



UNICAMP

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

# **CURSO DE GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA**

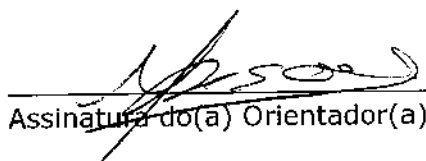
Monografia de Final de Curso

Aluno (a): Camila Fillet Montebello

**Orientador (a): Mario Fernando de Góes**

Ano de Conclusão do Curso: 2004



  
Assinatura do(a) Orientador(a)

TCC 103



UNICAMP

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



## ADESIVOS DENTINÁRIOS: REVISÃO DE LITERATURA

Monografia apresentada ao Curso de  
Odontologia da Faculdade de  
Odontologia de Piracicaba –  
UNICAMP, para obtenção do  
Diploma de Cirurgião-Dentista

**Aluno (a): Camila Fillet Montebello**

**Orientador (a): Mario Fernando de Góes**

Piracicaba - 2004

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA  
BIBLIOTECA**

Dedico este trabalho aos meus pais,

**Agenor e Vera,**

por sempre acreditarem em mim e

por não pouparem esforços para

a realização deste sonho...

Vocês são os responsáveis por tudo o

que sou, me ensinando, como exemplo,

princípios como honestidade e responsabilidade.

Obrigada por tudo!!!!

## **Agradecimentos especiais**

A **Deus**, que fez da minha vida uma sucessão de momentos felizes, me fazendo alcançar cada um dos meus sonhos, por mais difíceis que eles pudessem parecer.

Aos meus irmãos, **Vitor e Gabriela**, pelo apoio e carinho, me incentivando e torcendo sempre pelas minhas conquistas... Muito obrigada!!!

Ao **Prof. Dr. Mario Fernando de Góes**, pelo exemplo de dedicação e amor àquilo que faz e pela oportunidade a mim oferecida para a realização deste trabalho. Serei sempre grata.

A **Profa. Dra. Marcela Rocha de Oliveira Carrilho**, pelos ensinamentos, dedicação, paciência e incentivo para a realização deste trabalho.

As minhas amigas, **Kelli, Bárbara, Patrícia, Alessandra e Karina**, por todos os momentos vividos nesses quatro anos... Vocês não foram apenas minhas companheiras de turma, foram amigas que sempre estiveram ali, não importando a situação ou o momento. Saibam que terão para sempre a minha amizade, não importando o rumo que a vida possa levar.

A todos os meus amigos, que de certa forma, sempre estiveram presentes na minha vida.

A Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, nas pessoas de seu Diretor e Diretor Associado, **Prof. Dr. Thales de Rocha Mattos Filho e Prof. Dr. Mario Fernando de Góes**.

Meus sinceros agradecimentos.

Achar que o mundo não tem um criador  
é o mesmo que afirmar que um  
dicionário é o resultado de uma  
explosão numa tipografia.  
(Benjamin Franklin)

## SUMÁRIO

1. Introdução .....	1
2. Revisão de Literatura .....	3
3. Discussão e conclusão .....	23
4. Referências Bibliográficas .....	28

## 1. INTRODUÇÃO

O estudo dos adesivos odontológicos teve seu início em 1955, com a técnica do condicionamento ácido do esmalte, cuja eficiência clínica vem sendo comprovada. A partir de 1956, iniciou-se o estudo dos adesivos para estrutura dentinária, que até os dias atuais continuam a ser alvo de inúmeros trabalhos. Um dos primeiros trabalhos publicados com respeito à tentativa de estabelecer união da dentina com materiais poliméricos foi conduzido por Buonocore *et al.*, empregando uma resina contendo ácido glicerofosfórico dimetacrilato, como adesivo dentinário. Este sistema apresentava baixa resistência à resistência à tração, demonstrando ser pouco efetivo.

Em 1965, Bowen relatou a síntese do NPG-GMA, o qual possuía união química com o cálcio da dentina. Esses adesivos foram utilizados para restaurações de abrasão/erosão e tiveram pouco sucesso clínico. Outros sistemas adesivos foram desenvolvidos com resina à base de poliuretanas, na década de 70 e, a base de cianoacrilatos, na década seguinte.

No início da década de 80, surgiram sistemas adesivos cujo *primer* (agente de união dentinária com finalidade de aumentar a adesão) continha ésteres fosfonados, que possuíam interação iônica entre os grupos fosfatos e o cálcio da dentina. Como a reação ocorria principalmente com a *smear layer* (camada depositada sobre a dentina que oblitera os túbulos dentinários), a adesão era limitada pela resistência coesiva da mesma ou pela adesão da camada de *smear layer* à dentina subjacente. Algumas evidências indicaram que esta adesão era hidrolizada pela imersão em água. Estes adesivos dentinários apresentaram valores de resistência um pouco maior, mas ainda insuficientes para evitar microinfiltração.

A partir da metade da década de 80, uma nova geração de adesivos surgiu no mercado. O mecanismo de interação destes materiais ao substrato dentário era, basicamente, micromecânico dado pela modificação ou completa remoção da *smear layer*, possibilitando a penetração da resina no interior dos túbulos dentinários, previamente abertos por ácidos orgânicos ou minerais. Esses adesivos apresentaram resultados mais efetivos com relação à

resistência mecânica da união e resistência à microinfiltração, diferentemente do que faziam seus predecessores (Nakabayashi e Pashley, 1998)

Novos adesivos dentinários, já disponíveis no mercado, são utilizados através da técnica do condicionamento total, que pela aplicação de ácidos inorgânicos removem toda *smear layer*, expõem a luz dos túbulos dentinários e demineralizam parcialmente a dentina peri e intertubular. Estes procedimentos determinam um aumento da permeabilidade dentinária e requerem a utilização de *primers* compostos por monômeros bifuncionais com características hidrófilas, que têm afinidade pela dentina umedecida, e grupos hidrofóbicos que têm afinidade pela resina composta que subsequente será adicionada. O monômeros hidrófilos são, em tese, capazes de penetrar pela rede de fibrilas de colágeno, exposta pelo condicionamento ácido, bem como no interior do túbulos dentinários abertos, formando um estrutura conhecida por camada híbrida (Nabayashi et al., 1982). Mais recentemente, novos sistemas adesivos apresentam o *primer* incorporado ao adesivo em um único frasco, surgindo como mais uma alternativa a fim de simplificar as etapas da aplicação clínica e visando aumentar a união entre os compósitos e estrutura dental.

Através da revisão da literatura, pode-se constatar a evolução dos adesivos dentinários. Nesse processo, os adesivos que inicialmente eram contidos em apenas um frasco, evoluíram para sistemas com múltiplos componentes distribuídos em diversos frascos e mais recentemente, os múltiplos componentes estão balanceados e contidos novamente em um único frasco. Dessa forma, o objetivo deste estudo foi verificar a evolução do comportamento dos sistemas adesivos modernos sobre a superfície da dentina, bem como as características da união na interface compósito/substrato dental.



## **2. REVISÃO DE LITERATURA**

Sabemos que a camada híbrida é composta por substratos que possuem propriedades químicas e físico-químicas diferentes daquelas encontradas, individualmente, nas estruturas que a formam (Nakabayashi & Pashley, 1998). Embora pareça ser impossível dissociar o comportamento individual dos componentes, uma vez que a camada híbrida já esteja formada, ignorar a contribuição de cada um deles no mecanismo de obtenção e manutenção da adesão em dentina pode ser imprudente.

Desta forma, a revisão de literatura do presente trabalho procura sumarizar, em tópicos, os principais aspectos relacionados com os componentes da camada híbrida, no que tange o alcance e a durabilidade da adesão em dentina. A opção por apresentar a revisão de literatura em tópicos foi baseada na idéia de facilitar o entendimento das questões que envolvem o mecanismo de adesão no substrato dentinário.

