compósito de baixa viscosidade Protect Liner F, para os três tempos avaliados, apresentou valores médios de resistência de união à tração que foram estatisticamente superiores ($p < 0,05$) aos grupos que utilizaram o sistema de cimentação adesiva Panavia F sobre dentina (Tabela 9; Figura 7 e 8), e a predominância de fraturas foi do tipo coesiva no compósito (Tabela 10; Figuras

12a e b). O sistema adesivo CLB2V contém no *primer* o MDP como monômero ácido adesivo e iniciador químico de polimerização em adição ao sistema de ativação física, que penetram simultaneamente na rede de fibras colágenas e polimerizam com a resina adesiva, proporcionando elevada resistência de união (BARKMEIER *et al.*, 1995; HARADA *et al.*, 2000; TANUMIHARJA *et al.*, 2000; FURUKAWA *et al.*, 2002). Adicionalmente, o aumento no tempo de ativação, em decorrência da polimerização da resina adesiva e do compósito de baixa viscosidade na técnica do forramento prévio da dentina, pode ter melhorado o grau de conversão da resina como um todo (KITASAKO *et al.*, 2002), resultando nos maiores valores de resistência de união.

A técnica da dentina previamente tratada com sistemas adesivos e forrada com o compósito de baixa viscosidade antes do procedimento de cimentação ("resin-coating"), possibilita a proteção da dentina imediatamente após o preparo cavitário (KITASAKO *et al.*, 2002; JAYASOORIYA *et al.*, 2003). Neste estudo, a prevalência estatística da falha coesiva no compósito de baixa viscosidade Protect Liner F nos grupos B I, B II e B III, pode ser explicada por ser este um compósito com 42% em peso de sílica coloidal e partículas pré-polimerizadas, cujo módulo de elasticidade é de 5,87 MPa (VAN MEERBEEK *et al.*, 1993). No geral, a concentração de tensões durante o ensaio de tração ocorre no ponto mais frágil da união, e a presença de defeitos de superfície, nos corpos-de-prova com maior área de superfície utilizados no ensaio de tração convencional, podem permitir o desenvolvimento de tensões localizadas que excedam a resistência coesiva de um dos componentes na interfase de união, resultando no desenvolvimento de falhas que se propagam rapidamente e causam

a fratura (SANO *et al.*, 1994b; NAKABAYASHI & PASHLEY, 1998b). Portanto, a concentração de tensões localizadas, agravadas pelas diferenças nas propriedades físicas dos componentes que constituem a interfase de união, principalmente a diferença no módulo de elasticidade, exercem influência direta nos ensaios mecânicos de resistência de união (VAN NOORT *et al.*, 1989, 1991; NAKABAYASHI & PASHLEY, 1998b), e podem explicar a predominância das fraturas coesivas no compósito nestes grupos.

Dessa forma, a predominância do tipo de fratura coesiva no compósito observada nos grupos que utilizaram o sistema de cimentação adesiva Panavia F sobre a dentina forrada com o compósito de baixa viscosidade Protect Liner F, sugere que a camada de compósito de baixa viscosidade, em virtude do menor módulo de elasticidade e, por conseguinte maior resiliência, foi capaz de absorver as tensões desenvolvidas durante o ensaio de tração, e assim, manter a integridade da união, como relatado em estudos prévios (VAN MEERBEEK *et al.*, 1993; SWIFT Jr. *et al.*, 1996; LABELLA *et al.*, 1999; CHOI *et al.*, 2000; MONTES *et al.*, 2001; AUSIELLO *et al.*, 2001; BELLI *et al.*, 2001; KITASAKO *et al.*, 2002; REIS *et al.*, 2003; JAYASOORIYA *et al.*, 2003).

Apesar da predominância estatística do tipo de fratura coesiva no adesivo/camada híbrida, também foi observada a fratura coesiva em dentina em dois corpos-de-prova do sistema de cimentação adesiva Panavia F, nos grupos AI e A III. Provavelmente isto esteja relacionado às características friáveis dos materiais envolvidos no estudo e a falta de uniformidade na distribuição de tensões durante o ensaio mecânico (VERSLUIS *et al.*, 1997). Embora a utilização de ensaio de tração possibilite maior uniformidade de distribuição de tensões

durante o ensaio mecânico (VAN NOORT *et al.*, 1989, 1991; DELLA BONNA & VAN NOORT, 1995), a menor interação do sistema de cimentação adesiva Panavia F+ ED Primer com o substrato dentinário, produz menor deformação na interface resina adesiva/dentina, que assim não é capaz de absorver os esforços mecânicos decorrentes do ensaio. A consequência foi o rompimento no corpo da dentina observado nestas amostras.

