

SÉRGIO EDUARDO DE PAIVA GONÇALVES

**PRÉ-TRATAMENTO DENTINÁRIO - INFLUÊNCIA DO
CONDICIONAMENTO ÁCIDO, IRRADIAÇÃO LASER E
HIPERMINERALIZAÇÃO NA RESISTÊNCIA AO
CISALHAMENTO DE SISTEMA ADESIVO MULTI-USO**



Tese apresentada à Faculdade de Odontologia, Campus de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho", como parte dos requisitos para a obtenção do título de DOUTOR, pelo Curso de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA, Área de Concentração em Odontologia Restauradora.

Orientador: Prof. Tit. Maria Amélia Máximo de Araujo

São José dos Campos
1997

22
586.p
1334

Apresentação gráfica e normalização de acordo com:

RIBEIRO, J.F. et al. *Roteiro para redação de monografias, trabalhos de cursos, dissertações e teses*. São José dos Campos, 1994. 63p.

GONÇALVES, S.E.P. *Pré-tratamento dentinário - influência do condicionamento ácido, irradiação laser e hipermineralização na resistência ao cisalhamento de sistema adesivo multi-uso*. São José dos Campos, 1997. 208p. Tese (Doutorado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Campus de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho".

Dedico este trabalho aos meus pais,
José Nilson e Luzia e minha madrinha ***Joana D'arc***, pelo
exemplo de vida, coragem, dignidade, amizade, humildade,
esperança e amor.

Deus abençoe vocês.

Agradeço à Professora **Maria Amélia Máximo de Araujo** pela confiança em mim depositada e por sua orientação sempre firme e segura. Obrigado pelo exemplo de dedicação ao ensino, à pesquisa e à Nossa Escola.

Às colegas de curso ***Regina Célia e Ana Paula***

Obrigado pelo apoio, amizade e cumplicidade.
Espero que possamos trabalhar sempre juntos para o
desenvolvimento de nosso Departamento.

Aos professores **José Benedicto de Mello**, **Rogério Lacaz Neto** e **Jaime Freitas Ribeiro**, pelo incentivo e confiança em mim depositados.

Aos meus queridos ex-alunos e amigos **Ricardo Brayner** e **Carlos Rocha Gomes Torres**, pelo grande auxílio na tradução de trabalhos que enriqueceram a revisão da literatura.

Aos Professores **Ary José Dias Mendes** e **Ivan Balducci**, pelas análises estatísticas deste trabalho.

Aos meus novos amigos **Álvaro Damião** e **Luís Carlos Lavras** da Divisão de Lasers do IEAv, pela imensa boa vontade, simpatia e colaboração na adequação do LASER à nossa metodologia de pesquisa.

Ao AMR/CTA, agradecimento ao Prof. Dr. **Cosme Roberto Moreira da Silva** e Engenheiro **Nélson Snellaert Tavares**, e em especial ao **Sargento Duque Gonçalves**, **Ronaldo Rodrigues da Cunha**, **Rodolfo de Queiroz Padilha**, **Elizabeth Godoy Cesar Salgado** e **Jefferson Rodrigues Tavares**. Obrigado pela colaboração na fase experimental desse trabalho.

À **Angela de Brito Bellini**, pela cuidadosa revisão bibliográfica e final desse trabalho.

À Professora ***Teresa Luisa Abdalla***, pela revisão ortográfica e gramatical.

À Professora ***Maria Filomena R.L. Huhtala***, pela redação do *Abstract*.

Aos colegas do Departamento ***Maria Filomena, José Roberto, João Carvalho, Roshelene Marotta, Jaime Freitas, Márcia Valera, Alberto Siqueira e Carlos Henrique***. Aliados do dia-a-dia. Obrigado pelo apoio.

À ***Terezinha Sant'Ana de Oliveira Costa***, pela dedicação ao Departamento e grande auxílio na execução das tabelas e montagem final desse trabalho.

Ao IPEN, pelo empréstimo do LASER para ser utilizado em nossa experimentação.

Aos Professores ***Rui G. Jaeger e Yasmin Rodarte Carvalho***, pelo auxílio na interpretação da microscopia eletrônica de varredura.

A todos que, direta ou indiretamente, colaboraram para a realização desse trabalho.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	09
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	17
2.1 Adesão e morfologia dentinária.....	17
2.2 <i>Smear layer</i> X hibridização da dentina	29
2.3 Efeitos dos tratamentos na superfície dentinária	51
2.3.1 Tratamentos químicos.....	51
2.3.2 Tratamentos físicos	68
2.4 Testes de resistência adesiva.....	80
3 PROPOSIÇÃO	112
4 MATERIAL E MÉTODO	113
4.1 Difração de raios X.....	115
4.2 Confeção dos corpos de prova.....	116
4.3 Teste de resistência às tensões de cisalhamento	127
4.4 Microscopia eletrônica de varredura (M.E.V.)	129
4.5 Análise estatística	130
5 RESULTADOS.....	131
5.1 Análise estatística	133
5.2 Difração de raios X.....	141
5.3 Microscopia eletrônica de varredura (M.E.V.)	143
6 DISCUSSÃO	151
7 CONCLUSÕES	177

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	178
APÊNDICE	198
RESUMO	205
<i>ABSTRACT</i>	207

1 INTRODUÇÃO

A adesão tem sido a meta das pesquisas odontológicas nas últimas décadas (Chappell et al.¹⁹, 1990, Barkmeier & Cooley⁵, 1992; Mandras et al.⁴⁷, 1993; Perdigão et al.⁷⁴, 1994), nas quais a estrutura física e química dos tecidos dentários desempenham um importante papel. Essas características estruturais, inerentes aos tecidos dentários mineralizados, possibilitaram uma relativa facilidade na promoção de uma efetiva adesão ao esmalte, a partir da implantação da técnica do condicionamento ácido, por Buonocore¹¹, 1955. No entanto, a variabilidade estrutural do tecido dentinário, com maior proporção de componentes orgânicos, presença de água e oxigênio, permeabilidade, diferentes proporções de dentina peritubular, intertubular e esclerosada, porcentagem de túbulos e comunicação com o órgão pulpar, torna-o um substrato bastante complexo para uma efetiva e duradoura adesão (Garone Filho et al.³⁴, 1975; Garberoglio & Brännström³³, 1976; Tao & Pashley⁹⁹, 1989; Öilo & Olsson⁶¹, 1990, Charlton & Moore²⁰, 1991; Nakabayashi et al.⁵⁹, 1991; Pashley et al.⁶⁶, 1992; Perdigão et al.⁷⁴, 1994).

O potencial de adesão à dentina pode ser influenciado, em somatório aos fatores inerentes ao tecido já mencionados, pela *smear layer*, uma camada de esfregaço,

composta de detritos de esmalte e dentina, sangue, saliva e microorganismos, que se deposita sobre a superfície da dentina, por ação da instrumentação do tecido durante o preparo cavitário (Brännström & Johnson¹⁰, 1974; Stanford et al.⁹⁰, 1985; Meryon et al.⁵³, 1987; Tao & Pashley^{98,99}, 1989; Wendt Junior et al.¹¹², 1990; Mauro⁴⁸, 1992; Pashley et al.⁶⁶, 1992; Triolo Junior & Swift Junior¹⁰³, 1992; Pashley et al.⁶⁷, 1993; Gonçalves³⁹, 1994). Segundo Barrancos-Mooney et al.⁶, 1981, a camada de *smear layer* se adere tenazmente às paredes cavitárias, porque são partículas pulverizadas de tecido mineralizado e possuem laços de união por atração físico-química. Por estar localizada na interface do material restaurador com o substrato dentinário, a *smear layer* ocupa uma posição estratégica na Odontologia Restauradora (Triolo Junior & Swift Junior¹⁰³, 1992).

A espessura da *smear layer* varia muito e depende de como a dentina é cortada (com ou sem refrigeração com água), da quantidade e composição da solução irrigadora, do tamanho e da forma da cavidade e do tipo de instrumento empregado (Gwinnett⁴⁰, 1984; Pashley⁶⁵, 1984; Tao & Pashley⁹⁹, 1989; Mauro⁴⁸, 1992; Pashley et al.⁶⁷, 1993).

A primeira geração de adesivos dentinários utilizava ácidos com a finalidade de remover a *smear layer* e facilitar o contato do agente de união com a superfície dentinária, buscando estabelecer ligações químicas e mecânicas. No entanto, devido à sua natureza hidrofóbica e alterações da superfície dentinária geradas pelo

condicionamento ácido, tais como a abertura da embocadura dos túbulos dentinários e o aumento da permeabilidade e umidade superficial, tais sistemas promoveram resultados insatisfatórios (Mandras et al.⁴⁷, 1993; Silva e Souza Junior⁸⁸, 1995).

A segunda geração de agentes adesivos foi desenvolvida para utilização sobre a *smear layer* intacta. Acreditavam os pesquisadores que o condicionamento ácido da dentina para remoção da *smear layer* poderia gerar efeitos adversos à polpa, uma vez que esta camada também poderia ser considerada como uma barreira natural à penetração de microorganismos, reduzindo a umidade e a permeabilidade da dentina (Garberoglio & Brännström³³, 1976; Retief et al.⁸¹, 1988; Tao & Pashley⁹⁹, 1989; Nakabayashi et al.⁵⁹, 1991; Triolo Junior & Swift Junior¹⁰³, 1992; Mandras et al.⁴⁷, 1993; Pashley et al.⁷¹, 1993; Yu et al.¹²¹, 1993). Contudo, devido ao pobre umedecimento da superfície pela característica ainda hidrofóbica dos monômeros, estes sistemas adesivos também desempenharam pequena resistência adesiva (de 0 a 8 Mpa). Em somatória, pesquisas demonstraram a denaturação do colágeno da superfície da *smear layer* com o tempo, aumentando a vulnerabilidade destes sistemas à microinfiltração (Pashley et al.⁶⁶, 1992; Yu et al.¹²¹, 1993).

A ineficácia dos sistemas adesivos de primeira e segunda gerações levou os pesquisadores a desenvolverem sistemas que pudessem, através do tratamento da *smear layer*,

promover valores mais elevados de resistência adesiva e, conseqüentemente, possibilitar maior longevidade das restaurações.

Surgiram então os sistemas adesivos de terceira geração, com formulações químicas mais complexas, envolvendo monômeros hidrofóbicos e hidrofílicos, com grande capacidade de penetração e união, tanto aos componentes orgânicos quanto aos componentes inorgânicos da dentina. Os novos sistemas apresentavam, em comum, substâncias que realizavam o preparo da dentina para a adesão, através da modificação, remoção e/ou substituição da *smear layer*. Essas substâncias foram denominadas de condicionadores de dentina, agentes limpadores, promotores de adesão e/ou *primers* (Retief et al.⁸¹, 1988; Dickinson et al.²⁷, 1991; Barkmeier & Cooley⁵, 1992; Pashley et al.⁶⁶, 1992; Mandras et al.⁴⁷, 1993; Yu et al.¹²¹, 1993). Como a *smear layer* diminui a energia de superfície e afeta a reatividade superficial da dentina, sua modificação ou remoção proporcionou resultados de resistência adesiva bem mais elevados (8 a 20 MPa), conforme Retief et al.⁸¹, 1988; Wendt Junior et al.¹¹², 1990; Barkmeier & Cooley⁵, 1992; Eick et al.²⁹, 1992; Pashley et al.⁶⁶, 1992; Triolo Junior & Swift Junior¹⁰³, 1992; Eick et al.³⁰, 1993; Mandras et al.⁴⁷, 1993. Os condicionadores mais utilizados até então eram: EDTA 18%, ácido poliacrílico, solução aquosa de ácido maleico e HEMA, ácido nítrico 2,5%, ésteres de ácido fosfórico e ácido cítrico associados a cloretos, comprovando ainda o receio do

condicionamento da dentina com soluções puramente ácidas, tal como o condicionamento do esmalte.

A introdução da técnica do total condicionamento ácido de esmalte e dentina por Fusayama et al.³², 1979, e do conceito de hibridização por Nakabayashi et al.⁵⁸, 1982, promoveram o desenvolvimento de uma nova geração de sistemas adesivos. Esses sistemas têm em comum a utilização de ácidos de baixa concentração (cítrico, maleico, fosfórico, de 10 a 37%), por curto período de tempo (10 a 15 s) sobre a dentina, a fim de remover a *smear layer* e promover uma desmineralização seletiva da hidroxiapatita dentinária. A associação dessas soluções ácidas a cloretos possibilita a manutenção da integridade da trama de fibras colágenas. Ao receberem a resina adesiva, propiciam a formação da camada híbrida, constituída de resina polimerizada junto com colágeno, o que a torna altamente ácidorresistente (Nakabayashi et al.⁵⁹, 1991; Mello et al.⁵², 1992; Chain & Leinfelder¹⁶, 1993; Pashley et al.⁶⁷, 1993; Perdigão et al.⁷⁴, 1994; Suzuki et al.⁹², 1994; White et al.¹¹⁶, 1994).

O condicionamento ácido da dentina poderia, segundo estudos mais recentes (Nakabayashi & Takarada⁵⁷, 1992; Pashley et al.⁶⁶, 1992; Perdigão et al.⁷⁴, 1994), apresentar algumas desvantagens, tais como: o aumento da permeabilidade da dentina, da umidade, do potencial para irritação pulpar por infiltração de produtos microbianos, do potencial de denaturação do colágeno e/ou redução da

porosidade da matriz desmineralizada por precipitação dos íons cálcio e fosfato. Existiria ainda o risco das resinas adesivas não penetrarem na matriz tão profundamente quanto os ácidos condicionadores, levando à formação de uma zona de fragilidade pela hidrólise do colágeno não protegido. Com a baixa viscosidade dos monômeros hidrofílicos e capacidade de umedecimento dos agentes adesivos atuais, essas desvantagens vêm sendo minimizadas (Nakabayashi & Takarada⁵⁷, 1992; Pashley et al.⁶⁶, 1992; Yu et al.¹²¹, 1993, Watanabe et al.¹¹⁰, 1994).

Embora muito já se tenha conseguido desde a introdução dos primeiros agentes de união à dentina, novas tendências começam a despontar para se melhorar a qualidade da adesão, como a utilização das mais variadas formas de energia laser: o CO₂, o Nd:YAG (Neodymium Yttrium Aluminum Garnet), o Er:YAG (Erbium) e o Ho:YAG (Holmium) entre outros. Segundo Cooper et al.²³, 1988; Pashley et al.⁷⁰, 1992 e White et al.^{114,115}, 1993, dependendo da energia utilizada, poderemos modificar a estrutura física do substrato dentinário com selamento dos canalículos e formação de projeções fungiformes que poderiam auxiliar na adesão mecânica, remoção da *smear layer* e abertura dos túbulos dentinários, ou mesmo a vitrificação da dentina.

Os resultados das pesquisas laboratoriais têm sugerido que os atuais sistemas adesivos podem oferecer suficiente resistência adesiva para as situações clínicas a que

são indicados. Tais pesquisas denotam a ocorrência de fraturas coesivas da dentina na quase totalidade das amostras testadas (Fowler et al.³¹, 1992; Eick et al.³⁰, 1993; Burrow et al.¹², 1994; Mauro⁴⁹, 1995).

No entanto, autores como Sano et al.⁸⁴, 1994; Pashley et al.⁶⁸, 1995; Watanabe et al.¹¹¹, 1996 e Yoshiyama et al.¹²⁰, 1996, salientam que a resistência adesiva da dentina é três ou mais vezes superior aos valores nos quais ocorrem as fraturas nos testes de cisalhamento, sugerindo que este tipo de teste poderia gerar uma concentração de esforços, levando à ruptura da dentina precocemente.

Trabalhos como o de Tagami et al.⁹⁵, 1990; Van Meerbeek et al.¹⁰⁵, 1992, Takemori et al.⁹⁷, 1993 e Perdigão et al.⁷⁴, 1994, observam, contudo, que a profundidade do remanescente dentinário bem como o seu teor de mineralização podem conter as respostas quanto ao alto coeficiente de variação nos resultados de resistência adesiva e quanto à performance do tecido dentinário, frente aos testes de resistência mecânica e adesiva.

Tais questionamentos, aliados à observação de Cooper et al.²³, 1988, com relação à possível melhora na adesão de materiais restauradores à dentina previamente tratada com irradiação laser, despertaram-nos no sentido de que a solução para o problema adesão/dentina/resistência poderia estar na mudança física permanente do substrato dentinário já associado aos monômeros resinosos. A formação

de um novo tecido, composto de hidroxiapatita fundida com monômeros resinosos, poderia garantir a resistência mecânica e a afinidade química do substrato dentinário pelos adesivos.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Para a melhor compreensão dos complexos mecanismos que envolvem a interação dos sistemas adesivos com o tecido dentinário, a compilação dos dados bibliográficos foi dividida em quatro tópicos: *Adesão e morfologia dentinária*, onde serão revistos os princípios moleculares básicos do mecanismo de adesão em função da estrutura do tecido dentinário; *Smear layer x hibridização da dentina*, os fatores de maior polêmica na estabilidade da adesão; *Efeitos dos tratamentos na superfície dentinária*, revendo os efeitos dos tratamentos químicos e físicos que já foram e/ou que continuam a ser empregados sobre o substrato dentinário, com a finalidade de se aumentar a resistência adesiva e a longevidade das restaurações, bem como os efeitos desses tratamentos sobre o órgão pulpar e, finalmente, *Testes de resistência adesiva*, a melhora dos resultados de resistência frente à evolução das pesquisas, das técnicas e dos materiais.

2.1 Adesão e morfologia dentinária

A incapacidade dos materiais restauradores em promover uma adesão efetiva à estrutura dental foi apontada

por Retief⁷⁸, em 1970, como a principal causa dos insucessos das restaurações. Esta falta de adesão determina, segundo o autor, a formação de microespaços entre o dente e o material restaurador, propiciando a ocorrência de um fenômeno conhecido como infiltração marginal ou microinfiltração.

A microinfiltração de agentes deletérios na interface dente/restauração possibilita o aparecimento de cáries secundárias, fenômenos de sensibilidade pós-operatória e algumas manifestações patológicas da polpa, que, segundo Garone Filho et al.³⁴, 1975, corroborados por Giachetti & Pagani³⁷ 1977, representaram fatores de estímulo à pesquisa e desenvolvimento de agentes adesivos que, efetivamente, se unissem às estruturas mineralizadas do dente.

Porém, para melhor compreendermos o desenvolvimento destes materiais, faz-se necessário o conhecimento de alguns aspectos fundamentais do fenômeno adesão.

Neste sentido, Giachetti & Pagani³⁷, em 1977, Pagani & Giachetti⁶³, 1977, relatam a existência de dois tipos de forças moleculares: a coesão, que é definida como a força que existe entre as moléculas de um mesmo corpo; e a adesão, definida como a força de atração entre as moléculas de dois corpos distintos, quando estes são colocados em contato, quer seja, a atração intermolecular na interface.

A união entre dois corpos pressupõe a existência de uma força que mantém em contato íntimo um corpo com

Justificativa

outro. Para os autores, essa união pode ser de natureza mecânica ou química.

A adesão mecânica pode ser definida como um simples aprisionamento físico de um material em outro, por meio de poros ou cavidades de existência natural ou criadas artificialmente.

A adesão química é representada pelas forças de valência primária, como ocorre nas ligações iônicas, covalentes e metálicas, e pelas forças físicas ou de valência secundária, também conhecidas como forças de Van der Waals.

As forças de atração física ou secundárias resultam da adsorção do adesivo com o aderente, e essa adsorção representa um processo rápido e reversível. Já as forças de atração química são precedidas por uma adsorção física e se caracterizam por uma força atrativa muito forte que, quando estabelecida, não se desfaz com facilidade, segundo Phillips⁷⁷, em 1986.

Este tipo de adesão somente ocorre quando as distâncias de separação na interface dos materiais em contato são extremamente pequenas (da ordem de 2 Angstrom = 2×10^{-7} mm). Assim, superfícies planas aderem-se espontaneamente quando colocadas em contato (Giachetti & Pagani³⁷, 1977).

Os tecidos dentais, no entanto, apresentam imperfeições de superfície, submetidos ou não a procedimentos operatórios. Para haver adesão a tais superfícies, faz-se

necessária a penetração de um adesivo em fase líquida que preencha essas irregularidades e 'umedeca' a superfície, realizando a aproximação molecular entre o adesivo e a superfície dental. Logo, o fenômeno de umedecimento envolve forças de atração entre as moléculas do adesivo e as moléculas do tecido dental, o aderente (Giachetti & Pagani³⁷, 1977; Pagani & Giachetti⁶³, 1997; Mondelli et al.⁵⁶, 1984).

Assim, a rugosidade superficial poderá resultar, segundo Mondelli et al.⁵⁶, 1984, na formação de bolhas de ar, as quais ficam aprisionadas na porção mais profunda das irregularidades, reduzindo o contato entre o adesivo e o aderente, diminuindo a área efetiva de atuação das forças moleculares de atração. Desta forma, a rugosidade superficial do aderente e a capacidade de umedecimento do adesivo constituem importantes fatores que podem afetar a adesão.

Outro fator de extrema relevância que poderá afetar a adesão é ainda relatado por Phillips⁷⁷, em 1986: a composição heterogênea dos tecidos dentais. O autor observa a presença de componentes orgânicos e inorgânicos em proporções diferentes para o esmalte e para a dentina. Um material que aderisse à porção orgânica talvez não aderisse aos componentes inorgânicos, e o material que fosse unir-se ao esmalte não iria, provavelmente, unir-se à dentina na mesma extensão. Além disso, segundo Barrancos-Mooney⁶, 1981, a presença dos depósitos oriundos do preparo cavitário se aderem mais tenazmente à dentina do que ao esmalte, sendo

sua remoção mais trabalhosa e duvidosa em se tratando do tecido dentinário, por sua ligação direta com o tecido pulpar. Tais depósitos poderão representar obstáculos mecânicos a uma efetiva adesão.

Em 1976, Garberoglio & Brännström³³ examinaram em microscopia eletrônica de varredura, a estrutura da dentina a variadas distâncias da polpa, que foram classificadas como superficial, média e profunda. Os autores procuraram determinar o número e o diâmetro dos túbulos dentinários, conforme estas três profundidades pré-determinadas. Concluíram que, em média, a dentina superficial apresenta um número de vinte mil túbulos/mm², com cerca de 0,9 µm de diâmetro; a dentina média, 29 mil túbulos/mm² com cerca de 1,2 µm de diâmetro; e a dentina profunda, 45 mil túbulos/mm² com 2,5µm de diâmetro. Portanto, o número e o diâmetro dos túbulos dentinários aumentam na medida em que nos aproximamos do órgão pulpar.

A proposta do estudo realizado por Retief et al.⁸², em 1990, foi de comparar a dentina humana com a dentina bovina, para a verificação da possível utilização da última nos testes laboratoriais de resistência e microinfiltração. Foram comparados molares humanos com incisivos bovinos, seguindo os procedimentos convencionais para os testes laboratoriais. Os autores obtiveram uma diferença significativa quanto à resistência adesiva do Scotchbond 2/Silux (3M) em dentina humana ($6,2 \pm 2,9$ MPa) e bovina ($4,4 \pm 1,2$ MPa). A

microinfiltração foi significativamente menor para a dentina humana. Concluíram os autores que a dentina bovina não deve ser indicada como substituto para a dentina humana.

Uma revisão dos estudos sobre adesivos dentinários *in vitro* foi realizada por Diaz-Arnold et al.²⁶, em 1990, na tentativa de alertar os pesquisadores para a imensa variação metodológica empregada nas pesquisas, o que poderia explicar o amplo coeficiente de variação dos resultados. Concluem os autores que uma padronização dos testes laboratoriais é necessária quanto ao tipo de substrato usado (dente humano ou bovino), tempo pós-extração e soluções de estocagem. Os autores também se preocupam com o risco de infecção durante o manuseio do substrato, sugerindo a necessidade de se encontrarem métodos de esterilização seguros que não comprometam os resultados dos testes de adesão, já que em laboratório, muitas das vezes, os cuidados são negligenciados. Este dado passa a ser relevante na medida em que cresce a incidência de contaminação por vírus (Herpes, Hepatite e AIDS (HIV)).

Van Meerbeek et al.¹⁰⁵, em 1992, publicaram uma revisão de literatura envolvendo fatores que afetam a adesão aos tecidos mineralizados. Dentre esses fatores está relacionada a constituição peculiar do tecido dentinário, composto de 70% de hidroxapatita, 18% de material orgânico (colágeno) e 12% de água em peso. A dentina apresenta ainda muitos túbulos que aumentam de diâmetro e de número à

medida que se aproximam da polpa. Na dentina superficial, 96% da área é ocupada pela dentina inter-tubular, 3% pela dentina peri-tubular e apenas 1% pelo fluido dentinário. Próximo à polpa, essa situação se inverte, sendo que a dentina peri-tubular passa a ocupar 66% dessa área, a dentina inter-tubular, 12% e fluido dentinário 22%. Concluíram os autores que, frente à essa composição e estrutura peculiares, não seria possível uma união micromecânica nos mesmos padrões à encontrada para o esmalte.

Em 1993, Olsson et al.⁶² estudaram, através de microscopia eletrônica de varredura, a estrutura da dentina em três diferentes níveis: superficial, central e profundo, tanto na face oclusal quanto na face vestibular. Utilizando molares humanos estocados em solução salina 0,9%, os autores obtiveram três discos de dentina de cada face, oclusal e vestibular, nos três diferentes níveis de profundidade, com cerca de 0,5mm de espessura cada. Através da microscopia eletrônica de varredura, uma área com mínima camada de *smear layer* foi selecionada para a observação. Os discos mostraram um aumento no número e no tamanho dos túbulos com o aumento da profundidade. Os discos da face oclusal mostraram, em geral, maior número e porcentagem por área de túbulos abertos do que os correspondentes da face vestibular. A face oclusal mostrou também uma maior variação no número e tamanho dos túbulos, variação esta que aumentava com a profundidade. Concluíram os autores que, devido a menor

variação no padrão dos túbulos, a dentina da face vestibular de molares se presta melhor aos testes de resistência, oferecendo melhores condições de padronização das mensurações.

Com a proposta de avaliar os fatores que poderiam afetar a resistência adesiva nos testes experimentais de sistemas de adesão à dentina, Takemori et al.⁹⁷, em 1993, realizaram um estudo onde cinco desses fatores foram examinados: embutimento ou não dos espécimens em resina epóxica; espessura dos espécimens; velocidade durante as mensurações; tempo de estocagem e profundidade do substrato dentinário. O primeiro teste feito foi o embutimento ou não em resina epóxica. Como não houve diferenças estatisticamente significantes na resistência adesiva (18,5 e 16,9 MPa respectivamente), todos os espécimens foram embutidos para os testes seguintes. O sistema adesivo empregado foi o Clearfil New Bond (Kuraray) combinado à resina Silux Plus (3M Dental Products). Os tempos de estocagem utilizados foram de 10 minutos, 3 h, 6h, 12h e 24 h após a confecção. As velocidades dos testes foram de 0,5; 1,0; 3,0; 5,0mm/min. As espessuras dos espécimes foram de 1,0; 3,0; 5,0 e 10,0mm. Os resultados mostraram que nenhum dos fatores apresentou diferenças estatisticamente significantes, com exceção da espessura dos espécimens que, ao redor de 1mm, apresentaram resistência adesiva bem menor que o controle com 10mm (6,3 MPa e 18,5 MPa, respectivamente). Esta diferença, provavelmente, deveu-se ao aumento do número de canalículos e da presença de

umidade, determinados pela maior proximidade pulpar, daí a importância da padronização da profundidade de dentina para os testes de resistência.

A resistência ao cisalhamento de quatro sistemas de adesivos dentinários foi avaliada por Pashley et al.⁷¹, em 1993, em função de algumas variáveis: a região de dentina utilizada para adesão, cuspídea ou cervical e a profundidade da dentina, superficial, média e profunda. Para tanto, foram utilizados dentes de cães, que tiveram, *in vivo*, o esmalte desgastado por pontas diamantadas. As variadas espessuras de dentina foram conseguidas através de um micrômetro digital (Sylvae Ultra-Call). Todos os sistemas adesivos empregados modificavam ou removiam a *smear layer* e foram eles: Clearfil Liner Bond System (Kuraray); Super Bond C&B (Sun Medical Co.); Scotchbond 2 (3M Dental Products) e Tenure (Dent-Mat Corp). Após a aplicação dos sistemas adesivos, uma matriz cilíndrica de 3x3mm foi fixada na superfície da dentina pré-tratada, onde, em seguida, foram condensadas as resinas compostas: Clearfil Posterior (Kuraray); Clearfil FII (Sun Medical Co.); Silux Plus (3M Dental Products) e Perfection (Dent-Mat Corp.) respectivamente. Os animais foram sacrificados, após o experimento, por uma overdose de pentobarbital, tendo em seguida os dentes extraídos para a realização dos testes de resistência adesiva e verificação da profundidade da dentina. Em todas as amostras, os maiores valores foram obtidos para a dentina superficial, seguida da média e da profunda. Os

melhores resultados foram obtidos pela associação Clearfil Liner Bond/Clearfil Posterior, seguida da Superbond C&B/Clearfil Fil, Scotchbond 2/Silux Plus e Tenure/Perfection. Na dentina cuspídea superficial, média e profunda, os dois melhores sistemas apresentaram resistência adesiva maiores do que 10MPa. Na dentina cervical superficial, média e profunda, os melhores sistemas ficaram acima de 5MPa. Concluíram os autores que: a) a permeabilidade influi significativamente na força de adesão; b) a dentina cuspídea oferece maior resistência ao cisalhamento; c) os modelos animais se prestam para esse tipo de estudo como primeiros modelos para posteriores estudos em humanos.

O efeito da supersaturação de íons na formação dos cristais de hidroxiapatita foi avaliado por Ishikawa et al.⁴³, em 1994, num estudo *in vitro*, utilizando soluções aquosas com pH e temperatura fisiológicos. Os resultados demonstraram que a supersaturação dos fluidos tissulares diminui o tamanho dos cristais de apatita neoformados; as diferenças na saturação dos fluidos tissulares pode contribuir amplamente para a disparidade de dimensões entre os cristais de hidroxiapatita da dentina e do esmalte.

Em 1995, Sousa et al.⁸⁹ publicaram uma revisão sobre as principais implicações clínicas e terapêuticas da permeabilidade dentinária frente à morfologia dentinária, à *smear layer*, à dentina esclerosada e à sensibilidade, além dos agentes utilizados na redução da permeabilidade. Os autores

salientaram a necessidade do profundo conhecimento da estrutura e funcionalidade da dentina, já que sua permeabilidade estaria relacionada a inúmeros processos fisiológicos e patológicos e seu entendimento poderia esclarecer os mecanismos responsáveis pela dor e danos pulpares.

Strawn et al.⁹¹ realizaram, em 1996, um estudo para avaliar a influência das condições e tempo de estocagem no tecido dentinário, através de métodos de espectroscopia. Os discos de dentina obtidos de terceiros molares foram conservados em água destilada com 0,02% de timol, em água purificada e filtrada, em solução tampão fosfato e salina com 0,02% de timol, em etanol 70% e em formalina 10% por 0, 1, 2, 7, 14, 21 e 28 dias. Após a realização da espectroscopia (I R Spectra) e avaliação das propriedades ópticas de reflectância e transmitância (UV- ultra-violeta; VIS- visível e NIR- próximo ao infra-vermelho) os autores concluíram que não houve diferença significativa na posição dos picos do colágeno ou da fase mineral para nenhuma solução em qualquer período de tempo. Houve, no entanto, diferenças significativas na intensidade dos picos para a água destilada, purificada e filtrada e tampão salina. Além disso, diferenças nas propriedades ópticas dos discos de dentina foram detectadas por UV, VIS e NIR. Concluíram que as soluções de estocagem induzem a mudanças químicas na superfície dentinária, bem como em suas propriedades ópticas em função do tempo.

Para avaliar os efeitos da orientação dos túbulos na resistência ao cisalhamento da dentina, Watanabe et al.¹¹¹ realizaram um estudo, em 1996, utilizando terceiros molares humanos. Várias secções foram obtidas de diferentes áreas (central e cuspídea). Os resultados mostraram que a resistência da dentina ao cisalhamento gira em torno de 50-100 MPa e difere conforme a região avaliada, dependendo da orientação dos túbulos. Observaram, ainda, que tal resistência é maior do que normalmente a literatura relata durante os testes adesivos. Sugeriram que tal fato, provavelmente, ocorra pela concentração de *stress* na dentina durante os testes de cisalhamento convencionais.

Uma nova técnica para a preservação dos espécimes nos estudos laboratoriais foi proposta por Camps et al.¹³, em 1996: a criopreservação (conservação em nitrogênio líquido). O estudo foi conduzido no sentido de comparar a microinfiltração em cavidades de classe V, utilizando dois sistemas adesivos (Scotchbond Multi-Purpose/Z100-3M e GLUMA 2000/Pekafill-Bayer), sob duas condições de estocagem: criopreservação por 12, 48, 127 e 135 dias e água contendo 0,5% de cloramina a 4°C. Dentes recém extraídos foram usados como controle. Os autores concluíram que a criopreservação não altera a microinfiltração em até 13 semanas de armazenamento. O armazenamento em água 4°C com cloramina somente não produziu alterações no padrão de

microinfiltração até 12 dias. Contudo, acima desse período, houve aumento da microinfiltração.

2.2 Smear layer x hibridização da dentina

Em 1982, Nakabayashi et al.⁵⁸ desenvolveram um estudo para promover a adesão pela infiltração dos monômeros no substrato dentário. Para tanto, foi avaliada a efetividade do 4-META (4-metacriloxietil trimetacrilato anidro) na adesão ao esmalte e dentina. Dentes humanos e bovinos recém-extraídos foram preparados com lixas de papel de granulação 800 para criar uma superfície adesiva. Uma fita matriz de 5mm de diâmetro foi adaptada sobre a superfície para padronizar a área de adesão. As amostras receberam então um tratamento condicionador com uma mistura de ácido cítrico 1% e cloreto férrico 1% (1:1) ou ácido cítrico 10% e cloreto férrico 3% (10:3) por 30 s, sendo lavadas em seguida. O sistema 4-META MMA/TBB-0 (4-metacriloxietil trimelitato; metil metacrilato; tri-n-butil burano oxidizado) foi então empregado. Após estocagem por 24 horas em água, foram realizados os testes de resistência, a uma velocidade de 2,0mm/min. A estabilidade da adesão foi também observada através de termociclagem, com 60 ciclos de 60 segundos cada, às temperaturas de $40^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ e $60^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$. Concluíram os autores que : a) a solução 10:3 foi efetiva para esmalte e dentina, o que não ocorreu com a

solução 1:1, efetiva somente para dentina; b) o sistema adesivo empregado, por conter monômeros hidrofóbicos e hidrofílicos, ofereceu a possibilidade de maior penetração desses monômeros nos tecidos duros; c) houve um aumento significativo da resistência adesiva em dentina, devido à penetração dos monômeros não somente nos túbulos expostos pelo condicionamento ácido, como também na dentina peri e inter-tubular.

Considerando o condicionamento ácido da dentina um recurso de efeitos ainda obscuros sobre o complexo dentino-pulpar, Bowen & Cobb⁸, em 1983, aprimoraram o método que utilizava o oxalato férrico no tratamento da dentina, associado ao NTG-GMA (N-tolil glicina e glicidil metacrilato) e acetona, afirmando terem conseguido os melhores resultados em termos de adesão à dentina até então observados em estudos de laboratório (13,92 MPa). No entanto, a estocagem em água produziu uma queda na resistência adesiva para 11,99 MPa, redução esta significativa frente à possibilidade de uso clínico. Concluíram os autores que o método apresentou potencial para uso em erosões cervicais, cáries de raiz e hipersensibilidade dentinária, pois obliterou os túbulos dentinários.

Pashley⁶⁵, em 1984, teceu considerações fisiológicas sobre a *smear layer* a partir de extensa revisão da literatura. Observou que, quando a dentina é submetida à ação de instrumento manual ou rotatório, a matriz orgânica de

colágeno mineralizado é fragmentada, distribuindo-se sobre sua superfície. Apesar desse fenômeno ocorrer no esmalte, é mais significativo na dentina. Frente à análise em M.E.V., a *smear layer* apresenta-se amorfa, relativamente lisa e sem traços característicos, estando seus constituintes abaixo da resolução desse microscópio. A espessura da *smear layer* varia muito e depende de como a dentina é cortada (seca ou irrigada), da quantidade e composição da solução irrigadora, do tamanho e da forma da cavidade e tipo de instrumento empregado. Geralmente, o corte sem irrigação produz uma *smear layer* mais espessa. O tópico de maior relevância abordado nesse estudo foi a conveniência da remoção ou não da *smear layer*. Favorável à permanência da *smear layer*, encontramos o fato desta aumentar a resistência à passagem de fluido através da dentina, tanto *in vitro* quanto *in vivo*. Favorável à sua remoção, encontramos sua interferência nos mecanismos de adesão. Para o autor, a permanência da *smear layer* se justifica para materiais restauradores que não se unem à estrutura dental, e sua remoção poderá, no futuro, servir aos propósitos adesivos de novos materiais.