### **2.1.DENTINA**

Desenvolvidas por BOWEN em 1963, as resinas compostas apresentam potencialidade de união com a estrutura dental. O tratamento do esmalte dental com ácido fosfórico proposto por BUONOCORE em 1955, propiciou a união mecânica entre o esmalte dental e a resina restauradora por meios de agentes resinosos fluidos hidrófobos. Posteriormente foi verificado que a aplicação de soluções ácidas sobre a dentina também poderia proporcionar eficiência no processo de união, sendo este uma combinação química entre um dos constituintes do adesivo e a matéria orgânica da dentina (BUONOCORE *et al.*,1956; FUSAYAMA *et al.*,1979). O que não estava elucidado na época é que, frente ao condicionamento ácido, as diferenças da composição entre dentina e esmalte cumprem papel fundamental na interação destes substratos com os diferentes materiais resinosos.

#### **2.1.1.Estrutura morfológica e composicional da dentina**

O conhecimento das características morfológicas da dentina que se apresenta como um complexo hidratado e de composição heterogênea, propiciou o desenvolvimento de monômeros hidrófilos e hidrófobos em concentrações balanceadas para a aplicação sobre a dentina previamente condicionada com ácido fosfórico.

A dentina é um tecido naturalmente heterogêneo, composto aproximadamente, em peso, de 70% de matéria inorgânica, 18% de matéria orgânica e 12% de água (Mjör, 1973; Carvalho *et al.*, 1996; Marshall *et al.*, 1997). Por causa da mineralização normal e progressiva da dentina depois que o dente está completamente formado, a composição varia dependendo da idade do dente. O componente orgânico da dentina é constituído, basicamente, por fibrilas de colágeno tipo I e o componente inorgânico mineral é constituído por cristais de apatita (Mjör, 1973). Quando considerados os percentuais volumétricos ocupados por esses elementos, se torna visível que a maior parte da dentina é ocupada por matéria orgânica e água (Marshall *et al.*, 1997). No entanto, talvez mais importante do que considerar os percentuais médios de composição é compreender que as características morfofuncionais da dentina variam de acordo com a região e com o tratamento à que é submetida, aspectos que corroboram com a dificuldade de obtenção de adesão homogênea nos diferentes segmentos deste substrato (Reis *et al.*, 2001). Os valores referentes à composição da dentina representam uma média e são de menor importância que a variação na distribuição dos componentes específicos. A porção inorgânica da dentina, como em todos os outros tecidos mineralizados, constitui-se principalmente de cristais de hidroxiapatita. A menor entidade de repetição desses cristais tem fórmula  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{H})_2$ , e é chamada de unidade molecular da hidroxiapatita. Alguns fosfatos de cálcio amorfos também estão presentes, e provavelmente em maior quantidade no tecido recém-formado do que o tecido maturado ou velho. Os cristais são formados de vários milhares de unidades moleculares. São de forma achatada e, vistos de lado, parecem agulhas. Os cristais têm mais de 20 nm de comprimento. Sua largura é relativamente menor e a espessura pode ser maior que 3,5 nm. São, portanto, semelhantes aos cristais do cimento e do osso, mas menores que aqueles do esmalte. Além disso, dispõe-se de maneira aleatória na matriz

orgânica da dentina, contrastando com os cristais de hidroxiapatita do esmalte, que são mais regulares (Mjör & Fejerskov, 1990).

Cerca de 85 a 90% do material orgânico da dentina é colágeno, sendo este uma proteína fibrilar, insolúvel, constituída por moléculas alongadas que estão unidas entre si por ligações cruzadas (Butler, 1984). As ligações cruzadas que unem covalentemente as fibrilas de colágeno são responsáveis pela resistência mecânica e a estabilidade da rede fibrilar. Rivera & Yamauchi (1993) apontam que a densidade das ligações cruzadas varia em função do tipo de dente e das diferentes regiões de um mesmo dente. Esses autores sugerem que esta variação da densidade das ligações cruzadas contribui com a variabilidade do comportamento mecânico da matriz de dentina, e provavelmente com a retenção dos materiais resinosos à sua estrutura.

Uma particularidade marcante, que difere a dentina dos demais substratos, é sua característica tubular. No interior dos túbulos dentinários estão contidos os fluidos tissulares da polpa e os prolongamentos citoplasmáticos dos odontoblastos, células responsáveis pela formação da matriz de dentina. Cada túbulo dentinário apresenta uma geometria similar à de um tronco de cone, com a base maior voltada para a polpa. Os túbulos percorrem toda a extensão da dentina, sendo que próximo à polpa chegam a ocupar cerca de 22% da área de superfície, enquanto que no limite da junção amelo-dentinária (JAD) representam apenas 1% de toda a área de superfície (Garberoglio & Brännström, 1976; Pashley, 1991). Essa variação do diâmetro e da densidade dos túbulos dentinários determina que o conteúdo relativo de fluido tissular seja variável nas diversas regiões da dentina (Brännström & Nordenvall, 1977; Pashley *et al.*, 1992). Este fato, aliado à distribuição radial dos túbulos, faz com que as variações morfológicas da dentina sejam significantes em cada um de seus segmentos, contribuindo com a variabilidade das respostas aos diversos procedimentos restauradores que são realizados nesta estrutura (Carvalho *et al.*, 1999).

O processo de mineralização da dentina parece ser um evento altamente controlado, em que os cristais de apatita formados são depositados primeiramente entre os espaços vazios existentes na matriz orgânica e, somente então, assentados sobre a mesma (Landis, 1996). Desta forma, nos

espaços que circundam toda a extensão dos túbulos dentinários há intensa deposição de conteúdo mineral, dando origem à dentina peritubular, que é uma estrutura altamente mineralizada. A apatita que se deposita nos espaços entre as fibrilas de colágeno e sobre as mesmas compõe a chamada dentina intertubular, que é rica em conteúdo orgânico (Marshall *et al.*, 1997) e fundamentalmente importante para os procedimentos de adesão. A interdifusão dos monômeros para o interior da rede colágena desmineralizada e posterior polimerização do agente adesivo resultou na formação de uma barreira híbrida formada pelas fibras colágenas circundadas por resina e cristais de hidroxiapatita, sendo esta resistente à penetração de ácidos, fluidos e toxinas e que tem mostrado efetividade na redução da microinfiltração marginal, além de ser considerada a principal forma de retenção das resinas restauradoras (Nakabayashi *et al.*, 1982; Nakabayashi *et al.*, 1991; Perdigão & Lopes, 1999; Perdigão *et al.*, 2000).

Assim, considerando os mecanismos de adesão conhecidos, é de supor que a contribuição da adesão oferecida pela retenção da resina no interior dos túbulos (tags) e a formação da camada híbrida na dentina intertubular devem variar de acordo com as diversas profundidades do substrato dentinário (Gwinnett, 1993; Pashley *et al.*, 1995), fatores que, de uma forma ou outra, determinam potenciais e significantes diferenças na qualidade da adesão sobre esse substrato (Marshall *et al.*, 1997).

A dentina possui grandes obstáculos para uma união adesiva, os quais são maiores que os do esmalte. Ela é heterogênea e seu alto conteúdo de água impõe requisitos ao material, que se propõe a ser um efetivo agente de união entre o material restaurador e a dentina. Sua natureza tubular propicia uma grande área, pela qual o fluido dentinário pode escoar para a superfície, afetando adversamente a adesão. Uma complicação adicional é a presença da camada de esfregaço ("smear layer"), sobre a superfície da dentina cortada. Por estas razões é que o desenvolvimento de um adesivo dentinário foi retardado em mais de uma década após ter-se conseguido resultados perfeitos com a técnica do condicionamento ácido (Phillips, 1991).

### **2.1.2. Permeabilidade dentinária**

A dentina sadia mineralizada é uma estrutura que oferece resistência parcial à permeação de substâncias, o que significa que sua permeabilidade está restrita à presença dos túbulos dentinários (Pashley *et al.*, 1993). Ainda que a infiltração de monômeros resinosos nos túbulos dentinários possa ocorrer, e de certa forma contribua para o alcance da adesão, o componente mais significativo na retenção dos materiais resinosos à dentina é proporcionado pela polimerização de monômeros no interior da dentina intertubular, formando a camada híbrida (Pashley *et al.*, 1993; Pashley *et al.*, 1995; Pashley & Carvalho, 1997). No entanto, a permeabilidade da dentina mineralizada intertubular é praticamente inexistente, impossibilitando a formação da camada híbrida num procedimento clínico em tempo real (Nakabayashi & Pashley, 1998).