As alterações na interface de união ao longo do tempo são verificadas em estudos de durabilidade de união (SANO *et al.*, 1995a,c; BURROW *et al.*, 1994; BURROW *et al.*, 1996; KATO & NAKABAYASHI, 1998; LI *et al.*, 2001; KITASAKO *et al.*, 2002). No estudo para verificar a durabilidade de união o crescimento bacteriano precisa ser inibido e o pH da solução de armazenagem precisa ser controlado com o objetivo de comparar os resultados entre as amostras nos diferentes períodos de estudo, pois de outra maneira as alterações na estabilidade do pH e crescimento bacteriano podem afetar a estrutura da resina e dentina (BURROW *et al.*, 1996; LI *et al.*, 2001). Neste estudo, as alterações do pH foram prevenidas através da utilização da azida sódica na solução de armazenagem a 0,4% em água deionizada (FOTOS *et al.*, 1990; BURROW *et al.*, 1996; LI *et al.*, 2001), que exibiu pH de 7,2 após o período de 12 meses de armazenagem.

De acordo com BURROW *et al.*, em 1996, durante longa armazenagem a sorção de água é inevitável de ocorrer, e a expansão da resina pode induzir tensões ao longo da interface. Neste estudo, a resistência de união à tração após o período de 12 meses de armazenagem foi estatisticamente inferior ($p < 0,05$) ao período de 24 horas após a união (Tabela 9; Figuras 7 e 8). No processo de

aumentar a concentração do monômero resinoso ácido, para torná-lo mais ácido, as formulações se tornaram mais hidrófilas e com maior susceptibilidade à degradação hidrolítica (BURROW *et al.*, 1999; TAY & PASHLEY, 2001; ÖRTENGREN *et al.*, 2001). A redução da resistência de união à tração no grupo A III, que utilizou o sistema de cimentação adesiva Panavia F + ED Primer sobre dentina, ocorreu provavelmente em virtude da sorção de água durante o período de armazenagem de 12 meses, causando alterações nas propriedades da resina adesiva com maior conteúdo de monômeros hidrófilos. Na região da falha, na base da camada híbrida (Figura 11), é possível observar os túbulos dentinários preenchidos pela resina adesiva e *smear plugs* hibridizados, os quais se encontram salientes em relação à superfície dentinária e com aspecto poroso. Adicionalmente, é possível observar a superfície dentinária com as fibras colágenas parcialmente cobertas pela resina adesiva e de aspecto irregular (Figura 11). A alteração no aspecto morfológico da área de fratura pode ser indicativa das alterações nas propriedades dos componentes resinosos, com a provável degradação hidrolítica na interface de união. BURROW *et al.*, em 1996 observaram a redução da resistência de união e o aumento das fraturas na base da camada híbrida no período de três anos de armazenagem. Portanto, a deterioração na interface de união ocorre através da degradação hidrolítica do material resinoso, comprovado pelas alterações morfológicas observadas ao longo do tempo (SANO *et al.*, 1995a,c SANO *et al.*, 1999; BURROW *et al.*, 1996; LI *et al.*, 2001; ÖRTENGREN *et al.*, 2001; KITASAKO *et al.*, 2002).