Também em 1984, algumas considerações sobre a *smear layer* foram feitas por Gwinnett⁴⁰. O autor ressaltou a importância da microscopia eletrônica de varredura na determinação dos padrões de *smear layer*, de acordo com os diferentes instrumentos utilizados no preparo dos tecidos mineralizados. Os resultados mostraram que: as brocas de aço

e as de carboneto de tungstênio produzem um corte uniforme e padronizado; a perda de corte dos instrumentos rotatórios gera maior calor friccional, intensificando a formação da *smear layer*; a ausência de refrigeração promove a formação de uma *smear layer* mais espessa; a morfologia, espessura e composição da *smear layer* variam de acordo com o método utilizado para cortar a superfície.

Os testes laboratoriais, em função da permanência ou não da *smear layer*, passaram a assumir um importante papel na previsão do comportamento clínico da grande variedade de novos sistemas adesivos. Assim, utilizando a superfície oclusal de molares humanos recém extraídos e livres de cárie, Stanford et al.⁹⁰, em 1985, testaram a efetividade de vários agentes adesivos frente a diferentes tipos de tratamento dentinário. Foram testados o Dentin Adhesit (Vivadent Corporation), o Scotchbond (3M Company), o Creation e o Dentin Bonding System (Dent-Mat-Corporation) e o Clearfil New Bond e Clearfil Bond System-F (Kuraray Co. Ltda), frente a tensões de tração e cisalhamento. Após a exposição da dentina com lixa 600 e condicionamento ácido, conforme especificações dos fabricantes, os adesivos foram aplicados e cilindros de resina composta foram colocados com auxílio de uma matriz perfurada. Os testes foram feitos em máquina Instron Universal, a uma velocidade de 0,0125cm/min. Houve diferença significativa, para melhor, na resistência adesiva entre os sistemas que utilizaram o condicionamento ácido da dentina

quando comparados àqueles que não o utilizaram, ficando os maiores resultados para o Clearfil New Bond. Concluíram os autores que há significativas diferenças entre os adesivos e que são muitos os fatores que interferem na adesão, entre eles: o condicionamento ácido da dentina, a *smear layer*, a contração de polimerização dos materiais, a profundidade da dentina e o plano de secção, o tempo pós-extração e a história do dente.

Ainda em 1985, Chan et al.¹⁸ realizaram um estudo para comparar a força de adesão dentinária de três sistemas de resina composta, usados: a) sem tratamento dentinário; b) com tratamento, utilizando o adesivo indicado pelo fabricante; c) com tratamento, utilizando um adesivo não especificado pelo fabricante. Avaliaram ainda os efeitos da imersão em água a longo prazo (um ano) e termociclagem na força de adesão desses produtos à dentina. O agente adesivo usado para o grupo c foi o Scotchbond (3M Dental Products) e as resinas compostas foram: Silux (3M Dental Products), Heliolit (Vivadent) e Prisma-FIL (L.D. Caulk Co.). Foram utilizados 106 dentes posteriores humanos extraídos e estocados em timol, onde a superfície oclusal foi desgastada até a exposição dentinária. Após os devidos tratamentos acima mencionados, os corpos de prova foram testados quanto à resistência adesiva em máquina Instron Universal, a uma velocidade de 0,5cm/min. Os resultados mostraram um significativo aumento na resistência adesiva ao se usar o agente adesivo. Porém não houve diferença, estatisticamente



significativa, na resistência adesiva, quando da variação das resinas compostas. Concluíram os autores que o agente de adesão dentinário testado poderia ser usado associado às diferentes resinas compostas. A imersão em água e a termociclagem não mostraram efeitos estatisticamente significativos na qualidade da resistência adesiva, servindo como um estímulo ao uso clínico.

Na tentativa de melhor simular *in vitro* as condições *in vivo*, Tao & Pashley⁹⁸, em 1989, realizaram um estudo para examinar a influência da pressão pulpar (simulada) aplicada em vários intervalos de tempo, na resistência ao cisalhamento do Scotchbond (3M Dental Products) e Gluma (Bayer), associados à resina Silux (3M Dental Products), na presença ou ausência da *smear layer*. Molares não irrompidos extraídos foram estocados em solução salina isotônica com 0,2% de azido sódico, seguidos da remoção da raiz, do esmalte oclusal e da polpa. Os adesivos foram aplicados com e sem remoção da *smear layer* e com e sem perfusão. Após a estocagem em tampão fosfato por vários períodos, foram submetidos aos testes de cisalhamento. Os resultados mostraram que a perfusão dentinária reduz a força de adesão na ausência da *smear layer* e que a remoção da *smear layer* implica em aumento da umidade superficial e da perfusão de fluido, se a adesão não for perfeita.

Utilizando dentes bovinos, Tagami et al.⁹⁵, em 1990, procuraram estabelecer uma correlação entre

permeabilidade dentinária, profundidade e resistência adesiva de alguns sistemas adesivos até então disponíveis no mercado. Incisivos bovinos, estocados em solução salina isotônica com 0,2% de azida sódica, tiveram a superfície vestibulo-cervical desgastada até a exposição dentinária, em várias profundidades, por meio de um micrômetro digital. Os dentes também sofreram secção radicular, para serem conectados a um aparato, a fim de simular a pressão hidráulica pulpar e fluxo de fluidos através dos túbulos dentinários. Após aplicação dos sistemas adesivos (Scotchbond - 3M Dental Products; Clearfil New Bond - Kuraray e Superbond C&B - Sun Medical) e testes de resistência ao cisalhamento, observou-se que a profundidade proporcionou um aumento na permeabilidade, principalmente após a remoção da *smear layer*, e uma redução significativa na resistência adesiva de todos os sistemas avaliados. O Superbond C&B apresentou, contudo, resultados significativamente maiores de resistência adesiva que o Scotchbond e o Clearfil New Bond. Concluíram os autores que as variações na resistência ao cisalhamento, em função da profundidade dentinária, podem explicar, em parte, os elevados coeficientes de variação, freqüentemente relatados nos estudos de adesão à dentina.

Os conceitos já mencionados, lançados por Nakabayashi et al.⁵⁸, em 1982, sobre a remoção da *smear layer* e penetração de monômeros hidrofílicos na dentina

desmineralizada, começaram a ganhar expressão mundial e os resultados das pesquisas clínicas e laboratoriais reforçaram a necessidade de um tratamento efetivo da *smear layer*.

Observando atentamente as diferenças que envolvem os tecidos mineralizados do dente, esmalte e dentina, Nakabayashi et al.⁵⁹, em 1991, realizaram um estudo mostrando que a resistência adesiva e a longevidade da adesão entre a resina e a dentina são grandemente aumentadas, quando um monômero que contenha radicais hidrofílicos e hidrofóbicos for utilizado. Esse monômero com estas características difunde-se com maior facilidade, impregnando a dentina. Frente à polimerização haverá a formação de uma camada híbrida de dentina e resina, altamente ácido resistente, que sela a superfície contra a infiltração marginal, aumentando, conseqüentemente, a resistência adesiva e a longevidade da restauração. Concluíram os autores que, para a formação da camada híbrida, é necessário: a) que o colágeno não seja denaturado pelos ácidos de condicionamento; b) que a resina adesiva apresente monômeros hidrofóbicos e hidrofílicos que possam penetrar na dentina e combinar-se a ela; e c) que o catalisador deva permitir a polimerização em presença de água e oxigênio. O sistema que melhor se adapta a essas condições parece ser o 4META MMA/TBB, após o condicionamento com a solução 10:3 (ácido cítrico 10% e cloreto férrico 3%).

Nakabayashi & Takarada⁵⁷, em 1992, realizaram um estudo para investigar a efetividade do tratamento da

dentina com HEMA (2 hidróxietil metacrilato), previamente à aplicação da resina adesiva. A dentina bovina foi submetida à ação de lixa de granulação 600 e condicionamento com solução 10-3 (ácido cítrico 10% e cloreto férrico 3%) ou com solução 10-0 (ácido cítrico 10%), seguida ou não da aplicação de HEMA. Foram avaliados, mecanicamente, em Instron Universal e, microscopicamente, em M.E.V. e M.E.T. (microscopia eletrônica de varredura e de transmissão). Os resultados mostraram que a solução 10-0, como pré-tratamento, não propicia efetiva formação da camada híbrida, devido ao colapso do colágeno por ação do ácido. A solução 10-3, no entanto, pela presença dos íons ferro, que impede o colapso do colágeno, propicia a formação da camada híbrida, aumentando a difusibilidade do substrato dentinário. O HEMA propicia o aumento da difusibilidade dentinária, pois recupera o colágeno colapsado após a aplicação da solução 10-0, formando a camada híbrida. Concluíram os autores que o HEMA aumenta a difusibilidade do monômero e da dentina, facilitando a formação da camada híbrida e aumentando a resistência adesiva.

Relacionando os fatores que poderiam afetar a adesão de sistemas adesivos à dentina, Van Meerbeek et al.¹⁰⁵, em 1992, ressaltaram a importância da *smear layer*, seja na redução da permeabilidade dentinária, seja no impedimento de um perfeito contato do material adesivo com o substrato dentinário. Sua remoção determinaria uma maior permeabilidade e um maior molhamento superficial,

favorecendo ainda a penetração de bactérias para o interior da dentina e polpa. Ainda, a presença da água, pela remoção da *smear layer*, poderia dificultar o estabelecimento da adesão, proporcionando menores valores de resistência de união nas proximidades da polpa. Diferentemente, esta situação não seria observada quando da presença da *smear layer*. A permeabilidade da dentina, segundo os autores, diminuiria com a idade, presença de lesão cariosa, e ainda, pelo processo fisiológico de erosão e abrasão. Essa redução seria conseguida, em razão de depósitos progressivos de dentina peri-tubular e formação de cristais dentro dos túbulos dentinários. Em relação aos fatores relacionados aos sistemas adesivo-restauradores, os autores relataram sobre: as propriedades físico-químicas dos adesivos; contração de polimerização; *stress* de contração e escoamento no momento da polimerização; módulo de elasticidade; coeficiente de expansão térmica; expansão higroscópica; transmissão do *stress* para a interface dente/resina composta, pela força da mastigação. Apontaram, ainda, o grau de molhamento dos adesivos e o poder de contração de polimerização que fica entre 2,9 e 7,1%/vol., durante a polimerização livre, salientando que, clinicamente, não existe tal situação, mas, sim, uma concentração de *stress* na interface, em razão do poder de adesão do adesivo ser superior à força de contração gerada no momento da polimerização. A deformação plástica ou escoamento das resinas compostas, durante a polimerização, compensa

parcialmente a contração de polimerização, melhorando sua adaptação. De encontro a essa afirmação, estaria a absorção de água pelas resinas compostas que promoveriam sua expansão, determinando um relaxamento do *stress* gerado pela contração de polimerização. Uma polimerização lenta e um rápido estabelecimento da formação adesiva seriam considerados favoráveis para a preservação da integridade marginal. Um outro tópico abordado nessa publicação foi a biocompatibilidade, onde afirmaram que estudos dessa natureza, *in vivo*, demonstraram que resinas compostas insuficientes ou completamente polimerizadas causam pouca irritação pulpar, salvo se as cavidades não apresentarem um bom selamento, permitindo o ingresso de bactérias do meio oral para a dentina e polpa. Estudos histopatológicos têm demonstrado que o condicionamento ácido da dentina não tem nenhum efeito adverso sobre a polpa, observando-se reação inflamatória apenas quando existe menos de 1 mm de dentina remanescente sobre a polpa. Os autores ainda discorreram sobre a evolução das técnicas adesivas, dando ênfase à camada híbrida de adesão. Concluíram que ainda existem duas correntes: uma que preserva a *smear layer*, dando uma proteção natural ao complexo dentino-pulpar e outra que a elimina completamente, porém, cria uma nova proteção do complexo dentino-pulpar, através da penetração de monômeros hidrofílicos, na dentina previamente desmineralizada. Finalizaram, apontando a necessidade de simplificação dos

procedimentos pelo condicionamento de ambos esmalte e dentina, com apenas um agente condicionador ou pelo desenvolvimento de técnicas condicionadoras, promotoras de adesão simultânea.

Pashley et al.⁶⁷, em 1993, realizaram um trabalho cuja proposta foi comparar a subestrutura da dentina fraturada coberta com *smear layer*, antes e depois do condicionamento ácido, em microscopia eletrônica de varredura de alta resolução, para identificar porosidades, na superfície da dentina, que permitissem a infiltração da resina durante a adesão. Fragmentos retangulares de dentina, obtidos por ação de brocas e discos de diamante, proporcionaram a formação de quatro grupos com oito metades de dentina, onde uma seria tratada e a outra seria o controle. No grupo I, a dentina foi fraturada e condicionada com ácido; no grupo II, fraturada, condicionada e seca com ar; no grupo III, foi produzida a *smear layer* em seguida condicionada com ácido; no grupo IV, foi produzida a *smear layer*, condicionada e seca com ar. Concluíram os autores que, nos sistemas adesivos atuais, a remoção da *smear layer* oferece a possibilidade de penetração da resina em ambos, túbulos e dentina intertubular. A infiltração da resina na dentina intertubular pode somente ocorrer, se a fase mineral da dentina for removida por condicionamento, sem que este, contudo, promova o colapso do colágeno remanescente. Os canais para infiltração da resina são espaços perifibrilares ao redor das fibras colágenas da dentina, criados

pela remoção seletiva dos cristais de apatita por ácidos. Porém, mais pesquisas são ainda necessárias para reconhecimento desses canais e possibilidades de mudanças para melhorar a qualidade e duração da adesão.

Em 1993, Yu et al.¹²¹ realizaram um estudo cuja proposta era rever os principais aspectos relacionados às dificuldades encontradas em se conseguir adesão à dentina. Foram considerados no estudo a permanência, dissolução, modificação e/ou remoção da *smear layer* e os agentes responsáveis por estas ações na superfície dentinária. Também foram considerados os resultados das pesquisas quanto à microinfiltração e resistência adesiva que, segundo os autores, representam os principais parâmetros na avaliação dos sistemas adesivos. Concluíram que a remoção da *smear layer* produz resultados com maiores valores de resistência adesiva, além de redução na microinfiltração; que a viscosidade e o tipo de polimerização (química ou fotopolimerização) são fatores de grande importância na qualidade marginal e resistência adesiva, com vantagens para os quimicamente polimerizados, principalmente quando associados a restaurações de amálgama. Observaram ainda que, atualmente, não há adesivos no comércio com aprovação total da American Dental Association (ADA). Aprovação provisória receberam o Tenure (Dent-Mat. Corp.), o Gluma (Bayer) e o XR Bond (Kerr). O Scotchbond 2 (3M Dental Products) recebeu aprovação total, porém deixou de ser fabricado, sendo substituído pelo

Scotchbond Multi-Purpose, com ainda poucas avaliações quanto a sua capacidade adesiva. Sugeriram finalmente os autores que, quando a retenção for crítica, deveriam ser mantidos os desenhos cavitários e as retenções adicionais.

Um magnífico estudo *in vitro* realizado por Van Meerbeek et al.¹⁰⁶ foi publicado em 1993. Este estudo investigou a ultra-estrutura da camada híbrida ou zona de interdifusão resina/dentina através da M.E.V. e M.E.T. Terceiros molares humanos foram extraídos e estocados, por não mais de quatro semanas, em solução aquosa contendo 0.5% de cloramina. Foram obtidos discos de dentina de 1 a 1.5mm de espessura, sem esmalte ou exposição da câmara pulpar, os quais foram lixados com lixa de granulação 600 e submetidos ao procedimento de adesão com o Clearfil Liner Bond System (Kuraray, Osaka, Japão). Este sistema utiliza a solução 10:20 como condicionador (ácido cítrico 10% e cloreto de cálcio 20%), seguido da aplicação do primer (5-NMSA: ácido N-metacrilato 5-aminosalicílico), secagem, aplicação do adesivo (MDP: 10 metacriloiloxidecil hidrogênio fosfato), fotopolimerização e aplicação da resina de baixa viscosidade (Clearfil Protect Liner-Kuraray), também seguida de fotopolimerização. Os discos de dentina/resina foram então seccionados transversalmente, embebidos em resina epóxica e preparados para a observação em M.E.V. e M.E.T. A partir dos resultados obtidos, os autores puderam observar que a M.E.T. proporcionou uma visão mais detalhada da zona de interdifusão resina/dentina. Porém em

ambos os métodos puderam observar a formação de uma zona de interdifusão composta de três subcamadas: a subcamada superior não apresentou um arranjo ultra-estrutural definido, sendo formada por fibras colágenas denaturadas pelo condicionamento ácido, resíduos insolúveis de *smear layer* e partículas de carga de resina de baixa viscosidade, depositadas na borda da zona de interdifusão propriamente dita, inclusive sobre a abertura dos túbulos dentinários; a subcamada intermediária apresentou fibras colágenas envoltas por pequenos espaços interfibrilares, arranjados paralelamente à superfície da dentina e perpendicularmente aos túbulos dentinários, entremeados com pequenos cristais residuais de hidroxiapatita. Após o condicionamento ácido, esta camada de fibras colágenas sofreu um colapso pela remoção do suporte mineral, obliterando parcialmente a entrada dos túbulos de um lado, e desmineralizando de forma oblíqua a parede interna do outro lado do mesmo túbulo. Após a reexpansão do colágeno, este fenômeno foi parcialmente restabelecido, notando-se, frente à microscopia, um estrangulamento do *tag* de resina, na altura desta camada intermediária; a subcamada de base representou o limite entre a zona dentinária desmineralizada e a dentina inalterada, onde observou-se a presença de cristais de hidroxiapatita parcialmente desmineralizados, porém ácido-resistentes, indicando a encapsulação e proteção desses cristais pela infiltração da resina adesiva. Os autores concluíram que: tanto a M.E.V. quanto a M.E.T. foram eficientes em

evidenciar a presença da camada híbrida ou zona de interdifusão resina/dentina; a difusão dos monômeros de resina diminuiu com a profundidade, resultando na encapsulação dos cristais de hidroxiapatita até a subcamada de base da zona de interdifusão e; o pré-tratamento da dentina com ácido causou a denaturação do colágeno superficial.

A interação de vários sistemas com a dentina foi avaliada num estudo *in vivo* por Walshaw & McComb¹⁰⁹, em 1994, procurando comparar seus resultados com os obtidos nos estudos anteriores *in vitro*. Foram preparadas 44 cavidades em pré-molares humanos indicados para extração, sendo restauradas com os seguintes sistemas adesivos: All Bond 2 (Bisco) com condicionamento - A; e sem condicionamento - B; Scotchbond 2 (3M) - C; Scotchbond Multi-Purpose (3M) - D; e Enamel Bond (Kulzer) com condicionamento - E, considerado grupo controle. Após as extrações, as amostras foram preparadas para análise em M.E.V., sendo observadas as seguintes situações: no procedimento A houve grandes áreas livres de fendas, sendo evidenciada a camada híbrida de adesão (5-8µm) e *tags* com variadas profundidades. Quando foram observadas fendas, estas estavam associadas com a falta de união do adesivo ao primer; o procedimento B mostrou-se menos efetivo, com poucos *tags* e camada híbrida não freqüente; no procedimento C, os autores observaram grandes áreas sem união, com uma fina camada adesiva sobre a dentina e *tags* muito curtos; o procedimento D revelou grandes

áreas livres de fendas, sendo evidenciada a camada híbrida; o grupo E apresentou falta de união total. Os melhores resultados foram obtidos para os grupos A e D, concluindo que um cauteloso condicionamento da dentina com ácidos, seguido da aplicação de *primers* resinosos, parece conduzir ao desenvolvimento de uma união satisfatória tanto *in vivo* quanto *in vitro*.

Motivados pela necessidade de comprovação clínica dos resultados laboratoriais, Van Meerbeek et al.¹⁰⁷, em 1994, realizaram um estudo clínico procurando comparar a efetividade de sistemas adesivos de segunda e terceira gerações (Scotchbond e Scotchbond 2 - 3M; GLUMA - Bayer; Clearfil New Bond - Kuraray; Tenure - Dent. Mat. Corp.; e Tripton - ICI) sem condicionamento ácido total, com os atuais sistemas que se utilizam da técnica do condicionamento ácido total (Bayer experimental 1 e 2; Clearfil Liner Bond System - Kuraray; e Scotchbond Multi-Purpose - 3M). Foram avaliadas 1.177 lesões de classe V de 346 pacientes, restauradas de duas formas distintas: no grupo A, o esmalte não foi biselado e a erosão não condicionada; no grupo B, o esmalte foi biselado e a erosão condicionada. Os resultados foram favoráveis aos sistemas que removem completamente a *smear layer*. Concluíram os autores que a interdifusão da resina para o interior da dentina, interagindo com as fibras colágenas sem suporte mineral, associada a projeções resinosas, presentes no interior dos túbulos dentinários abertos pelo condicionamento

ácido, é essencial para assegurar a união das resinas com a dentina, mas, provavelmente, não suficientes para sua manutenção. Uma formação adesiva adicional elástica que absorvesse a contração de polimerização seria desejável. A utilização de resinas compostas de micropartículas para tais casos poderia contribuir para o sucesso clínico do sistema restaurador adesivo.

Sano et al.⁸⁵, em 1995, investigaram uma nova modalidade de infiltração, diferente da microinfiltração convencional, que ocorre através dos *gaps* formados entre o material restaurador e as paredes cavitárias. O estudo examinou a migração do nitrato de prata dentro da interface dentina/adesivo na presença ou ausência dos *gaps* convencionais. Para o estudo, foram utilizados terceiros molares humanos não irrompidos, extraídos e estocados em solução salina isotônica contendo 0,2% de azida sódica. Cavidades de classe V foram confeccionadas, recebendo cinco sistemas adesivos distintos: All Bond 2 (Bisco, Itasca); Superbond C & B (Sun Medical, Kyoto, Japan); Scotchbond Multi-Purpose (3M, St Paul); Clearfil Liner Bond System (Kuraray, Osaka, Japan); KB-200 (experimental Kuraray). A seguir, as cavidades foram restauradas com resina composta Silux (3M Dental Products, St Paul). Feito o selamento dos espécimes com exceção de 1mm ao redor das restaurações, estes foram imersos em solução de nitrato de prata 3mol/L por 24h, lavados com água por 1min e imersos por 8h em solução fotoreveladora. Os resultados

revelaram a penetração da prata através da dentina desmineralizada, com ou sem a formação de *gaps* em todos os espécimens. A infiltração ocorreu via poros nanométricos (20 a 100nm) abaixo da subsuperfície da interface adesiva, mesmo na ausência de *gaps*, o que determinou o termo *nanoleakage*. Do maior para o menor nível de infiltração, os autores constataram: AllBond 2 > Superbond C & B > Scotchbond Multi-Purpose > Clearfil Liner Bond System > KB-200.

Yoshiyama et al.¹¹⁹, em 1995, avaliaram a morfologia (M.E.V.) da dentina superficial e profunda usando dois sistemas adesivos (AllBond 2-Bisco e Imperva Bond-Shofu) pela técnica do sanduíche reverso. A resistência adesiva foi medida através do teste de microtensão. Os resultados revelaram que a espessura da camada híbrida foi maior na dentina profunda (4-8µm) que na superficial (2-4µm), quando utilizada a técnica do condicionamento ácido total. Quando o condicionamento não foi utilizado, a espessura da camada híbrida foi reduzida a 0,5µm para ambos os sistemas em ambas as profundidades de dentina. A resistência adesiva na dentina superficial foi superior à profunda e não mostrou diferenças significativas quando condicionada com ácido ou não (28/23MPa para o AllBond 2; 26/19MPa para o Imperva Bond). Porém, em dentina profunda, o não condicionamento da superfície implicou em significativa redução na resistência adesiva (21/9MPa para o AllBond 2; 20/10MPa para o Imperva Bond). Os autores concluíram que o condicionamento ácido, em dentina profunda,

afeta a espessura da camada híbrida, mas esta espessura não afeta significativamente a resistência adesiva.

Um estudo para investigar as diferenças micromorfológicas da dentina, geradas pelas técnicas adesivas à dentina seca e úmida, foi desenvolvido por Tay et al.¹⁰¹, em 1996. Foram utilizados 24 terceiros molares humanos íntegros, divididos em dois grupos: um grupo que permaneceu visivelmente úmido após a lavagem do condicionamento ácido com ácido fosfórico 10% (secagem apenas com papel de filtro); o outro grupo recebeu secagem com jato de ar durante 30s. A análise em M.E.V. e M.E.T. revelou a formação de ampla camada híbrida (5µm) para o grupo úmido, com visualização de uma banda de colágeno e espaços interfibrilares. O grupo seco apresentou fina camada híbrida (1-2µm) na superfície da dentina, ao longo das paredes dos túbulos e nas ramificações laterais. A ausência de uma banda de colágeno e espaços interfibrilares sugeriu o colapso da matriz dentinária, que restringiu a penetração da resina, produzindo uma zona incompletamente infiltrada, que foi chamada região hibridóide.

Ainda em 1996, Tay et al.¹⁰⁰ avaliaram o efeito da hidratação excessiva da superfície dentinária, condicionada por ácido previamente à aplicação de um adesivo à base de acetona. Discos de dentina foram obtidos de molares humanos e divididos em grupos, conforme a hidratação superficial: (1) grupo de discos de dentina secos por três segundos; (2) grupo visivelmente úmido; (3) grupo excessivamente úmido pela

adição de 40 ml de água destilada previamente à aplicação do adesivo. Embora a camada híbrida tenha sido observada nos três grupos, houve (1) uma deterioração sequencial na linha ao longo da interface resina-camada híbrida e (2) perda do selamento tubular, à medida que a quantidade de umedecimento superficial aumentou. Glóbulos de resina intra-tubular foram observados entre curtos *tags* de resina no grupo (1). Pequenas bolhas incluídas dentro da camada de resina, na junção com a camada híbrida, foram observadas no grupo (2), aumentando de tamanho e número no grupo (3). Tais defeitos podem, segundo os autores, explicar a redução na resistência adesiva na presença de umidade. Os túbulos incompletamente selados, associados a espaços (bolhas), poderiam resultar em canais para a movimentação hidrodinâmica de fluido que, por sua vez, explicariam o fenômeno de sensibilidade pós-operatória reportada aos adesivos à base de acetona.

Para determinar a contribuição da quantidade de colágeno da zona de hibridização na resistência adesiva, Gwinnett et al.⁴¹ realizaram um estudo em 1996. Molares humanos estocados em cloramina 0,5% foram seccionados, lixados com lixa 320 e divididos em quatro grupos: o grupo 1 recebeu o condicionamento ácido com ácido fosfórico 10%, seguido do sistema adesivo AllBond 2 (Bisco); o grupo 2 recebeu o ácido cítrico e o sistema adesivo Amalgambond (Parkell); os grupos 3 e 4 receberam, após o condicionamento ácido, a collagenase e, em seguida, os sistemas adesivos

respectivamente aos grupos 1 e 2. Após avaliação da resistência adesiva e avaliações em M.E.V. e M.E.T., os autores constataram que não houve diferença, estatisticamente significativa, na resistência adesiva entre os grupos. As observações em M.E.V. mostraram uma mudança drástica na topografia dentinária frente ao uso da collagenase, com *tags* resinosos apenas em extensão lateral. As observações em M.E.T. não evidenciaram a formação da camada híbrida para os grupos tratados com collagenase, porém mostraram-se livres de *gaps*. Concluíram que a quantidade de colágeno na rede de dentina desmineralizada não contribui, significativamente, para a resistência adesiva final dos sistemas adesivos testados.

Perdigão et al.⁷⁵, em 1996, avaliaram a interação de seis atuais sistemas adesivos com a dentina, *in vivo*. Foram utilizados no estudo dentes humanos com indicação ortodôntica, que receberam preparo tipo classe I de Black, seguidos da aplicação dos sistemas adesivos: One Step (Bisco), Clearfil Liner Bond 2 (Kuraray), Optibond (Kerr), Permagen (Ultradent), com condicionamento com ácido fosfórico a 10% e a 37% e Prime & Bond (Dentsply), combinados com resina foto e quimicamente polimerizáveis. Os resultados mostraram que, embora alguns sistemas produzam interfaces intactas livres de *gaps*, todos eles mostraram desunião na transição entre a camada híbrida e a resina fluida; a presença de bolhas de ar e/ou espessas camadas de resinas de baixa viscosidade com carga resultaram em áreas de

separação menos freqüentes na interface resina/dentina, provendo suporte para o conceito de parede cavitária elástica (Optibond); alguns desses sistemas não formaram camada espessa sobre a dentina (Permagen e Clearfil); o Clearfil não apresentou penetração nos túbulos dentinários.

2.3 Efeitos dos tratamentos na superfície dentinária

2.3.1 Tratamentos químicos

Através da microscopia eletrônica de varredura, Brännström & Johnson¹⁰, em 1974, avaliaram os efeitos de várias substâncias de limpeza e soluções desmineralizantes quando aplicadas sobre a dentina. Observaram que, embora os agentes desmineralizantes produzissem uma limpeza da superfície, também produziam a abertura e o alargamento da entrada dos túbulos dentinários, antes cobertos pelos detritos oriundos do preparo. Isto foi considerado um efeito indesejável, já que os *plugs* poderiam prevenir o desenvolvimento e a penetração de bactérias dentro dos túbulos. Soluções foram testadas e a que apresentou melhores resultados foi a solução microbicida com flúor, com bom efeito de limpeza, sem contudo provocar a abertura dos túbulos dentinários. Os autores sugeriram que a limpeza da cavidade com soluções

microbécidas deveria ser rotina, anteriormente à utilização de materiais de base, cimentação e restauração.

Meryon et al.⁵³, em 1987, realizaram um estudo procurando comparar, através da microscopia eletrônica de varredura, os efeitos de vários agentes condicionadores sobre a *smear layer*, aplicados em condições similares em cavidades preparadas em dentes *in vivo* e *in vitro*. Foram utilizados como agentes condicionadores: EDTA, ácido fosfórico, ácido cítrico, água oxigenada, ácido poliacrílico, ácido láctico, *Tubulicid blue*, *Tubulicid red* e água como controle. No estudo *in vitro*, onde foram utilizados dentes humanos, todos os condicionadores ácidos apresentaram-se efetivos na remoção da *smear layer*. No estudo *in vivo*, onde foram utilizados animais de laboratório, os resultados mais expressivos com relação à remoção da *smear layer* foram obtidos com EDTA 10% por 60 s, com remoção completa da *smear layer* e da dentina peritubular, com aumento do diâmetro dos orifícios dos túbulos dentinários. Concluíram os autores que as diferenças nos resultados poderiam ter sido devidas às diferenças entre as espécies de dentes utilizados e pelo fato de que, *in vivo*, o fluido dentinário poderia agir como um tampão, limitando a ação de alguns dos agentes condicionadores.

A correlação entre a permeabilidade da dentina e a resistência adesiva foi analisada por Tao & Pashley⁹⁹, em 1989, na presença e na ausência da *smear layer*. Foram utilizados no estudo o Scotchbond como adesivo e a resina

Silux (ambos da 3M Dental Products) e a permeabilidade dentinária foi analisada antes e depois da aplicação do sistema adesivo/resina. Como condicionadores dentinários foram utilizados ácido fosfórico 37%, ácido cítrico 6%, EDTA e ultrassom. O estudo utilizou terceiros molares não irrompidos, extraídos e estocados em solução salina isotônica 4°C contendo 0,2% de azida sódica. Concluíram os autores que, na presença de *smear layer*, não há correlação entre resistência adesiva e permeabilidade dentinária. Porém, na ausência da *smear layer*, há uma correlação inversa entre permeabilidade dentinária e resistência adesiva, ou seja, quanto menor a permeabilidade, maior a resistência adesiva. Na presença da *smear layer*, a permeabilidade, antes e depois da aplicação do adesivo, não apresentou variações estatisticamente significativas. Na ausência da *smear layer*, a permeabilidade aumentou significativamente, antes e depois da aplicação do adesivo, indicando que os *tags* de penetração do adesivo nos túbulos não foram suficientes para reduzir a permeabilidade e promover o selamento dos mesmos.

Ainda em 1989, Pashley et al.⁶⁹ realizaram um estudo, cuja proposta foi comparar a permeabilidade da dentina oclusal e vestibular, antes e depois da remoção da *smear layer* e do tratamento com oxalato, e estabelecer uma correlação entre a permeabilidade e a resistência adesiva, observada através do teste de resistência ao cisalhamento do sistema Scotchbond/Silux (3M Dental Products). Foram utilizados

molares humanos, cujas raízes foram seccionadas e as coroas embutidas em resina acrílica. Um aparato foi construído especialmente para medir a permeabilidade da dentina, antes e depois dos seguintes tratamentos: a) produção de *smear layer* com lixa de granulação 320; b) condicionamento com ácido cítrico 6%; c) aplicação do adesivo; d) tratamento com oxalato. Os autores concluíram que o condicionamento ácido e o tratamento com oxalato alteraram, significativamente, a permeabilidade e a força de adesão. Apesar do aumento da permeabilidade proporcionado pelo condicionamento ácido e conseqüente remoção da *smear layer*, o tratamento com oxalato reverteu o quadro de permeabilidade, aumentando a resistência adesiva.

A verificação da influência da utilização de vários substratos, técnicas de polimerização e tempos de estocagem, na resistência adesiva do Clearfil Photo Bond (Kuraray Co.), foi feita por Yamaguchi et al.¹¹⁸, em 1989. Os autores utilizaram como substrato para o sistema adesivo o esmalte condicionado com ácido fosfórico por 60 s, a dentina não tratada, a dentina condicionada com ácido poliacrílico 10% por 20 s e a dentina condicionada com ácido fosfórico 37% por 60 s. A polimerização foi feita separadamente para adesivo e resinas compostas (Clearfil Photo Posterior e Photo Clearfil Bright-Kuraray Co.) e também juntos, ou seja, uma só polimerização conjunta para adesivo e resina. Os tempos de estocagem foram de um dia e uma semana. Os melhores resultados foram obtidos para o

esmalte, seguido da dentina não tratada, dentina condicionada com ácido poliacrílico e dentina condicionada com ácido fosfórico. A polimerização e o tempo de estocagem, após aplicação do sistema adesivo, não interferiram nos resultados. Concluíram que o condicionamento da dentina pode ser importante na adesão em concentrações mais fracas e na neutralização dos contaminantes e microorganismos presentes na *smear layer*. Os resultados obtidos neste estudo, em relação à dentina não tratada, podem não ter aplicação clínica direta.

Wendt Junior et al.¹¹², em 1990, realizaram um estudo para analisar, em microscopia eletrônica de varredura, o efeito de dois condicionadores de dentina, na capacidade de remoção da *smear layer*, e a influência dessa remoção na resistência adesiva, nos períodos de armazenamento de 15 min, 24h e 30 dias, com e sem termociclagem. Os condicionadores empregados foram o EDTA 0,5M e uma solução experimental composta de uma mistura de ácido poliacrílico/ácido maléico 25% (BisCo). O sistema adesivo empregado foi o Gluma Dentinal Bonding System (Bayer Pharmaceuticals), seguido da aplicação de cilindros de resina composta, armazenamento nos tempos já mencionados e testes de cisalhamento em máquina Instron Universal. Todas as amostras mostraram melhores resultados para a mistura poliacrílico/maléico, tanto nos valores de resistência adesiva, quanto na capacidade de remoção da *smear layer*. A mistura poliacrílico/maléico proporcionou também um aumento da resistência adesiva com a estocagem,

onde a resistência média foi de 4,69 MPa, para as amostras estocadas por 15 min; 4,72 MPa, para 24 h; 7,28 MPa, para 30 dias. Os melhores resultados foram obtidos para as amostras que sofreram termociclagem e foram armazenadas por 30 dias, exibindo uma média de resistência adesiva de 9,36 MPa.

Ruse & Smith⁸³ realizaram, em 1991, um estudo para caracterizar a superfície dentinária bovina para os procedimentos de adesão, utilizando espectroscopia (XPS), M.E.V. e espectrometria de massa de íons secundários (SIMS). Os autores determinaram os efeitos de variados pré-condicionamentos sobre a superfície dentinária, bem como as mudanças atômicas geradas pelo próprio sistema adesivo (Scotchbond-3M). Os resultados mostraram que a composição da *smear layer* é similar à camada dentinária subjacente; a limpeza da superfície com H₂O₂ não produz modificações na composição elemental da superfície dentinária; o condicionamento ácido (fosfórico ou clorídrico) produz uma quase completa desmineralização da dentina, originando uma superfície ricamente orgânica.

Mauro⁴⁸, em 1992, estudou a influência do tratamento da superfície dentinária com ácido poliacrílico em duas concentrações (12,5% e 40%), na forma ativa e passiva de aplicação e em dois tempos diferentes (15 e 30 s), na resistência ao cisalhamento do cimento de ionômero de vidro Chelon Fil (ESPE- Premier). Para tanto, a superfície dentinária de noventa dentes humanos foi submetida à ação de lixa

d'água de granulação 600, tratada com ácido poliacrílico 12,5% e 40%, de forma ativa e passiva, por 15 e 30 s, e não tratada para o grupo controle. Após a aplicação do cimento ionomérico, as amostras foram armazenadas por 24 h em água destilada 37°C e submetidas às tensões de cisalhamento. Os resultados mostraram que o ácido poliacrílico a 12,5%, aplicado de forma ativa por 15 s, foi significativamente melhor que o outro tipo de tratamento e controle, sendo que estes últimos não foram significativamente diferentes entre si. Concluiu que baixas concentrações de ácido poliacrílico podem remover a *smear layer* sem remover os *smear plugs*, possibilitando melhor adesividade do cimento ionomérico, reduzindo, assim, os riscos de alterações pulpares.