A permeabilidade da dentina mineralizada pode ainda ser comprometida pela presença da camada de esfregaço ou *smear layer* (Pashley, 1994; Nakabayashi & Saimi, 1996). Durante muito tempo se acreditou que a *smear layer* deveria ser mantida a fim de que os tecidos vitais do dente fossem protegidos da suposta agressividade dos materiais (Brännström & Vojinovic, 1976; Eriksen & Leidal, 1979). Entretanto, a retenção dos primeiros sistemas adesivos à *smear layer* era consideravelmente fraca e a durabilidade da interface adesiva produzida era rapidamente comprometida (Chapell *et al.*, 1990). Desta forma, as pesquisas passaram a concentrar seus esforços em dois objetivos: caracterizar o efeito das substâncias aplicadas sobre a dentina (Bowen, 1978; Brännström, 1982; Mjör *et al.*, 1982; Wang & Hume, 1988) e estabelecer adesão diretamente com este substrato, a partir da remoção da *smear layer* (Fusayama *et al.*, 1979).

As técnicas que preconizam a remoção da *smear layer* pelo uso de soluções com caráter ácido são, sem dúvida, as mais utilizadas e difundidas na literatura corrente. Proposta inicialmente por Fusayama *et al.* (1979), a técnica do condicionamento ácido da dentina passou a ser realmente utilizada em meados da década de 80, quando foram rejeitadas as especulações sobre o potencial agressivo dos ácidos aplicados sobre a dentina. (Swift Jr. *et al.*, 1995). A técnica do condicionamento ácido em dentina não só promove a remoção da *smear layer*, como também propicia a desmineralização da dentina

inter e peritubular subjacente (Chiba *et al.*, 1989) resultando no surgimento de microporos numa extensão que pode variar entre 0,5 a 15  $\mu\text{m}$  (Eick *et al.*, 1992; Van Meerbeek *et al.*, 1992; Van Meerbeek *et al.*, 1993; Perdigão *et al.*, 1995; Uno & Finger 1996; Hashimoto *et al.*, 2000).

Pelo que já foi exposto, poder-se-ia presumir que o aumento de permeabilidade causada pela desmineralização da dentina garantiria, por si só, a difusividade de monômeros hidrófilos para o interior de sua estrutura para a formação da camada híbrida. Entretanto, a aplicabilidade deste raciocínio depende de uma condição específica: a manutenção dos espaços interfibrilares originados pela desmineralização, sem a qual a difusividade dos monômeros estará altamente comprometida (Nakabayashi & Pashley, 1998). Isso porquê, as propriedades mecânicas da matriz de dentina são significativamente alteradas pelo condicionamento ácido. Sano *et al.* (1995) reportaram que a resistência coesiva e o módulo de elasticidade da dentina mineralizada atingem, respectivamente, valores próximos de 100 MPa e 14 Gpa, enquanto que essas propriedades na dentina desmineralizada não superam as marcas de 30 MPa e 0,21 Gpa. A remoção do mineral que garantia a resistência e rigidez à dentina a deixa frágil e elástica, se tornando assim facilmente susceptível às variações dimensionais (Carvalho *et al.*, 1996; Maciel *et al.*, 1996) e conseqüentemente às variações de permeabilidade (Pashley & Carvalho, 1997). Diante da ausência de um arcabouço de sustentação, a matriz de colágeno pode sofrer contração volumétrica, reduzindo a dimensão dos espaços interfibrilares e prejudicando a difusão de monômeros para a formação da camada híbrida (Pashley *et al.*, 1993; Agee *et al.*, 1997; Carvalho *et al.*, 1999). Quando a dentina é desmineralizada, compete à água desempenhar papel fundamental na manutenção das dimensões originais de sua matriz, sustentando a permanência dos espaços interfibrilares abertos (Carvalho *et al.*, 1996). É com base neste conceito que a técnica de adesão úmida tem sido indicada na aplicação da maioria dos sistemas adesivos disponíveis (Kanca, 1992; Gwinnett, 1992), resultando na formação de uma camada híbrida mais resistente, devido a melhor infiltração de monômeros resinosos. A dentina é um material de baixa energia superficial, bem como o colágeno, saliva e as resinas restauradoras, pois possuem ligação intermoleculares fracas e pouca

cristalinidade. Atualmente tem sido dada ênfase para as modificações e umedecimento da estrutura dentinária pelos "primers", que podem até conter água e que estão promovendo o sucesso dos adesivos chamados de quarta geração. A melhora do umedecimento da fase orgânica significa um aumento na infiltração e ancoragem dos sistemas adesivos e resinas compostas (Baier, 1992).

Como pode ser notado, muitas das propriedades e da heterogeneidade característica do substrato dentinário podem atuar como entraves ao estabelecimento de uma união resistente e duradoura entre a dentina e materiais resinosos. Entretanto, está também reservada a alguns produtos e procedimentos da técnica de adesão, a responsabilidade por uma série de aspectos complicadores ao alcance desta união. Alguns desses fatores serão citados em tópicos subseqüentes.

## **2.2. AGENTES CONDICIONADORES**

Como pôde ser depreendido, o condicionamento ácido é necessário para aumentar a porosidade da dentina inter e peritubular e, se de alguma forma estas porosidades são permanentemente mantidas, a difusão de materiais resinosos para formação da camada híbrida estará garantida. Inicialmente, os diferentes ácidos condicionadores foram apontados como agentes responsáveis pela desnaturação das fibrilas de colágeno (Bowen *et al.*, 1984; Watanabe & Nakabayashi, 1993). A inquietação dos pesquisadores era estimulada pela idéia de que estando desnaturadas pelo condicionamento, o colapso destas fibrilas seria inevitável, acarretando na redução da permeabilidade do substrato, o que poderia contribuir de forma sinérgica com a deficiente permeação dos monômeros resinosos para o interior da dentina (Nakabayashi *et al.*, 1992; Watanabe & Nakabayashi, 1993; Van Meerbeek *et al.*, 1993). Muitos trabalhos sugeriam que outra conseqüência direta da possível desnaturação causada pelos ácidos seria a maior susceptibilidade das fibrilas de colágeno à degradação, fosse por enzimas proteolíticas (Scott & Leaver, 1994; Dung *et al.*, 1994) ou por hidrólise (Nakabayashi *et al.*, 1992; Burrow *et al.*, 1993; Kato & nakabayashi, 1998; Hashimoto *et al.*, 2000), ambas

comprometendo a durabilidade da adesão. Embora não se descarte os possíveis efeitos que os ácidos possam ter sobre as fibrilas de colágeno, não há um consenso na literatura em torno do fato de que toda e qualquer desmineralização da dentina, obrigatoriamente, tenha como subproduto a desnaturação das fibrilas de colágeno (Eick *et al.*, 1993; Van Meerbeek *et al.*, 1996; Eick *et al.*, 1997), sobretudo quando se considera o curto período de tempo a que dentina é usualmente exposta às soluções ácidas (Zhang *et al.*, 1998).

Se por um lado a desnaturação do colágeno submetido à ação de ácidos é um evento raro ou improvável, os efeitos dos ácidos na alteração dimensional e, conseqüentemente, na permeabilidade dentinária não podem ser desprezados. Pashley *et al.* (2000) demonstraram que as diferentes soluções ácidas causam contração significativa das fibrilas de colágeno, o que provavelmente pode comprometer a infiltração adequada dos monômeros resinosos na dentina desmineralizada. Os autores consideram que, embora esse efeito possa ser revertido pela lavagem do ácido, é provável que alguma contração residual possa permanecer, impedindo a completa expansão da rede e colágeno.

A dentina possui grandes obstáculos para uma união adesiva, os quais são maiores que os do esmalte. Ela é heterogênea e seu alto conteúdo de água impõe requisitos ao material, que se propõe a ser um efetivo agente de união entre o material restaurador e a dentina. Sua natureza tubular propicia uma grande área, pela qual o fluido dentinário pode escoar para a superfície, afetando adversamente a adesão. Uma complicação adicional é a presença da camada de esfregaço ("smear layer"), sobre a superfície da dentina cortada. Por estas razões é que o desenvolvimento de um adesivo dentinário foi retardado em mais de uma década após ter-se conseguido resultados perfeitos com a técnica do condicionamento ácido (Phillips, 1991).