Neste estudo, o grupo BIII, que utilizou sistema de cimentação adesiva Panavia F sobre a dentina forrada com o compósito de baixa viscosidade Protect

Liner F, apresentou redução nos valores de resistência de união à tração estatisticamente significativa ($p < 0,05$) após o período de 12 meses de armazenagem (Tabela 9; Figuras 7 e 8), entretanto a predominância do tipo de fratura coesiva no compósito não foi alterada (Figuras 12 a e b). A sorpção de água pelo Protect Liner F, foi observada por BURROW *et al.*, em 1999, como sendo de 3% no período de um mês. É provável que a sorpção de água possa ter acarretado a redução nas propriedades mecânicas do compósito, e como resultado, a redução da resistência de união ao longo do tempo. No entanto, o efeito na absorção das tensões proporcionado por este material não foi alterado, com a predominância das fraturas na camada de compósito, mantendo assim o selamento dos túbulos dentinários e a proteção da zona de interdifusão e substrato dentário. Outros estudos de durabilidade de união relataram a redução da resistência de união no período de um ano e um marcante aumento na incidência de falhas no material resinoso, provavelmente indicando que foi enfraquecido pela hidrólise durante o período de armazenagem (BURROW *et al.*, 1996; KATO & NAKABAYASHI, 1998; KITASAKO *et al.*, 2002).

Neste estudo, a zona de interdifusão produzida pelo sistema adesivo autocondicionante CLB2V não apresentou alterações aparentes após 12 meses de armazenagem e nos períodos avaliados (Figuras 14, 15 e 16), onde é possível observar a região com os túbulos penetrados por prolongamentos resinosos, e a camada de compósito (Figuras 14 e 16). A interação adicional do monômero com a hidroxiapatita provavelmente resulta em uniões que resistam melhor ao processo de degradação hidrolítica, como sugerido por SANO *et al.*, em 1995ac,

ajudando a manter as margens das restaurações seladas por longos períodos (LI *et al.*, 2001).

Embora os corpos-de-prova tenham sido confeccionados com superfície plana e não tenham sido submetidos às tensões de contração, nem tampouco a tensões oclusais e térmicas, este estudo demonstrou que a dentina previamente tratada com o sistema adesivo e forrada com o compósito de baixa viscosidade formou um gradiente de módulo de elasticidade que permitiu a absorção das tensões durante o ensaio mecânico, mantendo assim, o selamento da dentina durante o período de armazenagem.

7 - CONCLUSÃO

1 - Os grupos que utilizaram o sistema de cimentação adesiva Panavia F sobre a dentina forrada com o compósito de baixa viscosidade Protect Liner F e o sistema adesivo Clearfil Liner Bond 2 V exibiram valores médios de resistência da união à tração que foram estatisticamente superiores ($p < 0,05$) aos grupos que utilizaram o Panavia F sobre a dentina nos períodos avaliados.

2 - Os valores médios de resistência de união à tração dos sistemas adesivos autocondicionantes em combinação com o compósito para cimentação Panavia F sobre a dentina e após forramento com o compósito de baixa viscosidade, não diferiram estatisticamente entre si ($p > 0,05$) quando foram avaliados aos 10 minutos e 24 horas após a polimerização. Entretanto, os valores médios de resistência da união à tração foram estatisticamente inferiores ($p < 0,05$) após 12 meses de armazenagem, quando comparados ao tempo de 24 horas após a união.

3 - Os grupos AI, AII e AIII, que utilizaram o sistema de cimentação adesiva Panavia F sobre dentina, revelaram predominância estatística do tipo de fratura coesiva em adesivo/camada híbrida. Nos grupos BI, BII e B III, que utilizaram o sistema de cimentação adesiva Panavia F sobre a dentina forrada com o compósito de baixa viscosidade Protect Liner F, houve predominância estatística de fraturas coesivas em compósito.

4 - O uso do compósito de baixa viscosidade Protect Liner F proporcionou proteção do complexo hibridizado, mantendo o selamento dos túbulos dentinários durante o período de 12 meses de armazenagem.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

AUSIELLO, P., APICELLA, A., DAVIDSON, C.L. Effect of adhesive properties on stress distribution in composite restorations – a 3D finite element analysis. Dent Mater, Washington, v.18, n.4, p.295-303, June. 2002.

BARKMEIER, W.W., LOS, S.A., TRIOLO, P.T. Bond strengths and SEM evaluation of Clearfil Liner Bond 2. Am J Dent, San Antonio, v.8, n.6, p.289-293, Dec. 1995.

BAYNE, S.C. *et al.* A characterization of first-generation flowable composites. J Am Dent Assoc, Chicago, v.129, n.5, p.567-577, May 1998.