Pashley et al.⁶⁶, em 1992, realizaram um estudo onde procuraram mostrar a necessidade de se conceituar agentes condicionadores e *primers*, confusão que é geralmente feita pela tentativa de se reduzirem os passos técnicos requeridos para adesão, onde *primers* e condicionadores estão combinados em uma única solução. Revelam os autores que o condicionamento ácido pode trazer algumas desvantagens, como o aumento da permeabilidade dentinária, o aumento da umidade superficial, o aumento do potencial de irritação pulpar, denaturação do colágeno e uma discrepância entre profundidade de desmineralização e capacidade de penetração dos agentes adesivos. Assim, concluíram os autores que seria vantajosa essa combinação de agentes condicionadores e

primers, pois haveria conjuntamente uma redução da concentração ácida e do tempo de aplicação, na produção de uma ótima adesão, com mínimo de microinfiltração.

A ação de um novo tipo de ácido para o condicionamento da dentina foi avaliada por Takahashi et al.⁹⁶, em 1993. A nova substância baseia-se em uma solução de ácido tânico, cuja ação sobre a *smear layer* foi avaliada neste estudo sob variadas concentrações (2%, 5%, 10%, 15%, 20% e 25%) e intervalos de tempo (15 s, 30 s e 60 s). Os resultados mostraram que com ácido tânico na concentração de 2% por 60 seg e 5% por 15 s, 30 s e 60 s, há a remoção da *smear layer* sem haver a remoção dos *smear plugs*. Concluíram os autores, que o ácido tânico poderá promover bons resultados quanto à resistência adesiva, por não alterar a permeabilidade dentinária, reduzindo conseqüentemente as agressões ao órgão pulpar.

Chain & Leinfelder¹⁶, em 1993, publicaram um trabalho que relata, através de uma revisão histórica, o estágio atual dos adesivos dentinários e seus mecanismos básicos de ação, bem como discutem algumas alterações nos procedimentos clínicos rotineiros de proteção do complexo dentino-pulpar. Segundo os autores, após uma marcante evolução, o mercado exhibe atualmente uma ampla variedade de opções. Os sistemas adesivos vêm, a cada dia, tornando-se mais complexos, no que tange à sua química, porém, mais simples quanto à sua aplicação. Alguns tratam o esmalte e a dentina como apenas uma entidade, fazendo um

condicionamento total, como o Scotchbond Multi-Purpose (3M Dental Products). Outros, além disso, ainda exibem a liberação de flúor, como o Optibond (Kerr), ambos com aplicações não só em esmalte e dentina, como também sob metais, no reparo de porcelanas e cimentações protéticas. Relatam também que, frente à evolução dos sistemas adesivos, a utilização de vernizes e bases de hidróxido de cálcio vêm se tornando obsoletas. Alegam os autores que o uso desses antigos materiais parece estar baseado mais em tradicionalismo do que em ciência, porém muitas pesquisas ainda são necessárias para efetivar este conceito.

Em 1994, Perdigão & Swift Junior⁷³ realizaram uma avaliação microscópica da interface resina-dentina produzida por cinco sistemas de união à dentina de última geração: AllBond 2(Bisco), Amalgambond (Parkell), Optibond Multi-Use (Kerr), Scotchbond Multi-Purpose (3M) e GLUMA 2000 (Bayer). Molares humanos foram extraídos e conservados sob refrigeração, em solução de timol 0,01%. Foram preparadas duas cavidades de classe V padronizadas em cada um dos molares, e previamente à aplicação dos sistemas adesivos uma das cavidades foi seca e, a outra, visivelmente úmida. Com exceção do GLUMA 2000, todos os sistemas de união à dentina avaliados parecem adaptar-se melhor à dentina visivelmente úmida.

Ainda em 1994, Suzuki et al.⁹² avaliaram a resposta pulpar frente ao preparo, condicionamento e selamento

da dentina vital com o sistema 4-META (4-metacriloxietil trimelitato anidro). Para o estudo, foram utilizados macacos *Rhesus* adultos, que receberam preparos para coroa total, através de pontas diamantadas em alta velocidade. Em seguida, para o condicionamento da dentina, foi utilizada a solução 10-3, (ácido cítrico 10% e cloreto férrico 3%). A superfície foi então tratada com HEMA (hidroxietil metacrilato) e coberta com o sistema adesivo 4-META MMA/TBB (Amalgamabond-Parkell). Uma coroa provisória em resina foi confeccionada para restabelecer o contorno dentário. Os animais foram sacrificados aos três, sete e dez dias, quando verificou-se microscopicamente, a resposta pulpar. A resposta pulpar, aos três dias, mostrou somente uma discreta desorganização da camada odontoblástica; aos sete dias, mostrou a reorganização dessa camada e, aos dez dias, além da reorganização da camada odontoblástica, exibiu também sinais de deposição de dentina reparadora. Concluíram os autores que: a) não houve alteração da camada odontoblástica frente ao preparo; b) o condicionamento com a solução 10-3 não originou inflamação pulpar ou necrose; c) o sistema apresentou-se efetivo no selamento dos túbulos dentinários, o que proporcionou uma boa resposta biológica, com prevenção da sensibilidade pós-operatória; d) o método poderá representar uma importante alteração nos procedimentos protéticos de preparo e cimentação.

White et al.¹¹⁶, em 1994, avaliaram o efeito do condicionamento ácido da dentina sobre a camada odontoblástica e polpa dental. Cento e vinte cavidades de classe V profundas foram preparadas em macacos *Rhesus*, devidamente sedados e sob condições de isolamento relativo, com rolos de algodão esterilizados. Os sistemas adesivos All-Bond (Bisco) e Scotchbond 2 (3M Dental Products) foram então aplicados sem qualquer proteção adicional. Para o sistema All-Bond, após condicionamento ácido, um sub-grupo recebeu secagem e o outro foi mantido sob condição de umidade. Dois grupos controle foram realizados utilizando-se o OZE (Óxido de Zinco e Eugenol-Dentsply) e o cimento de silicato. Após períodos de 3, 25 e 80 dias, os macacos foram sacrificados e as reações pulpare observadas em microscopia óptica. Todos os dentes que receberam o cimento de silicato exibiram severa alteração pulpar, em todos os períodos, com presença de bactérias no remanescente dentinário. O controle com o OZE e todas as condições com os sistemas adesivos não mostraram reações pulpare em qualquer dos períodos. Concluíram os autores que o condicionamento ácido não afeta as condições de saúde pulpar em cavidades de classe V profundas. Os efeitos nocivos foram conseqüentemente atribuídos à microinfiltração.

Na tentativa de minimizar as agressões ao complexo dentino-pulpar e melhorar a qualidade da adesão, Watanabe et al.¹¹⁰, em 1994, realizaram um estudo, no qual grandes concentrações de Phenyl-P (fenil-fosfato) foram

usadas, associadas a 30% de HEMA e empregadas sobre a dentina bovina fraturada, coberta com *smear layer* compacta (lixa 600). Os resultados demonstraram que a solução com 20% de Phenyl-P em 30% de HEMA desmineraliza a *smear layer* e a camada superficial da dentina, criando uma camada híbrida que contém a *smear layer* original. A permeabilidade se mantém baixa pela preservação dos *smear plugs*. Este sistema, concluíram os autores, apresenta vantagens sobre os atuais, por não desmineralizar excessivamente a dentina, criando a zona de fragilidade pela diferença desmineralização/penetração do adesivo, além de manter baixa a permeabilidade e consistir-se de um único passo condicionador/primer (uma única solução), o que garante o não colapso do colágeno frente à remoção dos minerais, a não reprecipitação dos mesmos e o espaço para a infiltração da resina adesiva.

A eficácia da adesão de dois sistemas de adesivo dentinário e *primers* auto-condicionantes experimentais, compostos de Phenyl-P e HEMA ou GM (2,3 dihidroxipropil metacrilato-gliceril metacrilato), foi avaliada no estudo realizado por Chigira et al.²¹, em 1994. Foram observadas mudanças na dureza da dentina frente aos condicionadores por um medidor *Micro Vickers Hardness*, seguidas de observação em M.E.V. Ao contrário do observado com os sistemas adesivos, onde metade dos espécimes apresentaram a formação de *gaps*, esta foi completamente inibida com o uso dos *primers* condicionantes de Phenyl-P diluído em HEMA ou GM mais adesivo dentinário.

A resistência adesiva variou de 16,36 a 20,7 MPa, sem diferenças significativas entre os grupos. Houve uma leve redução na dureza da dentina frente ao uso dos *primers* auto-condicionantes, porém esta redução não apresentou correlação significativa com a formação de *gaps* ou resistência adesiva.

Uma revisão da evolução clínica dos sistemas adesivos foi realizada por Silva e Souza Junior⁸⁸, em 1995. O autor comenta os tratamentos da *smear layer* com finalidades adesivas, porém ressalta a importância de uma avaliação da profundidade dentinária para a escolha do sistema adesivo a ser utilizado. Afirma, ainda, a necessidade de constantes pesquisas na busca da conjugação entre as aspirações mecânicas e as realidades biológicas.

Um importante resultado com relação à difusão dos monômeros resinosos, frente a diferentes pressões hidrostáticas, *in vitro*, foi obtido por Gerzina & Hume³⁵, em 1995. A partir de molares humanos extraídos e aparato especialmente montado para a reprodução de pressões hidrostáticas, os autores concluíram que mesmo elevada pressão hidrostática (26,7mmHg) não é capaz de prevenir a difusão dos monômeros TEGDMA (PM 286,3) e HEMA (PM 130).

A influência das resinas intermediárias de baixa viscosidade (LVR), na redução da microinfiltração em cavidades de classe V, foi avaliada por Swift Junior et al.⁹⁴, em 1996. As cavidades foram preparadas utilizando-se a associação de cinco sistemas adesivos (AllBond 2-Bisco; Clearfill Liner Bond-

Kuraray; Optibond-Kerr; Prime & Bond-Dentsply; e Scotchbond Multi-Purpose-3M), com resina composta Z100. Após 800 ciclos de termociclagem, a penetração do nitrato de prata recebeu escores de 0 a 3. A análise de variância revelou diferença significativa ($p < 0,0001$) na microinfiltração das margens dentinárias. Os melhores resultados ficaram para o Clearfil Liner Bond 2 e Optibond. A microinfiltração do Scotchbond Multi-Purpose foi significativamente reduzida com a LVR- Protect Liner F. No entanto, no geral, a LVR não reduziu a microinfiltração, podendo, nas condições *in vivo*, servir como amortecedor do stress oclusal e tensões de flexão dos dentes.

Miazaki et al.⁵⁴, em 1996, também realizaram um estudo, a fim de verificar a influência do método de aplicação do *primer* na resistência adesiva à dentina. Dois sistemas adesivos foram empregados: Imperva Bond/ Litefill II A (Shofu) e Scotchbond Multi-Purpose/Z100 (3M). Os autores procuraram observar a influência da aplicação ativa ou passiva do *primer* e o efeito do tempo de secagem (0, 1, 5, 10, 20 e 30s.) A aplicação ativa revelou valores mais elevados de resistência adesiva para ambos os sistemas, porém esta superioridade não foi estatisticamente significante. O tempo de secagem ideal para o Imperva Bond ficou entre 10 a 30s. e, para o Scotchbond Multi-Purpose entre 1 a 5s.

Em 1996, Uno & Finger¹⁰⁴ realizaram um estudo a fim de verificar a eficácia do condicionamento ativo com relação à resistência adesiva e infiltração marginal do sistema GLUMA.

Os testes de resistência, infiltração marginal e análise em M.E.V. revelaram que o modo de aplicação do agente condicionador não interfere com a adesão do sistema GLUMA à dentina.

O efeito de soluções desinfetantes sobre a resistência adesiva à dentina foi avaliado por Meiers & Shook⁵¹, em 1996. Foram utilizados molares humanos íntegros que tiveram a dentina exposta por meio de lixas de granulação 500. Dois tipos de solução desinfetante foram aplicados sobre a dentina recém-preparada: a clorexidine 2% (Bisco) e uma solução à base de iodeto de potássio e iodeto de cobre (ORA-5, Mc Henry Labs, TX, USA), por 20s, e secos em seguida com jatos de ar. Os sistemas adesivos (Syntac - Vivadent e Tenure - Den Mat) foram então aplicados, seguindo-se as especificações dos fabricantes. Após a inserção da resina composta Tetric (Vivadent) e termociclagem, as amostras foram testadas quanto à resistência ao cisalhamento em máquina Instron a uma velocidade de 5mm/min. Os resultados expressos em MPa foram: Controle Syntac ($14,3 \pm 2,0$); Clorexidine/Syntac ($8,1 \pm 4,9$); ORA-5/Syntac ($5,7 \pm 1,9$); Controle Tenure ($15 \pm 1,9$); Clorexidine/Tenure ($14,2 \pm 3,0$) e ORA-5/Tenure ($13,9 \pm 3,7$), indicando que houve diferença significativa apenas para o Syntac/desinfetantes, que pode ser explicada em razão desse sistema não remover a *smear layer*. Fraturas eminentemente adesivas foram observadas nessas condições. Para o grupo de Tenure, que age removendo completamente a *smear layer*, as

fraturas foram coesivas de resina e a resistência adesiva não foi afetada pela ação dos desinfetantes.

A difusão de monômeros de combinações de resina adesiva e resina composta, através da dentina, foi verificada por Gerzina & Hume³⁶, em 1996. Foram preparadas cavidades oclusais, em molares humanos extraídos, que foram restauradas com combinações de sistemas adesivos (Visar Seal-Den. Mat. e Scotchbond Multi Purpose-3M) e resinas compostas (Occlusin-GC e Z100-3M), ou com resinas compostas sem o sistema adesivo. As amostras aquosas da cavidade pulpar de cada dente foram removidas em intervalos de tempo determinados para análise por cromatografia e espectrometria. Os autores concluíram que a resina adesiva contribuiu para a difusão de monômeros. Quando ambos (adesivo e resina) continham TEGDMA, esse monômero teve sua difusão, através da dentina, aumentada e apressada. Em presença de HEMA, a difusão do TEGDMA teve discreta redução. As resinas adesivas contribuíram para a passagem de monômero para o espaço pulpar e não preveniram o movimento de monômero das resinas compostas para a polpa.

A resposta pulpar ao condicionamento ácido com ácido fosfórico a 10% foi avaliada por Gilpatrick et al³⁸, em 1996, em cavidades de classe V de Black, preparadas dentro dos limites da junção amelo-dentinária. Foram selecionados 24 pacientes com pré-molares indicados para extração por razões ortodônticas. O preparo foi realizado de forma circular, com

diâmetro de 2mm e profundidade de 0,5mm. O pré-molar superior de um dos lados recebeu o condicionamento ácido, sistema adesivo AllBond 2 (Bisco) e resina composta de micropartículas Silux (3M). O pré-molar superior do lado oposto recebeu uma proteção com cimento de ionômero de vidro forrador Vitrebond (3M), condicionamento ácido do esmalte, sistema adesivo e resina composta. Um pré-molar inferior íntegro foi utilizado como controle negativo, não recebendo qualquer tipo de tratamento. Após análise histopatológica dos dentes extraídos, os autores concluíram que não houve diferenças significantes na histopatologia pulpar entre os grupos, podendo o condicionamento ácido ser indicado com segurança, quando realizado dentro do limite amelo-dentinário.

Com o objetivo de estudar a biocompatibilidade de adesivos dentinários, Costa et al.²⁴, em 1997, utilizaram dois desses materiais, AllBond 2 (Bisco) e Scotchbond Multi-Purpose (3M), que foram implantados no tecido conjuntivo dorsal de vinte ratos. Decorridos os períodos de 7, 15, 30 e 60 dias, biópsias foram realizadas e os cortes corados com H.E. Como resultado, aos sete dias, os materiais promoveram intensa reação inflamatória, com predomínio de células mononucleares, moderada necrose de contato e degradação de fibras colágenas, sendo que o cone capsular formado na área principal de análise foi amplo. Com o decorrer dos períodos, houve uma tendência à regressão do quadro inicial, mas a presença intensa de macrófagos e células gigantes ocorreu em

alguns casos, até o último período de análise. Esses achados foram semelhantes para ambos os materiais e permitiram concluir que: os dois adesivos dentinários em teste foram irritantes iniciais severos ao tecido conjuntivo subcutâneo de rato e que esta ação regrediu com o decorrer dos períodos, possibilitando a conclusão de que ambos os materiais possuem biocompatibilidade aceitável dentro das condições e da metodologia usadas no presente trabalho.

2.3.2 Tratamentos físicos

LASER ou Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation é um processo pelo qual uma forma de energia é convertida em energia luminosa.

O desenvolvimento do laser teve seu início quando Albert Einstein formulou a teoria da emissão estimulada, em 1917. Ele observou que a estimulação de um átomo poderia fazer com que um ou mais elétrons mudassem de um nível mais baixo de energia (próximo ao núcleo) para um nível mais elevado (camadas externas). No entanto, esse processo é transitório e os elétrons retornam espontaneamente aos seus níveis energéticos iniciais em centésimos milionésimos de segundos. Esse retorno espontâneo do elétron gera a emissão de um *photon* (emissão espontânea de radiação). Einstein determinou que se um átomo no estado excitado colidir com um

photon de mesma energia, o retorno ao nível mais baixo de energia é acelerado e outro photon é liberado. Assim, dois photons de igual frequência e energia, viajando na mesma direção, num perfeito espaço temporal, determina a emissão estimulada de radiação.

Esse fenômeno de emissão de luz que é a base da irradiação laser, tem sido pesquisado desde então. Comprimentos de onda, frequências e espectro de cores são atualmente bem conhecidos e denotam características das mais diferentes formas de irradiação laser: laser de Rubi, CO₂, Neodímio, Argônio, Holmio, Erblio, Hélio-Neônio, entre outros*.

O laser de Neodímio começou a se firmar, como forma de tratamento dos tecidos duros do dente, ao se constatar que os efeitos pulparem por ele gerados eram bem menos agressivos que os efeitos gerados pelo laser de Rubi. Esta idéia foi suportada pelos estudos de Adrian & Washington², em 1977. Foram utilizados para o estudo oito dentes de dois macacos Rhesus que, após anestesia, tiveram a região de 2mm acima da margem gengival exposta ao laser (6,77 J/cm² e pulso de 7ms.) Após dois dias, os dentes foram extraídos e procedeu-se à remoção do terço apical, desmineralização, fixação em solução formol 48h e coloração com H.E. As respostas pulparem foram graduadas em níveis crescentes de alterações (0-3). Os autores concluíram que o nível de resposta zero observado com o laser

* PREMIER LASER SYSTEMS. Dental laser educations program. s.n.t. (Apostila)

de Neodímio o colocava como promissor no tratamento dos tecidos duros do dente.

Uma novidade em termos de pré-tratamento dentinário foi apresentada por Cooper et al.²³, em 1988, em um trabalho onde os autores avaliaram os efeitos da irradiação laser na resistência ao cisalhamento dos sistemas adesivos. Observaram os autores que a irradiação laser como, pré-tratamento dentinário, promoveu modificações morfológicas na dentina, com a formação de projeções fungiformes que obliteraram os túbulos. A resistência adesiva aumentou cerca de 300% em relação à dentina não tratada com o laser. Concluíram os autores que o aumento na resistência adesiva ocorreu devido a fatores mecânicos, porém mais estudos seriam necessários para se conhecerem os fatores químicos, a resposta pulpar, o tipo de irradiação ideal e o respectivo tempo de exposição.

Anic et al.³ avaliaram, em 1992, as mudanças estruturais geradas ao nível de esmalte e dentina, assim como alterações na temperatura da câmara pulpar, frente à aplicação do laser de CO₂. Molares humanos, extraídos e armazenados por no máximo um mês em solução de formaldeído 10%, sofreram preparos do tipo classe I, usando-se o laser de CO₂ (modelo 1060, Sharplan, Tel Aviv, Israel), com variações na potência (0.5, 1.0, 1.5, 2.0, 4.0 e 6.0 W) a tempos de 0.5, 10, 15, 20 e 30s. As pontas condutoras de energia possuíam diâmetros de 1 e 1.5mm. As variações de temperatura na

câmara pulpar foram avaliadas utilizando-se um termômetro digital (DT-2, EF-ZEMS, Zagreb) com sensibilidade para detectar variações de 0.1°C. A difração de Raios X foi utilizada para a detecção das mudanças na hidroxiapatita e a M.E.V., para observação dessas mudanças estruturais. Os autores concluíram que o esmalte se funde à temperatura próxima de 1000°C na área de interação com o laser (15s de aplicação com a ponta condutora de 1mm). As potências de 0.5 e 1W (onda contínua), ponta condutora de 1.5mm e 10s de exposição, vaporizaram e carbonizaram a dentina; sugerem ainda a necessidade de se usar menor potência e tempo para a dentina. Mudanças de 4°C na temperatura indicaram que não houve danos pulpares com a potência de 1W.

O efeito do laser de CO₂ na estrutura e permeabilidade da *smear layer* que cobre a dentina foi avaliado por Pashley et al.⁷⁰, em 1992, num estudo *in vitro*. Fatias de dentina de 0,3 a 0,6mm de espessura foram preparadas a partir de terceiros molares humanos não erupcionados e estocadas em salina isotônica contendo 0,2% de azida sódica como agente anti-microbiano a 4°C por menos de um mês. A *smear layer* gerada pelo corte das fatias foi removida com EDTA 0,5M em pH 7,4 seguida de lavagem com água por 30s. Uma nova *smear layer* foi então criada a partir de lixa de papel abrasivo 320 umedecida e por pressão digital. A permeabilidade foi mensurada através da condutância hidráulica por imersão das fatias em salina tampão-fosfato antes e depois da aplicação da

irradiação laser. Três diferentes níveis de energia foram usados: 11, 113 e 566 J/cm². Os resultados mostraram que a exposição à menor energia laser aumentou a permeabilidade dentinária, devido à perda parcial da *smear layer* superficial e *smear plugs*. O nível intermediário de energia também aumentou a permeabilidade da dentina pela formação de crateras, tornando a dentina mais delgada. A falta de uma película uniforme da superfície da cratera evidenciou uma superfície porosa e com comunicação com os túbulos dentinários subjacentes, também contribuindo para aumentar a permeabilidade com esse nível de energia. A energia mais elevada produziu uma completa vitrificação da superfície das crateras, selando os túbulos dentinários abaixo das mesmas. Contudo, houve também a remoção da *smear layer* num halo de 100µm de largura ao redor de cada cratera, aumentando a permeabilidade da dentina peri-cratera e, algumas vezes, reduzindo a permeabilidade da dentina dentro da cratera. Finalizando, os autores salientaram que o uso combinado da M.E.V. e mensurações de permeabilidade fornecem importantes informações complementares, que são essenciais à avaliação dos efeitos do laser na dentina.

Mohsen & Shabka⁵⁵, em 1993, partindo da premissa da influência negativa da aspereza superficial da dentina, na longevidade e resistência dos materiais restauradores adesivos, realizaram um estudo para verificar a textura da dentina após vários tipos de tratamentos. Foram

utilizados 60 dentes pré-molares humanos extraídos, livres de cáries e estocados em água destilada, sendo a dentina exposta por meio de lixas de granulação 600. Os agentes de tratamento utilizados foram: H_2O_2 , laser de CO_2 em duas densidades de energia (30 e 48 J/cm^2), associados ou não ao EDTA e ácido poliacrílico. A aspereza superficial da dentina após os tratamentos foi determinada por um perfilômetro. Os resultados revelaram que ambas as densidades de energia laser deixaram a dentina mais lisa, fato atribuído à possível fusão do tecido superficial com selamento dos túbulos dentinários, o que poderia levar a um maior umedecimento do substrato pelo adesivo e, conseqüentemente, a uma melhora na qualidade da adesão. A maior média de aspereza foi observada quando do uso do laser à 48 J/cm^2 de energia, seguido de ácido poliacrílico.

Uma nova modalidade de laser começou a ser apontada, na literatura, como promissora na substituição dos convencionais instrumentos rotatórios odontológicos: o Er:YAG laser (Erbyum). Para avaliar as mudanças de temperatura, morfológicas e de profundidade de corte, Paghiwala et al.⁶⁴ realizaram um estudo, em 1993. Os autores observaram diferenças significativas de todas as variáveis acima mencionadas, de acordo com os níveis de energia e tempo de exposição. Observaram, também, que um fluxo de água durante a exposição ao laser, pode reduzir consideravelmente a temperatura e as mudanças estruturais.

Em 1993, White et al.¹¹⁵ realizaram um estudo para determinar a modificação física inicial da dentina, induzida pela aplicação do Neodímio e Holmio YAG lasers. Para tanto, foram utilizadas secções médias oclusais de terceiros molares humanos, preparadas com lixas de variadas granulações. A *smear layer* criada foi então removida, utilizando-se EDTA 0,5M por 2min. Sobre essa superfície, foram aplicados os diferentes lasers em diferentes comprimentos de onda: 1.06 μ m e 1.32 μ m para o Nd:YAG e 2.10 μ m para o Ho:YAG. A potência (W) e a energia por pulso (mJ/p) foram aumentadas para cada comprimento de onda, até que ocorressem as modificações físicas. Tais modificações ocorreram a 207, 165 e 83 J/cm² para os comprimentos de onda 1.06, 1.32 e 2.10 μ m, respectivamente. Concluíram os autores que, para todos os comprimentos de onda testados, as modificações físicas ocorreram com densidades de energia relativamente baixas, mostrando-se promissores na modificação superficial do tecido dentinário, na busca de uma melhora na longevidade da adesão.

White et al.¹¹⁴, em 1993, baseados em estudos laboratoriais prévios, que empregavam a tecnologia laser, realizaram um estudo *in vivo*. A partir do diagnóstico clínico e radiográfico de lesões de cárie envolvendo o esmalte (primeiro grau) ou esmalte/dentina (segundo grau), os pesquisadores empregaram o Nd:YAG laser para a remoção dessas cáries (com pulsos de 150 μ s e uma fibra de 320 μ m de diâmetro

fabricado por American Dental Laser by Sunrise Technologies, potência de 1W , energia de 100mJ/pulso e frequência de 10Hz), seguido de restauração e acompanhamento por 3 anos para avaliação da resposta pulpar. Todos os dentes tratados permaneceram com vitalidade e assintomáticos e as restaurações clinicamente aceitáveis. Apesar do sucesso do tratamento, os autores consideraram que muitas pesquisas ainda devem ser realizadas, tanto clínicas quanto laboratoriais, para estabelecimento das reais possibilidades do uso do laser em substituição aos métodos convencionais.

A possível substituição dos instrumentos rotatórios convencionais para corte dos tecidos mineralizados dos dentes pelos lasers também foi avaliada por Wigdor et al.¹¹⁷, em 1993. Utilizando dentes humanos extraídos para os testes *in vitro* e dentes de cães para os testes *in vivo*, os autores compararam as mudanças induzidas nos tecidos dentinário e pulpar, frente à aplicação dos lasers de CO₂, Nd: YAG ou Er: YAG, ou ainda instrumento rotatório em baixa velocidade (10.000 rpm) com brocas carbide como grupo controle. A energia, potência, frequência e tempo de aplicação, variaram para cada tipo de laser empregado. Os autores concluíram que o Er: YAG laser, nas condições experimentais, produziu menos alterações pulpares que os lasers de CO₂ e Nd: YAG, propiciando resultados similares aos instrumentos rotatórios, quanto à resposta pulpar, além de estimular a formação de dentina reparadora, sugerindo uma modalidade de laser com

propriedades para substituir os instrumentos convencionais no corte dos tecidos duros.

Um estudo comparativo entre as várias modalidades de energia laser foi realizado por Cernavin¹⁵, em 1994. Foram comparadas as ações dos lasers de Nd:YAG (3,300 mJ/cm² de densidade de energia) e Ho:YAG (650 mJ/cm²) no esmalte e dentina, e do Er:YAG (950 mJ/cm²) em esmalte. O Ho:YAG laser promoveu uma limpeza da dentina com menor fusão do tecido ao redor da área atingida pelo laser do que a promovida pelo Nd:YAG. Ambos mostraram fusão considerável do esmalte. O esmalte não mostrou evidências de fusão quando da ação do Er:YAG. O autor concluiu que o Ho:YAG pode ser promissor para uso em dentina, com menores danos ao tecido que o Nd:YAG.

Considerando o efeito positivo da microabrasão das superfícies internas de peças metálicas na resistência adesiva, Los & Barkmeier⁴⁶, em 1994, avaliaram a influência desse tratamento quando aplicado sobre tecido dentinário. As superfícies de 180 molares humanos extraídos foram preparadas com lixa 600 e tratadas ou não com abrasão de óxido de alumínio ou hidroxiapatita, seguido do tratamento convencional indicado pelos fabricantes de 6 diferentes sistemas adesivos: All Bond 2 (Bisco, Inc, Itasca), Prisma Universal Bond 3 (L.D. Caulk, Milford), Scotchbond Multi-Purpose (3M Dental Products, St Paul, MN), Tenure Solution (Den Mat. Corp., Santa Maria, CA), Amalgambond Plus (Parkell,

Bio-Materials Division, Farmingdale, NY) e Mirage Adhesive by Choice-ABC (Chameleon Dental, Kansas City, KS). A M.E.V. revelou que o tratamento dentinário convencional de todos os sistemas com exceção do Prisma Universal Bond 3, foi eficiente na remoção da *smear layer*; a microabrasão, tanto com óxido de alumínio como com hidroxiapatita, não removeu a *smear layer*, porém produziu irregularidade superficial. Após os testes de resistência, os autores observaram que a microabrasão não foi efetiva no aumento da resistência adesiva, porém com melhores resultados para o óxido de alumínio quando comparado à hidroxiapatita, embora essa diferença não tenha sido estatisticamente significativa. Além disso, a microabrasão com óxido de alumínio produziu maior percentual de fraturas coesivas da dentina em relação aos demais tratamentos.

Em 1994, White et al.¹¹³ conduziram um estudo para verificar a temperatura intrapulpar durante a exposição da dentina à irradiação do Nd:YAG laser. Dentes humanos foram extraídos e devidamente preparados internamente pela remoção da polpa e da *smear layer* e externamente com solução de EDTA 0,5M. Uma área de 2mm² de dentina foi exposta a pulsos do Nd:YAG laser por meio de uma fibra óptica. A potência variou de 0,3 a 3,0W com frequências de 10 e 20Hz. As mudanças de temperatura foram comparadas ao preparo convencional, usando peças de mão e alta rotação. Os resultados mostraram que a temperatura intrapulpar aumenta em função da potência, frequência e tempo do laser e diminui

em função do remanescente dentinário (0,2 a 2,0mm). Os autores concluíram que o uso do Nd:YAG laser, com tempo, potência e frequência adaptados à espessura do remanescente dentinário, não causaram desvitalização do dente, pelo aumento não significativo da temperatura intrapulpar.

Anic et al.⁴ realizaram, em 1996, um estudo *in vitro* para avaliar as mudanças de temperatura da câmara pulpar associadas à polimerização de resinas compostas com laser Argônio. Preparos tipo classe I de Black padronizados foram confeccionados manualmente em terceiros molares humanos extraídos. O assoalho de um grupo de vinte dentes foi coberto com cimento fosfato de zinco. Todas as cavidades foram preenchidas com resina composta e polimerizadas com o laser Argônio. Os resultados mostraram diferenças significativas na temperatura do teto da cavidade entre os espécimes que receberam o forramento com fosfato de zinco (2,2°C) e os que não receberam o forramento (3,1°C). Comparativamente, o pico de temperatura da resina composta, imediatamente após o uso do laser, foi de 13,8°C, enquanto que a polimerização com luz convencional foi de 21,4°C. Aliado às observações na literatura de que o laser Argônio poderia melhorar as propriedades físicas das resinas compostas e reduzir o tempo de polimerização, gerando menores variações térmicas na câmara pulpar, os autores concluíram que o laser Argônio é promissor na substituição da luz convencional.

Kinney et al.⁴⁵, em 1996, realizaram um estudo para verificar a capacidade dos lasers Nd:YAG e Ho:YAG de produzirem mudanças morfológicas na dentina, a ponto de criarem uma camada resistente à desmineralização por ácido gel. O Nd:YAG produziu uma significativa recristalização da apatita, com formação de β -tricálcio fosfato. Esta nova camada mostrou resistência à desmineralização, porém não promoveu proteção à dentina subjacente, sendo que a desmineralização ocorreu como na superfície não tratada com laser. O Ho:YAG não mostrou recristalização significativa e também não houve formação da camada resistente à desmineralização. Os autores acreditam que essa camada de recristalização resistente à desmineralização possa ser criada através de novos estudos com diferentes lasers, comprimentos de onda, pulsos, densidades de energia, constituindo-se em modalidades promissoras no tratamento dentinário, com vistas à resistência a cáries e resistência adesiva.

A possibilidade da eliminação da etapa de condicionamento ácido dentinário previamente aos procedimentos adesivos foi avaliada por Visuri et al.¹⁰⁸, em 1996. Segundo os autores, o Er:YAG laser poderia promover uma superfície física e quimicamente mais receptiva aos procedimentos adesivos. Foram comparados no estudo os preparos com laser, com laser e condicionamento ácido, somente preparo com broca e o preparo com broca e condicionamento ácido. O adesivo utilizado foi o ProBond

(Dentsply). Os resultados evidenciaram uma superioridade significativa em termos de resistência adesiva, quando somente se utilizou o laser ($12,9 \pm 7,3\text{MPa}$), seguindo-se o preparo somente com broca ($8,1 \pm 4,1\text{MPa}$), broca e condicionamento ácido ($7,3 \pm 4,3\text{MPa}$) e laser com condicionamento ácido ($7,1 \pm 5\text{MPa}$).

2.4 Testes de resistência adesiva

A era adesiva na Odontologia teve início a partir do desenvolvimento de um método bastante simples, que proporcionou o aumento da adesão dos materiais acrílicos à superfície do esmalte. Este método foi descrito por Buonocore¹¹, em 1955, e baseou-se na aplicação de dois tipos de soluções ácidas sobre a superfície do esmalte (o ácido oxálico fosfomolibdico e o ácido fosfórico 85%, *in vitro* e *in vivo*), na tentativa de promover uma alteração dessa superfície, tornando-a mais reativa. Os resultados mostraram uma significativa melhora na resistência e longevidade da adesão, principalmente com o ácido fosfórico 85%. Conclui o autor que esse resultado positivo provavelmente se deu graças ao aumento da área de superfície pela exposição ao ácido, à exposição de uma superfície mais reativa, e, ainda, pela provável adesão química gerada pela adsorção de grupos fosfato altamente polares.

Procurando desenvolver sistemas adesivos que também proporcionassem adesão à dentina, as pesquisas se intensificaram.

Fusayama et al.³², em 1979, introduziram uma nova metodologia para avaliar a resistência adesiva. Um novo sistema adesivo foi empregado (Clearfil Bond System - F - Kuraray Co.) sobre o esmalte (condicionado e não condicionado), sobre a dentina (condicionada e não condicionada) e sobre dentina cariada (não condicionada), em comparação ao Adaptic Total System (Johnson & Johnson Co.), Concise Enamel Bond (3M Co.) e Palakan (Kulzer Co.). As superfícies vestibulares de incisivos e oclusais de molares foram desgastadas, condicionadas ou não, recebendo em seguida os sistemas adesivos e respectivas resinas compostas, aplicadas através de uma matriz de 5mm de diâmetro, contendo uma alça que possibilitaria a ligação com a máquina de tração. Concluíram: a) que o novo sistema adesivo foi superior aos demais e ofereceu maior resistência adesiva; b) que o condicionamento ácido de esmalte e dentina aumentou significativamente a resistência adesiva em ambos os tecidos e; c) que o sistema mostrou forte adesão a todos os substratos.

Na tentativa de preservar dentina sadia e melhor resolver os casos de erosão cervical e cáries de raiz, Bowen et al.⁹, em 1982, desenvolveram um método para aumentar a resistência adesiva. O oxalato férrico foi utilizado sobre a dentina para proporcionar a dissolução de cristais de fosfato de

cálcio, formando, em seguida, precipitados insolúveis, que se solidificariam na malha colágena cobertos por uma dissolução da apatita na superfície dentinária. Formam-se então microporos fisicamente rígidos e quimicamente receptivos a agentes de ligação e resinas compostas, a partir da aplicação de um *primer* à base de NPG-GMA (N-fenilglicina e glicidil metacrilato) ou NTG-GMA [N(p-tolil)glicina e glicidil metacrilato)], dissolvidos em acetona. Os adesivos utilizados foram o PMDM, produto da reação do ácido pirometílico dianidro e 2-hidroxietil metacrilato, e o 4-META (4-metacriloxietil trimelitato anidro). Os autores conseguiram, com o método, aumentar significativamente a adesão à dentina *in vitro*, com os melhores resultados atingindo 13,1 MPa e algumas fraturas coesivas em dentina. Concluíram que ainda são necessários estudos clínicos para a comprovação da eficácia do método.