É notório que a ação dos agentes condicionadores na desmineralização da dentina é limitada pela capacidade tampão exercida pelos cristais de hidroxiapatita (Wang & Hume, 1988; Camps & Pashley, 2000). Entretanto, o limite de profundidade e o padrão de desmineralização proporcionado pelos diferentes ácidos são variáveis (Perdigão *et al.*, 1995;



Marshall *et al.*, 1998; Nakabayashi *et al.*, 1998). Se por um lado, o período de aplicação dos ácidos não é suficiente para promover alterações significativas na estabilidade da matriz de dentina (Eick *et al.*, 1993; Eick *et al.*, 1997), por outro, pode ser o bastante para determinar uma desmineralização tão extensa deste substrato, que mesmo mantendo-se os espaços interfibrilares, os monômeros resinosos não seriam capazes de penetrar tão profundamente (Uno & Finger, 1996). A relação entre o tempo de aplicação dos ácidos e as variações de profundidade de desmineralização tem sido intensamente pesquisada sob a óptica de que possa ser diretamente responsável pela dificuldade de formação de uma camada híbrida coesa, estabelecida pela completa infiltração dos monômeros (Nakabayashi *et al.*, 1998; Hashimoto *et al.*, 2000).

Além do tempo de condicionamento, existem mais três ou quatro fatores que estão diretamente relacionados com o potencial de ação dos ácidos, tais como: a concentração, o pH e a osmolaridade do mesmo, bem como o tipo de agente controlador de sua viscosidade (Perdigão, 1995; Eliades *et al.*, 1997; Marshall *et al.*, 1998). Fundamentados por análises em microscópio óptico, Uno & Finger (1996) demonstraram a existência de uma discrepância entre a profundidade de desmineralização da dentina produzida por diferentes concentrações de ácido fosfórico e a subsequente extensão de infiltração dos monômeros resinosos hidrófilos. Os autores concluíram ainda que tal discrepância seria tanto maior quanto maior fosse o tempo de condicionamento empregado, confirmando as especulações de que a formação incompleta ou deficiente da camada híbrida possa ser resultado da excessiva desmineralização da dentina.

Nakabayashi *et al.*, 1991 verificaram em seu estudo, através da microscopia eletrônica de varredura, que o ácido fosfórico utilizado como condicionador de esmalte e dentina, desnaturava o colágeno dentinário. Os autores utilizaram o tratamento prévio da dentina com a solução chamada 10-3 (ácido cítrico 10% e oxalato férrico 3%). A formação de prolongamentos resinosos dentro dos túbulos dentinários cria retenções mecânicas pela dissolução do material interprismático, para que o adesivo penetre nas retenções microscópicas e crie uma união mecânica com a dentina.

O condicionamento ácido da dentina é feito para criar superfícies capazes de uma união micromecânica e/ou química da dentina com o agente adesivo da resina. Os principais efeitos do condicionamento da dentina podem ser classificados como físicos ou químicos. As alterações físicas são principalmente aumento ou redução na espessura e morfologia da "smear layer" e alterações na forma dos túbulos dentinários. As alterações químicas são principalmente as modificações do conteúdo de material orgânico (usualmente em torno de 20%, por volume) e descalcificação da porção inorgânica. O ácido fosfórico na forma líquida, considerado o primeiro condicionador de dentina, remove alguma superfície dentinária e deixa um padrão limpo e bem definido de condicionamento ácido. A abertura dos túbulos dentinários é aumentada e toma a forma de um funil. O ácido fosfórico que usa sílica fundida como espessante para formar o gel, da mesma forma promove a abertura dos túbulos dentinários, mas deixa uma substancial cobertura do agente espessante sobre a superfície da dentina condicionada que dificilmente é removida através da lavagem com água (Bertolotti, 1992).

É importante salientar que, além do risco de uma incompleta permeação dos monômeros, e ao contrário do que se poderia imaginar, a extensa desmineralização da dentina não garante a obtenção de maiores valores de retenção. Na verdade, alguns relatos apontam para o sentido inverso, isto é, que os valores de resistência de união dentina/resina podem ser significativamente menores quando a extensão da desmineralização da dentina é maior (Chan *et al.*, 1997; Nakabayashi *et al.*, 1998; Hashimoto *et al.*, 2000).

Um dos pilares do desenvolvimento dos sistemas adesivos autocondicionantes se fundamenta no fato de evitar a discrepância entre os limites da desmineralização da dentina e da resultante infiltração de monômeros (Carvalho *et al.*, 1999). Nesses adesivos, os monômeros hidrófilos com caráter ácido promovem a simultânea desmineralização da dentina e o preenchimento das porosidades recém-originadas com o material resinoso, resultando na maior uniformidade da camada híbrida formada (Carvalho *et al.*, 1999; Tay & Pashley, 2001).

### **2.3. SISTEMAS ADESIVOS**

Após a aplicação e remoção dos agentes condicionadores, a dentina desmineralizada deverá permanecer úmida, a fim de que seja permeável aos monômeros resinosos e possa resultar na formação de uma interface caracterizada por uma alta resistência adesiva (Kanca, 1992; Gwinnett, 1992). A água mantém as fibras de colágeno da matriz desmineralizada da dentina em condição de total expansão (Carvalho *et al.*,1996; Marshall *et al.*,1998). Quando a dentina desmineralizada é desidratada por jatos de ar, verifica-se a contração de sua matriz (Carvalho *et al.*,1996), devido à remoção da água dos espaços interfibrilares, conjugada ao baixo módulo de elasticidade deste substrato. A desidratação excessiva desta estrutura poderá resultar na perda de água presente ao redor e no interior das fibrilas da matriz de dentina, determinando uma contração adicional da estrutura como um todo (Carvalho *et al.*,1996; Pashley *et al.*, 2001; Carvalho *et al.*, 2002). O efeito residual da contração das fibrilas resulta na aproximação de sítios de interação entre os peptídeos que formam o colágeno, o que não era possível anteriormente na presença de água (Lees *et al.*,1997). As forças geradas pela atração molecular entre os peptídeos estabilizam a estrutura da matriz de colágeno desidratada e aumentam o seu módulo de elasticidade (Maciel *et al.*,1996; Wang *et al.*,1994). Carvalho *et al.* (1996) demonstraram que o restabelecimento dos espaços interfibrilares, ou seja, a re-expansão da matriz de dentina desmineralizada e contraída pode ser alcançada por sua simples re-hidratação. De uma forma indireta, o trabalho de Carvalho *et al.* (1996) sugere que a água é capaz de romper as ligações intermoleculares da matriz de colágeno desidratada e constituir ligações com estas moléculas de forma a promover a completa expansão da matriz de dentina.

Embora a presença de água seja fundamental para manter o estado de expansão dos espaços interfibrilares, sua permanência durante a aplicação dos monômeros resinosos poderá prejudicar a perfusão dos mesmos, uma vez que sua presença física compete pelos espaços interfibrilares que deveriam ser preenchidos pelos monômeros resinosos (Tay *et al.*,1996; Tay *et al.*,1997). A decorrência direta deste fato seria a formação deficiente da camada híbrida (Van Meerbeek *et al.*,1998). Adicionalmente, a presença da água pode promover a diluição de alguns monômeros resinosos, provocando a

emulsificação e separação de seus componentes e resultando, ao final, na obtenção de um selamento incompleto da dentina (Tay *et al.*, 1996). Está claro, portanto, que a condição ideal para a formação da camada híbrida deve conjugar a máxima permeabilidade dentinária á alta difusividade dos monômeros resinosos (Nakabayashi & Pashley, 1998). Os solventes orgânicos polares têm importante papel na difusão dos monômeros resinosos e remoção da água residual. Misturados aos monômeros resinosos, estes solventes devem promover a evaporação da água e, ao mesmo tempo, possibilitar que os espaços antes ocupados por esta sejam preenchidos prontamente pelos monômeros resinosos. De acordo com Jacobsen & Soderholm (1995), na presença de água, a permeação dos solventes e monômeros para o interior da dentina desmineralizada depende de fatores como a solubilidade e o coeficiente de difusividade desta mistura na água, a concentração e o tempo de aplicação da mesma à superfície de dentina e, finalmente, da afinidade química entre o monômero e o substrato.