BELLI, S. *et al.* The effect of additional enamel etching and a flowable composite to the interfacial integrity of class II adhesive composite restorations. Oper Dent, Seattle, v.26, n.1, p. 70-75, Jan./Feb. 2001.

BOWEN, R.L. Properties of silica-reinforced polymer for dental restorations. J Am Dent Assoc, Chicago, v.66, n.1, p.57-64, Jan. 1963.

BUONOCORE, M.G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res, Washington, v.34, n.6, p.849-853, Dec. 1955.

BUONOCORE, M.G., WILEMAN, M.S., BRUDEVOLD, F. A report on a resin composition capable of bonding to human dentin surfaces.

* De acordo com a NBR-6023 de 2000, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT). Abreviaturas dos títulos de periódicos em conformidade com o Medline.

J Dent Res, Washington, v.35, n.6, p.846-851; Dec. 1956.

BURROW, M.F. *et al.* Early tensile bond strengths of several enamel and dentin bonding systems. J Dent Res, Washington, v.73, n.2, p.522-528, Feb. 1994.

BURROW, M.F., SATOH, M., TAGAMI, J. Dentin bond durability after three years using a dentin bonding agent with and without priming. Dent Mater, Washington, v.12, n.5, p.302-307, Sep. 1996.

BURROW, M.F., INOKOSHI, S., TAGAMI, J. Water sorption of several bonding resins. Am J Dent, San Antonio, v.12, n.6, p.295-298, Dec. 1999.

CARVALHO, R.M. *et al.* A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. Oper Dent, Seattle, v.21, n.1, p.17-24, Jan./Feb. 1996.

CHOI, K.K., CONDON, J.R., FERRACANE, J.L. The effects of adhesive thickness on polymerization contraction stress of composite. J Dent Res, Washington, v.79, n.3, p.812-817, Mar. 2000.

DAVIDSON, C.L., DE GEE, A.J. Relation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. J Dent Res, Washington, v.63, n.2, p.146-148, Feb. 1984

DAVIDSON, C.L., DE GEE, A.J., FEILZER, A. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. J Dent Res, Washington, v.63, n.12, p.1396-1399, Dec. 1984.

DAVIDSON, C.L., VAN ZEGHBROECK, L., FEILZER, A.J. Destructive stresses in adhesive luting cements. J Dent Res, Washington, v.70, n.5, p.880-882, May. 1991.

DAVIDSON, C.L., FEILZER, A.J. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. J Dent, Kidlington, v.25, n.6, p.435-440, Nov. 1997.

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

ERICKSON, R.L. Surface interactions of dentin adhesive materials. Oper Dent, Seattle, v.20, n.5, p.81-94, July 1992.

FOTOS, P.G., DIAZ-ARNOLD, A.M., WILLIAMS, V.D. Effect of microbial contamination and pH changes in storage solutions during in vitro assays of bonding agents. Dent Mater, Washington, v.6, n.3, p.154-157, Jul. 1990.

FURUKAWA, K., INAI, N., TAGAMI, J. The effects of luting bond on strength of dentin supported by indirect resin composite. Dent Mater, Washington, v.18, n.2, p.136-142, Mar. 2002.

FUSAYAMA, T. *et al.* Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. J Dent Res, Washington, v.58, n.4, p.1364-1370, Apr. 1979.

HARADA, N. *et al.* Tensile bond strength of a newly developed one-bottle self etching resin bonding system to various dental substrates. Dent Japan, Tokyo, v.36, n.1, p.47-53, Mar. 2000.

HAYAKAWA, T. *et al.* Influence of self-etching primer treatment on the adhesion of resin composite to polished dentin and enamel. Dent Mater, Washington, v.14, n.2, p.99-105, Mar. 1998.

HEGDAHL, T., GJERDET, N.R. Contraction stresses of composite resin filling materials. Acta Odontol Scand, Oslo, v.35, n.4, p. 191-195, 1977.

JAYASOORIYA, P.R. *et al.* The effect of a "resin coating" on the interfacial adaptation of composite inlays. Oper Dent, Seattle, v.28 n.1, p.21-35, Jan/Feb. 2003.

KATO, G., NAKABAYASHI, N. The durability of adhesion to phosphoric acid etched, wet dentin substrates. Dent Mater, Washington, v.14, n.5, p.347-352, Sept. 1998.