Aboush & Jenkins¹, em 1984, investigaram a influência de diferentes tipos de dentes e superfícies dentárias na resistência adesiva de diferentes lotes de cimento de ionômero de vidro Chem Fil (A.D. International). Superfícies dentinárias vestibulares e oclusais de molares e pré-molares e vestibulares de incisivos foram expostas através de lixas de papel de granulação 600, onde, após condicionamento, foi aplicado o cimento de ionômero de vidro. Após armazenamento em água 37°C por 24 horas, as amostras foram testadas quanto à resistência adesiva. A dentina oclusal de molares que recebeu o ionômero do lote AA/AB(81/07) apresentou

resistência de 5,6 MPa e a do lote BJ(82/10), 4,4 MPa, diferença esta considerada significativa ($p < 0,001$). A resistência da dentina vestibular de incisivos (6,6 MPa) foi significativamente maior ($p < 0,001$) do que a vestibular dos pré-molares (2,6 MPa) e molares (3,0 MPa). A resistência adesiva da superfície dentinária vestibular de pré e molares foi significativamente menor ($p < 0,001$) do que a oclusal dos mesmos dentes.

Devido ao acelerado desenvolvimento e à comercialização de novos sistemas adesivos, Retief et al.⁸⁰, em 1986, realizaram um estudo para avaliar a resistência adesiva de quatro diferentes agentes adesivos, sob variados tratamentos da dentina. Os sistemas avaliados foram: a) Scotchbond (3M Dental Products) em dentina não tratada; b) condicionada com ácido fosfórico e c) condicionada com ácido cítrico associado à Resina P10 (3M Dental Products); d) Dentin Bonding Agent/ Adaptic (Johnson & Johnson Dental products Company); e) Creation Bonding System, em dentina tratada com Dent-Mat.Cavity Cleanser/Spectrabond; f) Dentin-Adhesit System (Vivadent Schaan, Liechtenstein), em dentina tratada com Vivadent Conditioner/Isopast. Foram utilizados dentes incisivos humanos extraídos, livres de cáries, estocados em álcool etílico 70%. A dentina da face vestibular foi exposta por meio de lixas até a granulação 600, recebendo em seguida o tratamento adesivo e resina composta. Submetidos a tensões de tração, os maiores valores foram encontrados para o Dentin Bonding Agent, sem pré-tratamento da dentina (3,01 MPa),

significativamente mais elevados que os outros. Concluíram os autores que a aplicação clínica poderia fornecer resultados imprevisíveis, havendo necessidade urgente de uma padronização para os testes *in vitro*.

Em 1987, Retief⁷⁹, considerando a microinfiltração como a principal causa da deterioração das restaurações, influenciando sobremaneira a longevidade das mesmas, fez uma avaliação da evolução dos agentes adesivos quanto à capacidade de redução da microinfiltração, correlacionada à resistência adesiva. Concluiu o autor que a primeira geração de adesivos, que inclui o ácido glicerofosfórico dimetacrilato, cianoacrilatos, poliuretanos e a N-fenilglicina e glicidil metacrilato (NPG-GMA), apresenta baixos valores de resistência adesiva (2-3 MPa), propiciando fraco vedamento marginal. A segunda geração de adesivos, que inclui o Scotchbond (3M Dental Products Div.), Dentin Bonding Agent (J&J Dental Products Div.), Creation Bonding Agent (Dent-Mat Corp.) e Dentin-Adhesit (Vivadent), apresenta maiores valores de resistência adesiva (4,4 a 6,2MPa), porém ainda insuficientes para a retenção das restaurações sem retenções adicionais, oferecendo possibilidade para a microinfiltração. Já a terceira geração de adesivos, que inclui o GLUMA (glutaraldeído-hidroxietil metacrilato), o NTG-GMA (N(p-tolil) glicina e glicidil metacrilato), o PMDM (anidrido pirometílico e 2hidroxietil metacrilato), o 4-META (4-metacriloxietil trimelitato anidrido), o MMA TBB (metilmetacrilato e tri-n-butil burano) e o PMMA

(polimetil metacrilato), apresenta valores de resistência adesiva bem mais elevados que as gerações anteriores, conseqüentemente diminuindo a microinfiltração, porém, ainda, necessitando aprimoramento.

Analisando os fatores que poderiam comprometer a adesão e possibilitar a microinfiltração, Retief et al.⁸¹, em 1988, avaliaram, *in vitro*, modificações na metodologia relacionada ao preparo cavitário e uso dos agentes adesivos, de forma a reduzir a contração de polimerização e o coeficiente de expansão térmica, e aumentar a resistência adesiva. Vários sistemas adesivos foram aplicados em cavidades preparadas com diferentes profundidades e extensão do ângulo cavo superficial. Foram realizados testes de microinfiltração e resistência adesiva, variando-se o tempo de armazenamento e condições de ciclagem térmica. Concluíram os autores que o aumento da cavidade não influenciou a formação dos *gaps* marginais; a aplicação do adesivo em duas fases reduziu em 25% a formação do *gap*; o aumento do cavo superficial reduziu significativamente a formação do *gap*; a resistência adesiva dos sistemas testados (Clearfil - Kararay; Scotchbond-3M Dental Products; Bowen Sistem; Superbond-Sun Medical; Gluma-Bayer) é baixa e insuficiente para impedir a microinfiltração e o deslocamento das restaurações, quando realizados preparos sem retenções adicionais; se a microinfiltração está presente na simulação *in vitro*, certamente ocorre nas condições orais; não há possibilidade de comparação dos resultados obtidos, em

virtude da imensa variação da metodologia empregada nos estudos.

A proposta do estudo realizado por Saunders⁸⁶, em 1988, foi a de comparar a resistência adesiva de quatro sistemas de adesão à dentina (Scotchbond-3M; Topaz-Davis; GLUMA-Bayer; 3M Experimental), utilizando dois tipos de substrato dentinário: a dentina humana e a bovina. Houve diferenças significativas entre a eficácia dos sistemas adesivos em cada substrato, porém não houve diferenças significativas na resistência adesiva entre os dois tipos de substrato. Os autores concluíram que a dentina bovina deva ser considerada como substituto da dentina humana, para os estudos laboratoriais.

A influência da idade da amostra e condições de estocagem foi verificada por Cooley & Dodge²², em 1989, que realizaram um estudo com a finalidade de comparar a habilidade de três sistemas adesivos (Gluma - Bayer AG; Scotchbond 2 - 3M Dental Products e Tenure - Dent-Mat Corp.) em promover adesão, em dentes recentemente extraídos, estocados em solução salina durante cinco dias e dentes estocados em formalina 10%, por vários anos. Após o devido armazenamento, a dentina foi exposta por lixa d'água 600, recebendo, em seguida, os tratamentos adesivos e resinas compostas, sendo testados, quanto ao cisalhamento, em máquina Instron Universal, a uma velocidade de 0,5mm/min. O Gluma apresentou os menores valores de resistência adesiva,

seguido do Tenure e do Scotchbond 2. Não ocorreram diferenças, estatisticamente significantes, na resistência adesiva entre as idades das amostras e a condição de estocagem para o Gluma e Tenure, porém, a resistência adesiva do Scotchbond 2 sofreu redução significativa, quando estocado em solução salina por cinco dias.

Procurando determinar uma metodologia para os estudos laboratoriais que pudesse trazer maior confiabilidade aos resultados obtidos, Öilo & Olsson⁶¹, em 1990, através de dois tipos distintos de aparatos técnicos para os testes, dois tipos de substrato (dentina vestibular ou oclusal) e dois tipos de condições de estocagem (24 h em água a 37°C ou termociclagem), compararam a resistência adesiva de quatro sistemas de adesão: Gluma Dentin Bond (Bayer Dental), Scotchbond Dual e Scotchbond 2 (3M Dental Products) e Tenure (Dent-Mat Corp.). Os resultados permitiram aos autores concluir que: a) o método de teste empregado influenciou nos resultados; b) a termociclagem reduziu a resistência adesiva de todos os sistemas utilizados, com exceção do Gluma; c) a superfície vestibular mostrou valores de resistência adesiva mais elevados (de 20 a 50%) que a superfície oclusal.

Ainda em 1990, Chappell et al.¹⁹ realizaram um estudo para avaliar a resistência ao cisalhamento de quatro sistemas adesivos dentinários, observando o tipo de fratura em microscopia eletrônica de varredura. Para o estudo, foram utilizados terceiros molares humanos não irrompidos, estocados

em solução salina. Após a exposição da dentina, os seguintes sistemas adesivos foram aplicados: Gluma (Columbus Dent.), Dentin Adhesit (Vivadent Inc.), Scotchbond 2 (3M Dental Products) e Tenure (Dent-Mat. Corp). Foram estocados por 72 h em solução salina a 37°C e submetidos aos testes de cisalhamento, em máquina Instron Universal, com velocidade de 0,5mm/min. A avaliação microscópica revelou fraturas adesivas para o Gluma, Dentin Adhesit e Tenure e fraturas coesivas e mistas para o Scotchbond 2. Concluíram os autores que o único sistema capaz de resistir às forças de contração tridimensionais, que atingem 20,5 MPa em média, foi o Scotchbond 2, cuja resistência adesiva foi em média 22,9 MPa.

Investigando os efeitos do tempo de estocagem e termociclagem na resistência adesiva de adesivos dentinários, Carracho et al.¹⁴, em 1991, realizaram um estudo *in vitro* com três sistemas disponíveis no mercado: Mirage Bond (Chameleon Dental Products), Scotchbond 2 e Scotchbond Dual Cure (3M Dental Products). Após o desgaste do esmalte oclusal, com pontas diamantadas, e da exposição dentinária, uma *smear layer* foi criada com lixa d'água de granulação 320, seguida da aplicação dos sistemas adesivos e resinas compostas, através de uma matriz padronizada de 3,3mm de diâmetro. Incubados a 37°C, em solução salina, por 60-72h e um mês, metade das amostras foi termociclada e submetida aos testes de resistência ao cisalhamento em máquina Instron, com velocidade 0,5mm/min. A outra metade das amostras não

foi termociclada. Os melhores resultados foram obtidos com o Mirage Bond, seguido do Scotchbond 2 e do Scotchbond Dual Cure. A termociclagem afetou significativamente a resistência adesiva do Scotchbond 2 e Dual, porém não afetou a resistência adesiva do Mirage Bond e o tempo de estocagem não afetou a resistência adesiva do Scotchbond 2 e Dual, mas aumentou a resistência adesiva do Mirage Bond. Concluíram os autores que, provavelmente, os menores valores de resistência adesiva pela termociclagem para o Scotchbond 2 e Dual tenha se dado pela solubilização da *smear layer*, não removida por esses dois sistemas. Já o Mirage Bond teve sua resistência aumentada pelo tempo e pela ciclagem, provavelmente devido a um melhor preparo da superfície dentinária e à absorção de água, que poderá ter compensado a contração de polimerização.

Charlton & Moore²⁰, em 1991, avaliaram o efeito da idade das amostras na resistência adesiva de dois agentes de união à dentina: O Imperva-Bond (Shofu Dental Corp.) e o Prisma Universal Bond 3 (Caulk-Dentsply). As falhas foram observadas em microscopia óptica e classificadas como adesivas, coesivas em resina, coesivas em dentina e mistas. Foram preparados quarenta discos de dentina, embutidos em resina autopolimerizável, que sofreram a ação de lixas d'água de granulação 400 e 600 e aplicação dos sistemas adesivos. Metade dos corpos de prova foi testada 5 min após a confecção, e, a restante, termociclada e testada duas semanas depois. A

resistência adesiva foi significativamente maior para o Imperva-Bond, em ambos os períodos; ambos os agentes mostraram melhores resultados em duas semanas; o Imperva-Bond, em duas semanas, exibiu resultados que se aproximaram dos resultados obtidos com adesão em esmalte (17,73 MPa).

Para comparar a resistência ao cisalhamento de cinco adesivos de terceira geração, Dickinson et al.²⁷, em 1991, realizaram uma investigação utilizando 150 dentes humanos, conservados em etanol a 70%. Após secção radicular e exposição dentinária com lixa d'água de granulação 240 e 600, foram formados cinco grupos de 15 dentes cada, aos quais foram aplicados os sistemas adesivos: Prisma Universal Bond 2 (LD Caulk Co. Dentsply International), Mirage Bond (Chameleon Dental Products), XR Bonding System (Kerr/Sybron), All Bond (Bisco) e All Bond, com condicionamento total com ácido fosfórico 10%. Quinze minutos ou 24 h após a inserção da resina composta Herculite XR (Kerr/Sybron) em cilindro padronizado, os corpos foram testados quanto à resistência ao cisalhamento em máquina Tinius-Olsen Testing (Tinius-Olsen Testing Machine Co.), a uma velocidade de 0,02 inch/min. Para 15 min de armazenamento, o All-Bond apresentou os melhores resultados (= 14MPa) e, para 24 h, o XR Bonding System (= 18MPa). Concluíram os autores que os sistemas testados exibiram melhores resultados que os sistemas de segunda geração.

Em 1991, Eick et al.²⁸ realizaram uma investigação para avaliar os sistemas adesivos quanto à resistência ao cisalhamento, estabelecendo, a partir dos valores obtidos, uma nova forma de classificação desses sistemas. Os sistemas que apresentaram resistência adesiva entre 5 e 7 MPa foram classificados como Categoria I. A Categoria II compreendeu os sistemas cuja resistência adesiva ficou entre 8 e 14 MPa e a Categoria III, aos que atingiram até 20 MPa. O estudo foi dividido em três partes. Neste, que representa a primeira parte, foram analisados os sistemas incluídos na Categoria I: o Scotchbond (3M Dental Products), o Dentin Adhesit (Vivadent) e o Gluma (Miles Inc.). Frente à avaliação em microscopia eletrônica de varredura e de transmissão, os sistemas em questão apresentaram pobre umedecimento e penetração nos túbulos dentinários, razões estas que poderiam explicar a baixa resistência adesiva desses agentes, segundo os autores.

O desempenho de um sistema de iniciação de polimerização na interface com a dentina foi avaliado por Imai et al.⁴², em 1991. O íon ferro foi usado para promover a polimerização inicial na interface do sistema MMA/TBBO (metil metacrilato/tri-n-butilburano oxidizado) com a dentina. Comparado à iniciação química convencional e à foto-iniciação, o novo sistema foi eficaz na iniciação da polimerização interfacial, gerando maior resistência adesiva e reduzindo a formação dos *gaps* marginais, pela contração de polimerização

da resina restauradora. Concluíram os autores que os fatores iniciadores aumentam a afinidade dos adesivos com a dentina.

Complementando o trabalho realizado em 1991 com adesivos da Categoria I, Eick et al.²⁹ analisaram, em 1992, os adesivos incluídos na Categoria II, que representam aqueles cuja resistência ao cisalhamento fica ao redor de 8-14 MPa. Os autores fizeram uma análise comparativa entre a capacidade de umedecimento e penetração dos sistemas adesivos e a eficácia na adesão. Para tanto, utilizaram tratamentos experimentais com oxalatos de ferro e alumínio, além dos sistemas Tenure (Dent-Mat Corp.) e Mirage Bond (Chameleon Dental). A análise em microscopia eletrônica de varredura e de transmissão permitiu aos autores concluir que o aumento na resistência adesiva dos adesivos da Categoria II, em relação à Categoria I, deu-se, provavelmente, devido ao aumento da capacidade de umedecimento e penetração dos novos sistemas.

Propondo-se a estudar a significância de variáveis associadas aos testes de resistência adesiva, a fim de se obterem resultados mais precisos, por uma metodologia padronizada, Fowler et al.³¹, em 1992, avaliaram: testes de tração x testes de cisalhamento, aparatologia técnica, facilidade de trabalho e precisão; dentes humanos x dentes bovinos. As amostras foram estocadas em formol 10%, sendo testados esmalte e dentina da superfície oclusal de molares humanos e superfície vestibular de incisivos bovinos. Foram aplicados a estas superfícies o Scotchbond 2 (3M Dental Products) e os

cimentos de ionômero de vidro Ketac-Fil (ESPE-Premier) e Vitrebond (3M Dental Products). As fraturas foram observadas em microscopia óptica. Concluíram os autores, através dos resultados obtidos, que nenhuma variável apresentou diferenças estatisticamente significantes. Porém, o teste de cisalhamento se apresentou como método mais eficazmente controlado e de maior facilidade técnica, em comparação com o teste de tração, onde o posicionamento e alinhamento dos espécimes são muito dificultados. Foi notada uma variação no tipo de fratura (adesiva, coesiva ou mista) entre os testes de tração e cisalhamento.

Com a proposta de avaliar o efeito da variável umidade na resistência adesiva, Kanca III⁴⁴, em 1992, realizou um trabalho utilizando duas versões do sistema All-Bond: uma com ácido fosfórico 37% e a outra com ácido fosfórico 10%. Sessenta dentes humanos foram estocados em água destilada 4°C, por duas semanas, embutidos e preparados com lixa de granulação 320, para a exposição dentinária. Seis grupos foram obtidos, variando-se a concentração do ácido, o tempo de aplicação e a secagem da dentina. Os resultados mostraram que a dentina úmida exibiu resultados significativamente maiores quanto à resistência adesiva do que a dentina seca. Sugere o autor que são necessários mais estudos, inclusive microscópicos, para esclarecimento dos mecanismos que levaram a esses resultados.

As variações na resistência adesiva, em função da profundidade dentinária, levaram McCabe & Rusby⁵⁰, em 1992, à elaboração de um estudo em que foram avaliados quatro diferentes sistemas adesivos: Tenure (Dent-Mat Corp.), Tripton (ICI), Gluma (Bayer) e Scotchbond 2 (3M Dental Products), nas profundidades de 0; 0,5; 1,0 e 1,5mm, em dentina. Após extração, os dentes foram conservados, durante uma semana em solução formol salina 10% e, de quatro a oito semanas, em água destilada em refrigerador, onde tiveram a dentina da superfície oclusal exposta por meio de lixa de granulação 180. Em seqüência, os sistemas adesivos foram aplicados e um cilindro de 5mm de diâmetro foi usado para a inserção da resina composta. Estocados a 37°C, com umidade relativa 100%, por sete dias, os corpos foram, então, testados quanto à resistência adesiva em máquina Instron, a uma velocidade de 1mm/min. Os resultados mostraram haver diferenças significantes na resistência adesiva para todos os produtos, na dentina superficial e profunda. Na dentina superficial, os produtos apresentaram resistência adesiva, em MPa, na seguinte ordem: Tenure (10,4), Tripton (8,1), Sctochbond 2 (5,0) e Gluma (4,6). Em dentina profunda: Tenure (3,2), Gluma (2,8), Tripton (2,3), Scotchbond2 (2,2). Concluíram os autores que a adesão à dentina profunda é bem mais difícil de ser conseguida e, que, embora a composição dos materiais seja diferente, o mecanismo de adesão pode ser comum entre os quatro sistemas testados.

Considerando a adesão como a meta das pesquisas odontológicas das últimas décadas, Barkmeier & Cooley⁵, em 1992, fizeram um balanço da evolução dos sistemas adesivos para esmalte e dentina. No estudo, os autores observaram a importância dos testes laboratoriais de resistência adesiva e microinfiltração, no sentido de preverem o comportamento clínico desses sistemas, principalmente enquanto o tempo de acompanhamento clínico não foi suficiente para fornecer dados concretos. Concluíram os autores que os sistemas adesivos têm evolução muito rápida, daí a necessidade dos testes laboratoriais. Segundo os dados da revisão, os valores de resistência adesiva para a dentina têm ultrapassado os valores para o esmalte, gerando a possibilidade de restaurações cada vez mais conservadoras. Porém, os estudos clínicos são essenciais para o acompanhamento a longo prazo.

Tentando estabelecer uma correlação entre a resistência adesiva e o grau de penetração dos agentes adesivos nos túbulos dentinários, Mello et al.⁵², em 1992, realizaram um trabalho avaliando, mecânica e microscopicamente, diversas associações adesivo-resina composta. Cento e quarenta dentes humanos íntegros, fixados em formol 10%, tiveram o esmalte médio e cervical desgastado, sem caixas ou qualquer tipo de retenção. Cilindros de 2mm de diâmetro/10mm de comprimento, de resina composta, foram fixados através de adesivos: Bondlite (Kerr), ARMD (J&J),

Scotchbond 2 (3M), Prisma Bond 2 (Caulk) e Gluma (Columbus Dental). As resinas compostas usadas foram: P50 (3M), Herculite (Kerr), Adaptic II P (J&J) e Prisma APH (Caulk). Os resultados mostraram uma grande variação na resistência adesiva entre as associações realizadas. A maior resistência ocorreu na associação ARMD-Herculite e, a menor, na associação Gluma- Herculite. A avaliação microscópica não mostrou correlação entre o grau de penetração do adesivo nos túbulos dentinários e a resistência adesiva.

Perinka et al.⁷⁶, em 1992, analisaram a relação entre a resistência adesiva e três características dentinárias: espessura, concentração de cálcio e dureza da dentina remanescente. Foram utilizados 62 dentes bovinos, onde a dentina vestibular foi exposta pela ação de lixa de granulação 600. A área para tratamento adesivo foi demarcada com uma fita com perfuração padronizada de 5,5mm de diâmetro. No grupo 1, foi realizado o condicionamento com ácido fosfórico 37%, seguido da aplicação do Clearfil New Bond/Clearfil FII (Kuraray Co.). O mesmo procedimento foi utilizado para o grupo 2, porém o sistema empregado foi o Clearfil Photo Bond/Photo Clearfil (Kuraray Co.). Para o grupo 3, foram empregados o Scotchprep para o tratamento da dentina, seguido da aplicação do Scotchbond 2/Silux (3M Dental Products). Para o grupo 4, foi utilizada como condicionador a solução 10-20 (ácido cítrico 10% e cloreto de cálcio 20%), seguida da aplicação de um sistema experimental, composto de 3% NMSA (ácido N-metacrilóil 5

amino-salicílico em etanol), Clearfil Photo Bond/Photo Clearfil Bright. Os resultados mostraram correlação entre a resistência adesiva e as três características dentinárias para três dos quatro sistemas empregados: concentração de cálcio para os grupos 1 e 2; espessura para os grupos 2 e 4 e dureza para o grupo 4. Contudo, parece não haver correlação entre a concentração de cálcio e a espessura da dentina. Acreditaram os autores que o papel mais importante, na determinação de uma forte adesão, estaria na qualidade das fibras colágenas.

Triolo Junior. & Swift Junior¹⁰³, em 1992, avaliaram a resistência ao cisalhamento de dez sistemas de adesivos dentinários considerados de terceira geração. Foram avaliados: All-Bond (Bisco), Amalgambond (Parkell), Clearfil Photo Bond (Kuraray), Gluma (Bayer/Miles Dental), Prisma Universal Bond 3 (Caulk-Dentsply), Power Bond (Cosmedent), Scotchbond 2 (3M Dental Products), Tenure (Dent-Mat) XR Bonding System (Kerr) e um controle de segunda geração, o Scotchbond Dual Cure(3M Dental Products). Todos esses sistemas apresentaram resistência adesiva mais elevada que o controle. O Amalgambond e o All-Bond apresentaram os maiores valores de resistência adesiva (23,3 e 19,3 MPa respectivamente), seguidos do Clearfil e Prisma (= 13 MPa) e do Gluma, Power Bond, Scotchbond 2, Tenure e XR-Bonding System (com média abaixo de 8MPa). As falhas foram coesivas para os adesivos com maior resistência, mistas para os intermediários e adesivas para os demais. Concluíram os

autores que a resistência adesiva está diretamente relacionada à capacidade de penetração dos agentes de união.

Davidson et al.²⁵, em 1993, realizaram um estudo para comparar, *in vitro*, a resistência ao cisalhamento de uma série de sistemas adesivos com formulações essencialmente diferentes, incluindo ionômeros vítreos, aplicados sobre a dentina, com e sem pressão hidrostática tubular. Especial atenção foi dada à idade e às condições de estocagem das amostras, antes e após a aplicação dos sistemas adesivos. Para mimetizar a performance clínica, a termociclagem foi introduzida como forma de *stress*. Os espécimes foram testados, portanto, com e sem pressão hidrostática tubular e com e sem termociclagem, em máquina Instron, a uma velocidade de 0,5mm/min. Concluíram os autores, a partir dos resultados obtidos, que: a) a permanência da *smear layer* não previne o efeito negativo da água nos túbulos, nos sistemas adesivos hidrofílicos; b) a remoção da *smear layer* tem um efeito positivo na durabilidade da adesão; c) a termociclagem afeta negativamente a resistência dos adesivos que deixam a *smear layer* intacta.

Mandras et al.⁴⁷, em 1993, realizaram um estudo para avaliar a resistência ao cisalhamento de dez sistemas adesivos de terceira geração, observando, em microscopia eletrônica de varredura, os efeitos de vários limpadores e *primers* na superfície da dentina. Molares humanos extraídos, estocados em solução salina fisiológica, sofreram remoção das

raízes e do esmalte, sendo, em seguida, incluídos em resina acrílica. A superfície dentinária foi exposta com lixa de granulação 600, onde foram aplicados os sistemas adesivos e resinas compostas: Superbond (Sun Medical)/Silux (3M Dental Products); XR Bond/Herculite (Kerr); Tripton/Opalux (ICI Dental); Gluma/Lumifor (Bayer); Prisma Universal Bond 2/Prisma APH (Caulk-Dentsply); Scotchbond 2/Silux (3M Dental products); Clearfil PB/Photo CF Bright (Kuraray); Tenure Solution/Perfection (Dent-Mat. Corp.); Optic Pentra Bond II/Pentrafil II (Jeneric Pentron); Mirage Bond/Mirage Resin (Chameleon). A maior resistência adesiva foi observada para o Super Bond (18,3MPa) e, a menor, para o Mirage Bond (6,6MPa). A análise microscópica mostrou diferenças significativas na ação dos limpadores sobre a *smear layer*, com remoção parcial (Scotchbond 2) e remoção total (Mirage Bond e Superbond). Concluíram os autores que a capacidade adesiva é muito variável e mais estudos clínicos longitudinais são necessários para avaliar o comportamento dos sistemas adesivos.

Eick et al.³⁰, em 1993, realizaram a terceira parte de uma experimentação, iniciada em 1991, em que compararam, em microscopia eletrônica de varredura e de transmissão, a Categoria III de adesivos dentinários, após teste de resistência ao cisalhamento. Os adesivos utilizados foram o Scotchbond Multi-Purpose (3M Dental Products) e o Superbond (Sun Medical). O Prisma Universal Bond 3 (Caulk-Dentsply),

com características de adesivos das Categorias I e II, foi usado para comparação. A superfície oclusal de molares humanos, livres de cáries, foi desgastada com brocas diamantadas até a exposição da dentina, sendo, em seguida, tratada com lixa de granulação 320 e respectivos sistemas adesivos. Os resultados de resistência ao cisalhamento foram: Scotchbond Multi-Purpose (25,0 MPa), Superbond (22,9 MPa) e Prisma Universal Bond 3 (11,2 MPa). As análises microscópicas mostraram que as fraturas foram praticamente coesivas, de dentina ou resina, para os dois adesivos que apresentaram elevados valores de resistência. Esses resultados foram atribuídos a uma combinação de fatores que incluem efetiva penetração e umedecimento da superfície da dentina preparada, assim como a tendência em se formar o entrelaçamento de fibras colágenas e adesivo (camada híbrida).

Ainda em 1993, Öilo & Austrheim⁶⁰ realizaram um trabalho, cuja proposta foi comparar a efetividade de dois métodos de teste de resistência adesiva (tensão e cisalhamento) e duas condições de estocagem (com e sem termociclagem). Para o estudo, foram utilizados molares recém-extraídos, estocados por uma semana em solução de cloramina 1% e, posteriormente, em água destilada em refrigerador. Após a exposição dentinária, quatro sistemas adesivos foram empregados, sendo que o tratamento da superfície da dentina seguiu as recomendações dos fabricantes. Dois sistemas mais antigos foram empregados: O Gluma (Bayer) e o Scotchbond 2

(3M Dental Products). Outros dois mais recentes foram também empregados para comparação: o Scotchbond Multi-Purpose (3M Dental Products) e o Syntac(Vivadent). Após armazenamento durante 24h, termociclados ou não, os corpos de prova foram submetidos aos testes laboratoriais. Os resultados mostraram que ambos os testes, tensão e cisalhamento, são igualmente efetivos para testes de resistência adesiva, não havendo diferenças estatisticamente significantes entre eles. Porém, a ciclagem térmica mostrou influência significativa, aumentando a resistência dos sistemas adesivos atuais.

Burrow et al.¹², em 1994, realizaram uma experimentação para investigar a resistência de alguns sistemas adesivos de esmalte e dentina, imediatamente após a polimerização. Para tanto, a dentina e o esmalte vestibular de incisivos bovinos foram preparados com lixa de granulação 600, após estocagem em freezer. Uma área de 4mm de diâmetro foi demarcada com fita adesiva para a padronização da área de aplicação dos sistemas adesivos. Os adesivos utilizados foram: Photobond (Kuraray Co.), PAAMA 2 (Southern Dental Industries), New Bond (Kuraray Co.), Superbond D Liner (Sun Medical Co.), Liner Bond (Kuraray Co) e dois experimentais (Universidade do Japão). Cilindros de resina composta foram então polimerizados sobre a área tratada. Os testes foram realizados em máquina Universal (Shimadzu, modelo AG-500B), a uma velocidade de 2mm/min. Os resultados

mostraram que a resistência adesiva foi maior após 24 h que após 1 min, para esmalte e dentina. O superbond D Liner apresentou os melhores resultados, sem diferenças significativas entre os períodos testados (1min, 10 min e 24 h). Os grupos com resistência adesiva menor que 10 MPa apresentaram fraturas adesivas. Os grupos com resistência acima de 10 MPa apresentaram fraturas coesivas de resina ou dentina.

Em 1994, Chain et al.¹⁷ realizaram um estudo para avaliar a resistência ao cisalhamento do sistema adesivo Optibond-Multi Filled (Kerr), em diferentes intervalos de tempo de estocagem, após aplicação do sistema: 15 min, 24 h e 1 semana. Superfícies oclusais de molares humanos foram preparadas por lixa de granulação 600. Após condicionamento ácido, com ácido fosfórico 37,5%, foi aplicado sobre a superfície da dentina do primeiro grupo (45 dentes) o Optibond Light Cure, e, sobre a dentina das amostras do segundo grupo, o Optibond Dual Cure (que possui carga). Após os vários períodos de estocagem, as amostras foram submetidas aos testes de cisalhamento em máquina Instron a uma velocidade de 0,5mm/min. O exame em microscopia eletrônica de varredura também foi realizado em amostras, com variação no padrão de fratura. Os resultados mostraram-se elevados, com média de resistência de 22,8 MPa, para o primeiro grupo, com 24 h de armazenamento e 22,09 MPa, para o segundo grupo, diferença esta não estatisticamente significativa.

Para determinar se os mais recentes sistemas adesivos denominados como MULTI-USO poderiam ser utilizados, associados a diferentes marcas comerciais de resina composta, em dentina, Gonçalves³⁹, em 1994, realizou testes de resistência ao cisalhamento. Setenta e dois corpos de prova foram confeccionados, utilizando-se dentes pré-molares humanos íntegros, embutidos em resina acrílica, expondo-se a dentina por tratamento com lixas d'água de granulações 180, 400 e 600. Os corpos de prova foram divididos em três grupos: grupo 1 - Scotchbond Multi-Purpose (3M), grupo 2 - Optibond Light Cure (Kerr) e grupo 3 - Optibond Dual Cure (Kerr). Todos os grupos foram subdivididos em sub-grupos de oito dentes, nos quais foram inseridas as resinas compostas: a-Z100 (3M do Brasil), b- Prisma APH (Dentsply) e c- Herculite XRV(Kerr). Os corpos de prova foram submetidos à ciclagem térmica e, após 24 horas de armazenamento em água destilada 37°C, aos testes de resistência ao cisalhamento em máquina Instron 4301, seguidos de análise em estereomicroscópio Technival-Carl Zeiss de aumento, para avaliar o tipo de fratura e análise em microscopia eletrônica de varredura (M.E.V.). A aplicação do modelo estatístico de análise de variância permitiu a constatação de que o fator Adesivo apresentou um valor significativo ($p < 0,05$), independente do fator Resina, tendo o adesivo Optibond Light Cure propiciado a maior resistência média ao cisalhamento (15,446 MPa), seguido do Scotchbond Multi-Purpose (13,340 MPa) e do Optibond Dual Cure (10,019

MPa). A interação Adesivo x Resina apresentou um valor estatisticamente significativo ($p < 0,05$), onde os melhores resultados foram obtidos entre as resinas Z100 e Herculite XRV, com o adesivo Optibond Light Cure, e entre a Resina APH com o adesivo Scotchbond Multi-Purpose. Concluiu o autor que o adesivo Optibond Light Cure apresentou a melhor resistência adesiva e que existe diferença na interação adesivo-resina.

Para avaliar a resistência ao cisalhamento de sistemas adesivos ao substrato dentinário com diferentes níveis de mineralização, Perdigão et al.⁷⁴, em 1994, utilizaram o Allbond 2 (Bisco), o Amalgambond Plus (Parkell), o Prisma Universal Bond 3 (Caulk/Dentsply) e o Scotchbond Multi-Purpose (3M Dental Products) em dentina normal, hipermineralizada e desmineralizada. Para tanto, molares humanos, livres de cáries foram selecionados, refrigerados ou mantidos em solução desinfetante por um ano. Após desgaste do esmalte oclusal, a superfície da dentina foi exposta por lixa de granulação 240, 400 e 600, seguido de observação ao microscópio óptico para averiguação da remoção de todo o esmalte. As superfícies dentinárias foram então condicionadas com ácido fosfórico 32% para remoção da *smear layer*, sendo o primeiro grupo, em seguida, imerso em 600 ml de uma solução mineralizante, contendo 1,5mM de cálcio, 0,9mM de fosfato e 0,15M de cloreto de potássio, por 14 dias. O segundo grupo foi imerso em solução desmineralizante, contendo 0,1mol/L de ácido acético, que remove mineral, mas não dissolve o

colágeno, por sete dias. Os demais dentes foram imersos em água destilada. Dado o período de armazenamento, procedeu-se à aplicação dos sistemas adesivos, resina composta e testes laboratoriais, a uma velocidade 0,5cm/min, numa máquina Instron Universal. Todos os sistemas adesivos apresentaram médias de resistência adesiva significativamente maiores para dentina normal do que para os outros substratos. Os resultados foram também significativamente maiores para dentina hipermineralizada, quando comparada à desmineralizada, para todos os sistemas, com exceção do Prisma Universal Bond 3. A avaliação microscópica possibilitou a conclusão de que a dentina esclerosada, pela alta concentração mineral da dentina peri e intertubular, não permite um condicionamento ideal para que haja penetração dos sistemas adesivos, afetando significativamente a adesão. Nestes casos, ainda há necessidade de retenções adicionais.

Sano et al.⁸⁴, em 1994, realizaram um estudo para avaliar o grau de contribuição da matriz dentinária desmineralizada (colágeno) para a resistência da dentina humana e bovina. Utilizando cortes de dentina através do teste de microtensão, os autores encontraram uma resistência de 104 MPa para a dentina mineralizada humana, na porção coronária, 91 MPa para a dentina bovina coronária e 129 MPa para a dentina bovina radicular. O módulo de elasticidade da dentina humana e bovina mineralizada variou entre 13 e 15 MPa. Em dentina desmineralizada, o módulo de elasticidade passou a ser

26 a 32 MPa. Tais resultados indicaram que o colágeno contribuiu com 30% na resistência da dentina mineralizada.

Foi avaliado *in vitro*, por Mauro⁴⁹, em 1995, a resistência de união ao cisalhamento de cinco sistemas adesivos dentinários, quando aplicados em dentina condicionada ou não com substâncias ácidas. Para tanto, cento e cinquenta terceiros molares humanos, irrompidos e recentemente extraídos, foram incluídos em segmentos de cano de PVC com gesso especial para, em seguida, terem suas superfícies oclusais desgastadas até a exposição da dentina. Após a superfície dentinária ter sido submetida à ação de uma lixa d'água de granulação 320, foi adaptada sobre ela uma fita adesiva com perfuração padronizada de 3.5mm de diâmetro. Essas áreas delimitadas receberam, então, os condicionamentos com ácido fosfórico 10%, 37% ou, ainda, ácido maleico 10% e, na seqüência, a aplicação dos sistemas adesivos: Prisma Universal Bond 3 (Dentsply), Scotchbond Multi-Uso (3M), Multi-Bond Alpha (DFL), All Bond 2 (Bisco) ou ProBond (Dentsply). Após a inserção e polimerização de cilindros de resina compostas, os espécimens foram, então, submetidos aos esforços de cisalhamento. Os resultados permitiram a conclusão de que o ácido fosfórico a 10% e 37% determinaram um melhor desempenho dos sistemas adesivos, com os maiores valores de resistência para o Scotchbond Multi-Uso, seguido do All Bond 2, Prisma Universal Bond 3 e ProBond, cujos resultados não apresentaram diferenças

estatisticamente significantes, e o Multi Bond Alpha, que apresentou o pior desempenho.