De certo modo, os solventes têm a função de promover a substituição da água pelo monômero hidrófilo, sem que isto resulte em alterações dos espaços fibrilares. A expectativa, portanto, é de que os solventes orgânicos possam garantir a expansão da matriz de colágeno tanto quanto a água é capaz de fazê-lo, para que a permeação de monômeros seja a máxima possível. Entretanto, Pashley *et al.* (2001) demonstraram que alguns dos solventes orgânicos disponíveis na formulação dos sistemas adesivos, não são capazes de promover a completa re-expansão do colágeno colapsado pela desidratação e, contrariamente, podem causar uma contração da matriz de dentina desmineralizada hidratada, indicando a possível perda volumétrica dos espaços interfibrilares pelos quais os monômeros deveriam infiltrar. Adicionalmente, estes autores mostraram que diversos solventes anidros misturas de monômeros com água também são capazes de provocar significativas alterações dimensionais da matriz de dentina desmineralizada traduzidas por diferentes graus de contração desta estrutura. Portanto, é lícito assumir que mesmo que a dentina desmineralizada seja mantida úmida, seu completo preenchimento pelos monômeros resinosos poderá não ser alcançado, uma vez que a própria aplicação dos monômeros misturados aos

solventes provoca a contração da matriz de dentina e conseqüente redução dos espaços interfibrilares.

Os efeitos sobre as alterações dimensionais da dentina desmineralizada dependem, também, da condição inicial de umidade da matriz (Carvalho, 2002). Todos os solventes e monômeros comumente empregados nos sistemas adesivos apresentam um parâmetro de solubilidade menor que o da água (Pashley *et al.*, 2001; Carvalho, 2002) e, quando empregados sobre a dentina desmineralizada mantida úmida, causam uma contração das fibrilas e dos espaços entre elas. Por outro lado, quando aplicados sobre a dentina desmineralizada desidratada, produzem a re-expansão parcial, aquém daquela conseguida pela aplicação de adesivos cujos solventes são à base de água (Pashley *et al.*, 2001; Carvalho, 2002). De uma forma ou de outra, o resultado final será provavelmente a subsequente infiltração inadequada dos monômeros resinosos, resultando em deficiência de qualidade da camada híbrida formada (Tay *et al.*, 1996; Van Meerbeek, 1998).

Carvalho (2002) sugere que enquanto existirem limitações dos materiais e técnicas disponíveis, o clínico deve estar consciente das implicações que estas podem acarretar nos procedimentos clínicos. E se de fato a durabilidade da adesão depender da quantidade de resina que se infiltra nos espaços interfibrilares, então as pequenas alterações dimensionais causadas pelos próprios sistemas adesivos podem causar significantes alterações da qualidade adesiva.

De acordo com Phillips (1991) o adesivo ideal deve ser hidrófilo, para deslocar água e poder umedecer a superfície, permitindo assim que este agente penetre nas porosidades da dentina ou que reaja com seus componentes orgânicos ou inorgânicos. Desde que a maioria das resinas restauradora é hidrófoba, o adesivo dentinário deve conter tanto substâncias hidrófilas como hidrófobas. A parte hidrófila do adesivo é entendida como um grupo ativo, útil para unir-se tanto ao cálcio, nos cristais de hidroxiapatita, como ao colágeno. Já a parte hidrófoba, por sua vez, se unirá com a resina restauradora. Uma maneira conveniente para se examinar o progresso nesta área é classificar os adesivos dentinários de acordo com as suas gerações. A primeira geração de adesivos dentinários pode ser considerada aquela

desenvolvida antes da década de 80. A segunda geração destes materiais gozou de um sucesso comercial no começo da década de 80, enquanto a terceira geração compreende os adesivos dentinários mais recentemente desenvolvidos. Na primeira geração dos adesivos, o procedimento mais comum foi o uso do ácido glicerofosfórico dimetacrilato, de maneira a obter uma molécula bifuncional, na qual se acreditava que o grupo fosfato hidrófilo iria reagir com os íons cálcio da hidroxiapatita. Já o grupamento metacrilato ficaria apto para se unir à resina restauradora acrílica. Um outro sistema utilizava-se de um co-mônômero ativador de superfície, utilizado com resinas acrílicas. Ele se baseava na reação de adição da N-fenilglicina com um metacrilato de glicidila (NPG-GMA). Propunha-se, com isto, um mecanismo de união por quelação entre uma parte do NPG e o cálcio. Na segunda geração, conquistas significativas foram feitas no desenvolvimento dos agentes de união para as resinas compostas. Nessa época, elas já tinham largamente substituído os produtos acrílicos. A proliferação na comercialização desses produtos acompanhou estes avanços, ao conseguir-se resistência de união três vezes maior que com agentes adesivos anteriores. Além de sua aplicação à dentina, eles serviam para unir as resinas ao esmalte condicionado. Acreditava-se que o mecanismo de união é uma adesão iônica ao cálcio por um grupamento clorofosfato, apesar de não existir uma evidência que suporte esta hipótese. Um consenso existente é de que tal união entre o fosfato e o cálcio pode ser sujeita a uma hidrólise eventual, resultando na perda da união. As pesquisas têm sido concentradas em sistemas nos quais a adesão em longo prazo seja mais provável. A terceira geração dos adesivos é capaz de produzir uma resistência de união quase comparável àquela que existe entre a resina e o esmalte condicionado. Por outro lado, a melhoria na resistência da união tem sido acompanhada por um aumento na complexidade do uso, onde são necessários dois ou três passos para a aplicação do adesivo. A química varia em cada produto, mas o que existe em comum entre eles é o tratamento ácido da dentina, como primeiro passo no procedimento de aplicação do adesivo. Lembramos que um dos primeiros adesivos dentinários, foi o sistema NPG-GMA. No desenvolvimento deste material, verificou-se que tratando a superfície da dentina com ácido fraco, aumentava a adesão em função de uma

quelação com íons cálcio. Subseqüentemente, íons metálicos mordentes favoreciam mais a quelação quando empregados. Um exemplo era a solução ácida de oxalato férrico, que foi usada para combinar a sua função de limpeza com a de mordente. Este tratamento era seguido pela aplicação do NPG-GMA. Como o oxalato férrico produz uma mancha preta, ele foi substituído pelo oxalato de alumínio. Quando foi verificado que os íons de oxalato férrico ou de alumínio eram importantes para a quelação, o seu uso espalhou-se, pois se verificou que o ácido nítrico presente como um contaminante do oxalato agia como um condicionador de dentina. Um dos produtos faz uso do oxalato de alumínio e do nitrato de alumínio. Em outro, uma solução de ácido nítrico e NPG é aplicada como condicionador, seguindo-se o uso do adesivo dentinário resinoso. Os aldeídos têm sido utilizados como um método em potencial para a união ao colágeno. Em um material, uma solução de glutaraldeído e hidroxietil-metacrilato (HEMA) é usada após o pré-tratamento da superfície com EDTA (ácido etileno-diamino-tetraacético). Um sistema semelhante utiliza o ácido maleico em lugar do EDTA. Aquele ácido é incorporado a uma solução de HEMA, como agente desmineralizador. Este tratamento é seguido pela aplicação de um monômero polimerizável e composto de BIS-GMA e HEMA. É óbvio que estes produtos comerciais usam uma variedade de substâncias químicas, numa tentativa de unir-se por adesão, tanto aos componentes inorgânicos como aos orgânicos da dentina, e fazem propagandas a este respeito. Entretanto, quando estes esquemas de adesão química são propostos há freqüentemente pouca ou nenhuma evidência para suporta-los. É mais provável que a união seja micromecânica. A natureza ácida do primeiro condicionador ou "primer", como é o exemplo dos ácidos nítrico, maleico e EDTA, provoca essencialmente a remoção da camada de esfregaço. Quando o condicionador é usado por um tempo prescrito, há uma súbita abertura dos túbulos dentinários, bem como um ataque modesto da dentina intertubular. Isto permite a penetração de um monômero polimerizável como o HEMA, nesta textura fina de dentina condicionada que promove uma excelente união mecânica.

