



MÔNICA ARATANI

Cirurgiã Dentista



Desempenho clínico e mecânico de adesivo auto-condicionante à dentina decídua afetada por cárie

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

Orientador: Prof. Dr. Mário Fernando de Goes

PIRACICABA
2007

Bibliotecário: Marilene Girello – CRB-8ª. / 6159

Ar15d Aratani, Mônica.

Desempenho clínico e mecânico de adesivo auto-condicionante à dentina decídua afetada por cárie. / Mônica Aratani. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2007.

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

1. Adesivos dentários. 2. Cáries dentárias. 3. Dentes decíduos. I. Goes, Mario Fernando de. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

(mg/fop)

Título em Inglês: Clinical and mechanical performance of self-etching adhesive to primary caries- affected dentin

Palavras-chave em Inglês (Keywords): 1. Dental adhesives. 2. Dental caries. 3. Tooth, deciduous

Área de Concentração: Materiais Dentários

Titulação: Doutor em Materiais Dentários

Banca Examinadora: Mario Fernando de Goes, Eloísa Lorenzo de Azevedo Ghersel, Sílvio Issáo Myáki, Regina Maria Puppini Rontani, Marcelo Giannini

Data da Defesa: 14-02-2007

Programa de Pós-Graduação: Materiais Dentários



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de DOUTORADO, em sessão pública realizada em 14 de Fevereiro de 2007, considerou a candidata MÔNICA ARATANI aprovada.

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "M. F. de Goes", written over a horizontal line.

PROF. DR. MARIO FERNANDO DE GOES

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "Eloisa Lorenzo de Azevedo GherSEL", written over a horizontal line.

PROFa. DRa. ELOISA LORENZO DE AZEVEDO GHERSEL

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "Silvio Issão Myaki", written over a horizontal line.

PROF. DR. SILVIO ISSÃO MYAKI

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "Regina Maria Puppini Rontani", written over a horizontal line.

PROFa. DRa. REGINA MARIA PUPPIN RONTANI

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "Marcelo Giannini", written over a horizontal line.

PROF. DR. MARCELO GIANNINI

Dedico esse trabalho:

A **Deus**, que por sua infinita bondade e sabedoria nos concede, a cada dia, a oportunidade de melhorar naquilo que escolhemos fazer em nossas vidas.

A meus pais, **Neuza e Yoshiaki**, pelo exemplo de dedicação e persistência, sem os quais não seria possível crescer.

A meus irmãos e cunhadas: **Rubens e Nílvia, Gustavo e Marlene, Hugo e Lívia**, e minha sobrinha **Carolina**, pelo apoio e tantos motivos que não é possível descrever.

Para **Fabio e Letícia**, que mesmo em lembrança fazem a vida melhor.

A **todas as crianças participantes desde trabalho**, que com inocência e alegria tornaram agradável cada dia de trabalho.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao Prof. Dr. **Mário Fernando de Goes**, Titular da Área Materiais Dentários, Departamento de Odontologia Restauradora, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, e orientador deste trabalho, pelo apoio e confiança irrestritos.

À Profa. **Cristina**, da Escola Pe. Heitor Castoldi, pelo entusiasmo, simplicidade e dedicação com que conduz seus alunos, inspirando e motivando as pessoas ao seu redor.

AGRADECIMENTOS

À direção da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas na pessoa do seu Diretor Prof. Dr. **Francisco Haiter Neto** e do Diretor Associado Prof. Dr. **Marcelo de Castro Meneghim**.

Ao Prof. Dr. **Mário Alexandre Coelho Sinhoreti**, Titular da Área Materiais Dentários, Departamento de Odontologia Restauradora, Coordenador Geral de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas.

A Prof. Dra. **Regina Maria Puppim Rontani** Titular da Área Odontopediatria, Departamento de Odontologia Infantil, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, Coordenadora do Programa de Pós-graduação em Materiais Dentários.

Ao Prof. Dr. **Simonides Consani**, Titular da Área Materiais Dentários, Departamento de Odontologia Restauradora, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas.

Ao Prof. Dr. **Lourenço Correr Sobrinho**, Titular da Área Materiais Dentários, Departamento de Odontologia Restauradora, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas.

Ao Engenheiro Mecânico **Marcos Blanco Cangiani**.

À funcionária **Selma Segalla**.

Ao biólogo **Adriano Luis Martins**.

À amiga **Denise Pereira Alves Gomes**, pela ajuda inestimável na avaliação clínica.