Na busca pelo estabelecimento de melhores condições para os testes *in vitro*, a fim de fornecerem resultados mais precisos e padronizados, Pashley et al.⁶⁸, em 1995, publicaram um estudo, no qual discutiram inúmeras variáveis, tais como: o substrato para a adesão, a estocagem dos espécimes, a técnica de uso do *primer*, condicionamento e adesivo, a pressão do fluido pulpar simulado, os métodos de teste (cisalhamento, tração e microtensão), o modo de fratura e a estabilidade da adesão. Os autores acreditam que os trabalhos atuais refletem o desenvolvimento dos atuais sistemas adesivos, que apresentam resultados de resistência adesiva à dentina da ordem de 20-30 MPa, quase sempre com fratura coesiva do substrato. Acreditam, porém, que esses resultados não refletem a realidade, já que a resistência da dentina é três vezes maior que esses valores, além do que o que realmente interessa é a resistência da interface de adesão. Logo, propuseram a mudança do método de teste de cisalhamento para a microtensão, que oferece maiores vantagens e fidelidade dos resultados, apesar da dificuldade técnica e aparelhagem especializada e sofisticada.

O estado atual dos sistemas adesivos foi relatado por Swift Junior et al.⁹³, em 1995. O trabalho faz uma revisão histórica dos mecanismos de ação dos sistemas adesivos e dos problemas encontrados para garantir uma perfeita adesão ao

tecido dentinário. Os autores discutem: a relevância dos estudos *in vitro*, sugerindo que tais estudos são trabalhosos e detalhados, porém não refletem, na maioria das vezes, as condições clínicas. Como exemplo, os autores citam a microinfiltração testada com corantes que apresentam moléculas bem menores do que as bactérias (o que sugere que a microinfiltração seja menor *in vivo* que *in vitro*), a ciclagem térmica, condições de estocagem, profundidade da dentina, aspereza superficial e a não simulação da pressão pulpar; os fatores clínicos que afetam a adesão com ênfase para a dentina esclerosada, módulo de elasticidade e *stress* de contração de polimerização das resinas e forças oclusais. Relatam, ainda, novas aplicações dos sistemas adesivos na dessensibilização da dentina.

A resistência adesiva regional de três sistemas adesivos atuais (AllBond 2- Bisco, Clearfil Liner Bond 2- Kuraray, e Scotchbond Multi-Purpose Plus- 3M), foi mensurada em defeitos cervicais naturais ou criados artificialmente por Yoshiyama et al.¹²⁰, em 1996. O teste de microtensão foi realizado nas margens oclusais e gengivais. Não houve significância estatística da resistência adesiva regional (oclusal e gengival), entre as lesões naturais ou criadas artificialmente, embora a resistência nas lesões naturais tenha sido 20 a 45% menores. A camada híbrida foi mais espessa na gengival do que na oclusal, sendo muito delgada para o Clearfil (0,5 μm em lesões naturalmente escleróticas e 1 μm em lesões artificiais).

Houve diferença significativa entre a resistência das lesões naturais e a dentina não esclerosada das lesões criadas artificialmente.

Para avaliar o efeito de uma aplicação dupla de adesivos dentinários na resistência adesiva ao cisalhamento com aplicação intermediária de um cimento provisório, Bertschinger et al.⁷, em 1996, realizaram um estudo com dentes humanos, quatro sistemas adesivos (AllBond 2-Bisco; ART Bond-Coltène Whaledent; Syntac-Vivadent e P-Bond experimental-Universidade de Zurich) e três cimentos provisórios (Temp-Bond com eugenol e freegenol-Kerr; Fermit-Leleux). Após o preparo para exposição dentinária, realizado sob simulação de pressão intra-pulpar, os sistemas adesivos foram aplicados e, em seguida, procedeu-se à cimentação provisória. Após 24h, o cimento provisório foi removido, a superfície limpa com esfregaço de pasta de pedra pomes, em bolinha de algodão, e nova aplicação do sistema adesivo, seguida da cimentação definitiva de um cilindro de resina composta com Porcelite-Kerr. Os resultados foram significativamente maiores para a técnica de dupla aplicação dos adesivos com o Temp Bond como cimento intermediário. A única exceção foi para o sistema AllBond 2, que apresentou baixos valores em todas as situações.

Silva et al.⁸⁷, em 1996, realizaram um estudo comparando a resistência adesiva do Prisma Universal Bond 3 (Dentsply) ao esmalte e à dentina de dentes humanos, bovinos

e suínos. Foram utilizados pré-molares humanos, incisivos bovinos e molares suínos que, após extração, permaneceram em solução fisiológica 0,09%, com 0,05% de timol até o momento de uso. Após o desgaste para a planificação da área a ser testada com lixas de granulação 180, 400 e 600, os dentes receberam o sistema adesivo, seguido da aplicação da resina composta APH, com o auxílio de uma matriz de polietileno. Também foram observados dois períodos de armazenamento (24h e 7 dias). A partir dos resultados obtidos, os autores concluíram que não houve diferença significativa entre a resistência adesiva do esmalte humano e bovino, porém ambos mostraram diferença significativa com relação ao esmalte suíno; a resistência adesiva à dentina humana, bovina e suína não apresentou diferenças significativas, bem como os períodos de estocagem de 24h e 7 dias.

A resistência adesiva de resina composta, usada com sistema de adesão dual à superfície interna cervical da dentina bovina, foi avaliada usando uma técnica direta e uma indireta, por Patierno et al.⁷², em 1996. Os canais radiculares foram alargados de forma padronizada, tratados com sistema adesivo e completos, com cimento dual e resina composta por técnica incremental (direta), ou com resina composta pré-polimerizada - tipo *inlay* (indireta). A resistência adesiva foi maior para o grupo realizado com técnica indireta ($8,5 \pm 2,7$ MPa) do que para aquele com técnica direta ($5,0 \pm 1,9$ MPa). A M.E.V. revelou que a técnica indireta forneceu maior densidade e

comprimento dos *tags* de resina. Concluíram os autores que a técnica indireta promoveu um aumento na retenção de resinas compostas em dentes tratados endodonticamente.

Os efeitos das condições de estocagem sobre a resistência ao cisalhamento da dentina bovina foram avaliados por Tonami¹⁰², em 1996. Sessenta incisivos bovinos foram extraídos imediatamente após o sacrifício e divididos em grupos: controle (8h após extração); uma semana de armazenamento em freezer; quatro semanas de armazenamento em freezer; 45 min em água fervente. Os testes de resistência foram realizados em máquina Instron e os resultados expressos em MPa. Não houve diferença significativa entre o grupo controle, freezer uma semana e freezer quatro semanas (77,78 e 79 MPa, respectivamente). Porém, houve queda na resistência da dentina quando do armazenamento em água em ebulição (70MPa). O armazenamento em freezer pode ser indicado para manter a integridade do tecido dentinário bovino, previamente aos testes *in vitro*.

3 PROPOSIÇÃO

O estudo tem como objetivo avaliar os efeitos do condicionamento ácido, irradiação laser/sistema adesivo e sistema adesivo/irradiação laser como pré-tratamento da dentina bovina normal e mineralizada, na resistência de união do Scotchbond Multi-Use Plus, frente ao teste de cisalhamento.

4 MATERIAL E MÉTODO

Os materiais utilizados para este estudo, seus respectivos lotes e fabricantes, encontram-se especificados no Quadro 1.

Quadro1 - Materiais empregados, respectivos lotes e fabricantes

<i>MATERIAIS</i>	<i>LOTE</i>	<i>FABRICANTE</i>
Scotchbond Multi-Usa-Plus Ácido Primer Adesivo	19950314	3M Dental Products
Resina Composta Z100	5904B3	3M Dental Products
Solução Mineralizante	056620	Byofórmula (Farmácia de Manipulação)
Laser Nd:YLF		IEAv-IPEN (SJC) - (SP)

Scotchbond Multi-Use Plus (SMUP) - composto de:

Ácido de ataque: ácido ortofosfórico 37%, que deve ser aplicado sobre a dentina por 15 s.

Scotchbond Primer: consiste de uma solução aquosa de HEMA (2-hidroxietil metacrilato) e copolímero de ácido polialquenoico do cimento de ionômero de vidro Vitrebond, que, segundo o fabricante, tem por finalidade a redução da sensibilidade à umidade. Seu pH é de aproximadamente 3,3.

Scotchbond Adesivo: consiste de uma resina fotopolimerizável composta de BIS-GMA (bisfenol A e glicidil metacrilato) e HEMA, que deve ser aplicada sobre a dentina pré-condicionada.

Resina Composta Z100: é uma resina fabricada pela 3M Dental Products, radiopaca, fotopolimerizável, indicada para restaurações em dentes anteriores e posteriores. Composta de Bis-GMA (bisfenol - A e glicidilmetacrilato) e TEGDMA (triétileno glicol dimetacrilato) e uma carga inorgânica sintética de zircônio/sílica. O tamanho médio das partículas é de 0,6µm .

Solução Mineralizante: composta de 1,5mM de cálcio, 0,9mM de fosfato e 0,15M de cloreto de potássio (Perdigão et al.⁷⁴, 1994). O produto foi manipulado pela Byofórmula Farmácia de Manipulação.

Laser de Nd:YLF (Neodymium:Yttrium Lithium Fluor 4) - (IEAv e IPEN - São José dos Campos, São Paulo, BRASIL): pulsado (pulsos de 100 μ s), com energia de 250mJ/pulso, densidade de energia de 1,31J/cm², potência de pico de 2.500W e frequência de 0.3Hz.

4.1 Difração de raios x

Previamente à execução de toda a metodologia, um estudo piloto dos efeitos do laser de Nd (250 mJ/pulso) sobre a hidroxiapatita da dentina bovina foi realizado com o auxílio da análise por difração de raios x (Espectrômetro de Difração de Raios X, modelo X'Pert P W 1830, PHILIPS, Holanda).

Foram analisados três espécimes de cada uma das seguintes condições:

- a) dentina normal ;
- b) dentina condicionada com ácido fosfórico +
primer + adesivo;

- c) dentina condicionada com ácido fosfórico + *primer* + adesivo + laser;
- d) dentina irradiada com laser + condicionamento com ácido fosfórico + *primer* + adesivo;
- e) dentina condicionada com ácido fosfórico + *primer* + laser.

O método de análise por difração de raios x forneceu gráficos dos picos referentes à estrutura cristalina dos elementos presentes no material analisado. Portanto, uma alteração significativa na estrutura cristalina da hidroxiapatita pode ser detectada por esse método de análise.

4.2 Confecção dos corpos de prova

Foram empregados neste estudo sessenta dentes anteriores de bovinos, de aproximadamente três anos de idade, hígidos e irrompidos, que foram imediatamente extraídos após o abate, limpos, imersos em água destilada e congelados em freezer a -18°C até o momento de sua utilização, sendo que o tempo de armazenamento não ultrapassou 14 dias (Tonami et al.¹⁰², 1996). O processo de congelamento mantém o colágeno dentinário mais próximo das condições *in vivo*, evitando sua denaturação ou fixação, como

ocorre nos métodos convencionais de armazenamento (água, solução salina, formalina, entre outras), conforme Nakabayashi, em 1994*.

As raízes dos dentes foram seccionadas no terço médio, com o auxílio de um disco de carborundum, para proporcionar a padronização dos corpos de prova com tamanho compatível ao requerido pela máquina de ensaios mecânicos.

As polpas dos dentes foram então removidas pelo orifício radicular, com o auxílio de instrumentos endodônticos (limas Hedstroem n. 20 a 40 - Maillefer, conforme o tamanho do orifício). Na sequência, uma cuidadosa lavagem da câmara pulpar com água destilada, sucção através de cânulas suctoras para fins endodônticos, breve secagem com ar e vedamento apical com cera utilidade (Horus - Herpo Produtos Dentários Ltda), para evitar a penetração da resina acrílica, no interior dos dentes, durante o embutimento (Figura 1A).

O embutimento dos dentes foi feito a partir de uma matriz confeccionada em silicona pesada, Rodhorsil (Clássico Artigos Odontológicos - Ind. Bras.).

Por meio de resina acrílica incolor de rápida polimerização (Clássico Artigos Odontológicos - Ind. Bras.), os dentes foram embutidos, mantendo-se a face vestibular dos mesmos na superfície dos blocos de embutimento, de modo

* Nakabayashi, N. (NAPEM, USP). Comunicação pessoal, 1994.

que a região cervical fosse tangenciada por um plano paralelo à bancada de trabalho.

Em seguida, as superfícies dentinárias dos sessenta dentes embutidos foram expostas por meio de lixa d'água de carbeto de silício de granulação 80 (3M do Brasil), adaptada em máquina recortadora de gesso (Kohl Bach S.A.-Ind. Bras.), sob refrigeração com água, para minimizar o aquecimento friccional do desgaste (Figura 1B).

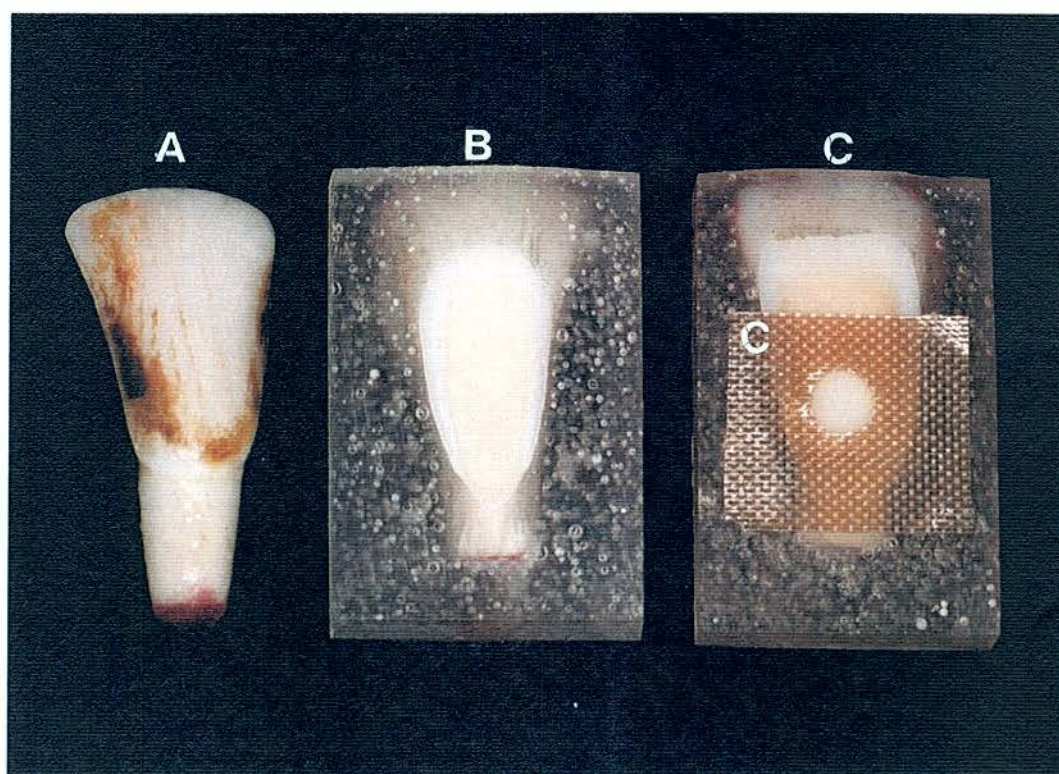


FIGURA 1- A- Dente bovino após a secção radicular e vedamento apical; B- Dente incluído em resina acrílica, com a superfície vestibular desgastada e completa exposição dentinária; C- Fita adesiva, com perfuração padronizada, aplicada sobre a área a ser submetida aos procedimentos adesivos.

Para a regularização da superfície dentinária exposta, os blocos de embutimento sofreram a ação de lixas d'água de granulação 600 (3M - Brasil), sempre com água, para que a *smear layer* resultante fosse uniforme sobre a superfície da dentina (Pashley et al.⁶⁸, 1995). O tempo de ação da lixa foi padronizado em 20 s e realizado manualmente, com movimentos circulares e pressão digital constante.

Radiografias foram tomadas de cada corpo de prova pela técnica do cone longo, para a padronização da quantidade de dentina remanescente (Figura 2).

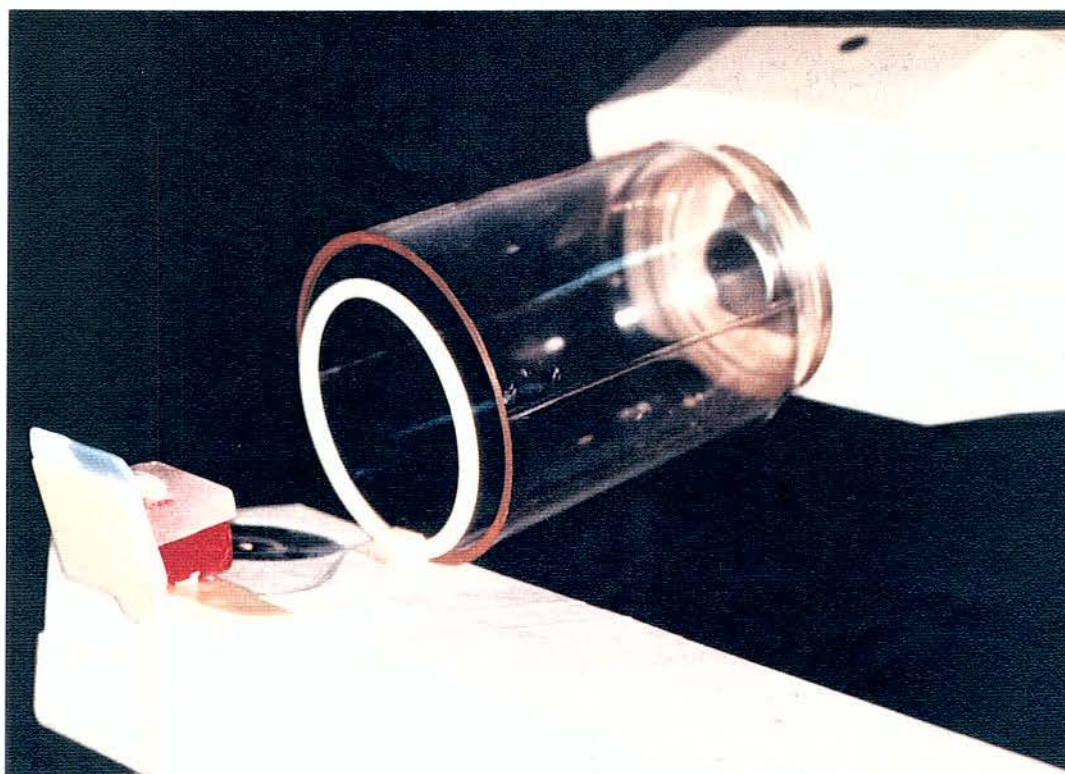


FIGURA 2- Técnica radiográfica de cone longo, utilizada para a determinação da espessura do remanescente dentinário.

Assim, estabelecemos que a região a ser submetida aos testes deveria apresentar uma espessura de dentina remanescente entre 1,5 e 2,5mm em relação à câmara pulpar, medidas nas radiografias.

A técnica radiográfica permitiu-nos constatar que o comprimento radiográfico do dente era sempre 1,6mm maior que o comprimento real. Contudo, a largura não mostrou diferenças entre o real e o radiográfico, ou seja, a largura do remanescente dentinário era a mesma ao compararmos o real e o radiográfico.

Assim, através de uma regra de três simples, determinamos o local para a adesão, sempre com dentina remanescente entre 1,5 e 2,5mm, medidos nas radiografias.

Exemplo:

CDRx= 31,6mm (comprimento do dente na radiografia).

CRD = 30,0mm (comprimento real do dente).

DIARx= 11mm (distância da incisal até a área escolhida para a adesão, com remanescente de dentina entre 1,5 e 2,5mm na radiografia).

DRIA= X (distância real da incisal até a área para adesão).

CDRx 31,6 — CRD 30,0

DIARx 11,0 ---- X

$$X = \frac{30,0 \times 11}{31,6}$$

31,6

$$X = 10,4\text{mm}$$

As dimensões finais dos corpos de prova, após acabamento, foram de 24mm de largura por 34mm de comprimento.

A partir de então, os corpos de prova foram divididos em dois grupos de trinta dentes cada: o **grupo 1** (Controle) foi imerso, após o embutimento, em água destilada, à temperatura de 4°C, em geladeira, até a sua utilização para os procedimentos de adesão propriamente ditos ($\pm 24\text{h}$); o **grupo 2** (Mineralizado) foi imerso, após o embutimento, na solução mineralizante, por 14 dias (Perdigão et al.⁷⁴, 1994), em geladeira, a 4°C.

A seguir, as superfícies dentinárias foram limpas com pedra pomes e água, com o auxílio de escova de Robinson, montada em micromotor de baixa velocidade, por 10s, para a remoção de possíveis detritos, e tergensol (INODON - Indústria Brasileira), a fim de se englobarem resíduos oleosos provenientes do micromotor.

Após o procedimento de limpeza, aplicamos sobre a superfície jato contínuo de spray ar-água por 10s,

seguido de breve secagem com jatos descontínuos de ar, a fim de se evitar o ressecamento da dentina exposta.

Para limitar a aplicação do sistema adesivo (ácido, primer e adesivo propriamente dito), foi fixada, sobre cada espécime, uma fita adesiva (3M) com perfuração padronizada de 4mm de diâmetro (Figura 1C).

Cada grupo foi, então, subdividido em três sub-grupos (F, AL e LA), conforme o tratamento dentinário:

a)sub-grupo F: dentes que receberam o tratamento dentinário conforme as especificações do fabricante do sistema adesivo, ou seja, condicionamento da superfície dentinária com ácido fosfórico 37% por 15s, lavagem, breve secagem, aplicação do *primer*, breve secagem, aplicação do adesivo, breve secagem e fotopolimerização por 20 s;

b)sub-grupo AL: dentes que receberam o mesmo procedimento de tratamento dentinário do sub-grupo F, sem, contudo, realizar a fotopolimerização. Assim, após a aplicação do adesivo, os corpos de prova foram irradiados com laser. Para tanto, receberam uma matriz protetora de alumínio com a mesma perfuração padronizada de 4mm (com a finalidade de limitar a área de

aplicação do laser, evitando seus efeitos nas áreas periféricas), seguida da irradiação do laser de Neodímio (10 pulsos de 250mJ/pulso);

c) **sub-grupo LA:** dentes que, primeiro, receberam a matriz de alumínio e a irradiação do laser de Neodímio (10 pulsos de 250 mJ/pulso) e, depois, o sistema adesivo (condicionamento ácido, lavagem, secagem, *primer*, breve secagem, adesivo, breve secagem e fotopolimerização por 20s.

O diâmetro do feixe do laser era de 5mm, sendo utilizado um obturador para sua redução para 4mm, compatível com a área de teste. Os pulsos foram aplicados sem contato e em forma de varredura.

A distribuição dos grupos e sub-grupos encontra-se no Quadro 2.

Quadro 2 - Distribuição dos grupos e sub-grupos, conforme a metodologia empregada.

Sub-Grupo \ Grupo	Grupo	CONTROLE (1)	MINERALIZADO (2)
F: Fabricante Ac + <i>Primer</i> + Adesivo		10	10
AL: Ac + <i>Primer</i> + Adesivo + Laser		10	10
LA: Laser + Ac + <i>Primer</i> + Adesivo		10	10

Terminada a etapa de tratamento da dentina, uma matriz de teflon bipartida foi adaptada aos corpos de prova para a inserção da resina composta. Essa matriz apresentava uma perfuração central de 4,0mm de diâmetro, justapondo-se à área previamente delimitada pela fita adesiva, possibilitando, assim, a confecção dos cilindros de resina composta, exatamente sobre as superfícies dentinárias que receberam os diferentes tratamentos (Figura 3).

A inserção da resina composta Z100 (3M) foi feita com auxílio de espátula para inserção de resina composta, seguida da acomodação por meio de bolinhas de isopor. A inserção e condensação foram feitas em tripla camada, cada qual fotopolimerizada por 40s, conforme especificação do fabricante.

Convém salientar que o aparelho de fotopolimerização (Degulux-Degussa, Alemanha) apresentava uma intensidade de luz compatível com a fotopolimerização de camadas de resina de aproximadamente 1,5mm de espessura (750 mW/cm^2), à distância de 4mm da ponta emissora de luz halógena, correspondente à altura da matriz de teflon, (Mauro⁴⁹,1995). O mesmo aparelho de fotopolimerização foi utilizado em todo o experimento, com repetidas mensurações de sua intensidade de emissão de luz, para a garantia de uma correta polimerização do material resinoso.

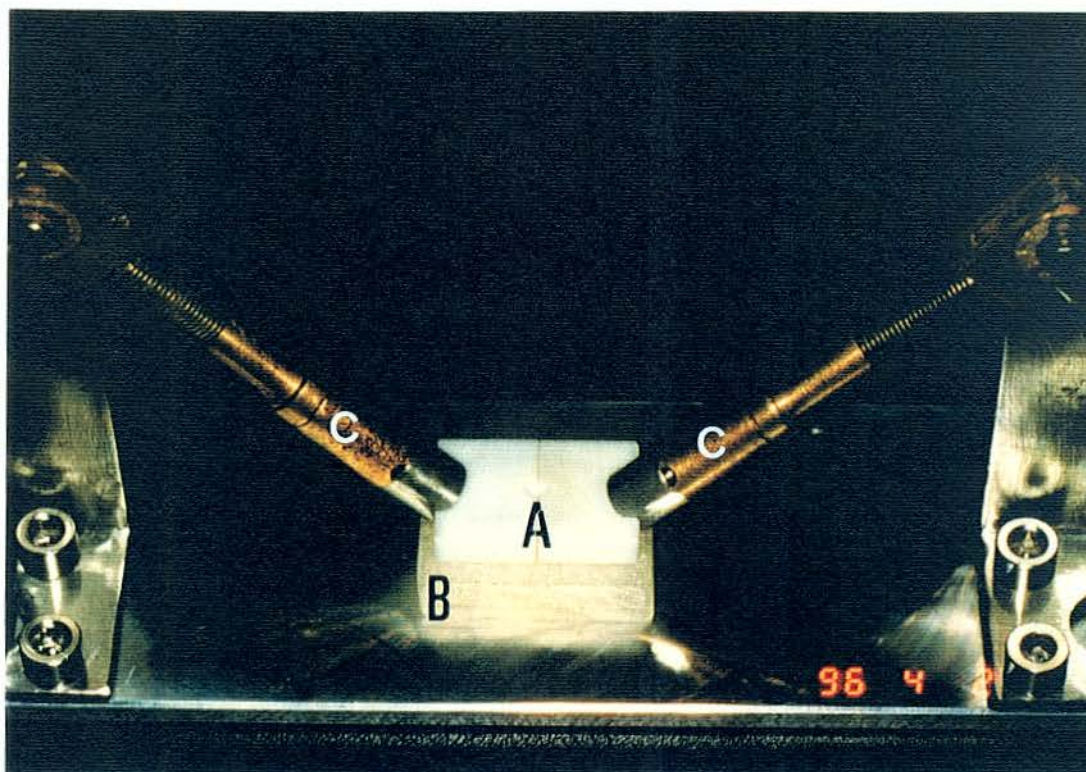


FIGURA 3- Dispositivo utilizado para a confecção dos cilindros de resina composta. A- Matriz de teflon bipartida; B- Dente embutido em resina acrílica; C- Parafusos que estabilizam as duas partes da matriz de teflon sobre a superfície dentinária

Após a fotopolimerização das resinas compostas restauradoras, separamos cuidadosamente as duas partes da matriz de teflon com auxílio de uma lâmina de bisturi n.^o 15 (Feather Safety Razor Co, LTD., Japan), complementando a fotopolimerização por mais 40s de cada lado do corpo de prova. Desta forma, obtivemos cilindros de resina composta de 4,0mm de diâmetro por 4,0mm de altura, aderidos à superfície dentinária (Figura 4).

Na sequência, os corpos de prova foram imersos em água destilada à temperatura ambiente e armazenados por 24h em estufa 37°C, em frascos individuais devidamente identificados.

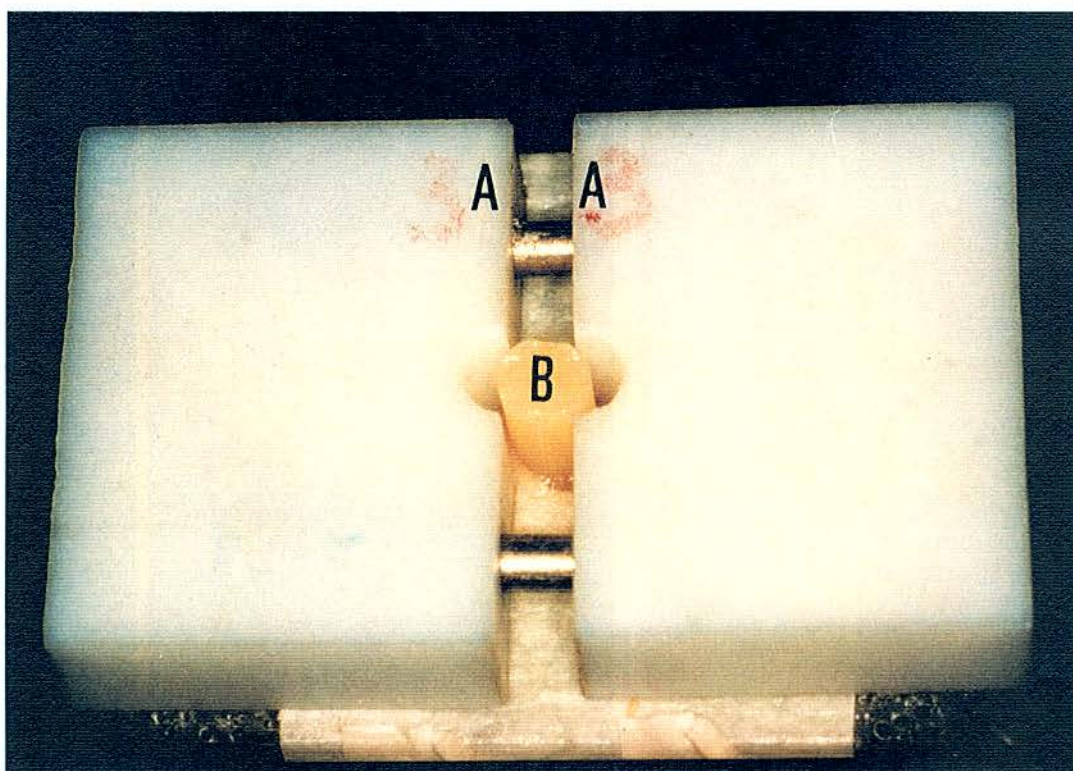


FIGURA 4- A- Separação da matriz de teflon; B- Cilindro de resina composta aderido à superfície de dentina

4.3 Teste de resistência às tensões de cisalhamento

Os corpos de prova foram submetidos aos testes de laboratório para a avaliação da resistência às tensões de cisalhamento, com o auxílio de uma máquina Instron 4301, com uma célula de 500Kg de carga. Para tanto, os espécimes foram fixados em uma base metálica, especialmente confeccionada para o correto posicionamento dos mesmos na máquina de testes, a fim de que fosse exercida a força de cisalhamento.

Um pino, com extremidade em forma de fenda com 1,0mm de espessura, foi fixado à extremidade móvel superior da máquina Instron, sendo, em seguida, posicionado na base do cilindro de resina composta, o mais próximo possível da interface resina/dentina (Figura 5). Acionada a máquina, o pino exerceu a força de cisalhamento a uma velocidade de 0,5mm/min.

Os resultados da resistência adesiva frente às tensões de cisalhamento foram obtidos em kgf, sendo transformados e expressos em MPa.

$$\text{kgf/mm}^2 = \frac{F \text{ (força em kgf)}}{A \text{ (área em mm)}}$$

$$\text{onde } A = \frac{\pi d^2}{4}$$

$$1\text{MPa} = 0,102 \text{ kgf/mm}^2$$

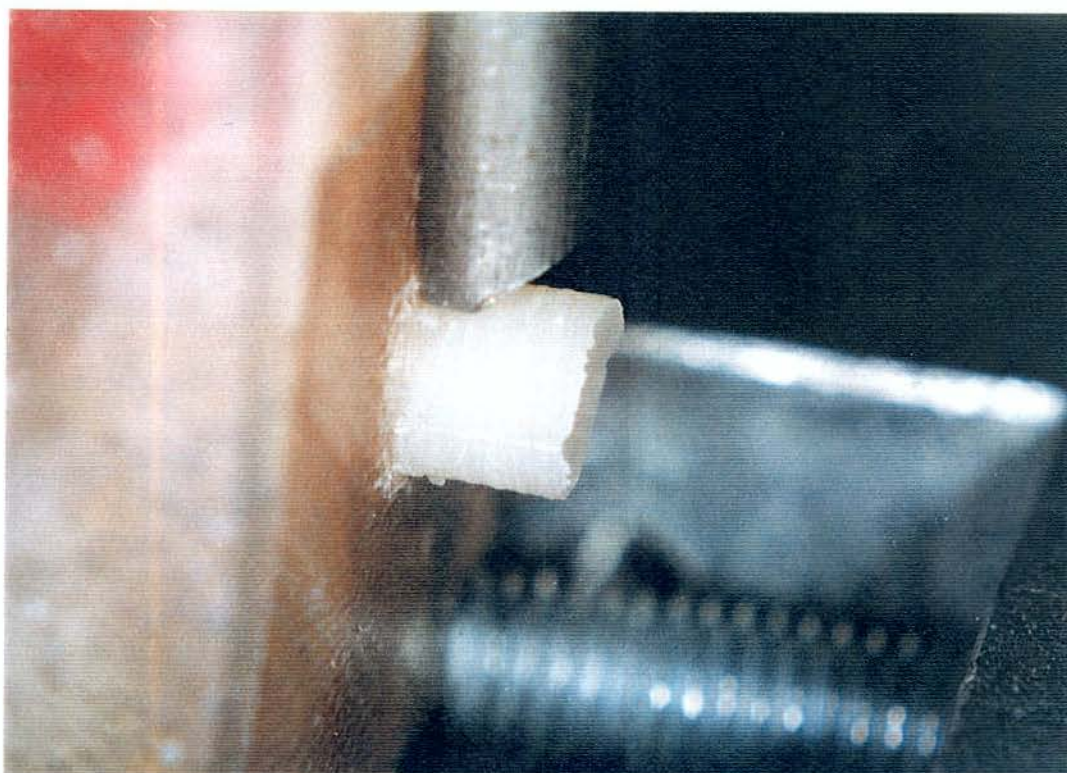


FIGURA 5- Ensaio mecânico: vista lateral do posicionamento dos espécimes na máquina Instron 4301, para aplicação da força de cisalhamento.

4.4 Microscopia eletrônica de varredura (M.E.V.)

Os maiores e os menores valores de resistência obtidos no teste de cisalhamento para cada condição experimental foram selecionados para observação em M.E.V.

Para tanto, as amostras foram seccionadas no plano sagital, com auxílio de disco de diamante até 1mm aquém da área utilizada para adesão, tanto no lado apical quanto incisal.

A partir de então, as amostras foram congeladas durante 15min em nitrogênio líquido, sendo, em seguida, criofraturadas com auxílio de um cinzel cirúrgico, que foi introduzido no sulco previamente criado com o disco de diamante.

A primeira metade de cada amostra criofraturada recebeu um banho de ultra-som por 30 min, sendo, em seguida, imersa em etanol (concentrações crescentes de 30-100%), durante 5 min, para atingir o ponto de secagem crítica, e metalizada a vácuo, com uma fina camada de uma liga de ouro-paládio.

A segunda metade de cada amostra recebeu o banho de ultra-som por 30 min, desmineralização por imersão em ácido clorídrico 6N por 30s, lavagem em água destilada, imersão em hipoclorito de sódio (NaOCl) 1% por 10 min para a

desproteínização, lavagem com água destilada, secagem e metalização a vácuo com a liga de ouro-paládio.

Foram realizadas fotomicrografias a aumentos de 500x, 1000x, 2000x, 3000x e 3500x, 4.000x e 8.000x, com campo de emissão de 12Kv, 15Kv e 20Kv, posteriormente selecionadas para melhor ilustrar as condições experimentais.

4.5 Análise estatística

Os resultados obtidos após o teste de cisalhamento foram avaliados a partir do modelo estatístico de análise de variância (ANOVA) a dois critérios fixos do tipo fatorial 2x3x10 porque foram realizadas dez réplicas em cada condição experimental. A região para a rejeição ou não de cada hipótese testada foi construída ao nível de 0,05.

Para a verificação da possível influência da profundidade de dentina na resistência adesiva para os grupos e pré-tratamentos, foi realizado o modelo estatístico de análise de covariância (ANCOVA), também ao nível de significância de 0,05.

5 RESULTADOS

O principal objetivo deste estudo foi avaliar a resistência adesiva do Scotchbond Multi-Use Plus (3M) frente à tensões de cisalhamento, quando empregado sobre dentina bovina com diferentes teores de mineralização (Grupo Controle e Grupo Mineralizado), variando-se o pré-tratamento dessa dentina em: sistema adesivo conforme recomendação do fabricante, sistema adesivo seguido de aplicação de laser, ou ainda laser seguido da aplicação do sistema adesivo. Os dados obtidos nas mensurações dessas tensões de cisalhamento nos corpos de prova, realizados em cada condição experimental, encontram-se representados na Tabela 1.

Tabela 1- Valores observados nas mensurações das tensões de cisalhamento, segundo Grupo e Pré-tratamento (MPa).