Segundo Barkemeier & Cooley (1992) as novas gerações de sistemas adesivos, geralmente usam um condicionador de dentina para

modificar ou remover a "smear layer" e uma subsequente aplicação do agente de união. Os novos sistemas adesivos têm mostrado resistência à união que se aproxima aos valores de união ao esmalte. A resistência de união tem melhorado com a evolução dos sistemas de união à dentina e a microinfiltração na margem de cimento-dentina tem reduzido significativamente.

Já Van Meerbeek et al. investigaram a interface entre o adesivo resinoso e a superfície dentinária pré-tratada com 25 sistemas adesivos comerciais em um estudo baseado em observações de microscopia eletrônica de varredura (M.E.V.). Este estudo categorizou os sistemas adesivos morfológicamente e esclareceu seu mecanismo de adesão. Pelas amostras observadas, os autores classificaram os sistemas adesivos em três grupos. No primeiro grupo de produtos, houve a remoção da camada de "smear layer" e a formação de uma camada híbrida de resina dentro da dentina. No segundo grupo de produtos, notou-se a preservação ou modificação da camada de 'smear layer'. Os túbulos dentinários foram obliterados com "plugs" formado de partículas globulares de "smear layer", envolvida pelos monômeros hidrofílicos dos adesivos, os quais têm afinidade por componentes orgânicos e inorgânicos da dentina. No terceiro grupo de produtos, a camada de "smear layer" foi parcialmente dissolvida, criando uma fina camada de dentina impregnada por resina ou por "plugs" de "smear layer". Os autores concluem ressaltando que neste estudo ficou claro que a aplicação dos mais recentes sistemas adesivos induz a mudanças estruturais na morfologia da superfície dentinária, criando uma interface retentiva chamada de camada híbrida. Esta zona de interdifusão oferece local para a copolimerização com a resina composta e, conseqüentemente, promove uma proteção em potencial para o tecido pulpar.

Inicialmente, a concentração balanceada dos monômeros hidrófilos e hidrófobos estava contida em dois frascos definidos como *primer* e *adesivo*. No frasco contendo o *primer* existe o monômero hidrófilo em maior concentração em relação ao hidrófobo, exatamente para aumentar a energia de superfície das fibras colágenas, neste momento, sustentadas pela água intersticial existente. O *primer* é difundido para o interior da dentina com o auxílio de um solvente (álcool ou acetona) cuja função é combinar com a umidade e volatilizar-se momentos antes da aplicação do adesivo. No frasco contendo o agente



adesivo, a concentração de monômero hidrófobo é maior que aquela do monômero hidrófilo por causa de sua função de assegurar a total interdifusão do monômero para o interior da região desmineralizada (De Góes, 1997).

Recentemente, as concentrações de monômeros hidrófilos e hidrófobos foram modificadas para serem contidas em um único frasco, mas com o objetivo de exercer a função de *primer* e adesivo ao mesmo tempo. Dessa forma, inicialmente são materiais altamente fluidos e voláteis (*primer*) e tornam-se mais espessos após a evaporação do solvente (adesivo). Assim, o monômero hidrófilo auxilia na difusão e o adesivo assegura a formação de uma razoável espessura de resina polimerizada e uma camada superficial de resina não polimerizada cuja função é promover a adaptação do material restaurador (De Góes, 1997).

Um novo conceito em sistema adesivo tem sido estabelecido para uniao em dentina, denominado autocondicionante, é composto por monômeros ácidos fosfatados contidos em concentração balanceada em três frascos (*primers* ácidos A e B e adesivo) e mais recentemente foram alterados para que o *primer* ácido e o adesivo fossem contidos em apenas dois frascos. O sistema autocondicionante não remove completamente a *smear layer* e é baseado no condicionamento simultâneo de esmalte e dentina para formar uma continuidade no substrato, o qual incorpora os *smear plugs* que se tornam impregnados pela resina e ficam incorporados ao prolongamento resinoso (Watanabe *et al.*, 1994; Perdigão & Lopes, 1999; Harada *et al.*, 2000).

Embora os dois sistemas autocondicionantes apresentem-se simplificados para facilitar os procedimentos técnicos, a eliminação das fases lavagem do ácido fosfórico e remoção do excesso de água da superfície da dentina parece dar aos sistemas autocondicionantes uma vantagem em relação à técnica de aplicação dos sistemas convencionais (Ferrari *et al.*, 1996; Perdigão & Lopes, 1999).

## **2.4. QUALIDADE DA CAMADA HÍBRIDA FORMADA**

Nos tópicos anteriores, ficou clara a preocupação que os estudos recentes trazem em relação às variações de morfologia, de permeabilidade e

propriedades mecânicas que a matriz da dentina sofre em função de suas características intrínsecas, coadjuvadas por alterações provocadas pela técnica e pelos produtos empregados na formação da camada híbrida. A literatura aponta uma preocupação comum: embora índices de retenção tenham apontado uma melhora da qualidade das restaurações adesivas em curto prazo, em períodos mais longos, a própria estabilidade da retenção tem sido questionada (Gwinnett & Yu, 1994; Burrow *et al.*, 1996; Armstrong *et al.*, 2001). As investigações em longo prazo se justificam na sugestiva falta de coesão da camada híbrida formada. Em decorrência de vários fatores, porosidades microscópicas originárias da infiltração deficiente dos monômeros resinosos podem remanescer nessa camada. O próprio trabalho de Nakabayashi *et al.* (1982), que salvaguardou a técnica de adesão à dentina pela desmineralização deste substrato, foi enfático ao assinalar a importância de que toda extensão da dentina desmineralizada fosse completamente preenchida pela subsequente infiltração e polimerização dos monômeros resinosos, sem a qual a camada híbrida recém formada estaria fadada ao fracasso. Esta assertiva baseava-se nas especulações de que as fibrilas de colágeno não envolvidas pelo material resinoso estariam "desprotegidas" da hidrólise a que fatalmente estariam sujeitas por estarem encerradas na cavidade oral (Nakabayashi *et al.*, 1982; Nakabayashi *et al.*, 1992; Watanabe & Nakabayashi, 1993; Van Meerbeek *et al.*, 1993; Burrow *et al.*, 1996; Kato & Nakabayashi, 1998; Hashimoto *et al.*, 2000). A especulação em torno da provável hidrólise da matriz de dentina era sugerida, sobretudo, pelos padrões de fratura de interfaces adesivas submetidas à armazenagem em água por períodos mais longos (meses ou anos). Nesses estudos, foi observada a tendência do plano de fratura estar contido na base da camada híbrida e, supostamente, dentro da zona de dentina desmineralizada não infiltrada pelos monômeros resinosos (Nakabayashi *et al.*, 1992; Burrow *et al.*, 1996; Kato & Nakabayashi, 1998; Hashimoto *et al.*, 2000), fatos que corroborariam com a expectativa de que a deterioração do colágeno exposto e não protegido compromete a durabilidade da adesão em dentina.

Os trabalhos de Sano *et al.* (1994, 1995) mostraram que, mesmo diante de uma infiltração ocorrida sob condições consideradas como ideais, a

camada híbrida resultante compreenderá porosidades pelas quais a infiltração de fluidos extra e intra-orais poderá ocorrer. Estas observações vão ao encontro das expectativas que consideram que, na presença destes fluidos, a interface adesiva possa sofrer degradação por hidrólise, comprometendo sua durabilidade. Como já foi exposto, durante quase 20 anos os pesquisadores expressaram uma preocupação com a durabilidade da adesão, fundamentados na fragilidade que a estrutura de dentina apresenta após sua desmineralização, creditando a este fato sua maior susceptibilidade à degradação por hidrólise e conseqüente comprometimento da união (Nakabayashi *et al.*, 1992; Burrow *et al.*, 1996; Kato & Nakabayashi, 1998; Hashimoto *et al.*, 2000). Atualmente, porém, são fortes os indicativos de que o componente resinoso da camada híbrida possa ser mais suscetível à degradação por hidrólise do que propriamente a matriz da dentina (Sano *et al.*, 1999), uma vez que a característica hidrófila desse polímero favorecia a captação dos fluidos da cavidade oral, acelerando sua degradação (Tanaka *et al.*, 1999; Santere *et al.*, 2001).