KEMP-SCHOLTE, C.M., DAVIDSON, C.L. Complete marginal seal of class V resin composite restorations effected by increased flexibility. J Dent Res, Washington, v.69, n.6, p.1240-1243, Jun. 1990

KITASAKO, Y. *et al.* Effect of resin-coating technique on dentin tensile bond strengths over 3 years. J Esthet Restor Dent, Ontario, v.14, n.2, p.115-122, Mar/Apr. 2002.

KRÄMER, N., LOHBAUER, U., FRANKENBERGER, R. Adhesive luting of indirect restorations. Am J Dent, San Antonio, v.13, n. (Spec No): 60D-76D, Nov. 2000.

LABELLA, R. *et al.* Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. Dent Mater, Kidlington, v.15, n.2, p.128-137, Mar. 1999.

LI, H.P., BURROW, M.F., TYAS, M.J. The effect of long-term storage on nanoleakage. Oper Dent, Seattle, v.26 n.6, p.609-616, Nov./Dec. 2001.

MAK, Y.F. *et al.* Micro-tensile bond testing of resin cements to dentin and an indirect resin composite. Dent Mater, Washington, v.18, n.8, p.609-621, Dec. 2002.

MARSHALL Jr, G. W. *et al.* The dentin substrate: structure and properties

related to bonding. J Dent, Kidlington, v.25, n.6, p.441-458, Nov. 1997.

MONTES, M.A.J.R. *et al.* A morphological and tensile bond strength evaluation of an unfilled adhesive with low-viscosity composites and a filled adhesive in one and two coats. J Dent, Kidlington, v.29, n.6, p.435-441, Aug. 2001.

NAKABAYASHI, N., KOJIMA, K., MASUHARA, E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrate. J Biomed Mater Res, New York, v.16, n.2, p.265-273, Apr. 1982.

NAKABAYASHI, N., NAKAMURA, M., YASUDA, N. Hybrid layer as a dentin-bonding mechanism. J Esthet Dent, Ontario, v.3, n.4, p.133-138, July/Aug. 1991.

NAKABAYASHI, N. , TAKARADA, K. Effect of HEMA on bonding to dentin. Dent Mater, Washington, v.8, n.2, p.125-130, Mar. 1992

NAKABAYASHI, N., ASHISAWA, N., NAKAMURA, N. Identification of a resin-dentin hybrid layer in vital human dentin created in vivo: durable bonding to vital dentin. Quintessence Int, Berlin, v.23, n.2, p.135-141, Feb. 1992.

NAKABAYASHI, N., PASHLEY, D. H. Hibridization of dental hard tissues. Tokyo: Quintessence, 1998a. Chap. II, p.21-35.

NAKABAYASHI, N., PASHLEY, D. H. Hibridization of dental hard tissues. Tokyo: Quintessence, 1998b. Chap. IV, p. 63-82.

ÖRTENGREN, H. *et al.* Water sorption and solubility of dental composites and identification of monomers released in an aqueous environment. J Oral Rehabil, Oxford, v.28, n.12, p.1106-1115, Dec.2001.

PERDIGÃO, J., LOPES, M. Dentin bonding – questions for the new millennium. J Adhes Dent, Berlin, v.1, n.3, p.191-209, July 1999.

PRATI, C. *et al.* Resin infiltrated dentin layer formation of new bonding systems. Oper Dent, Seattle, v.23, n.7, p.185-194, July/Aug. 1998.

REIS, A.F. *et al.* The effects of filling techniques and a low-viscosity composite liner on bond strength to class II cavities. J Dent, Kidlington, v.31, n.1, p.59-66, Jan. 2003.

ROSENTIEL, S. F., LAND, M.F., CRISPIN, B.J. Dental luting agents: A review of the current literature. J Prosthet Dent, Saint Louis, v.80, n.3, p.280-301, Sept. 1998.

SANO, H. *et al.* Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. J Dent Res, Washington v.73, n.6, p.1205-1211, June. 1994a.

SANO, H. *et al.* Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength – Evaluation of a microtensile bond test. Dent Mater, Washington, v.10, n.4, p.236 -240, July. 1994b.