Ao Prof. Ms. **Antônio Sales**, por sua disponibilidade na análise estatística.

Ao colega **Vinícius Di Hipólito**, mestre e doutorando em Materiais Dentários.

Ao **CNPq**, pelo auxílio financeiro na concessão da bolsa.

A **Beatriz, Márcia, Alciane, Sandra, Eloísa, Herbert e Paulo**, grandes amigos, fiéis companheiros.

À Profa. Dra. **Catarina Prado**, por seu exemplo.

Aos **colegas de pós-graduação**.

À UNIDERP, na pessoa da Coordenadora do curso de Odontologia, Profa. Ms. **Rozana Beatriz Franco Baccaro**.

Aos diretores, professores e funcionários das escolas CAIC Rafaela Abrão e Padre Heitor Castoldi.

A todos os funcionários da clínica odontológica do CAIC, representados por sua gerente, CD **Magali Trivelato**.

A todas as pessoas, que mesmo em pensamento, contribuíram para o sucesso deste trabalho.

Resumo

Este estudo avaliou o desempenho clínico de 6 e 12 meses, de restaurações de classe II, confeccionadas com sistema adesivo autocondicionante Clearfil SE Bond, aplicado à dentina decídua afetada por cárie. Adicionalmente, a resistência de união dos dentes que esfoliaram entre as avaliações de 6 e 12 meses foi avaliada, e comparada a de um grupo controle, o qual utilizou dentes cariados extraídos, tratados pelo mesmo protocolo restaurador do grupo experimental e ensaiados após 24 horas. Foram selecionados 44 pacientes de ambos os sexos, com idades variando de 8 a 11 anos. Um total de 70 molares decíduos, com lesões de cárie ativas e de profundidade média foram selecionados e restaurados, sob isolamento absoluto. Um corante evidenciador de cárie (Caries Detector) foi utilizado para padronizar a condição do tecido cariado, cuja remoção foi feita com broca de aço em baixa velocidade. Uma solução aquosa de digluconato de clorexidina a 2% foi utilizada para a limpeza cavitária. O *primer* autocondicionante e o adesivo do sistema Clearfil SE Bond foram aplicados de acordo com as instruções dos fabricantes. A resina Z-250 foi utilizada para preencher a cavidade, em incrementos horizontais, fotoativados por 20 segundos cada. As restaurações foram examinadas pelo sistema USPHS, moldadas e fotografadas imediatamente após o término, e após 6 e 12 meses. A avaliação de 35 restaurações aos 6 e 12 meses mostrou boa aceitabilidade clínica, com grande incidência de escores A para todos os critérios avaliados (ausência de sensibilidade- 100%, ausência de cáries secundárias- 94,28%, ausência de descoloração da margem cavo-superficial- 94,28%, manutenção da forma anatômica-94,28%, combinação de cor- 100% e adaptação marginal- 80%), e sem diferença no desempenho de 6 e 12 meses (teste de Wilcoxon, com $p < 0,01$). Durante o período, 29 dentes decíduos esfoliaram, e a resistência de união da interface adesiva da parede axial foi avaliada por microtração, e comparada a um grupo controle, preparado *in vitro*. A resistência de união do grupo controle ($12,61 \pm 2,58$ MPa) foi significativamente menor que do grupo experimental ($22,02 \pm 2,97$ MPa), pelo teste T de Student ($p < 0,05$). O modo de falha predominante, no grupo

controle, ocorreu na dentina desmineralizada (63,64%), e no grupo experimental, a maior incidência de falhas ocorreu na dentina desmineralizada (42,81%), seguida pela falha coesiva no adesivo (26,32%) e na camada híbrida (21,05%).

Palavras-chave: Adesivos dentinários; Dentina; Dente decíduo; Cárie dentária.