CP	-----CONTROLE-----			-----MINERALIZADO-----		
	F	AL	LA	F	AL	LA
1	4,60	11,67	4,31	7,45	8,43	8,72
2	4,80	9,60	4,12	10,98	9,80	4,70
3	3,23	15,20	6,18	5,39	9,21	5,98
4	6,17	12,64	5,49	14,90	4,90	3,33
5	6,86	8,14	3,14	5,88	7,55	5,69
6	10,39	13,23	3,43	9,31	4,12	3,23
7	10,58	6,86	3,23	4,41	13,33	2,45
8	6,07	19,50	2,94	7,35	8,23	4,80
9	6,27	7,84	7,35	9,02	9,31	5,59
10	3,72	11,76	3,03	8,23	7,94	9,70

5.1 Análise estatística

A verificação das hipóteses de igualdade dos efeitos desencadeados pelos fatores Grupo, com dois níveis (Controle e Mineralizado), e Pré-Tratamento, com três níveis (sistema adesivo, de acordo com o fabricante (F), sistema adesivo mais laser (AL) e laser mais sistema adesivo (LA), bem como os efeitos da interação entre esses fatores sobre a resistência adesiva, frente às tensões de cisalhamento, foi realizada a partir do modelo estatístico de Análise de Variância (ANOVA), a dois critérios fixos do tipo fatorial 2x3x10, porque foram realizadas dez réplicas em cada condição experimental.

A região para a rejeição ou não de cada hipótese testada foi construída ao nível de 0,05 e a regra de decisão adotada foi estabelecida a partir de $p = P(F > F_0)$ - probabilidade de que a estatística F de Snedecor seja maior do que seu valor observado F_0 nos dados amostrados - do modo que se segue: se $p > 0,05$, o valor F_0 foi não significativo e a hipótese sob teste foi não rejeitada. Em caso contrário ($p < 0,05$), o valor F_0 foi significativo e a hipótese sob teste foi rejeitada.

Sendo a hipótese referente a fatores com mais de dois níveis rejeitada, testes adicionais, para detectar-se em quais dos níveis deram-se as diferenças significantes, foram realizados a partir da estatística de Duncan.



A verificação das suposições básicas de aplicabilidade do modelo de análise de variância foi realizada com o auxílio das estatísticas constantes da Tabela 2.

Tabela 2 - Desvio-padrão, coeficiente de assimetria, coeficiente de curtose, valor de Qq_0 e valores de p.

Estatística	-----CONTROLE-----			-----MINERALIZADO-----		
	F	AL	LA	F	AL	LA
Desv-pad.	2,51	3,82	1,53	3,04	2,56	2,32
C.Assim./p	0,86/0,26	0,79/0,30	1,06/0,16	1,04/0,18	0,19/0,80	0,76/0,32
C.Curtose/p	2,93/0,96	3,63/0,68	3,00/1,00	3,49/0,34	3,16/0,46	2,98/0,98
Quiquadrado	$Qq_0(5) = 3,352$ ($p = 0,645$)					

Na tabela 2, verificou-se que a suposição de distribuição Normal foi verificada pelos dados de cada amostra relativa a cada condição experimental, pois as hipóteses de que o coeficiente de assimetria fosse igual a zero e a de que o coeficiente de curtose fosse igual a três foram não rejeitadas para as respectivas estimativas estatísticas de cada uma daquelas amostras, porque os correspondentes valores de p foram maiores que 0,05. A suposição de igualdade de variâncias também foi não rejeitada pelos dados das seis amostras, pois o valor de Qq_0 foi não significativo ($p > 0,05$).

A aplicação do modelo estatístico de análise de variância paramétrico aos dados da Tabela 1 originou a Tabela 3.

Tabela 3 - Análise de Variância

Fonte de variação	GL	SQ	QM	Fo	p
Grupo	1	0,098	0,098	0,013 n	0,910
Pretrato	2	259,583	129,791	17,507s*	0,000
GrxPretr.	2	82,897	41,449	5,591s*	0,006
Residual	54	400,350	7,414		

n = valor não significante; s* = valor significante

Verificou-se na Tabela 3 que o valor observado F_0 foi :

- a) não significante para o fator Grupo, porque o correspondente valor de p foi maior que 0,05. Assim, a hipótese de que nos grupos definidos tenham ocorrido efeitos iguais, independente do fator Pré-Tratamento sobre a resistência ao cisalhamento, foi não rejeitada. Esses efeitos constam da Tabela 4, em termos de resistência aos esforços de cisalhamento médios;
- b) significante para o fator Pré-Tratamento, porque o correspondente valor de p foi menor que 0,05. Assim, a amostra evidenciou

subsídios para que a hipótese de que os pré-tratamentos usados tenham propiciado iguais efeitos, independente do fator Grupo, sobre a resistência aos esforços de cisalhamento foi rejeitada. Na sexta coluna da Tabela 4, encontram-se os efeitos médios propiciados pelos pré-tratamentos, onde nota-se que para o pré-tratamento **AL**, ocorreu a maior resistência média (9,96MPa - conjunto c), seguido do **F**, que apresentou a resistência adesiva média (7,28 MPa - conjunto b), vindo a seguir o pré-tratamento **LA**, que propiciou a menor resistência adesiva média (4,87MPa - conjunto a). Os conjuntos, acima designados por letras latinas minúsculas, foram determinados a partir de testes realizados com a estatística $D^2=2,44$ de Duncan;

- c) **significante para a interação entre os fatores Grupo e Pré-Tratamento, pois o correspondente valor de p foi menor que 0,05. Isso significa que a variabilidade que ocorreu isoladamente entre os níveis de um dos fatores foi alterada pela presença de cada nível do outro fator. A análise a partir das médias dessa interação, dadas na porção superior da Tabela 4, entre as linhas**

pontilhadas, mostrou que a ocorrência se deu em ambos os sentidos. De fato, estudando-se os grupos Controle e Mineralizado, cujos conjuntos de médias iguais foram notados por letras latinas maiúsculas, verificou-se que tanto isoladamente quanto em presença dos pré-tratamentos F e LA, apresentaram resistência aos esforços médios de cisalhamento iguais (mesmo conjunto A). Esse fato demonstra que o Pré-Tratamento interferiu no comportamento do fator Grupo. Estudando-se os Pré-Tratamentos F, AL e LA, cujos conjuntos de médias iguais foram notados por letras latinas minúsculas, verificou-se que, isoladamente, eles apresentaram suas médias de resistência ao cisalhamento na ordem *b*, *c*, *a* respectivamente. Na presença do Grupo Controle, essa ordem foi *a* de *a*, *b*, *a* e na presença do Grupo Mineralizado, a ordem foi estabelecida como *b,b,a* - notou-se aqui a influência exercida pelo fator Grupo sobre o fator Pré-Tratamento.

Tabela 4 - Médias, erro padrão e conjuntos de médias iguais para a resistência ao cisalhamento segundo, fatores e interação (MPa)

Pré-tra- tamento	GRUPO				Md. p/ Pre-trato	Cj.	Erro padrão
	Controle	Cj.	Mineral.	Cj.			
F	6,27	a	8,29	b	7,28	b	0,61
Cj.	A		A				
AL	11,64	b	8,28	b	9,96	c	
Cj.	B		A				
LA	4,32	a	5,42	a	4,87	a	
Cj.	A		A				
Erro padrão = 0,86							
Md.p/ Grupo	7,41		7,33				
Cj.	A		A				
Erro Padrão = 0,50							

Para a verificação da possível influência da espessura remanescente de dentina, nos resultados obtidos frente à resistência às tensões de cisalhamento, o modelo estatístico de ANCOVA foi realizado.

As Tabelas de 5 a 10 mostram os valores obtidos para a espessura da dentina remanescente de cada amostra e a correspondente resistência adesiva frente às tensões de cisalhamento (Apêndice A).

A Figura 6 mostra que o relacionamento entre as variáveis Espessura de Dentina (mm) e a Resistência Adesiva (MPa) apresenta uma fraca correlação. Este fato sugere a

hipótese de que a presença da variável covariada Espessura de Dentina não influenciou no primeiro delineamento estatístico.

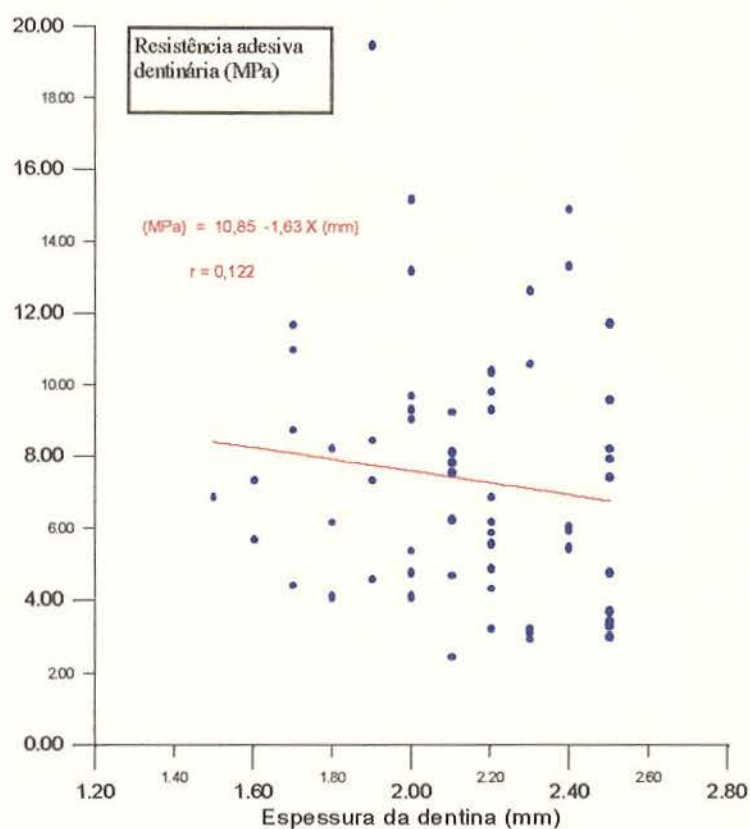


FIGURA 6 - Relacionamento entre as variáveis espessura de dentina (mm) e resistência adesiva (MPa).

A confirmação dessa hipótese foi verificada por uma análise comparativa dos resultados da ANOVA (que não leva em consideração a variável espessura de dentina) com os resultados da ANCOVA (que leva em consideração a espessura de dentina).

Os testes estatísticos foram efetuados mediante o programa computacional *STATISTICA for Windows*, versão 4.2 (Copyright Statsoft, Inc. 1993), fornecendo a Tabela 11.

Tabela 11. Resultados (em valores de prova) da ANOVA, ANCOVA e teste de comparação múltipla de Tukey para os dados das tabelas 1 e 2, após a transformação logarítmica.

COMPARAÇÕES	TESTE ESTATÍSTICO	
	ANOVA	ANCOVA
Grupos: Controle vs Mineralizado	0,610	0,664
Pré-Tratamento da dentina:	0,000*	0,000*
Fabricante vs (Adesivo + Laser)	0,017*	0,018*
Fabricante vs (Laser + Adesivo)	0,002*	0,003*
(Adesivo + Laser) vs (Laser + Adesivo)	0,000*	0,000*
Interação: Grupos vs Pré-Tratamento	0,016*	0,035*
Controle / Fabricante vs Controle / (Adesivo + Laser)	0,0031*	0,0033*
Controle / Fabricante vs Controle / (Laser + Adesivo)	0,265	0,270
Controle / Fabricante vs Mineralizado / Fabricante	0,478	0,483
Controle / Fabricante vs Mineralizado / (Adesivo + Laser)	0,446	0,451
Controle / Fabricante vs Mineralizado / (Laser + Adesivo)	0,922	0,923
Controle / (Adesivo + Laser) vs Controle / (Laser + Adesivo)	0,0001*	0,0001*
Controle / (Adesivo + Laser) vs Mineralizado / Fabricante	0,276	0,281
Controle / (Adesivo + Laser) vs Mineralizado / (Adesivo + Laser)	0,301	0,306
Controle / (Adesivo + Laser) vs Mineralizado / (Laser + Adesivo)	0,0002*	0,0002*
Controle / (Laser + Adesivo) vs Mineralizado / Fabricante	0,0028*	0,0031*
Controle / (Laser + Adesivo) vs Mineralizado / (Adesivo + Laser)	0,0024*	0,0026*
Controle / (Laser + Adesivo) vs Mineralizado / (Laser + Adesivo)	0,837	0,839
Mineralizado / (Fabricante) vs Mineralizado / (Adesivo + Laser)	1,000	1,000
Mineralizado / (Fabricante) vs Mineralizado / (Laser + Adesivo)	0,077	0,079
Mineralizado / (Adesivo + Laser) vs Mineralizado / (Laser + Adesivo)	0,068	0,071

* as médias apresentam diferença estatisticamente significante ao nível de 5%

A análise da Tabela 11 revelou que os valores de prova dos métodos ANOVA e ANCOVA são muito próximos e

que a inclusão da variável Espessura Dentinária não alterou a significância entre os fatores Grupo (não significativa pois $p > 0,05$), entre os fatores Pré-Tratamentos (significativa pois $p < 0,05$) e entre a interação Grupo x Pré-Tratamento (significativa pois $p < 0,05$).

5.2 Difração de raios x

A Figura 7 mostra uma comparação entre os gráficos obtidos das condições experimentais avaliadas pela difração de raios x.

A análise dos gráficos obtidos por este método revelou a ocorrência de uma recristalização da hidroxiapatita quando do uso do laser, tanto antes (LA - verde) quanto depois (AL - azul claro) da aplicação do sistema adesivo (Figura 7).

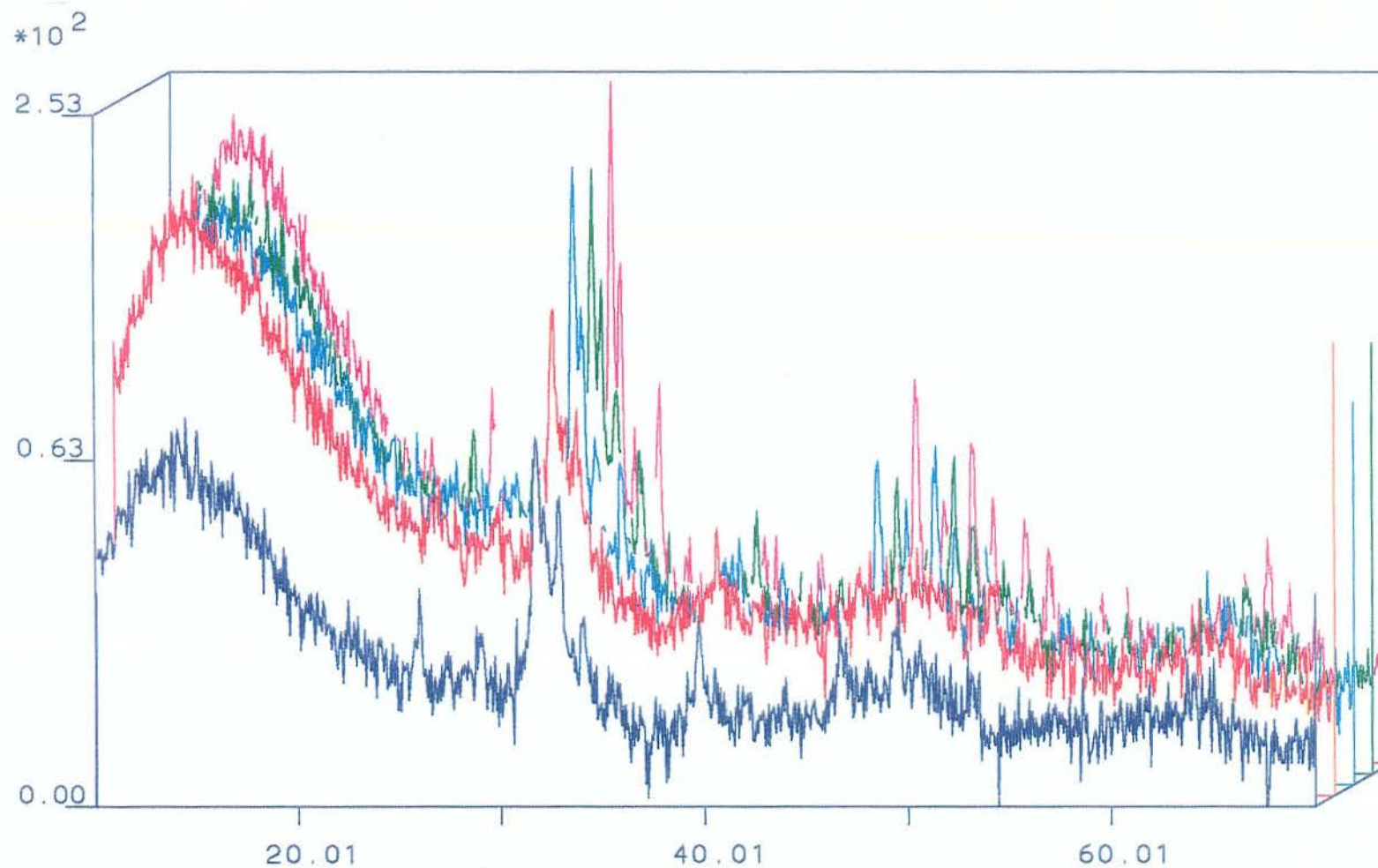


Figura 7 - Gráfico referente aos picos dos elementos analisados por difração de raios X, conforme as condições: dentina normal (azul escuro), sistema adesivo (vermelho), sistema adesivo + laser (azul claro), laser + sistema adesivo (verde) e primer + laser (rosa).

Tal condição sugere um aumento na dureza do tecido e uma maior resistência à desmineralização (Kinney et al, 1996).

Como o adesivo propriamente dito forma uma camada amorfa sobre a dentina, tal condição experimental não fornece uma boa leitura no aparelho de difração. Contudo, a leitura frente à aplicação do *primer*, que contém os monômeros adesivos mas não forma uma película sobre a superfície, foi capaz de evidenciar mais nitidamente a recristalização da hidroxiapatita (Figura 7 - rosa).

5.3 Microscopia eletrônica de varredura (M.E.V.)

As fotomicrografias das diversas condições experimentais da presente pesquisa encontram-se representadas nas Figuras 8 a 12.

A Figura 8 mostra o aspecto dentinário após o cisalhamento de um espécime tratado de acordo com as especificações do fabricante (condicionamento ácido + *primer* + adesivo). Podemos observar que os túbulos dentinários encontram-se abertos e em comunicação com a superfície externa.

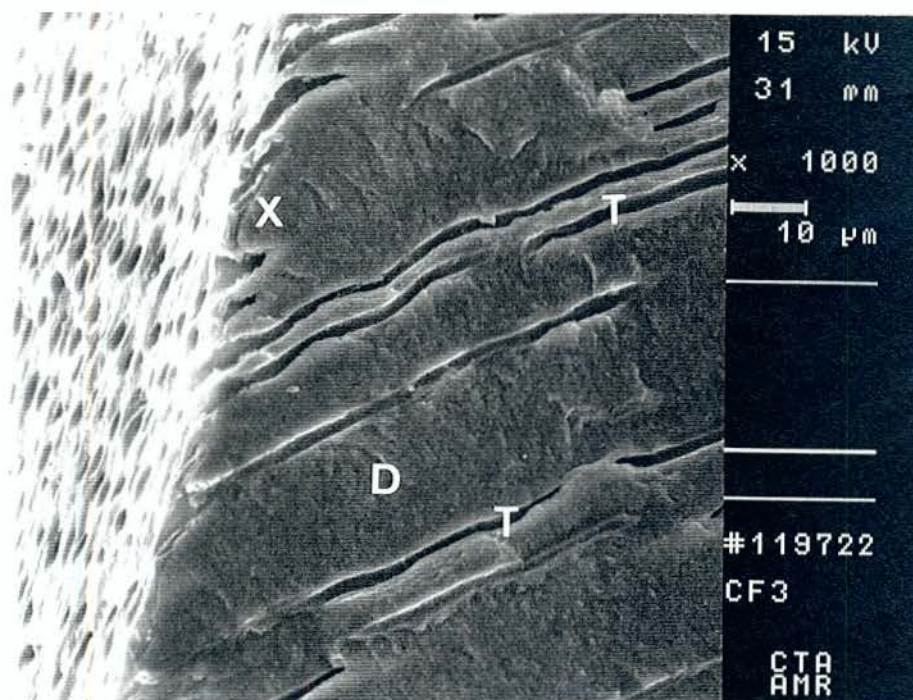


FIGURA 8 - Fotomicrografia da interface de adesão do espécime que recebeu o tratamento dentinário, conforme as especificações do fabricante (condicionamento ácido + *primer* + adesivo) - (X); dentina intertubular (D); túbulos dentinários (T).

A Figura 9 retrata o aspecto dentinário após o cisalhamento de um espécime hipermineralizado. Podemos observar uma região com característica bastante diferente da dentina subjacente. Nesta região não se observa a presença de túbulos dentinários.

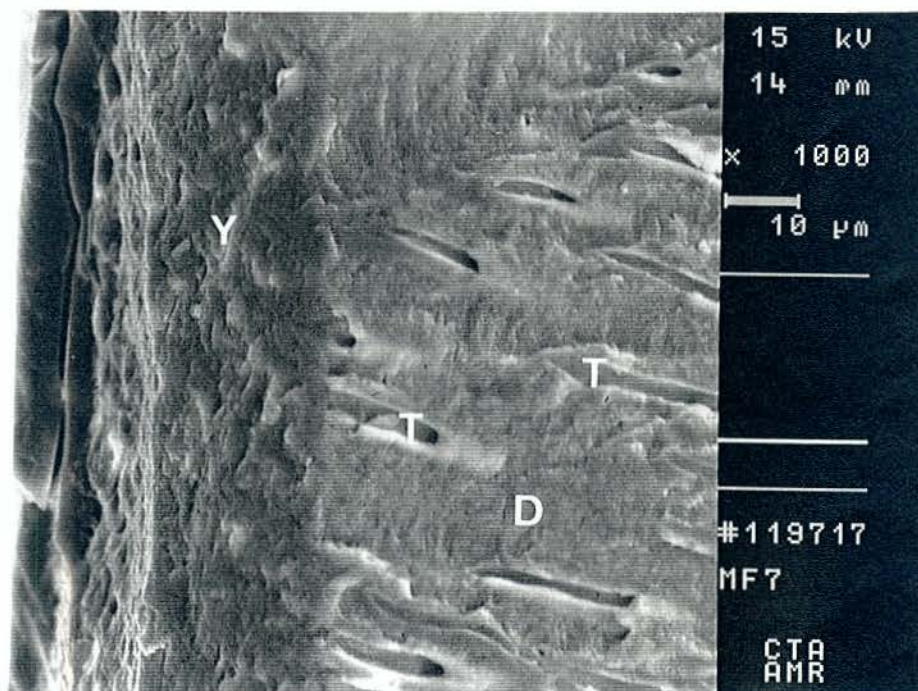


FIGURA 9 - Fotomicrografia da interface de adesão do espécime que recebeu o tratamento com hipermineralização e sistema adesivo, conforme as especificações do fabricante (Y); dentina intertubular (D); túbulos dentinários (T).

A Figura 10 mostra a ação do laser sobre a superfície dentinária pré-tratada com sistema adesivo (condicionamento ácido + *primer* + adesivo). Novamente verificamos uma faixa de tecido com estrutura diferente da dentina subjacente. Também não observamos a presença de túbulos dentinários na superfície tratada.

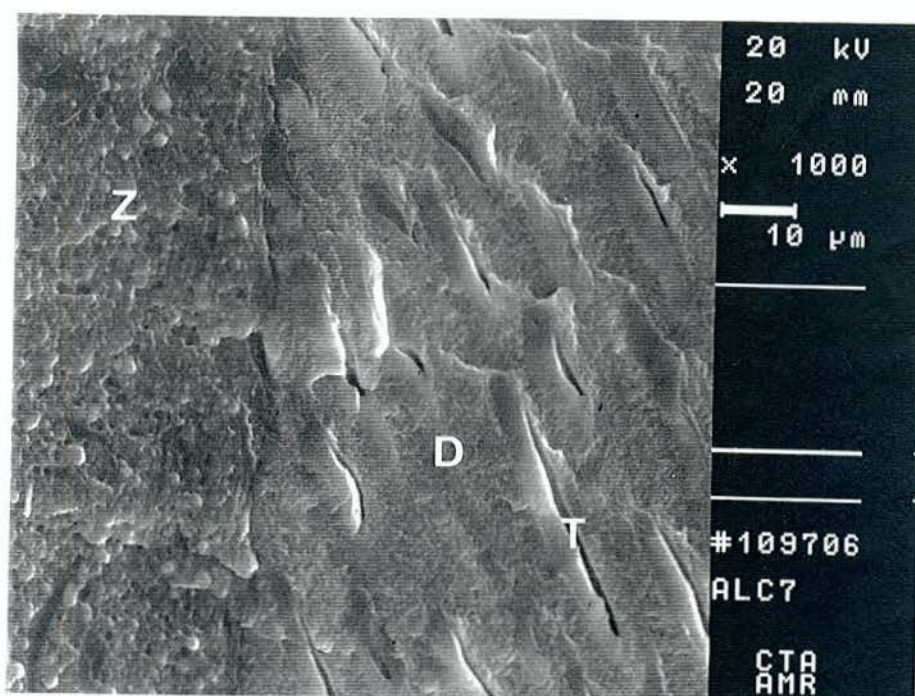


FIGURA 10 - Fotomicrografia da interface de adesão do espécime que recebeu o tratamento dentinário, conforme as especificações do fabricante + laser (Z); dentina intertubular (D); túbulos dentinários (T).

A Figura 11 mostra a ação do laser sobre a superfície dentinária hipermineralizada pré-tratada com sistema adesivo (condicionamento ácido + *primer* + adesivo). Verificamos que a região externa do espécime apresenta ligeira alteração morfológica, entretanto diferente da apresentada na Figura 10.

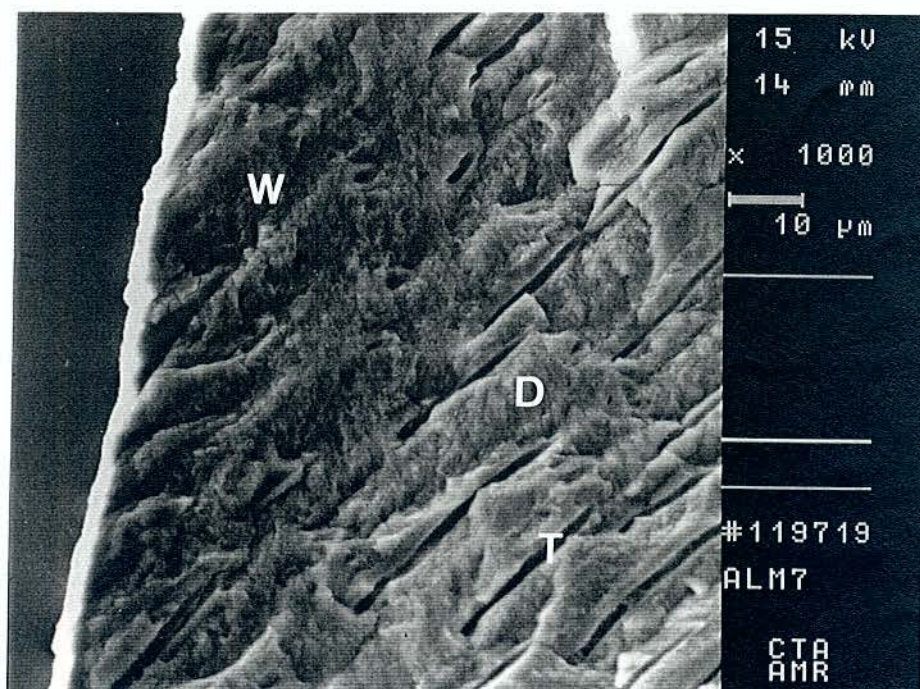


FIGURA 11 - Fotomicrografia da interface de adesão do espécime que recebeu o tratamento hipermineralizante + sistema adesivo + laser) (W); dentina intertubular (D); túbulos dentinários (T).

A Figura 12 mostra o aspecto dentinário após hipermineralização, laser e sistema adesivo. Observamos que, na faixa mais superficial do espécime, não existem túbulos dentinários abertos característicos de uma dentina normal condicionada.

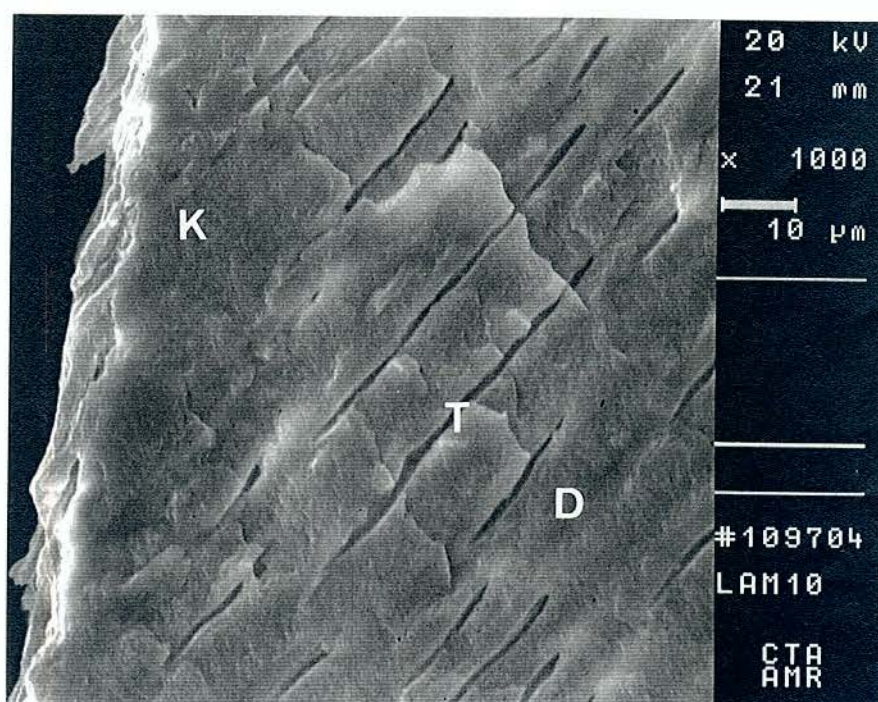


FIGURA 12 - Fotomicrografia da interface de adesão do espécime que recebeu o tratamento dentinário com hipermineralização + laser + sistema adesivo, conforme as especificações do fabricante (K); dentina intertubular (D); túbulos dentinários (T).

Do grupo de amostras que receberam tratamento com ácido clorídrico e hipoclorito de sódio, selecionamos as fotomicrografias representadas nas Figuras 13 e 14.

Na região onde houve a remoção de dentina pelo ácido, verificamos a interpenetração do sistema adesivo ocupando os túbulos e suas extensões laterais.

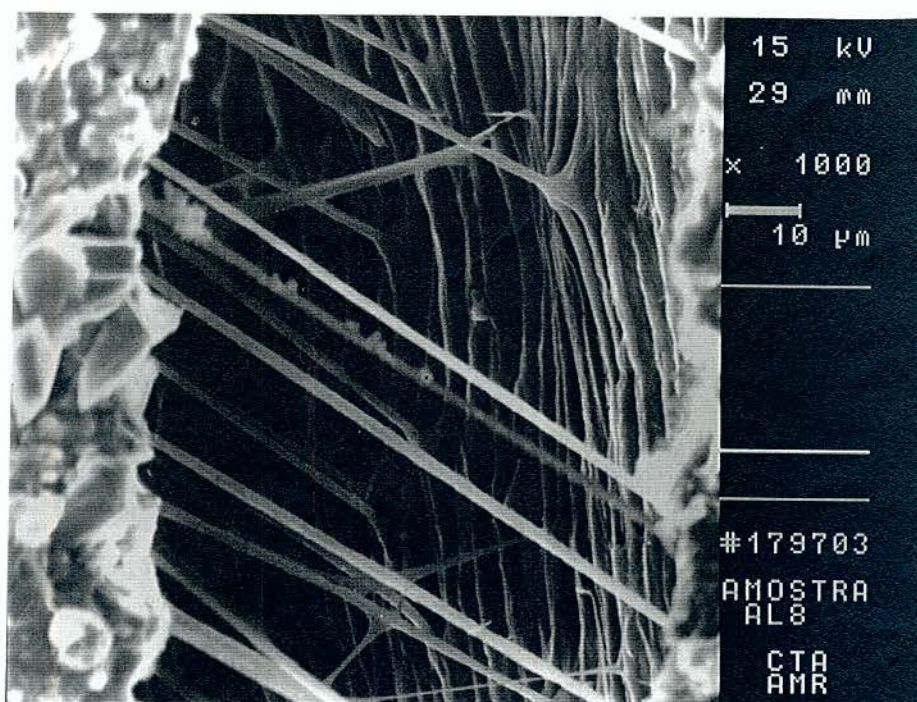


Figura 13 - Fotomicrografia da interface de adesão do espécime que recebeu o sistema adesivo + laser e posterior tratamento ácido para desmineralização e desproteinização.

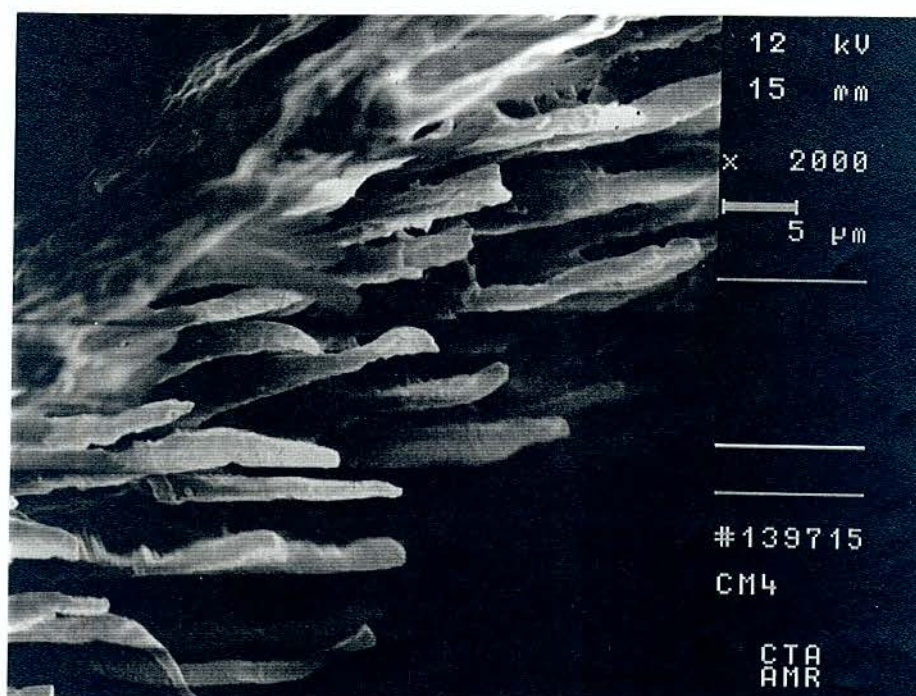


Figura 14 - Fotomicrografia da interface de adesão do espécime que recebeu o sistema adesivo, conforme as especificações do fabricante e posterior tratamento ácido para desmineralização e desproteinização.

6 DISCUSSÃO

A dentina é um substrato bastante complexo para o estabelecimento de uma efetiva e duradoura adesão, dada à sua variabilidade química e física: presença de componentes orgânicos e inorgânicos, água e oxigênio, densidade, diâmetro e orientação de túbulos conforme a profundidade, bem como diferentes proporções de dentina peritubular, intertubular e esclerosada, permeabilidade e comunicação com o órgão pulpar (Garone Filho et al.³⁴, 1975; Garberoglio & Brannstromm³³, 1976; Phillips⁷⁷, 1986; Tao & Pashley^{98,99}, 1989; Öilo & Olsson⁶¹, 1990; Charlton & Moore²⁰, 1991; Nakabayashi et al.⁵⁹, 1991; Pashley et al.⁶⁶, 1992; Van Meerbeek et al.¹⁰⁵, 1992; Perdigão et al.⁷⁴, 1994).

Observando atentamente as afirmações acima, constatamos que a variabilidade química e física se intensifica em função da profundidade, que se traduz em uma das variáveis mais significativas nos estudos de adesão à dentina (Gwinnett⁴⁰, 1984; Pashley⁶⁵, 1984; Stanford et al.⁹⁰, 1985; Tao & Pashley⁹⁹, 1989; Öilo & Olsson⁶¹, 1990; Van Meerbeek et al.¹⁰⁵, 1992; Takemori et al.⁹⁷, 1993).

Os estudos de Garberoglio & Brannstromm³³, 1976, Olsson et al.⁶², 1993, Watanabe et al.¹¹¹, 1996, e Yoshiyama et al.¹²⁰, 1996, são claros na confirmação da

significância da profundidade nos estudos de adesão e estabelecem os padrões de densidade, diâmetro e orientação dos túbulos dentinários em função dessa profundidade nas diferentes regiões da dentina humana: vinte mil túbulos/mm² e 0,9µm de diâmetro para a dentina superficial, 29 mil túbulos/mm² e 1,2µm de diâmetro para a dentina média e 45 mil túbulos/mm² e 2,5µm de diâmetro para a dentina profunda; a dentina da face oclusal mostra maior variação no número, tamanho e orientação dos túbulos, variação esta que aumenta com a profundidade, sendo que a face vestibular exibe menor variação no padrão dos túbulos, podendo oferecer melhores condições de padronização das mensurações nas pesquisas.