SANO, H. *et al.* Nanoleakage: leakage within the hybrid layer. Oper Dent, Seattle, v.20, n.1, p.18-25, Jan./Feb. 1995a.

SANO, H. *et al.* Tensile properties of resin-infiltrated demineralized human dentin. J Dent Res, v.74, n.4, p.1093 -1102, April. 1995b.

SANO, H. *et al.* Comparative SEM and TEM observations of the nanoleakage within the hybrid layer. Oper Dent, Seattle, v.20, n.4, p.160-167, July/Aug. 1995c.

SANO, H. *et al.* Long-term durability of dentin bonds made with a

- self-etching primer, *in vivo*. J Dent Res, v.78, n.4, p.906-911, April. 1999.
- SWIFT JR., E. *et al.* Effect of low-viscosity resins on the performance of dental adhesives. Am J Dent, San Antonio, v.9, n.3, p.100-104, June. 1996.
- TANUMIHARJA, M., BURROW, M. F., TYAS, M. J. Microtensile bond strengths of seven dentin adhesive systems. Dent Mater, Washington, Oxford, v.16, n. 5, p.180- 187, May 2000.
- TAY, F.R., PASHLEY, D.H. Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. Dent Mater, Washington, v.17, n.4, p.296-308, July. 2001.
- UNTERBRINK, G.L., LIEBENBERG, W.H. Flowable resin composites as "filled adhesives": literature review and clinical recommendations. Quintessence Int, Berlin, v.30, n.4, p.249-257, Apr. 1999.
- VAN MEERBEEK, B. *et al.* Assessment by nano-indentation of the hardness and elasticity of the resin-dentin bonding area. J Dent Res, Washington, v.72, n.10, p.1434-1442, Oct. 1993
- VAN MEERBEEK, B. *et al.* Adhesives and cements to promote preservation dentistry. Oper Dent, Seattle, p.119-144, 2001. [Supplement, 6]
- VAN NOORT, R. *et al.* A critique of bond strength measurements. J Dent, Kidlington, v.17, n.2, p.61-67, Apr. 1989.
- VAN NOORT, R. *et al.* The effect of local interfacial geometry on the measurement of the tensile bond strength to dentin. J Dent Res, Washington, v.70, n.5, p.889-893, May. 1991.
- VERSLUIS, A. *et al.* Why do shear bond tests pull out dentin? J Dent Res, Washington, v.76, n.6, p.1298-1307, June 1997.

WATANABE, I., NAKABAYASHI, N., PASHLEY, D.H. Bonding to ground dentin by a phenyl-P self-etching primer. J Dent Res, Washington, v.73, n.6, p.1212-1220, June 1994.

ANEXOS

TABELA 11 - Resultados do ensaio de tração em MPa e tipo de fratura ocorrida para o Grupo A I - Panavia F + Ed Primer sobre dentina após 10 minutos.

Amostra	MPa	Tipo de Fratura
1	12,4226	Coesiva no adesivo/Camada Híbrida
2	08,3542	Coesiva no adesivo/Camada Híbrida
3	10,0095	Coesiva no adesivo/Camada Híbrida
4	07,7221	Coesiva em dentina
5	04,2157	Coesiva no adesivo/Camada Híbrida
6	12,0628	Coesiva no adesivo/Camada Híbrida
7	10,6966	Coesiva no adesivo/Camada Híbrida
8	08,3554	Coesiva no adesivo/Camada Híbrida
9	08,9792	Coesiva no adesivo/Camada Híbrida
10	10,4625	Coesiva no adesivo/Camada Híbrida

TABELA 12 - Resultados do ensaio de tração em MPa e tipo de fratura ocorrida para o Grupo A II- Panavia F + Ed Primer sobre dentina -24 horas da união.