Em um estudo "in vivo", Sano *et al.* (1999) atestaram que, apesar da resistência adesiva ter se mantido constante ao longo de 1 ano, as análises microscópicas apontaram o aumento de porosidades na superfície do componente resinoso da camada híbrida, indicando a fragilidade de sua estrutura frente ao período em que as restaurações foram mantidas em funcionamento fisiológico. Paralelamente, Carvalho *et al.* (2000) mostraram que, ao contrário do que se imaginava inicialmente, a resistência máxima à tração e o módulo de elasticidade da dentina desmineralizada por EDTA se mantiveram praticamente inalterados após quatro anos de armazenagem em solução salina. Os autores demonstraram microscopicamente a estabilidade da estrutura morfológica do substrato, pela observação do característico estriamento proporcionado pelas bandas periódicas, interpretadas como sinal da integridade do colágeno (Butler, 1984).

Os recentes estudos que abordam a questão da durabilidade de união não são conclusivos. Embora a maioria destes estudos ateste a redução da resistência da união ao longo do tempo (Burrow *et al.*, 1996; Shono *et al.*, 1999; Armstrong *et al.*, 2001; Kitasako *et al.*, 2002), não há um indício definido

de que a durabilidade ou, ao contrário, a deterioração da camada híbrida ocorra pela degradação preferencial de um de seus componentes. A verificação da degradação das estruturas que compõem a camada híbrida, quando submetida ao desafio do tempo, poderia redirecionar os esforços de pesquisadores e fabricantes no desenvolvimento de técnicas e materiais que garantam estabilidade a interface de união. Um método que pode ser conclusivo nesta investigação compreende a caracterização química de cada um dos componentes, antes e após submissão às diferentes condições da fisiologia oral, para constatação das possíveis alterações que justificassem sua deterioração. Porém, os métodos de caracterização química existente são praticamente ineficientes para a caracterização do colágeno. Por se tratar de proteína insolúvel, com baixa atividade enzimática, a identificação de alterações estruturais deste substrato se torna altamente limitada (Butler, 1984). A integridade do colágeno pode, entretanto, ser indiretamente avaliada por métodos mecânicos (Zhang *et al.*, 1998; Carvalho *et al.*, 2000). Paralelamente, os métodos mecânicos têm se mostrado também eficiente na caracterização de polímeros, auxiliando na detecção do binômio estabilidade/deterioração (Göpferich, 1996).

### 3. DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

A capacidade de estabelecer uma efetiva e permanente adesão aos tecidos dentais tem sido o objetivo principal da Odontologia Restauradora. A união do material restaurador polimérico às estruturas dentais através do condicionamento ácido eliminaria o procedimento técnico de remoção de tecido sadio, normalmente utilizado para criar formas de retenção na cavidade. Além disso, a efetiva união implica em íntimo contato entre o dente e a restauração, prevenindo a penetração de bactérias e fluídos bucais, eliminando assim, o risco de cáries secundárias e infiltração marginal.

Na superfície do esmalte, a união se baseia no conceito introduzido por Buonocore em 1955, que consistia no condicionamento ácido antes da aplicação da resina restauradora. Dessa forma, a superfície condicionada apresenta uma alta energia superficial que facilita a penetração e escoamento de uma resina fluida, que pode ser polimerizada no interior dos prismas de esmalte e produzir retenção mecânica. Além disso, juntamente com o imbricamento mecânico, formado pelos prolongamentos resinosos, existe uma outra união mecânica e/ou química do adesivo com a estrutura do esmalte condicionado, no interior do prisma de esmalte (Nakamura, 1991).

Os primeiros agentes resinosos usados para criar a união mecânica com o esmalte dental, após o condicionamento ácido, foram essencialmente resinas fluidas a base de bisfenol-A glicidil metacrilato (BIS-GMA). A aplicação da resina fluida, com o auxílio de um pincel, sobre a superfície do esmalte condicionado e a subsequente aplicação da resina restauradora possibilitou excelente resistência de união e virtual eliminação da infiltração marginal (Phillips, 1991).

A união micromecânica dos materiais restauradores resinosos à superfície do esmalte tem sido uma forma segura e facilmente realizável na odontologia restauradora moderna. Entretanto, a união ao tecido dentinário tem se mostrado mais difícil. A maior dificuldade na obtenção da união das resinas à dentina é creditada a complexa estrutura histológica e a variável composição da dentina. Enquanto o esmalte é composto por 86% de hidroxiapatita, por volume, a dentina é formada em média por 70% de material inorgânico. Além

disso, o arranjo regular dos cristais de hidroxiapatita no esmalte, contrastam com a hidroxiapatita na dentina que é aleatoriamente arrumada na matriz orgânica composta de colágeno (Mjör, 1990).

Assim, a efetiva união mecânica alcançada após o condicionamento com ácido fosfórico sobre esmalte não se repetiu quando o mesmo procedimento foi utilizado sobre a dentina (Fusayama, 1979).

Apesar disso e das referências a respeito de possíveis efeitos do ácido fosfórico sobre a polpa (Austin, 1974), houve um direcionamento das pesquisas para o desenvolvimento de sistemas que tivessem união química com o tecido dentinário. O resultado foi a primeira e segunda gerações de sistemas adesivos, onde moléculas orgânicas di ou multifuncionais que continham grupos reativos interagem com a dentina e com o monômero da resina restauradora. No entanto, estes sistemas não obtiveram sucesso nas situações clínicas (Tyas, 1985).

Na terceira geração dos sistemas adesivos, houve a inclusão de um agente condicionador (*primer*), cuja função era modificar ou remover a *smear layer* e subseqüentemente interagir com a superfície da dentina. Posteriormente o agente adesivo era aplicado sobre a dentina modificada para produzir a união com a resina restauradora.

Perdigão & Swift (1994), demonstraram através da microscopia eletrônica de varredura, que os novos sistemas adesivos de dentina formam uma camada de resina infiltrada na zona desmineralizada da dentina (camada híbrida) e são capazes de penetrar e formar prolongamentos resinosos na região intertubular da dentina, principalmente, quando a superfície da dentina está umedecida.

Gwinnett & Kanca (1992) sugerem que sistemas adesivos que utilizam a acetona como veículo são capazes de formar forte união quando usados sobre dentina úmida. De acordo com esses autores, a acetona facilita a penetração do monômero no interior da dentina umedecida. Neste estudo, após o condicionamento ácido, a dentina foi lavada e submetida a um suave jato de ar. Este procedimento de secagem foi repetido após a aplicação do *primer* e do adesivo. Dessa forma, este procedimento pode ter contribuído com o desmoronamento do colágeno após o condicionamento ácido e, durante a

aplicação do *primer*, a secagem pode ter ocasionado a volatilização prematura da acetona, dificultando assim, a penetração do adesivo para o interior dos microporos do tecido dentinário. Os autores acreditam que, nos sistemas que não contém acetona no *primer*, a natureza hidrofílica de seus *primers* seja suficiente para promover a adequada penetração do monômero na região desmineralizada da dentina para promover a retenção micromecânica.

Ilustrações feitas em M.E.V. indicam que os altos valores de resistência de união estão relacionados com as falhas coesivas na resina restauradora ou na camada do agente de união junto à dentina. pode-se especular que a superfície da dentina foi desmineralizada pelos condicionadores ácidos e a superfície foi infiltrada pela resina fluida (agente de união) para formar a denominada camada híbrida. Daí, a conclusão de que a obtenção de altos valores de resistência de união à dentina ou a interconexão entre a camada híbrida e a base dentinária pode ser um fator indicativo da efetividade dessa união, de tal forma, que são equivalentes aos valores obtidos na superfície do esmalte com o adesivo convencional, já estabelecidos como valores suficientes para resistir a contração de polimerização das resinas restauradoras.

A observação da região fraturada através da microscopia eletrônica de varredura pode ajudar e indicar a natureza da falha na adesão. Se a falha é de natureza adesiva (localizada na interface de união do material restaurador com a superfície da dentina ou esmalte) é provável que as propriedades de umedecimento do material ou a reação química foi insuficiente para produzir união. Caso a falha seja coesiva (a fratura ocorre no material adesivo junto à interface do esmalte ou dentina) pode-se dizer que a propriedade física do material tem limitada resistência de união.