Por essas razões, optamos pela utilização da dentina da superfície vestibular para a realização deste estudo.

De acordo ainda com a profundidade, segundo Van Meerbeek et al.¹⁰⁵, 1992, encontramos na dentina superficial 96% da área ocupada por dentina intertubular, que oferece uma rica trama colágena, fundamental para a formação da camada híbrida, 3% por dentina peritubular, mais mineralizada e de maior dificuldade de interpenetração pelos monômeros adesivos e apenas 1% pelo fluido dentinário. Porém, em dentina profunda esta situação se inverte, sendo que a dentina peritubular passa a ocupar 66% dessa área, a dentina intertubular, 12% e o fluido dentinário, 22%.

Isto representa a significância da profundidade na permeabilidade da dentina e no estabelecimento de diferenças

na morfologia da hibridização, sendo que, em dentina profunda, os *tags* resinosos apresentam-se mais numerosos e mais longos (pela menor mineralização dessa dentina e maior quantidade e largura de túbulos), tornando maior a espessura da camada híbrida. Contudo, essa espessura da camada híbrida não torna a união mais efetiva, pois o embricamento mecânico na dentina intertubular, mesmo que com pouca espessura, é o grande responsável pela resistência adesiva (Gwinnett et al.⁴¹, 1996; Yoshiyama et al.¹¹⁹, 1995; Yoshiyama et al.¹²⁰, 1996).

Além das implicações na permeabilidade, a dentina profunda exibe uma menor resistência mecânica (45 MPa) quando comparada à dentina superficial (131MPa), segundo Yoshiyama et al.¹¹⁹, 1995.

Tais observações nos levaram à realização de um controle mais efetivo da profundidade do remanescente dentinário do que normalmente relatam os estudos de resistência adesiva, que somente desgastam o esmalte até a exposição da dentina subjacente (Saunders⁸⁶, 1988; Mauro^{48,49}, 1992 e 1995; Burrow et al.¹², 1994; Chain et al.¹⁷, 1994; Gwinnett et al.⁴¹, 1996; Meiers & Shook⁵¹, 1996; Miazaki et al.⁵⁴, 1996; Uno & Finger¹⁰⁴, 1996; Silva et al.⁸⁷, 1996), ou desgastam a dentina até a exposição de uma área compatível com o diâmetro de um cilindro de resina padronizado que será testado quanto à resistência ao cisalhamento (Fowler et al.³¹, 1992).

Acreditamos que esses métodos citados acima como exemplos e que expressam grande parte dos trabalhos publicados, não oferecem uma padronização efetiva do remanescente real dentinário no momento da adesão.

Para minimizar esse problema, realizamos um controle radiográfico de todos os corpos de prova, conforme orientação de White et al.¹¹³, 1994.

Essa técnica, apesar de todas as limitações de mensurações radiográficas, possibilitou-nos o controle do remanescente dentinário à espessura de 1,5 a 2,5mm.

A análise de covariância (ANCOVA -Tabela 11, Figura 6) nos mostra que, nas condições experimentais, não houve correlação significativa entre a espessura dentinária e a resistência adesiva ($p > 0,05$). Podemos, portanto, inferir que a variável profundidade foi bem controlada no experimento, interferindo de maneira semelhante em todas as condições experimentais.

Ainda em consideração ao aspecto morfológico do tecido dentinário, observamos que a utilização de dentes bovinos, para testes laboratoriais de sistemas adesivos recém-lançados no mercado odontológico, tem crescido no decorrer dos anos.

Tal fato se deve, além da dificuldade em se obter dentes humanos livres de cáries ou restaurações, à comprovação científica de que os dentes bovinos (modelos animais) se prestam às pesquisas laboratoriais como substitutos

dos dentes humanos, sendo fornecedores da performance dos sistemas adesivos como primeiros modelos, previamente aos testes clínicos (Tagami et al.⁹⁵, 1990; Ruse & Smith⁸³, 1991; Fowler et al.³¹, 1992; Pashley et al.⁶⁸, 1995; Silva et al.⁸⁷, 1996; Patierno et al.⁷², 1996).

Saunders et al.⁸⁶, 1988, relatam que o diâmetro, a orientação e a concentração de túbulos por unidade de área na dentina humana e bovina são similares. As Figuras 15 e 16 mostram fotomicrografias da estrutura da dentina humana e bovina.

Segundo Patierno et al.⁷², 1996, o dente bovino apresenta resistência à tração, resistência ao cisalhamento e módulo de elasticidade similares ao dente humano. Além disso, o dente bovino fornece a possibilidade de controlarmos o tempo de estocagem, a obtenção de dentes frescos, de animais de igual faixa etária, livres de cáries ou doenças periodontais, fatores que poderiam gerar alterações morfológicas e consequentes variações nos resultados.

De acordo com a literatura, optamos por utilizar os dentes bovinos neste estudo.

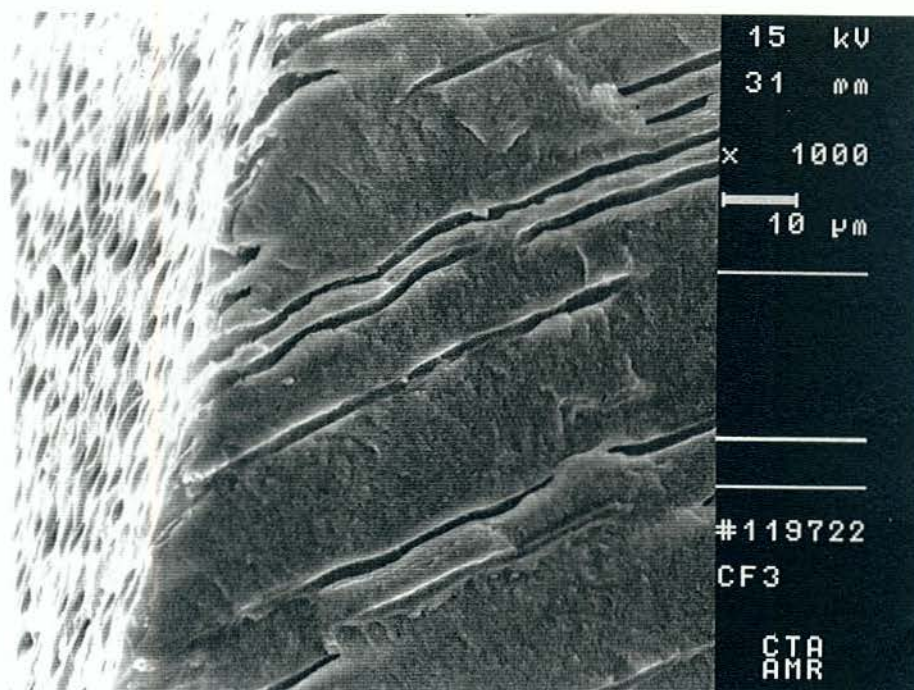


FIGURA 15 - Estrutura da dentina bovina.

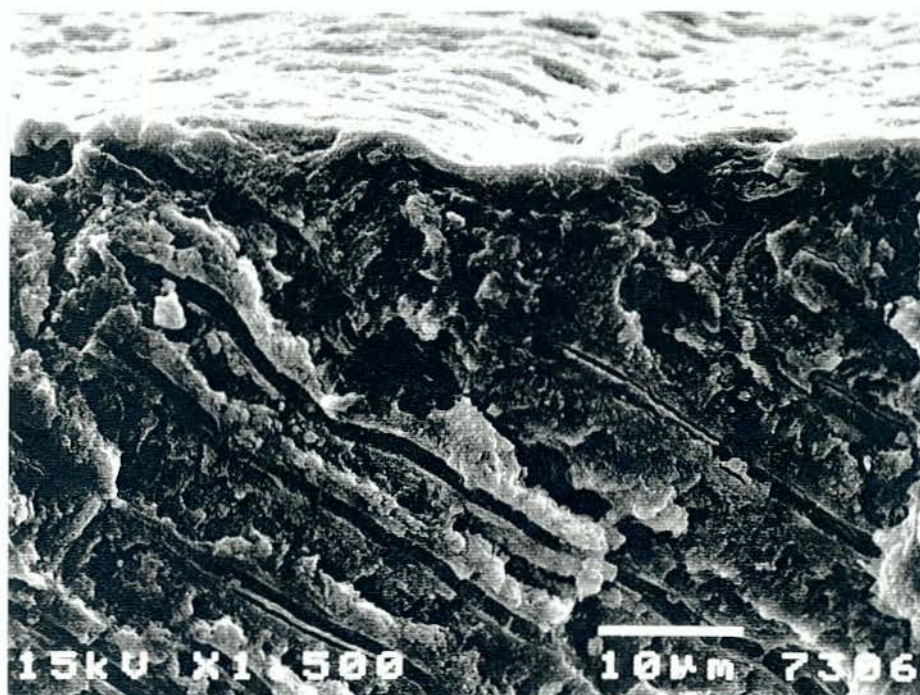


FIGURA 16 - Estrutura de dentina humana.

Dentre os diversos fatores que podem afetar a adesão, encontramos grande polêmica quanto à estocagem dos dentes obtidos para os testes laboratoriais (Tao & Pashley⁹⁸, 1989; Yamaguchi et al.¹¹⁸, 1989; Öilo & Olsson⁶¹, 1990; Carracho et al.¹⁴, 1991, Fowler et al.³¹, 1992).

A incrementação das pesquisas, com relação às soluções de estocagem, baseia-se no fato de que a obtenção de grandes quantidades de dentes humanos de igual faixa etária em curto período de tempo, tem se tornado impossível.

Dessa forma, soluções como formalina 10%, salina fisiológica associada ou não a microbicidas como timol 0,2% e cloramina 0,5%, tampão-fosfato, água destilada e azida sódica à temperatura ambiente ou em geladeira a 4°C, vêm sendo utilizadas para a estocagem dos espécimes, previamente ao uso laboratorial para os testes de resistência adesiva e microinfiltração (Diaz-Arnold et al.²⁶, 1990; Wendt et al.¹¹², 1990; Dickinson et al.²⁷, 1991; Cooley & Dodge²², 1989; Perdigão et al.⁷⁴, 1994; Pashley et al.⁶⁸, 1995; Patierno et al.⁷², 1996; Tonami et al.¹⁰², 1996; Camps et al.¹³, 1996; Strawn et al.⁹¹, 1996).

No entanto, trabalhos como os de Camps et al.¹³, 1996, Tonami et al.¹⁰², 1996 e Strawn et al.⁹¹, 1996, mostram que a estocagem por tempo prolongado (mais de uma semana), pode promover modificações iônicas entre a solução e a dentina, modificações no colágeno intratubular e modificações nas glicoproteínas, além de alterações na permeabilidade por

precipitação iônica intratubular, afetando diretamente os resultados de resistência adesiva e microinfiltração. Camps et al.¹³ afirmam, ainda, que as soluções que contêm tampão podem afetar a ação dos condicionadores ácidos usados no pré-tratamento dentinário.

As soluções apontadas na literatura, com relação ao problema estocagem, têm sido a Criopreservação (conservação em nitrogênio líquido) até 13 semanas (Camps et al.¹³, 1996), o congelamento em freezer -18°C (Tonami et al.¹⁰², 1996), por não mais de 28 dias e a utilização de dentes bovinos frescos.

Portanto, a estocagem representou mais um fator que nos conduziu ao uso do dente bovino em nossa experimentação (facilidade de controle e obtenção).

Ressaltamos, no entanto, que, para a padronização do experimento, faz-se necessário que a metodologia seja executada por um único operador. Isso impossibilita a rapidez no uso dos espécimens e gera a necessidade de estocagem, mesmo que por um curto período de tempo.

O método de congelamento em freezer, conforme sugeriu Tonami et al.¹⁰², 1996, foi o escolhido para a estocagem nesse curto período, pela segurança e facilidade de aplicação.

Acreditamos, com isso, termos conseguido uma aproximação das condições *in vivo*, no que se refere à conservação da integridade do tecido dentinário.

A revisão da literatura nos mostra claramente que a polêmica sobre a remoção ou não da *smear layer* continua.

Os trabalhos laboratoriais ditam, como norma geral, que a presença da *smear layer* altera o potencial de adesão dos sistemas adesivos (Meryon et al.⁵³, 1987; Triolo Junior & Swift Junior¹⁰³, 1992; Pashley et al.⁶⁷, 1993; Pashley et al.⁷¹, 1993; Yu et al.¹²¹, 1993; Perdigão et al.⁷⁴, 1994).

A *smear layer* diminui a energia de superfície, reduzindo a reatividade superficial, exhibe baixos valores de resistência adesiva, tornando os sistemas que a ela se ligam mais vulneráveis à microinfiltração, denatura com o tempo e pode apresentar microorganismos viáveis em seu interior, constituindo-se em fonte constante de risco de irritação pulpar. Portanto, sua remoção poderá proporcionar um substrato fisicamente forte e quimicamente oportuno aos propósitos adesivos (Fusayama et al.³², 1979; Nakabayashi et al.⁵⁸, 1982; Meryon et al.⁵³, 1987; Nakabayashi et al.⁵⁹, 1991; Ruse & Smith⁸³, 1991; Nakabayashi & Takarada⁵⁷, 1992; Triolo Junior & Swift Junior¹⁰³, 1992; Pashley et al.⁷¹, 1993; Yu et al.¹²¹, 1993; Perdigão et al.⁷⁴, 1994; Van Meerbeek et al.¹⁰⁷, 1994; Walshaw & McComb¹⁰⁹, 1994; Silva e Souza Junior⁸⁸, 1995; Gilpatrick et al.³⁸, 1996; Perdigão et al.⁷⁵, 1996).

Segundo Patierno et al.⁷², 1996, os mecanismos pelos quais ocorre o aumento da resistência adesiva com a formação da camada híbrida são: aumento da área de superfície interfacial resina/dentina; aumento da retenção

mecânica e melhor selamento e oclusão dos túbulos dentinários com *tags* resinosos. Essas características podem ser observadas na Figura 14, onde pela desmineralização de uma faixa superficial de dentina, constatamos a formação da camada híbrida e longos *tags* resinosos.

Contudo, a eficácia do condicionamento ácido total e a segurança oferecida pela formação da camada híbrida ou zona de interdifusão têm sido contestadas pelos estudos *in vivo* ou *in vitro*, com simulação da pressão pulpar (Van Meerbeek et al.¹⁰⁶, 1993; Sano et al.⁸⁵, 1995; Watanabe et al.¹¹⁰, 1994; Costa et al.²⁴, 1997).

Numerosas desvantagens do condicionamento ácido têm sido relatadas nos trabalhos. Estas incluem o aumento da permeabilidade e consequente umidade superficial da dentina, aumento do potencial para denaturação do colágeno superficial e/ou redução das porosidades da matriz desmineralizada por precipitação dos íons cálcio e fósforo, aumento do potencial para irritação pulpar por infiltração dos produtos microbianos ou pela criação da zona de fragilidade, fruto da diferença no potencial de desmineralização/penetração dos agentes resinosos, levando à hidrólise do colágeno com o tempo (Tao & Pashley⁹⁹, 1989; Pashley et al.⁶⁶, 1992; Van Meerbeek et al.¹⁰⁶, 1993; Watanabe et al.¹¹⁰, 1994; Sano et al.⁸⁵, 1995; Swift Junior et al.⁹³, 1995; Tay et al.¹⁰¹, 1996).

É certo que a remoção da *smear layer* leva a um aumento exagerado da permeabilidade, principalmente em

dentina profunda, e consequente aumento da umidade superficial (Pashley⁶⁵, 1984; Gwinnett⁴⁰, 1984; Tao & Pashley⁹⁹, 1989).

Na presença de umidade exagerada, os monômeros resinosos não se polimerizam completamente e são fonte constante de irritação pulpar, induzindo à diferenciação indiscriminada das células mesenquimais indiferenciadas, inibição da síntese de DNA e proteínas e inibição da respiração aeróbica das células, levando a polpa a um envelhecimento precoce (Gerzina & Hume³⁶, 1996; Costa et al.²⁴, 1997).

A ação irritante dos monômeros adesivos, quando aplicados em dentina, não depende apenas do seu potencial citotóxico, mas também da capacidade de difusão desses componentes pelos túbulos dentinários. Esse efeito vem sendo agravado pelo aumento da difusibilidade dos monômeros resinosos constituintes dos *primers*, como o HEMA, que, por possuir baixo peso molecular, difunde-se fácil e rapidamente, podendo ser responsável pela exacerbação da resposta inflamatória pulpar (Gerzina & Hume³⁵, 1995; Costa et al.²⁴, 1997).

Segundo Costa et al.²⁴, 1997, outros fatores além do peso molecular, ainda influenciam o potencial de difusibilidade e, conseqüentemente, de citotoxicidade dessas moléculas, tais como: a sua concentração no *primer* ou adesivo, a profundidade da cavidade ou remanescente dentinário, a

idade do paciente, a presença de dentina esclerosada, o tempo de contato do material com o substrato, a pressão positiva de fluido e as associações com outros monômeros presentes nas resinas adesivas e compostas (TEGDMA e BIS-GMA).

Os autores afirmam ainda que, como existem espaços preenchidos por fluido na camada híbrida, os componentes solúveis em água e de baixo peso molecular, como o HEMA, podem se difundir facilmente através dos túbulos dentinários e afetar a camada de células odontoblásticas localizadas abaixo da cavidade, em discordância de White et al.¹¹⁶, 1994 e Suzuki et al.⁹², 1994.

Percebemos, com isso, a preocupação da comunidade científica em não sobrepujar os limites biológicos frente às vantagens mecânicas oferecidas pela técnica do condicionamento ácido total.

Concordamos com Ruse & Smith⁸³, 1991, no estabelecimento de alguns passos importantes para a solução dos problemas relacionados ao mecanismo de adesão à dentina: uma caracterização do substrato; o desenvolvimento de um agente adesivo capaz de interagir com o principal, senão com todos os constituintes do substrato; o desenvolvimento de um pré-condicionamento para otimizar e aumentar a reação entre o agente adesivo e o substrato.

Na busca dessa solução, os mais diferentes tipos de soluções condicionadoras têm sido empregados sobre o substrato dentinário: ácido poliacrílico, EDTA, ácido tânico,

ácido nítrico, ácido cítrico associado ou não a cloretos de cálcio ou ferro, ácido maleico, ácido fosfórico e oxalatos de alumínio, cálcio ou ferro (Brannstrom & Johnson¹⁰, 1974; Garberoglio & Brannstrom³³, 1976; Bowen & Coob⁸, 1983; Retief et al.⁸¹, 1988; Pashley et al.⁶⁹, 1989; Tao & Pashley⁹⁸, 1989; Wendt et al.¹¹², 1990; Nakabayashi et al.⁵⁹, 1991; Pashley et al.⁶⁶, 1992; Barkmeier & Cooley⁵, 1992; Chain & Leinfelder¹⁶, 1993; Yu et al.¹²¹, 1993; Pashley et al.⁶⁷, 1993; Takahashi et al.⁹⁶, 1993; Perdigão et al.⁷⁴, 1994; Perdigão et al.⁷⁵, 1996).

Primers ricos em acetona também têm sido preconizados para garantir a penetração na dentina desmineralizada, bem como a sua aplicação, de forma ativa, sobre a dentina, além da conjugação a resinas de baixa viscosidade (Perdigão et al.⁷⁴, 1994; Miazaki et al.⁵⁴, 1996; Swift Junior et al.⁹⁴, 1996).

No entanto, parece que todos os tipos de tratamento têm em comum a manutenção da umidade dentinária, durante os procedimentos adesivos, como garantia de alta resistência adesiva pelo não colapso do colágeno e pela manutenção dos poros de penetração dos monômeros (Kanca III⁴⁴, 1992; Perdigão & Swift Junior⁷³, 1994; Perdigão et al.⁷⁴, 1994; Perdigão et al.⁷⁵, 1996; Gwinnett et al.⁴¹, 1996; Tay et al.¹⁰⁰, 1996).

Autores como Van Meerbeek et al.¹⁰⁵, 1992 ; Sano et al.⁸⁴, 1994; Sano et al.⁸⁵, 1995 e Swift Junior et al.⁹⁴, 1996, salientam que os pré-tratamentos ácidos visam ainda a

modificação do substrato dentinário, de forma a oferecer à dentina superficial uma característica elástica, que possa permitir alguma flexibilidade durante a contração de polimerização da resina restauradora, melhorando a adesão.

Novas maneiras de se tratar a *smear layer* começam a despontar, como a preconizada por Watanabe et al.¹¹⁰, 1994 e Chigira et al.²¹, 1994. Nessa técnica, os autores observam a formação da camada híbrida sem condicionamento ácido ou remoção da *smear layer*, pela aplicação de uma solução composta de PHENYL-P e HEMA. Dependendo da concentração dessas substâncias, a permeabilidade não é aumentada, pois os *smear plugs* não são removidos; a camada híbrida é observada, graças à desmineralização seletiva da *smear layer* pelo PHENYL-P e consequente interpenetração do HEMA; a integridade do complexo dentina-pulpar é mantida. Contudo, essa reestruturação da *smear layer* necessita de avaliações clínicas longitudinais para comprovação de sua eficácia.

A microabrasão com óxido de alumínio ou hidroxiapatita também desponta como tratamento alternativo do substrato dentinário (Los & Barkmeier⁴⁶, 1994).

Uma outra maneira de se tratar o substrato dentinário é através da irradiação laser. Esse tipo de tratamento produz modificações morfológicas, pela fusão e recristalização da hidroxiapatita dentinária (Cooper et al.²³, 1988; Pashley et al.⁷⁰, 1992; Mohsen & Shabka⁵⁵, 1993; Pagdiwala et al.⁶⁴, 1993;

White et al.¹¹⁴, 1993; White et al.¹¹⁵, 1993; Wigdor et al.¹¹⁷, 1993; Cernavin¹⁵, 1994; White et al.¹¹³, 1994; Visuri et al.¹⁰⁸, 1996). Os efeitos desse tipo de tratamento sobre o complexo dentina-polpa ocorrem pelo aumento da temperatura durante a irradiação laser e encontram-se dependentes do remanescente dentinário, presença de irrigação e variáveis do laser - tipo de laser, potência, pulso/tempo, densidade - (Adrian & Washington², 1977; Anic et al.³, 1992; Pashley et al.⁷⁰, 1992; Paghiwala et al.⁶⁴, 1993; White et al.¹¹⁵, 1993; White et al.¹¹³, 1994; Anic⁴, 1996).

Portanto, baseados nessas observações previamente discutidas, nos propusemos a realizar esta experimentação empregando: **a dentina bovina** - pela facilidade de obtenção, armazenamento e padronização da faixa etária (Saunders et al.⁸⁶, 1988; Tagami et al.⁹⁵, 1990; Ruse & Smith⁸³, 1991; Fowler et al.³¹, 1992; Pashley et al.⁶⁸, 1995; Patierno et al.⁷², 1996; Silva et al.⁸⁷, 1996); **a superfície vestibular** - que oferece maior possibilidade de padronização (Aboush & Jenkins¹, 1984; Fowler et al.³¹, 1992; Olsson et al.⁶², 1993; Burrow et al.¹², 1994; Gonçalves³⁹, 1994, Watanabe et al.¹¹¹, 1996; Yoshiyama et al.¹²⁰, 1996); **uma espessura média padronizada entre 1,5-2,5mm** - para obtenção de um menor coeficiente de variação dos resultados (Garberoglio & Brannstromm³³, 1976; Tao & Pashley⁹⁹, 1989; Tagami et al.⁹⁵, 1990; McCabe & Rusby⁵⁰, 1992; Van Meerbeek et al.¹⁰⁵, 1992; Takemori et al.⁹⁷, 1993; Pashley et al.⁶⁸, 1995; Gwinnett et al.⁴¹,

1996; Yoshiyama et al.¹²⁰, 1996). Além desses fatores, salientamos **o embutimento dos espécimens em resina acrílica** - pela maior facilidade de manipulação dos espécimens durante os ensaios laboratoriais e comprovada não influência nos resultados, quando comparados aos dentes não embutidos (Takemori et al.⁹⁷, 1993); **a não realização da termociclagem** - que tende a afetar mais significativamente os sistemas adesivos que não removem a *smear layer*, reduzindo sua resistência adesiva ou aumentando a resistência dos sistemas adesivos mais modernos que removem a *smear layer* (Chan et al.¹⁸, 1985; Retief et al.⁸², 1990; Davidson et al.²⁵, 1993; Oilo & Austrheim⁶⁰, 1993); **o preparo da superfície dentinária a ser submetida aos procedimentos adesivos com lixa 600** - que laboratorialmente melhor simula a *smear layer* criada com brocas ou pontas diamantadas (Watanabe et al.¹¹⁰, 1994); **a área de 4mm utilizada para o teste** - segundo Pashley et al.⁶⁸, 1995, há uma tendência das superfícies muito amplas produzirem fraturas coesivas da dentina com forças muito baixas. Podemos observar a constatação dessa afirmação, nos estudos de Perinka et al.⁷⁶, 1992, que utilizou uma área de 5,5mm em dentina bovina e obteve fraturas coesivas com $9,2 \pm 4,4$ MPa. Nenhuma fratura coesiva de dentina foi observada em nossos resultados; **o emprego do Scotchbond Multi-Use Plus - 3M** - como um dos sistemas adesivos mais utilizados nas pesquisas e que têm apresentado uma crescente evolução em função das mesmas: Scotchbond, Scotchbond 2, Scotchbond

Multi-Use, Scotchbond Multi-Use Plus. O Scotchbond Multi-Use Plus é um sistema que remove completamente a *smear layer* pela aplicação do condicionamento com o ácido fosfórico 37% e cria a camada híbrida pela aplicação consecutiva do *primer* e adesivo com características hidrofóbicas e hidrofílicas, garantindo elevados valores de resistência adesiva (Chappell et al.¹⁹, 1990; Öilo & Olsson⁶¹, 1990; Fowler et al.³¹, 1992; Eick et al.²⁸, 1991; Eick et al.³⁰, 1993; Mc Cabe & Rusby⁵⁰, 1992; Öilo & Austrheim⁶⁰, 1993; Yu et al.¹²¹, 1993, Gonçalves³⁹, 1994; Perdigão & Swift⁷³, 1994; Perdigão et al.⁷⁴, 1994; Mauro⁴⁹, 1995; Yoshiyama et al.¹²⁰, 1996); **o teste de cisalhamento** - como um dos principais testes laboratoriais indicadores da performance clínica dos sistemas adesivos (Chappell et al.¹⁹, 1990; Eick et al.²⁸, 1991; Eick et al.³⁰, 1993; Fowler et al.³¹, 1992; Mc Cabe & Rusby⁵⁰, 1992; Öilo & Austrheim⁶⁰, 1993; Yu et al.¹²¹, 1993, Gonçalves³⁹, 1994; Perdigão et al.⁷⁴, 1994; Mauro⁴⁹, 1995). Vale aqui ressaltar a nossa preferência pelo teste de cisalhamento convencional, pela possibilidade de comparação dos nossos resultados com trabalhos anteriores por nós realizados e por toda a comunidade científica. Sabemos, contudo, da atual tendência à substituição do teste de cisalhamento pelo teste de micro-tensão ou micro-tração (Watanabe et al.¹¹⁰, 1994; Sano et al.⁸⁴, 1994; Pashley et al.⁶⁸, 1995; Yoshiyama et al.¹¹⁹, 1995; Yoshiyama et al.¹²⁰, 1996). No entanto, ainda poucos resultados encontram-se à nossa disposição na literatura, o que gera pouca informação com

relação à tecnologia para a realização do referido teste. Esperamos, futuramente, realizar comparações entre ambos os métodos e melhor nos posicionarmos com relação à efetividade dos resultados fornecidos.

Clinicamente, a adesão é feita em dentes que já foram restaurados, com processos de cáries ou em áreas abrasionadas, revelando a presença de dentina esclerosada (Perdigão et al.⁷⁴, 1994; Pashley et al.⁶⁸, 1995).

A dentina esclerosada, segundo Sousa et al. 1995, representa uma resposta precoce ao estímulo de cárie e, provavelmente, corresponde a um aumento do processo fisiológico normal de formação de dentina peritubular. Essa aceleração na atividade metabólica está particularmente relacionada a um aumento na síntese do colágeno, com posterior aumento na atividade da fosfatase alcalina e ATPase, o que leva à deposição imediata de mineral e, por conseguinte, à obliteração gradual da luz do túbulo.

A Figura 9 sugere a obliteração dos túbulos dentinários por uma faixa de tecido com características morfológicas bastante diferentes da dentina subjacente e da dentina da Figura 8, onde o sistema adesivo foi empregado sobre dentina normal.

Essa dentina é hipermineralizada e menos permeável aos ácidos que a dentina primária. Além disso, a *smear layer* da dentina esclerosada pode ser mais ácido-resistente que a *smear layer* produzida pela dentina normal

(primária e secundária), devido a seus túbulos serem preenchidos com cristais ácido- resistentes de *whitelockite* ou outra forma menos solúvel de fosfato de cálcio (Pashley et al.⁶⁸, 1995; Sousa et al.⁸⁹, 1995; Swift Júnior et al.⁹³, 1995; Yoshiyama et al.¹²⁰, 1996).

Nossa experimentação avaliou a dentina bovina sob condições normais (dente fresco) e sob condições de hipermineralização.

Uma solução mineralizante, proposta por Perdigão et al.⁷⁴, 1994, foi utilizada em nosso estudo para simular a hipermineralização da dentina esclerosada. Segundo o autor, tal hipermineralização proporciona o aumento da dentina peritubular e a obliteração dos túbulos, dificultando o estabelecimento de uma adequada interpenetração do sistema adesivo e consequente adesão, à semelhança das erosões cervicais.

Todos os sistemas adesivos usados pelo autor (AllBond 2, Amalgambond e Prisma Universal Bond 3) apresentaram menor resistência adesiva de forma previsível à dentina hipermineralizada, com exceção do Scotchbond Multi-Purpose, que apresentou resultados imprevisíveis, com alto coeficiente de variação (45%).

Segundo o autor, a hipótese do mecanismo de adesão do sistema Scotchbond Multi-Purpose, que utiliza a interação com o cálcio da dentina pela reação ácido/base estabelecida pelo componente ionomérico (co-polímero do

ácido polialquênóico do ionômero de vidro Vitrebond), deveria fornecer valores mais altos e constantes de adesão à dentina hipermineralizada.

Nossos resultados comprovaram essa hipótese e forneceram valores mais elevados de resistência adesiva para o grupo mineralizado (Tabela 4), quando o pré-tratamento foi realizado segundo o fabricante, em discordância dos resultados de Perdigão et al.⁷⁴, 1994.

Essa diferença pode ter ocorrido, em parte, pelo tipo de condicionamento ácido da dentina. Em 1994, o Scotchbond Multi-Purpose fornecia como agente condicionador o ácido maleico 10%. Atualmente, em sua versão Plus, o agente condicionador fornecido é o ácido fosfórico 37%, que oferece maior poder de penetração e desmineralização da dentina. Acreditamos, assim, que, além do mecanismo sugerido por Perdigão et al.⁷⁴, 1994, de uma união ao cálcio da dentina, o novo sistema adesivo, por conter um ácido mais forte, pôde atingir camadas mais profundas da dentina e aumentar o embricamento mecânico, estabelecendo um mecanismo de união mais efetivo, em se tratando do substrato mineralizado.

Contudo, frente ao substrato normal, o ácido fosfórico poderá ter sido muito agressivo na desmineralização e remoção do cálcio, induzindo a menores valores de resistência adesiva (Tabela 4).

Além dos grupos Controle e Mineralizado, a dentina bovina recebeu, em nossa experimentação, três tipos de

pré-tratamentos: conforme o fabricante - **F** (condicionamento ácido, *primer* e adesivo); **AL** (condicionamento ácido, *primer* e adesivo + laser) e **LA** (laser + condicionamento ácido, *primer* e adesivo).

Segundo Cooper et al.²³, 1988; Anic et al.³, 1992; Pashley et al.⁷⁰, 1992; Mohsen & Shabka⁵⁵, 1993; Kinney et al.⁴⁵, 1996; Visuri et al.¹⁰⁸, 1996, a aplicação de laser promove a recristalização da hidroxiapatita e, por conseguinte, o aumento da resistência, da microdureza e da resistência à desmineralização da dentina.

Com o propósito de obtermos um novo substrato, composto de hidroxiapatita fundida, já em contato com os monômeros adesivos, o que proporcionaria um substrato fisicamente resistente e quimicamente mais receptivo ao fenômeno de adesão, propusemos um tratamento inovador neste trabalho: a aplicação do laser após o pré-tratamento com sistema adesivo, antes de sua polimerização (AL).

A Figura 10 sugere uma alteração morfológica do substrato, onde observa-se uma faixa de tecido com ausência de túbulos dentinários.

Nossos estudos prévios, através da análise de difração de raios x, evidenciaram a recristalização da hidroxiapatita, tanto no pré-tratamento AL, quanto no LA (Figura 7).

A análise estatística mostrou que a suposição de distribuição Normal foi verificada pelos dados de cada amostra

relativos a cada condição experimental (Tabela 2 - coeficiente de curtose e coeficiente de assimetria). A suposição de igualdade de variâncias também foi não rejeitada, pois o valor de Q_{q_0} foi não significativo ($p > 0,05$ conforme Tabela 2).

A análise de variância (ANOVA) e a análise de covariância (ANCOVA) revelaram que, no fator Grupo, independente do fator Pré-Tratamento, podem ter ocorrido efeitos iguais em termos de resistência ao cisalhamento, pois $p > 0,05$ (Tabelas 3 e 11) e as médias pertencentes a um mesmo conjunto A (Tabela 4- linha 10).

No entanto, houve significância para o fator Pré-Tratamento, pois $p < 0,05$ (Tabelas 3 e 11). Assim, constatamos que o fator Pré-Tratamento, independente do fator Grupo, apresentou efeitos significantes sobre a resistência ao cisalhamento, fornecendo os melhores resultados para o subgrupo AL (9,96 MPa - conjunto c), seguido do F (7,28 MPa - conjunto b) e LA (4,87 MPa - conjunto a) - Tabela 4, coluna 6.

A interação entre os fatores Grupo e Pré-Tratamento também mostrou-se significativa ($p < 0,05$ - Tabelas 3 e 11). Tal fato evidenciou que o fator Grupo interferiu no comportamento do fator Pré-Tratamento e o fator Pré-Tratamento interferiu no comportamento do fator Grupo (Tabela 4 - conjuntos notados por letras minúsculas entre as linhas pontilhadas).

Portanto, nossos resultados sugerem a confirmação da hipótese de criação de um novo substrato,

composto de hidroxiapatita fundida com os monômeros adesivos, sendo que os melhores resultados de resistência adesiva foram obtidos para a interação Controle/AL (Tabela 4).

Vale também ressaltar a não ocorrência de fraturas coesivas de dentina, mesmo com valores de 19,50 MPa. Tal fato sugere o aumento da resistência do substrato frente ao uso do laser, visto que Burrow et al.¹², 1994, obtiveram fraturas coesivas da dentina bovina com valores acima de 10 MPa, e Perinka et al.⁷⁶, 1992, com valores de $9,2 \pm 4,4$ MPa.

O efetivo controle da espessura do remanescente dentinário também pode ter contribuído para a não ocorrência de fraturas coesivas da dentina.

Curioso nos pareceu o fato da resistência adesiva ter diminuído no grupo mineralizado, quando utilizamos o pré-tratamento AL (adesivo + laser)- Tabela 1. Esse fato sugere que, frente a uma dentina com maior grau de mineralização e, por conseguinte, mais resistente, a energia requerida para o laser exercer o mesmo efeito poderá ser maior.

Quando o espécime foi hipermineralizado e tratado com sistema adesivo previamente à aplicação de laser, este parece não exercer a mesma ação sobre o substrato dentinário, pois observa-se, na Figura 11, a presença de túbulos em toda a extensão da região analisada.

Para o tratamento LA (laser + adesivo) não houve diferença significativa entre o Grupo Controle e o Mineralizado, fornecendo os menores valores de resistência adesiva (Tabela

4). Provavelmente, a recristalização da hidroxiapatita, previamente ao condicionamento ácido da dentina, impediu que a eficácia do condicionamento fosse a mesma das outras condições experimentais, conforme também sugere Visuri et al.¹⁰⁸, 1996. Além disso, segundo Mohsen & Shabka⁵⁵, 1993, a aplicação prévia do laser poderá provocar certa aspereza superficial, dificultando o umedecimento da dentina pelo adesivo.

Na Figura 12, observamos que, quando o laser foi aplicado previamente ao sistema adesivo, formou-se uma faixa de tecido com ausência de túbulos dentinários. Também não se observou a formação de *tags* resinosos, como nas condições representadas nas Figuras 13 e 14, sugerindo que a fusão ou recristalização da dentina, dificulta a interpenetração e o embricamento micromecânico.