Amostra	MPa	Tipo de Fratura
1	09,8065	Coesiva no adesivo/Camada Híbrida
2	12,5859	Coesiva no adesivo/Camada Híbrida
3	10,5246	Coesiva no adesivo/Camada Híbrida
4	09,8065	Coesiva no adesivo/Camada Híbrida
5	08,2133	Coesiva no adesivo/Camada Híbrida
6	09,5175	Coesiva no adesivo/Camada Híbrida
7	09,6954	Coesiva no adesivo/Camada Híbrida
8	09,5095	Coesiva no adesivo/Camada Híbrida
9	11,6886	Coesiva no adesivo/Camada Híbrida
10	10,3144	Coesiva no adesivo/Camada Híbrida

TABELA 13 - Resultados do ensaio de tração em MPa e tipo de fratura ocorrida para o Grupo A III- Panavia F + Ed Primer sobre dentina após 12 meses.

Amostra	MPa	Tipo de Fratura
1	07,0191	Coesiva no adesivo/Camada Híbrida
2	07,3001	Coesiva no adesivo/Camada Híbrida
3	06,1990	Coesiva em dentina
4	08,4402	Coesiva no adesivo/Camada Híbrida
5	10,8216	Coesiva no adesivo/Camada Híbrida
6	09,7285	Coesiva no adesivo/Camada Híbrida
7	07,8622	Coesiva no adesivo/Camada Híbrida
8	10,5875	Coesiva no adesivo/Camada Híbrida
9	08,2133	Coesiva no adesivo/Camada Híbrida
10	08,6042	Coesiva no adesivo/Camada Híbrida

TABELA 14 - Resultados do ensaio de tração em MPa e tipo de fratura ocorrida para o Grupo B I - Panavia F + Ed Primer sobre dentina forrada com o sistema adesivo Clearfil Liner Bond 2V e compósito de baixa viscosidade Protect Liner F após 10 minutos da união.

Amostra	MPa	Tipo de Fratura
1	08,4164	Coesiva no compósito
2	09,6584	Coesiva no compósito
3	10,0644	Coesiva no compósito
4	12,9530	Coesiva no compósito
5	14,0151	Coesiva no compósito
6	13,6329	Coesiva no compósito
7	10,8216	Coesiva no compósito
8	09,2285	Coesiva no compósito
9	08,5023	Coesiva no compósito
10	08,5183	Coesiva no compósito

TABELA 15 - Resultados do ensaio de tração em MPa e tipo de fratura ocorrida para o Grupo B II - Panavia F + Ed Primer sobre dentina forrada com o sistema adesivo Clearfil Liner Bond 2V e compósito de baixa viscosidade Protect Liner F após 24 horas da união

Amostra	MPa	Tipo de Fratura
1	12,8049	Coesiva no compósito
2	12,6878	Coesiva no compósito
3	09,2914	Coesiva no compósito
4	10,1114	Coesiva no compósito
5	09,7125	Coesiva no compósito
6	09,8694	Coesiva no compósito
7	12,7738	Coesiva no compósito
8	13,9140	Coesiva no compósito
9	13,7181	Coesiva no compósito
10	08,2603	Coesiva no compósito

TABELA 16 - Resultados do ensaio de tração em MPa e tipo de fratura ocorrida para o Grupo B III - Panavia F + Ed Primer sobre dentina forrada com o sistema adesivo Clearfil Liner Bond 2V e compósito de baixa viscosidade Protect Liner F após 12 meses da união

Amostra	MPa	Tipo de Fratura
1	09,2285	Coesiva no compósito
2	08,2133	Coesiva no compósito
3	08,9792	Coesiva no compósito
4	07,8622	Coesiva no compósito
5	08,2683	Coesiva no compósito
6	11,2277	Coesiva no compósito
7	10,8296	Coesiva no compósito
8	08,9799	Coesiva no compósito
9	11,3216	Coesiva no compósito
10	12,5859	Coesiva no compósito

GLM do Statistical Analysis System (SAS)

Procedimento GLM do Statistical Analysis System (SAS).