Abstract

This study evaluated 6 and 12-month clinical performance of Clearfil SE Bons self-etching adhesive system, in affected-carries dentin of class II restorations, in primary molars. Microtensile bond strength was also performed, using all teeth exfoliated between both evaluation, and comparing results to a control group, which used decayed primary molars, treated by same protocol of experimental group and tested after 24 hours. Forty-four 8 to 11 years-old children were selected, who had 70 primary molars, with active proximal cavitations, all in medium depth, were selected and restored, under rubber dam. Teeth weren't anesthetized before procedures. A caries disclosing agent was used to guide infected-carries removal, with a steel round bur, at low speed. A 2% chlorhexidine digluconate solution was used to cavity cleansing. Self-etching primer and adhesive were applied according to manufacturers instructions. Z-250 restorative composite was used to fill cavity, by horizontal increments, which wer photoactivated by 20 seconds each. Immediately after finishing, and after 6 and 12 months, composite restorations were evaluated using USPHS criteria, impressions were made and photographs were taken. At 6 and 12 months, 35 restorations were evaluated, with good clinical acceptance. At 1-year evaluation, most restorations were scored A for all criteria (absence of post-operative sensitivity 100%, no secondary caries 94.28%, no cavo-surface discoloration 94.28%, anatomic form 100% and marginal adaptation 80%), and there was no statistical difference between 6 and 12 months evaluation (Wilcoxon's test, $p < 0.01$). For the evaluated time, 29 primary teeth exfoliated, and microtensile bond strength of axial wall were evaluated, and compared to an *in vitro* control group. Student's T Test ($p < 0,05$) indicated that UTBS of control group (12.61 ± 2.58 MPa) was significant lower than experimental group (22.02 ± 2.97 MPa). Predominant failure mode, in control group, was in demineralized dentin (63.64%), and in experimental group, most of failure was in demineralized dentin (42.81%), followed by coesive failure on adhesive layer (26.32%) and at hybrid layer (21.05%).

Key words: Dentin bonding agents; Dentin; Tooth, deciduous; Dental caries.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	1
2. REVISÃO DE LITERATURA	5
2.1 Dentadura decídua	5
2.2.1 Cronologia de erupção e troca dentária em crianças	5
2.1.2 Características diferenciais entre dentes decíduos e permanentes	8
2.2 Esmalte dentário	9
2.2.1 Composição do esmalte	9
2.2.2 Estrutura	11
2.2.3 Propriedades físicas do esmalte	18
2.3 Dentina	20
2.3.1 Complexo dentino-pulpar	20
2.3.2 Composição da dentina	21
2.3.3 Classificação da dentina	22
2.3.4 Microestrutura da dentina	25
2.3.5 Propriedades mecânicas da dentina	32
2.4 Dentina cariada	35
2.5 Adesão à estrutura dentária	40
2.5.1 Mecanismos de adesão a esmalte e dentina	40
2.5.2 Estratégias de união	43
2.5.3 Métodos de avaliação da adesão	45
2.5.4 Sistemas adesivos auto-condicionantes	49
2.5.5 Degradação da união resina-dentina	54
2.5.6 Estudos clínicos	57
3. PROPOSIÇÃO	65
4. MATERIAL E MÉTODOS	67
4.1 Seleção de pacientes	67
4.2 Protocolo restaurador	69

4.3 Avaliação clínica	73
4.4 Resistência de união	76
5. RESULTADOS	81
5.1 Avaliação clínica	81
5.2 Resistência de união	83
6. DISCUSSÃO	87
7. CONCLUSÕES	97
REFERÊNCIAS	99
ANEXO 1	115
ANEXO 2	117
ANEXO 3	119
ANEXO 4	123

1. Introdução

O tratamento de lesões de cárie em dentes decíduos é de grande importância para o desenvolvimento da dentição permanente. Procedimentos adequados ao atendimento infantil devem considerar as diferenças entre as dentições, tais como as dimensões dentárias e seu ciclo biológico, em atendimentos de curta duração, para não comprometer a colaboração da criança (Finn, 1973). A maior incidência e severidade de lesões de cárie em dentes decíduos é devida a uma menor mineralização (Bird *et al.*, 1965; Scalerič *et al.*, 1982; Wilson & Beynon, 1989).

As lesões de cárie, em dentina, são classicamente divididas em camadas. A mais externa (infectada) é contaminada, e mostra fibrilas de colágeno deterioradas, com perda de elementos impedindo sua re-estruturação. A camada interna da cárie, chamada dentina afetada por cárie, mostra uma dentina menos alterada, mas com potencial de regeneração e remineralização, desde que as condições se mostrem favoráveis (Fusayama, 1979; Nakornchai *et al.*, 2004).

A identificação da dentina infectada pode seguir parâmetros clínicos subjetivos, como dureza e coloração. A espessura da camada infectada, sua dureza e aparência podem variar, de acordo com a atividade da lesão (Fusayama *et al.*, 1966). Além disso, pode não haver um limite definido entre as duas camadas. Métodos para facilitar a remoção da dentina infectada incluem sistemas químico-enzimáticos, critérios visuais, corantes evidenciadores e a ocorrência de sensibilidade dolorosa durante a escavação.