Ao compararmos nossos resultados obtidos com os dentes bovinos para o Grupo Controle/F (6,27 MPa) com trabalhos anteriores, realizados em dentes humanos (Gonçalves³⁹, 1994 - 13,707 MPa; Perdigão et al.⁷⁴, 1994 - 16,14 MPa), verificamos diferenças significantes. Apesar da aparente sugestão de que o dente bovino poderia gerar resultados inferiores de resistência adesiva, não podemos nos esquecer das diferenças na metodologia dos trabalhos, que poderiam explicar tais resultados, como por exemplo: a **conservação dos espécimens** (freezer 14 dias, formalina 10%, durante três meses e timol por um ano, respectivamente); a

superfície usada para o teste (vestibular de incisivos, vestibular de pré-molares e oclusal de molares, respectivamente); **o diâmetro da área de adesão** (4mm, 3mm e 5mm, respectivamente); **a termociclagem**, que tende a aumentar os valores de resistência adesiva para os sistemas que removem a *smear layer* (não realizada neste estudo e realizada nos dois subsequentes); **a mudança no tipo de agente condicionador** pelo próprio fabricante do sistema adesivo (ácido fosfórico 37%, maléico 10% e maléico 10%, respectivamente).

Acreditamos, no entanto, que a comparação direta dos resultados entre os trabalhos publicados torna-se difícil, pela ausência de uma normatização de todos os parâmetros que poderiam afetar os resultados.

Ressaltamos a validade da experimentação com os dentes bovinos que oferecem enorme praticidade no manuseio, rapidez na obtenção e possibilidade de padronização, prestando-se, valiosamente, à primeira instância de respostas quanto à performance dos sistemas adesivos e pré-tratamentos dentinários.

Os resultados obtidos com a metodologia do laser após a aplicação do sistema adesivo, poderão contribuir para o fortalecimento do remanescente de dentes extensamente destruídos por cárie ou tratamento endodôntico; do remanescente de dentes que receberão próteses; casos de

consolidação de fraturas verticais e prevenção de cáries recidivantes.

Como a contração de polimerização das resinas compostas é um fator que pode também determinar uma variabilidade nos valores de resistência adesiva, sugerimos que novos estudos sejam realizados com a polimerização por laser Argônio, capaz de reduzir esta contração a níveis mínimos.

A realização de pesquisas clínicas longitudinais também são de suma importância, dadas as limitações das experimentações *in vitro*.

Sugerimos ainda que pesquisas sejam intensificadas quanto ao uso do substrato hipermineralizado, pela relevância da necessidade de melhores resoluções clínicas para as erosões cervicais.

Mais pesquisas laboratoriais e clínicas são necessárias, no sentido de se verificarem os efeitos de novas fontes de irradiação laser, com diferentes densidades de energia, bem como de outros sistemas adesivos que utilizem *primers* auto-condicionantes, a fim de se reduzirem os efeitos nocivos sobre o complexo dentino-pulpar, em benefício do aumento da resistência e longevidade para as restaurações.

7 CONCLUSÕES

Nas condições experimentais em que o presente trabalho foi realizado, podemos concluir que:

- a) o fator Pré-Tratamento apresentou efeitos estatisticamente significantes sobre a resistência adesiva, sendo os melhores resultados observados para o subgrupo AL (9,96 MPa), seguido do F (7,28MPa) e do LA (4,87 MPa);
- b) a interação Grupo x Pré-Tratamento também apresentou efeitos estatisticamente significantes sobre a resistência adesiva, sendo os melhores resultados observados para a interação Controle / AL (11,64MPa) e os piores resultados para a interação Controle / LA (4,32 MPa);
- c) a irradiação do laser de Neodímio é promissora no aumento da resistência adesiva à dentina, quando utilizada após a aplicação do sistema adesivo.

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

- 01 ABOUSH, Y. E. Y., JENKINS, C. B. G. Factors affecting the tensile bond strength of a glass ionomer restorative to dentine. *J. Dent. Res.*, v.63, p.511, 1984. (Abstract 194).
- 02 ADRIAN, J.C., WASHINGTON, M.S. Pulp effects of neodymium laser. *Oral Surg.*, v.44, p. 301-5, 1977.
- 03 ANIC, I. et al. Laser induced molar tooth pulp chamber temperature changes. *Caries Res.*, v. 26, p. 165-9, 1992.
- 04 ANIC, I et al. In vitro pulp chamber temperature rises associated with the argon laser polymerization of composite resin. *Lasers Surg. Med.*, v. 19, p. 438-44, 1996.
- 05 BARKMEIER, W.W., COOLEY, R.L. Laboratory evaluation of adhesive systems. *Oper. Dent.*, suppl. 5, p.50-61, 1992.

* Baseado em:

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, Rio de Janeiro.
Referências Bibliográficas. NBR 6.023. Rio de Janeiro, 1989. 19p.

- 06 BARRANCOS-MOONEY, J. et al. Preparación de cavidades. Principios generales. In: ____ *Operat6ria dental: atlas, t6cnica y cl6nica*. Buenos Aires: Panamericana, 1981. p.274-337.
- 07 BERTSCHINGER, C. et al. Dual application of dentin bonding agents: effect on bond strength. *Am. J. Dent.*, v. 9, p. 115-9, 1996.
- 08 BOWEN, R.L., COBB, E.N. A method for bonding to dentin and enamel. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.107, p.734-6, 1983.
- 09 BOWEN, R.L., COBB, E.N., RAPSON, J.E. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues: improvement in bond strength to dentin. *J. Dent. Res.*, v.61, p.1070-6, 1982.
- 10 BRÄNNSTRÖM, M., JOHNSON, G. Effects of various conditioners and cleaning agents on prepared dentin surfaces: a scanning electron microscopic investigation. *J. Prosthet. Dent.*, v.31, p.422-30, 1974.
- 11 BUONOCORE, M.G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J. Dent. Res.*, v.34, p.849-53, 1955.

- 12 BURROW, M.F. et al. Early tensile bond strengths of several enamel and dentin bonding systems. *J. Dent. Res.*, v.73, p.522-8, 1994.
- 13 CAMPS, J. et al. Influence of tooth cryopreservation and storage time on microleakage. *Dent. Mater.*, v.12, p.121-6, 1996.
- 14 CARRACHO, A.J.L. et al. The effect of storage and thermocycling on the shear bond strength of three dentinal adhesives. *Quintessence Int.*, v.22, p.745-52, 1991.
- 15 CERNAVIN, I. Effects of three types of lasers on enamel and dentine. *J. Dent. Res.*, v. 73, p.745, 1994. (Abstract 72).
- 16 CHAIN, M.C., LEINFELDER, K.F. O estágio atual dos adesivos dentinários. *Rev. Assoc. Paul. Cir. Dent.*, v.47, p.1173-80, 1993.
- 17 CHAIN, M.C. et al. Shear bond strengths and SEM studies of Optibond Multi-filled adhesive system. *J. Dent. Res.*, v.73, sp. iss., p.199, 1994. (Abstract 781)

- 18 CHAN, D.C.N., REINHARDT, J.W., BOYER, D.B.
Composite resin compatibility and bond longevity of
dentin bonding agent. *J. Dent. Res.*, v.64, p.1402-4,
1985.
- 19 CHAPPELL, R.P. et al. Shear bond strength and scanning
electron microscopic observation of four dentinal
adhesives. *Quintessence Int.*, v.21, p.303-10, 1990.
- 20 CHARLTON, D.G., MOORE, B.K. Effect of age of sample on
the shear bond strength of dentin bonding agents to
dentin. *J. Indiana Dent.Assoc.*, v.70, p.23-6, 1991.
- 21 CHIGIRA, H. et al. Self-etching dentin primers containing
phenyl-P. *J. Dent. Res.*, v. 73, p. 1088-95, 1994.
- 22 COOLEY, R.L., DODGE, W.W. Bond strength of three
dentinal adhesives on recently extracted versus aged
teeth. *Quintessence Int.*, v.20, p.513-6, 1989.
- 23 COOPER, L.F. et al. Shear strength of composite bonded to
laser - pretreated dentin. *J. Prosthet. Dent.*, v.60, p.45-9,
1988.

- 24 COSTA, C.A.S., HEBLING, J., TEIXEIRA, M.F. Estudo preliminar da compatibilidade biológica dos adesivos dentinários All-bond 2 e Scotchbond MP. Avaliação histológica de implantes subcutâneos em ratos. *Rev. Odontol. Univ. São Paulo.*, v. 11, p. 11-8, 1997.
- 25 DAVIDSON, C.L., ABDALLA, A.I., GEE, A.J. An investigation into the quality of dentine bonding systems for accomplishing a durable bond. *J.Oral Rehabil.*, v.20, p.291-300, 1993.
- 26 DIAZ-ARNOLD, A.M., WILLIAMS, V.D., AQUILINO, S.A. A review of dentinal bonding in vitro: the substrate. *Oper. Dent.*, v.15, p.71-5, 1990.
- 27 DICKINSON, G.L. et al. Comparison of shear bond strengths of some third-generation dentin bonding agents. *Oper. Dent.*, v.16, p.223-30, 1991.
- 28 EICK, J.D. et al. The dentinal surface: its influence on dentinal adhesion. Part 1. *Quintessence Int.*, v.22, p.967-77, 1991.
- 29 EICK, J.D. et al. The dentinal surface: its influence on dentinal adhesion. Part 2. *Quintessence Int.*, v.23, p.43-51, 1992.

- 30 EICK, J.D. et al. The dentinal surface: its influence on dentinal adhesion. Part 3. *Quintessence Int.*, v.24, p.571-82, 1993.
- 31 FOWLER, C.S. et al. Influence of selected variables on adhesion testing. *Dent. Mater.*, v.8, p.265-9, 1992.
- 32 FUSAYAMA, T. et al. Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. *J. Dent. Res.*, v.58, p.1364-70, 1979.
- 33 GARBEROGLIO, R. , BRÄNNSTRÖM, M. Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. *Arch. Oral Biol.*, v.21, p.355-62, 1976.
- 34 GARONE FILHO, W., MURILLO, J.G.M., GARONE NETTO, N. Estado atual do condicionamento ácido do esmalte e sua recuperação. *Rev. Assoc. Paul. Cirurg. Dent.*, v.29, p.1-7, 1975.
- 35 GERZINA, T.M., HUME, W.R. Effect of hydrostatic pressure on the diffusion of monomers through dentin *in vitro*. *J. Dent. Res.*, v.74, p. 369-73, 1995.

- 36 GERZINA, T.M., HUME, W.R. Diffusion of monomers from bonding resin-resin composite combinations through dentin *in vitro*. *J.Dent.*, v. 24, p. 125-8, 1996.
- 37 GIACHETTI, N.J., PAGANI, C. Ataque ácido e adesivos em Odontologia. 2. Adesão, capacidade, tensão superficial, superfícies com baixa e alta energia, alta adesão. *Ars Cvrandi Odontol.*, v.4, p.4-10, 1977.
- 38 GILPATRICK, R.O. et al. Pulpal response to dentin etched with 10% phosphoric acid. *Am. J. Dent.*, v 9, p. 125-9, 1996.
- 39 GONÇALVES, S.E.P. *Adesivos multi-uso: avaliação da resistência adesiva à dentina frente a teste de cisalhamento, estereomicroscopia e microscopia eletrônica de varredura*. São José dos Campos, 1994. 149p. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista.
- 40 GWINNETT, A.J. Smear layer: morphological consideration. *Oper. Dent.*, v. 9, suppl. 3, p. 3-12, 1984.

- 41 GWINNETT, A.J. et al. Quantitative contribution of the collagen network in dentin hybridization. *Am. J. Dent.*, v. 9, p. 140-4, 1996.
- 42 IMAI, Y. et al. Importance of polymerization initiator systems and interfacial initiation of polymerization in adhesive bonding of resin to dentin. *J. Dent. Res.*, v.70, p.1088-91, 1991.
- 43 ISHIKAWA, K., EANES, E. D., TUNG, M. S. The effects of supersaturation on apatite crystal formation in aqueous solutions at physiologic pH and temperature. *J. Dent. Res.*, v. 73, p. 1462-9, 1994.
- 44 KANCA III, J. Resin bonding to wet substrate. 1. Bonding to dentin. *Quintessence Int.*, v.23, p.39-41, 1992.
- 45 KINNEY, J.H. et al. The treshold effects of Nd and Ho:YAG laser-induced surface modification on demineralization of dentin surfaces. *J. Dent. Res.*, v.75, p. 1388-95, 1996.
- 46 LOS, S.A., BARKMEIER, W.W. Effects of dentin air abrasion with aluminum oxide and hydroxyapatite on adhesive bond strength. *Oper. Dent.*, v. 19, p. 169-75, 1994.

- 47 MANDRAS, R.S., RETIEF, D.H., RUSSELL, C.M. Shear bond strengths of 10 dentinal bonding restorative systems. *Gen. Dent.*, p.133-7, 1993.
- 48 MAURO, S.J. *Influência do ácido poliacrílico na resistência de união do cimento de ionômero de vidro à dentina*. Bauru, 1992. 125p. Dissertação (Mestrado em Dentística) - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo.
- 49 MAURO, S.J. *Estudo da resistência de união ao cisalhamento, de diferentes sistemas adesivos à dentina. Efeito do condicionamento dentinário e concentrações ácidas*. Araraquara, 1995. 171p. Tese (Doutorado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista.
- 50 McCABE, J.F., RUSBY, S. Dentine bonding agents: characteristic bond strength as a function of dentine depth. *J. Dent.*, v.20, p.225-30, 1992.
- 51 MEIERS, J. C., SHOOK, L. W. Effect of disinfectants on the bond strength of composite to dentin. *Am. J. Dent.*, v. 9, p. 11-4, 1996.

- 52 MELLO, J.B. et al. Adesivos dentinários - correlação entre resistência à tensão adesiva e o grau de penetração dos agentes de união. *Rev. Odontol. UNESP*, v.21, p.233-42, 1992.
- 53 MERYON, S.D., TOBIAS, R.S., JAKEMAN, K.J. Smear removal agents: a quantitative study *in vivo* and *in vitro*. *J. Prosthet. Dent.*, v.57, p.174-9, 1987.
- 54 MIYAZAKI, M. et al. Influence of dentin primer application methods on dentin bond strength. *Oper. Dent.*, v. 21, p. 167-72, 1996.
- 55 MOHSEN, M.M., SHABKA, A.A. Dentine roughness after different surface treatments. *Egypt. Dent. J.*, v. 39, p. 363-6, 1993.
- 56 MONDELLI, J. et al. Condicionamento da superfície de esmalte por ácido. In: ____ *Restaurações estéticas*. São Paulo: Sarvier, 1984. p.55-65.
- 57 NAKABAYASHI, N., TAKARADA, K. Effect of HEMA on bonding to dentin. *Dent. Mater.*, v.8, p.125-30, 1992.

- 58 NAKABAYASHI, N., KOJIMA, K. MASUHARA, E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrate. *J. Biomed. Mater. Res.*, v.16, p.265-73, 1982.
- 59 NAKABAYASHI, N., NAKAMURA, M., YASUDA, N. Hybrid layer as a dentin bonding mechanism. *J. Esthet. Dent.*, v.3, p.133-8, 1991.
- 60 ÖILO, G., AUSTRHEIM, E.K. In vitro quality testing of dentin adhesives. *Acta Odontol. Scand.*, v.51, p.263-9, 1993.
- 61 ÖILO, G., OLSSON, S. Tensile bond strength of dentin adhesives: a comparison of materials and methods. *Dent. Mater.*, v.6, p.138-44, 1990.
- 62 OLSSON, S., ÖILO, G., ADAMCZAK, E. The structure of dentin surfaces exposed for bond strength measurements. *Scand. J. Dent. Res.*, v.101, p.180-4, 1993.
- 63 PAGANI, C., GIACHETTI, N.J. Ataque ácido e adesivos em odontologia. *Ars Cvrandi Odontol.*, v.4, p.18-20, 1977.

- 64 PAGHDIWALA, A.F., VAIDYANATHAN, T.K.,
PAGHDIWALA, M.F. Evaluation of erbium:YAG laser radiation of hard dental tissues: analysis of temperature changes, depth of cuts and structural effects. *Scanning Microsc.*, v. 7, p. 989-97, 1993.
- 65 PASHLEY, D.H. Smear layer: physiological considerations. *Oper. Dent.*, v. 9, suppl. 3, p. 13-29, 1984.
- 66 PASHLEY, D.H., HORNER, J.A., BREWER, P.D.
Interactions of conditioners on the dentin surface. *Oper. Dent.*, suppl. 5, p.137-50, 1992.
- 67 PASHLEY, D.H. et al. Permeability of dentin to adhesive agents. *Quintessence Int.*, v.24, p.618-31, 1993.
- 68 PASHLEY, D.H. et al. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dent. Mater.*, v. 11, p. 117-25, 1995.
- 69 PASHLEY, E.L. et al. Dentin permeability and bond strengths after various surface treatments. *Dent. Mater.*, v.5, p.375-8, 1989.
- 70 PASHLEY, E. L. et al. Effects of CO₂ laser energy on dentin permeability. *J. Endod.*, v. 18, p. 257-62, 1992.

- 71 PASHLEY, E.L. et al. Bond strengths to superficial, intermediate and deep dentin in vivo with four dentin bonding systems. *Dent. Mater.*, v.9, p.19-22, 1993.
- 72 PATIERNO, J.M. et al. Push-out strength and SEM evaluation of resin composite bonded to internal cervical dentin. *Endod. Dent. Traumatol.*, v. 12, p. 227-36, 1996.
- 73 PERDIGÃO, J., SWIFT JUNIOR, E.J. Analysis of dental adhesive systems using scanning electron microscopy. *Int. Dent. J.*, v. 44, p. 349-59, 1994.
- 74 PERDIGÃO, J. et al. In vitro bond strengths and SEM evaluation of dentin bonding systems to different dentin substrates. *J. Dent. Res.*, v.73, p.44-55, 1994.
- 75 PERDIGÃO, J. et al. The interaction of adhesive systems with human dentin. *Am. J. Dent.*, v. 9, p. 167-73, 1996.
- 76 PERINKA, L., SANO, H., HOSODA, H. Dentin thickness, hardness and Ca-concentration vs bond strength of dentin adhesives. *Dent. Mater.*, v.8, p.229-33, 1992.
- 77 PHILLIPS, R.W. Estrutura da matéria. Adesão. In: ____ *Materiais dentários de Skinner*. 8 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1986. p.7-19.

- 78 RETIEF, D.H. The principles of adhesion. *J. Dent. Assoc. S. Afr.*, v.25, p.285-95, 1970.
- 79 RETIEF, D.H. Dentin bonding agents: a deterrent to microleakage? In: ANUSAVICE, K.S. *Quality evaluation of dental restorations*. Chicago: Quintessence, 1987. p.185-95.
- 80 RETIEF, D.H. et al. Tensile bond strengths of dentin bonding agents to dentin. *Dent. Mater.*, v.2, p.72-7, 1986.
- 81 RETIEF, D.H. et al. *In vitro* investigation and evaluation of dentin bonding agents. *Am. J. Dent.*, v.1, sp. iss., p.176-83, 1988.
- 82 RETIEF, D.H. et al. Extracted human versus bovine teeth in laboratory studies. *Am. J. Dent.*, v.3, p. 253-8, 1990.
- 83 RUSE, N.D., SMITH, D.C. Adhesion to bovine dentin-surface characterization. *J. Dent. Res.*, v. 70, p. 1002-8, 1991.
- 84 SANO, H. et al. Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. *J. Dent. Res.*, v.73, p. 1205-11, 1994.

- 85 SANO, H. et al. Nanoleakage: leakage within the hybrid layer. *Oper. Dent.*, v. 20, p. 18-25, 1995.
- 86 SAUNDERS, N.P. The shear impact retentive strengths of four dentine bonding agents to human and bovine dentine. *J. Dent.*, v. 16, p. 223-38, 1988.
- 87 SILVA, C.M. et al. Shear bond strength of an adhesive system in human, bovine and swinish teeth. *J. Dent. Res.*, v. 75, p. 393, 1996. (Abstract 3005).
- 88 SILVA e SOUZA JUNIOR, M.H. Adesivos dentinários: evolução, estágio atual e considerações clínicas para sua utilização. *Maxi-Odonto Dentística*, v. 1, p. 1-18, 1995.
- 89 SOUSA, S.M.G. et al. Permeabilidade dentinária: implicações clínicas e terapêuticas. *Rev. Bras. de Odontol.*, v. 52, p. 2-5, 1995.
- 90 STANFORD, J.W., SABRI, Z., JOSE, S. A comparison of the effectiveness of dentine bonding agents. *Int. Dent. J.*, v.35, p.139-44, 1985.
- 91 STRAWN, S.E. et al. Spectroscopic changes in human dentine exposed to various storage solutions-short term. *J. Dent.*, v. 24, p.417-23, 1996.

- 92 SUZUKI, S., COX, C.F., WHITE, K.C. Pulpal response after complete crown preparation, dentinal sealing and provisional restoration. *Quintessence Int.*, v.25, p.477-85, 1994.
- 93 SWIFT JUNIOR, E.J., PERDIGÃO, J., HEYMANN, H. O. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art. *Quintessence Int.*, v. 26, p. 95-110, 1995.
- 94 SWIFT JUNIOR, E.J. et al. Effect of low-viscosity resins on the performance of dental adhesives. *Am. J. Dent.*, v. 9, p. 100-4, 1996.
- 95 TAGAMI, J., TAO, L., PASHLEY, D.H. Correlation among dentin depth, permeability and bond strength of adhesive resins. *Dent. Mater.*, v.6, p.45-50, 1990.
- 96 TAKAHASHI, H. et al. A pilot study of exposure of the smear layer to tannic acid solutions. *J. Prosthet. Dent.*, v.70, p.261-3, 1993.
- 97 TAKEMORI, T. et al. Factors affecting tensile bond strength of composite to dentin. *Dent. Mater.*, v.8, p.136-8, 1993.

- 98 TAO, L., PASHLEY, D.H. Dentin perfusion effects on the shear bond strengths of bonding agents to dentin. *Dent. Mat.*, v.5, p.181-4, 1989.
- 99 TAO, L., PASHLEY, D.H. The relationship between dentin bond strengths and dentin permeability. *Dent. Mater.*, v.5, p.133-9, 1989.
- 100 TAY, F.R., GWINNETT, J.A., WEI, S.H.Y. The overwet phenomenon: a scanning electron microscopic study of surface moisture in the acid-conditioned, resin-dentin interface. *Am. J. Dent.*, v. 9, p. 109-14, 1996.
- 101 TAY, F. R. et al. Resin permeation into acid-conditioned, moist, and dry dentin: a paradigm using water-free adhesive primers. *J. Dent. Res.*, v. 75, p. 1034-44, 1996.
- 102 TONAMI, K. Effect of storage on tensile strength of bovine dentin. *J. Dent. Res.*, v.75, p. 288, 1996. (Abstract 2161).
- 103 TRIOLO JUNIOR, P.T., SWIFT JUNIOR, E.J. Shear bond strengths of ten dentin adhesive systems. *Dent. Mater.*, v.8, p.370-4, 1992.

- 104 UNO, S., FINGER, W.J. Effect of mode of conditioning treatment on efficacy of dentin bonding. *Oper. Dent.*, v. 21, p. 31-5, 1996.
- 105 VAN MEERBEEK, B. et al. Factors affecting adhesion to mineralized tissues. *Oper. Dent.*, v. 17, suppl. 5, p. 111-24, 1992.
- 106 VAN MEERBEEK, B. et al. Comparative SEM and TEM examination of the ultrastructure of the resin-dentin interdiffusion zone. *J. Dent. Res.*, v. 72, p. 495-501, 1993.
- 107 VAN MEERBEEK, B. et al. Clinical status of ten dentin adhesives systems. *J. Dent. Res.*, v. 73, p. 1690-702, 1994.
- 108 VISURI, S.R. et al. Shear strength of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin. *J. Dent. Res.*, v.75, p. 599-605, 1996.
- 109 WALSHAW, P.R., McCOMB, D. SEM evaluation of the resin-dentin interface with proprietary bonding agents in human subjects. *J. Dent. Res.*, v. 73, p. 1079-87, 1994.

- 110 WATANABE, I., NAKABAYASHI, N., PASHLEY, D.H.
Bonding to ground dentin by a Phenyl-P self-etching primer. *J. Dent. Res.*, v. 73, p. 1212-20, 1994.
- 111 WATANABE, L.G., MARSHALL JUNIOR, G.W.,
MARSHALL, S.J. Dentin shear strength: effects of tubule orientation and intratooth location. *Dent. Mater.*, v. 12, p. 109-15, 1996.
- 112 WENDT JUNIOR, S.L., JEBELES, C.A., LEINFELDER, K.F. The effect of two smear layer cleansers on shear bond strength to dentin. *Dent. Mater.*, v.6, p.1-4, 1990.
- 113 WHITE, J.M., FAGAN, M.C., GOODIS, H.E. Intrapulpal temperatures during pulsed Nd:YAG laser treatment of dentin, in vitro. *J. Periodontol.*, v. 65, p. 255-9, 1994.
- 114 WHITE, J.M. et al. Effects of pulsed Nd:YAG laser energy on human teeth: a three-year follow-up study. *J. Am. Dent. Assoc.*, v. 124, p. 45-51, 1993.
- 115 WHITE, J.M. et al. Identification of the physical modification threshold of dentin induced by neodymium and holmium YAG lasers using scanning electron microscopy. *Scanning Microsc.*, v. 7, p. 239-46, 1993.

- 116 WHITE, K.C., et al. Pulpal response to adhesive resin systems applied to acid-etched vital dentin: damp versus primer application. *Quintessence Int.*, v.25, p.259-68, 1994.
- 117 WIGDOR, H. et al. The effect of lasers on dental hard tissues. *J. Am. Dent. Assoc.*, v. 124, p. 65-70, 1993.
- 118 YAMAGUCHI, R., POWERS, J.M., DENNISON, J.B. Parameters affecting *in vitro* bond strength of composites to enamel and dentin. *Dent. Mater.*, v.5, p.153-6, 1989.
- 119 YOSHIYAMA, M. et al. Interfacial morphology and strength of bonds made to superficial versus deep dentin. *Am. J. Dent.*, v. 8, p. 297-302, 1995.
- 120 YOSHIYAMA, M. et al. Regional strengths of bonding agents to cervical sclerotic root dentin. *J. Dent. Res.*, v 75, p. 1404-13, 1996.
- 121 YU, X.Y. et al. Adhesion to dentin. *J. Calif. Dent. Assoc.*, v.21, p.23-9, 1993.

Apêndice A - Demonstração dos valores obtidos para a resistência adesiva e espessura de dentina (Tabelas 5 a 10).

Tabela 5 - Valores de resistência adesiva e espessura de dentina obtidos para o grupo Controle pré-tratado, segundo o fabricante do sistema adesivo

CONTROLE	R.A.	R.A.	ED
F	(k.g.f.)	(MPa)	(mm)
1	5,97	4,60	1,9
2	6,25	4,80	2,5
3	4,22	2,23	2,2
4	7,95	6,17	1,8
5	8,85	6,86	2,2
6	13,33	10,39	2,2
7	13,69	10,58	2,3
8	7,78	6,07	2,4
9	8,08	6,27	2,1
10	4,78	3,72	2,5

Legenda: F - Pré-tratamento dentinário, segundo o fabricante

R.A. - Resistência adesiva

ED - Espessura média da dentina na área usada para o teste

Tabela 6 - Valores de resistência adesiva e espessura de dentina obtidos para o grupo Mineralizado pré-tratado, segundo o fabricante do sistema adesivo.

MINERALIZADO	R.A.	R.A.	ED
F	(k.g.f.)	(MPa)	(mm)
1	9,6	7,45	2,5
2	14,12	10,98	1,7
3	6,86	5,39	2,0
4	19,18	14,90	2,4
5	7,55	5,88	2,2
6	12,0	9,31	2,2
7	5,68	4,41	1,7
8	9,42	7,35	1,9
9	11,58	9,02	2,0
10	10,60	8,23	1,8

Legenda: F - Pré-tratamento dentinário, segundo o fabricante

R.A. - Resistência adesiva

ED - Espessura média da dentina na área usada para o teste

Tabela 7 - Valores de resistência adesiva e espessura de dentina obtidos para o grupo Controle pré-tratado com sistema adesivo e laser.

CONTROLE	R.A.	R.A.	ED
AL	(k.g.f.)	(MPa)	(mm)
1	15,0	11,67	1,7
2	12,36	9,60	2,5
3	19,45	15,20	2,0
4	16,21	12,64	2,3
5	10,50	8,14	2,1
6	16,91	13,23	2,0
7	8,91	6,86	1,5
8	24,97	19,50	1,9
9	10,12	7,84	2,1
10	15,10	11,76	2,5

Legenda: AL - Pré-tratamento dentinário com sistema adesivo + laser

R.A. - Resistência adesiva

ED - Espessura média da dentina na área usada para o teste

Tabela 8 - Valores de resistência adesiva e espessura de dentina obtidos para o grupo Mineralizado pré-tratado com sistema adesivo e laser.

MINERALIZADO	R.A.	R.A.	ED
AL	(k.g.f.)	(MPa)	(mm)
1	10,77	8,43	1,9
2	12,60	9,80	2,2
3	11,85	9,21	2,1
4	6,37	4,90	2,2
5	9,70	7,55	2,1
6	5,30	4,12	2,0
7	17,11	13,33	2,4
8	10,56	8,23	2,5
9	11,90	9,31	2,0
10	10,20	7,94	2,5

Legenda: AL - Pré-tratamento dentinário com sistema adesivo + laser
 R.A. - Resistência adesiva
 ED - Espessura média da dentina na área usada para o teste

Tabela 9 - Valores de resistência adesiva e espessura média de dentina obtidos para o grupo Controle pré-tratado com laser e sistema adesivo

CONTROLE	R.A.	R.A.	ED
LA	(k.g.f.)	(MPa)	(mm)
1	5,56	4,31	2,2
2	5,30	4,12	1,8
3	7,95	6,18	2,2
4	7,08	5,49	2,4
5	4,05	3,14	2,3
6	4,41	3,43	2,5
7	4,16	3,23	2,3
8	3,84	2,94	2,3
9	9,42	7,35	1,6
10	3,90	3,03	2,5

Legenda: LA - Pré-tratamento dentinário com laser + sistema adesivo

R.A. - Resistência adesiva

ED - Espessura média da dentina na área usada para o teste

Tabela 10 - Valores de resistência adesiva e espessura de dentina obtidos para o grupo Mineralizado pré-tratado com laser e sistema adesivo.

MINERALIZADO	R.A.	R.A.	ED
LA	(k.g.f.)	(MPa)	(mm)
1	11,21	8,72	1,7
2	6,0	4,70	2,1
3	7,62	5,98	2,4
4	4,24	3,33	2,5
5	7,25	5,69	1,6
6	4,15	3,23	2,2
7	3,10	2,45	2,1
8	6,20	4,80	2,0
9	7,20	5,59	2,2
10	12,39	9,70	2,0

Legenda: LA - Pré-tratamento dentinário com laser + sistema adesivo
 R.A. - Resistência adesiva
 ED - Espessura média da dentina na área usada para o teste

Apêndice B - Lista de abreviaturas e siglas

4-META = 4-metacriloxietil trimelitato anidro

HEMA = hidroxietil metacrilato

MMA/TBB = metil metacrilato/tri-n-butil burano

Phenyl-P = fenil fosfato (metacriloxietil hidrogenofenil fosfato)

GM = 2.3 dihidroxipropil metacrilato-gliceril metacrilato

NTG-GMA = N-tolil glicina e glicidil metacrilato

5NMSA = ácido N-metacrilato 5-amino salicílico

EDTA = ácido etileno diaminotetracético

NPG-GMA = N-fenil glicina e glicidil metacrilato

PMDM = anidrido pirometítico e 2 hidroxietil metacrilato

PMMA = polimetil metacrilato

MDP = 10 metacriloxidecil hidrogeno fosfato

TEGDMA = trietilenoglicol dimetracrilato

BIS-GMA = bisfenol A e glicidil metacrilato

UDMA = uretano dimetacrilato

μs = micro segundos

mW/cm^2 = mili Watt/centímetro quadrado

mJ/cm^2 = mili Joule/centímetro quadrado

J = Joule

GONÇALVES, S.E.P. *Pré-tratamento dentinário - efeito do condicionamento ácido, irradiação laser e hipermineralização na resistência ao cisalhamento de sistema adesivo Multi-Uso*. São José dos Campos, 1997. 208p. Tese (Doutorado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Campus de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho".

RESUMO

As desvantagens geradas pela técnica do condicionamento ácido total como o aumento da permeabilidade e umidade superficial, do potencial de denaturação do colágeno, a criação da zona de fragilidade e a citotoxicidade dos monômeros adesivos, sobretudo em função da profundidade, têm estimulado a pesquisa de novos tratamentos do substrato dentinário. Este trabalho tem como objetivo avaliar os efeitos do pré-tratamento da dentina com irradiação laser, condicionamento ácido e hipermineralização, na resistência de união do sistema adesivo SMUP, frente ao teste de cisalhamento. Foram empregados sessenta incisivos bovinos íntegros, imediatamente extraídos após o abate e conservados em freezer -18°C, por não mais de 14 dias. Após a exposição da superfície dentinária vestibular, radiografias foram tomadas pela técnica do cone longo, com a finalidade de controlar a espessura do remanescente dentinário. Os espécimens foram divididos em dois grupos: (1) Controle, imerso em água destilada e conservado em geladeira a 4°C até o descongelamento; (2) Mineralizado, imerso em solução hipermineralizante por 14 dias, em geladeira a 4°C. Cada grupo foi dividido em três sub-grupos, conforme o pré-tratamento da dentina: F -

- conforme o fabricante (condicionamento ácido + *primer* + adesivo); AL (condicionamento ácido + *primer* + adesivo + laser); LA (laser + condicionamento ácido + *primer* + adesivo). Um cilindro padronizado de resina composta (Z100-3M) foi confeccionado sobre a superfície dentinária e a resistência adesiva testada em máquina Instron Universal 4301, com carga de 500 kg e uma velocidade de 0,5mm/min. O modelo estatístico de ANOVA, a um nível de significância de 5%, revelou que os Pré-Tratamentos influenciaram significativamente a resistência adesiva ($p < 0,05$), proporcionando efeitos médios na ordem AL (9,96 MPa), F (7,28 MPa) e LA (4,87 MPa). A interação entre os fatores Grupo (Controle e Mineralizado) e Pré-Tratamento (F, AL, LA) também influenciou significativamente a resistência adesiva ($p < 0,05$), sendo que os maiores valores de resistência foram obtidos para as interações Controle/AL (11,64 MPa), Mineralizado/F (8,29 MPa) e Mineralizado/AL (8,28 MPa). O modelo estatístico de ANCOVA, com nível de significância de 5%, revelou que a espessura de dentina foi devidamente controlada e não influenciou significativamente a resistência adesiva. Os resultados obtidos frente ao teste de cisalhamento, difração de raios x e M.E.V., sugerem que o pré-tratamento da dentina com laser, após a aplicação do sistema adesivo, é promissor na criação de um novo substrato e na obtenção de maiores valores de resistência adesiva.

Palavras-chave: Adesivos; dentina; teste de materiais; laser.

GONÇALVES, S.E.P. *Dentin treatment - influence of acid-etching, laser irradiation and hypermineralization on shear bond strength of the adhesive system SMP Plus*. São José dos Campos, 1997. 208p. Tese (Doutorado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Campus de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho".

ABSTRACT

The disadvantages generated by the acid etching of the dentin, such as an increase in its permeability, in the surface moisture and in the potential to denature the external dentinal collagen, the formation of a fragility zone and the cytotoxicity of the adhesive monomers; which are all aggravated by the depth of the dentin, have stimulated new and different treatment philosophies of the dentin. The purpose of the present study, therefore, was to investigate the effects of three dentin treatments: laser irradiation, acid etching and hypermineralization, in the shear bond strength of the SMP Plus bonding system. Sixty bovine incisors were extracted and randomly selected immediately after the animal's death. They were kept frozen (-18°C) for no longer than 14 days. After buccal dentinal surface had been exposed, X-Rays were taken to control the dentin thickness. The specimens were separated into two groups: (1) Control, kept in distilled water at 4°C; (2) Mineralized, kept in hypermineralized solution at 4°C for 14 days. Each group was divided into three sub-groups according to the type of dentin treatment used: group F - followed the manufacturer instructions (acid-etching + primer + bond), group AL (acid-etching + primer + bond + laser) and group LA (laser +

(laser + acid-etching + primer + bond). A composite resin standard cylinder (Z100-3M) was bond to the dentinal surface and the shear bond strength performed on a Universal Instron machine 4301, with 500 Kg load and at 0,5mm/min. speed. The analysis of variance (ANOVA) determined that the treatments influenced the shear bond strength values ($p < 0,05$) with the following average shearing load at failure: AL (9,96 MPa), F (7,28MPa) e LA (4,87 MPa). The interaction between the two factors analyzed Group (control and mineralized) and treatment (F, AL, LA) also influenced the shear bond strength ($p < 0,05$). The highest values were obtained for the interaction Control/AL (11,64mpa), Mineralized/F (8,29 Mpa) and Mineralized/AL (8,18mpa). The ANOVA statistical model at 5% significance level, showed that dentin thickness was kept under control and did not influence the shear bond strength. The results obtained after the shear bond strength test, SEM analysis and X-rays diffraction suggested that the dentin treatment with laser after the application of the adhesive system applications is promising in achieving higher bond strength values.

Key-words: Dental bonding; dentin-bonding agents; adhesives; lasers; shear bond strength.