The GLM Procedure

Class	Level	Information
Class	Levels	Values
MATERIAL	2	1 2
TEMPO	3	1 2 3

Material 1 - corresponde ao grupo A

Material 2 - corresponde ao grupo B

Tempo - 1 = 10 minutos

Tempo - 2 = 24 horas

Tempo - 3 = 12 meses

Number of observations - 60

The GLM Procedure

Dependent Variable: resistência

Sum of Source	DF	Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	5	49.0087883	9.8017577	2.78	0.0263
Error	54	190.3072700	3.5242087		
Corrected Total	59	239.3160583			

R-Square	Coeff Var	Root MSE	resis Mean
0.204787	18.90363	1.877288	9.930833

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
MATERIAL	1	22.48488167	22.48488167	6.38	0.0145
TEMPO	2	26.48174333	13.24087167	3.76	0.0297
MATERIAL*TEMPO	2	0.04216333	0.02108167	0.01	0.9940

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
MATERIAL	1	22.48488167	22.48488167	6.38	0.0145
TEMPO	2	26.48174333	13.24087167	3.76	0.0297
MATERIAL*TEMPO	2	0.04216333	0.02108167	0.01	0.9940

TABELA 17 - Análise de variância para os valores de resistência à tração da união obtida entre a estrutura dentinária e sistemas adesivos

CAUSA VARIAÇÃO	DA G.L.	S.Q.	Q.M.	VALOR F	PROB.>F
MATERIAL	1	22,4849	22,4849	6,38 **	0,0145
TEMPO	2	26,4817	13,2409	3,76 **	0,0297
TEM * MAT	2	0,042	0,0211	0,01	0,9940
RESÍDUO	54	190,3072	3,5242		
TOTAL	59				

Média geral = 9,9308. Coeficiente de variação = 18,90%. ** Significativo (p<0,05)

The GLM Procedure

Tukey's Studentized Range (HSD) Test for resistência

Alpha	0.05
Error Degrees of Freedom	54
Error Mean Square	3.524209
Critical Value of Studentized Range	2.83540
Minimum Significant Difference	0.9718

Tukey Grouping	Mean	N	MATERIAL
A	10.5430	30	2
B	9.3187	30	1

Means with the same letter are not significantly different

The GLM Procedure

Tukey's Studentized Range (HSD) Test for resis

Alpha	0.05
Error Degrees of Freedom	54
Error Mean Square	3.524209
Critical Value of Studentized Range	3.40824
Minimum Significant Difference	1.4307

Tukey Grouping	Mean	N	TEMPO
A	10.7350	20	2 (24h)
A			
B A	9.9495	20	1 (10min)
B			
B	9.1080	20	3 (12 m)

Means with the same letter are not significantly different.

The GLM Procedure

Level of material	Level of tempo	N	TBS Mean	Std Dev
1	1	10	9.3230000	2.39055572
1	2	10	10.1600000	1.22291092
1	3	10	8.4730000	1.51633366
2	1	10	10.5760000	2.18700302
2	2	10	11.3100000	2.06112159
2	3	10	9.7430000	1.61385012

Resultados da análise estatística Kruskal-Wallis para prevalência dos tipos de fraturas

H = 57.2834

Graus de liberdade = 5

(p) Kruskal-Wallis =0.0000

R 1 (posto médio) =46.0000

R 2 (posto médio) =44.5000

R 3 (posto médio) =46.0000

R 4 (posto médio) =15.5000

R 5 (posto médio) =15.5000

R 6 (posto médio) =15.5000

p (1 e 2) = 0.8477

p (1 e 3) = 1.0000

p (1 e 4) = 0.0001

p (1 e 5) = 0.0001

p (1 e 6) = 0.0001

p (2 e 3) = 0.8477

p (2 e 4) = 0.0002

p (2 e 5) = 0.0002

p (2 e 6) = 0.0002

p (3 e 4) = 0.0001

p (3 e 5) = 0.0001

p (3 e 6) = 0.0001

p (4 e 5) = 1.0000

p (4 e 6) = 1.0000

p (5 e 6) = 1.0000

TABELA 18 - Incidência dos tipos de fraturas nos Grupos avaliados aos 10 minutos, 24 horas e 12 meses após polimerização

GRUPOS	COESIVA NO COMPÓSITO	COESIVA ADESIVO/CAMADA HÍBRIDA	COESIVA EM DENTINA	n	Kruskal- Wallis (p<0,05)
Grupo A I (10 min)	0	09	1	n=10	B
Grupo A II (24 h)	0	10	0	n=10	B
Grupo A III (12m)	0	09	1	n=10	B
Grupo B I (10 min)	10	0	0	n=10	A
Grupo B III (24h)	10	0	0	n=10	A
Grupo B III (12 m)	10	0	0	n=10	A