Diversas técnicas preconizam a manutenção da dentina afetada por cárie, em procedimentos de caráter temporário ou definitivo utilizando diferentes materiais restauradores. Como exemplo, a odontologia minimamente invasiva, a qual recomenda técnicas adesivas para restauração, com margens da restauração em tecido sadio (Hahn & Hellwig, 2004).

A adesão à dentina afetada por cárie, *in vitro*, mostra valores de resistência da união inferiores àqueles obtidos em dentina sadia (Yoshiyama *et al.*,

2002; 2003; Sakoolnamarka *et al.*, 2003; Ceballos *et al.*, 2003; Hahn & Hellwig, 2004; Hosoya *et al.*, 2006). A formação de *tags* no interior dos túbulos dentinários é limitada pela deposição de minerais, mas a espessura da camada híbrida é maior, pela difusão dos monômeros através da dentina intertubular, a qual se encontra porosa pelo processo de cárie. A falha preponderante ocorre na camada de dentina abaixo da camada híbrida, provavelmente enfraquecida pela cárie (Yoshiyama *et al.*, 2002; Ceballos *et al.*, 2003; Arrais *et al.*, 2004).

Se uma camada estreita de dentina infectada permanece na cavidade, o adesivo é capaz de se infiltrar, envolvendo até mesmo as bactérias presentes, e formar uma camada híbrida com a dentina afetada por cárie, subjacente (Yoshiyama *et al.*, 2002).

Akimoto *et al.* (2001) comprovaram que a remineralização da dentina além da camada híbrida é possível, mas estudos *in vitro* desconsideram o potencial reparador da dentina, ao recomendar sua remoção para melhorar a adesão. Sistemas auto-condicionantes tem uma técnica de aplicação simplificada, e ao dispensar as etapas de condicionamento ácido, enxágüe e remoção do excesso de água, reduzem efetivamente o tempo de aplicação, tornando-se assim atraente para uso em odontopediatria. Embora a durabilidade seja limitada, a exigência em dentes decíduos é menor, pelo próprio tempo de permanência do dente na cavidade bucal (Donly & Garcia-Godoy, 2002).

Diferentes processos podem ocorrer simultaneamente, após a aplicação de sistemas adesivos auto-condicionantes à dentina afetada por cárie, *in vivo*. Uma série de fatores contribui para o aumento da resistência da dentina, ao mesmo tempo em que um potencial iminente de degradação se faz presente. Somente através de estudos clínicos é possível avaliar a resultante destes processos.

Este trabalho avaliou o desempenho clínico e a resistência da união de um sistema adesivo auto-condicionante aplicado à dentina afetada por cárie em molares decíduos, verificando se seu desempenho clínico pelo período de 1 ano é clinicamente aceitável, se há alteração do desempenho clínico das restaurações

no intervalo entre 6 e 12 meses, e se há alteração da resistência da união de espécimes envelhecidos e esfoliados no período entra as avaliações clínicas, em comparação a um grupo controle.

2. Revisão de literatura

2.1 A DENTADURA DECÍDUA

A perfeição da natureza pode ser percebida quando nos deparamos com os processos de concepção e formação dos seres vivos. A seqüência de eventos detalhada, planejada e ajustada, de modo a favorecer o desenvolvimento pleno de uma criança a partir de seu nascimento, também é presente quando do desenvolvimento buco-dental, e da instalação das dentições.

A temporariedade dos dentes decíduos, de forma alguma, é indicativo para desconsiderar a necessidade de tratamento restaurador. Segundo Finn (1973), “um dos fatores que distingue a odontologia das crianças da dos adultos é que o dentista, quando trata crianças, está lidando com duas dentaduras”. Correlações entre perdas precoces de dentes decíduos com alterações oclusais, lesões endodônticas com erupção ectópica do sucessor permanente, defeitos de formação do esmalte (Broadbent *et al.*, 2005), entre outros, foram comprovadas, e ressaltam a necessidade de tratamento e reabilitação funcional que permitam a continuidade do desenvolvimento pleno do paciente.