Diferentemente do que ocorre com a microinfiltração e formação de fendas marginais, verifica-se de maneira clara a evolução do tipo de fratura ocorrida com o desenvolvimento e efetividade dos sistemas adesivos. A primeira geração de adesivos dentinários relata apenas ocorrência de fraturas adesivas decorrentes dos testes mecânicos. Uma exceção foi verificada no estudo de Lee *et al.* (1971), onde os autores observaram algumas fraturas

coesivas de material restaurador, ao estudarem os efeitos da aplicação de resina à base de poliuretano.

Basicamente representada pelos adesivos que continham ésteres fosfonados, a segunda geração, com valores de adesão pouco superiores em relação à primeira, também apresentava predominância de falhas adesivas, embora pequena modificação no tipo de fratura tenha sido observada. Com o aumento significativo dos valores de resistência de união, na terceira geração de adesivos dentinários, observou-se um novo padrão de fratura, denominada de coesiva em dentina. Falhas coesivas em dentina também foram relatadas em outros trabalhos, assim como fraturas adesivas, coesivas em compósito e mistas.

Grande número de trabalhos investigando sistemas adesivos hidrófilos também tem registrado fraturas coesivas em dentina. Esse tipo de falha tem ocorrido em alta porcentagem, embora em algumas pesquisas haja predominância de fraturas adesivas, atribuída à incompleta infiltração do monômero, resultado da aplicação do mesmo em dentina com pouca umidade. De maneira semelhante, os adesivos de frasco único também tem produzido este tipo de falha como relata as investigações de Jia *et al.* (1996) e Garcia-Godoy *et al.* (1996). Este tipo de falha, verificada nesta geração de adesivos dentinários está relacionada com a formação da camada híbrida e evidencia as excelentes características adesivas, indicando que a força de união tem superado a força coesiva da dentina, resultando na fratura da mesma, podendo ser considerados como características dessa atual geração de sistemas adesivos.

De maneira geral, a dentina é previamente desmineralizada com ácido fosfórico em concentrações que variam entre 30 e 40% para criar condições para a interdifusão do adesivo para o interior da rede colágena. Neste momento em que as fibras de colágeno estão suportadas pela água, o *primer* contendo monômeros hidrófilos e solvente deve ser aplicado para modificar a região com a remoção parcial momentânea da água entre as fibras do colágeno e ao mesmo tempo aumentar a energia de superfície da proteína e, assim facilitar o escoamento da resina adesiva para o interior dos túbulos dentinários e das microporosidades causadas pelo condicionamento ácido



(Erickson, 1992). Os sistemas adesivos contidos em dois frascos têm mostrado bom desempenho em relação à resistência de união (Prati *et al.*, 1998). Entretanto, tem sido questionada a eficiência dos sistemas contidos em um único frasco, principalmente em relação à capacidade de umedecimento. Como estes sistemas utilizam um balanceamento nas concentrações entre os monômeros hidrófilos e hidrófobos de tal forma que no início o sistema seja mais fluido para exercer a função do *primer* e em seguida apresente uma viscosidade maior para a função de adesivo, qualquer alteração entre essas duas fases pode reduzir a capacidade de umedecimento e difusão do monômero para o interior da região desmineralizada, gerando assim deficiência na união (Prati *et al.*, 1998).

Podemos concluir que os sistemas adesivos cuja formulação utiliza dois frascos para o procedimento de união e os sistemas que contém a composição básica em um único frasco não apresentam diferenças significativas nos valores de resistência de união quando foram comparados entre si. Portanto, ficou demonstrada a capacidade de umedecimento e difusão dos monômeros para as duas formas de apresentação dos adesivos, e que a alteração no balanceamento das concentrações entre os monômeros hidrófilos e hidrófobos para um único frasco não prejudicou o desempenho do material. Isto também ficou claro na avaliação do tipo de ocorrência de fratura na região de união, onde para os dois sistemas adesivos foi observada prevalência de fratura coesiva no adesivo/camada híbrida.

Por ora, é importante que o profissional compreenda que os sistemas adesivos são materiais que apresentam limitações inerentes de sua natureza e forma de utilização, portanto, cuidados essenciais em sua manipulação devem ser tomados para garantir seu máximo desempenho, principalmente em longo prazo. Embora a Odontologia adesiva tenha revolucionado de forma irreversível os conceitos restauradores, a confiabilidade dos sistemas adesivos não permite, ainda, que os princípios biológicos e mecânicos sejam esquecidos.

#### 4. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

BOWEN, R.L. Properties of sílica-reinforced polymer for dental restorations. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v.66, n.1, p.57-64, Jan. 1963.

BRAGA, R.R., CESAR, P.F., GONZAGA, C.C. Tensile bond strength of filled and unfilled adhsevises to dentin. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v.13, n.3, p.73-76, Apr. 2000.

BRÄNNSTRÖM, M. The cause of postrestorative sensivity and its prevention. **J. End.**, Baltimore, v.12, n.10, p.475-481, Oct. 1986.

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

\_\_\_\_\_, WILEMAN, M.S., BRUDEVOLD, F. A report on a resin composition capable of bonding to human dentin surfaces. **J. dent. Res.**, Washington, v.35, n.6, p.846-851, Dec. 1956.

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

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

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

FERRARI, M. et al. Dentin infiltration by three adhesive systems in clinical and laboratory conditions. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v.9, n.6, p.240-244, Dec. 1996.

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

DE GOES, M.F. Evolução dos sistemas adesivos de 1ª à 5ª geração. **Dent. Gaúcho**, São Paulo, v.4,n.3, 1997 [Guia de Compras]

GWINNETT, A.J., KANCA, J.A. Micromorphology of the bonded dentin interface and its relationship to bond strength. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v.5, n.2, p.73-77, Apr. 1992.

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

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

MJOR, I.A., FEJERSKOV, O. Embriologia e histologia oral humana. São Paulo: Panamericana, 1990, p.50-129.

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

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

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

PERDIGÃO, J., RAMOS, J., LAMBRECHTS, P. *In vitro* interfacial relationship between human dentin and one-bottle dental adhesives. **Dent. Mat.**, Washington, v.13, n.4, p.218-277, July 1997.

PERDIGÃO, J., SWIFT, E.J. Analysis of dental adhesive systems using scanning electron microscopy. **Int. dent. J.**, London, v.44, n.4, p.349-359, Aug. 1994.

PHILIPS. R.W. Skinner's science of dental materials. 9<sup>a</sup> ed. Philadelphia: W.B. Saunders, 1991. p.215-248.

\_\_\_\_\_, AUSTIN, J.C., FATTI, L.P. Pulpar response to phosphoric acid. **J. oral Path.**, Copenhagen, v.3, n.3, p.114-122, Mar. 1974.

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

\_\_\_\_\_, et al. The effect of depth of dentin demineralization on bond strengths and morphology of hybrid layer. **Operative Dent.**, Seattle, v.20, n.3, p.186-194, May/June 2000.

PRATI, C. et al. Resin infiltrated dentin layer formation of new bonding systems. **Operative Dent.**, Seattle, v.20, n.4, p.185-194, July/Aug. 1995.

PRICE, R.B.T., HALL, G.C. *In vitro* comparison of 10-minute versus 24-hour shear bond strengths of six dentin bonding systems. **Quintessence int.**, Berlin, v.30, n.2, p.122-134, Feb. 1999.

TANUMIHARJA, M., BURROW, M.F., TYAS, M.J. Microtensile bond strengths of seven dentin adhesive systems. **Dent. Mat.**, Washington, Oxford, v.16, n.5, p.180-187, May 2000.

VAN MEERBEEK, B. et al. Assessment by nano-indentation of the hardness and elasticity of the resin-dentin bonding area. **J. dent. Res.**, Washington, v.72, n.10, p.1434-1442, Oct. 1993.

VERSLUIS, A. et al. Why do shear bond tests pull out dentin? **J. dent. Res.**, Washington, v.76, n.6, p.1298-1307, June 1997.

WATANABE, I. et al. Bonding to ground dentin by a phenyl-P self-etching primer. **J. dent. Res.**, Washington, v.73, n.6, p.1212-1220, June 1994.