2.1.1 Cronologia da erupção e troca dentária em crianças

Os seres humanos apresentam duas dentaduras, a decídua e a permanente, e um período de transição, de dentição mista. A dentadura decídua, também chamada primária, tem início com o surgimento, na cavidade bucal, dos incisivos centrais inferiores, por volta dos 6 a 8 meses de idade, seguida pelo surgimento dos demais incisivos decíduos, até os 12 a 13 meses. Por volta dos 16 meses, irrompem os primeiros molares decíduos, os caninos aos 19-20 meses e por fim, entre 27 a 29 meses, os segundos molares decíduos, totalizando 20 dentes decíduos (Guedes-Pinto, 2003a). Essa seqüência de erupção dos dentes

decíduos estimula e acompanha o crescimento dos arcos e o desenvolvimento das funções dentárias (Finn, 1973; Encarnação *et al.*, 2003). A influência dos dentes na aparência não se restringe à estética do sorriso, mas também à tonicidade e contorno dos músculos da face, lábios e língua, sendo determinantes da harmonia facial. O aprendizado espontâneo, da fala e dos movimentos da mastigação, coincide cronologicamente com a erupção dentária, e as deficiências deste período podem persistir até a idade adulta, se não forem corrigidas (Finn, 1973).

Os dentes decíduos têm ciclos de vida curtos, quando comparados aos permanentes. Segundo Finn (1973), o ciclo de vida completo de um dente decíduo tem início com o crescimento (que inclui a iniciação, proliferação, histó e morfodiferenciação dos brotos dentários e aposição das matrizes), calcificação, erupção, atrição e termina com a reabsorção radicular, denominada rizólise, até que ocorra a esfoliação fisiológica. Entre 6 e 12 anos, os dentes permanentes substituem gradualmente seus antecessores decíduos perdidos. Os molares permanentes não têm antecessores decíduos, e nascem em posição distal aos últimos dentes dos arcos, em número de três em cada extremidade, à medida que o crescimento ocorre. Durante este período de dentição mista, até 50 dentes podem estar presentes nos arcos dentários, com raízes incompletas, ou por rizólise, nos dentes decíduos, ou por se encontrar em período de formação, nos dentes permanentes (Avery, 2000a).

O processo de rizólise inicia cerca de 1 ano após a erupção do dente decíduo (Finn, 1973), e intercala períodos de reabsorção ativa e repouso (Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997a). Fatores como traumatismo oclusal, traumas físicos, tratamento endodôntico, presença de infecções locais, lesões de cárie, bem como outras alterações diversas locais e sistêmicas podem acelerar a rizólise em graus variados (Guedes-Pinto, 2003b). Fanning, já em 1962, comprovou que a presença de lesões de cárie em faces proximais de molares decíduos pode acelerar a rizólise, em maior grau no lado correspondente à lesão, e em menor grau na raiz oposta, mesmo quando a lesão recebe tratamento restaurador. Outras alterações,

como o hipotireoidismo, hipopituitarismo, disostose cleido-craniana, agenesia do sucessor permanente, anquilose dento-alveolar e fluorose no dente afetado podem retardar a rizólise (Guedes-Pinto, 2003b).

Os incisivos e caninos decíduos são substituídos por seus equivalentes na dentição permanente, enquanto os molares decíduos são substituídos pelos pré-molares. Segundo Finn (1973), uma relação direta é estabelecida entre a perda fisiológica do dente decíduo e a erupção do sucessor permanente, com um intervalo de cerca de 6 meses entre os dois eventos. Em estudo radiográfico, Bezerra & Ando (1978) concluíram que quando o germe dentário de pré-molares atinge o estágio de coroa completa, passa a agir como fator de aumento da reabsorção radicular do predecessor.

Muitos fatores alteram o período de erupção dos dentes permanentes. Sabe-se que esta é mais precoce em meninas que em meninos, em crianças de grandes cidades em comparação a área rural, em regiões de clima tropical e em cidades litorâneas (Guedes-Pinto, 2003a).

A cronologia do desenvolvimento dentário foi apresentada por Logan e Kronfeld, em 1933, e foi modificada por McCall e Wald, sendo aceita por diversos autores desde 1940. Um estudo apresentado por Marques *et al.* (1978) avaliou crianças brasileiras, do município de São Paulo, e observou a precocidade da erupção de dentes permanentes em comparação aos dados de Logan e Kronfeld. Sendo assim, os primeiros e segundos pré-molares superiores erupcionam por volta dos 9 a 9,5 anos e 10 a 10,5 anos, respectivamente, em meninas, e 6 meses depois, em meninos. Os primeiros pré-molares inferiores erupcionam por volta de 9,5 a 10,5 anos para ambos os sexos, e os segundos pré-molares inferiores, aos 10,5 a 11 anos nas meninas e entre 11 e 12 anos nos meninos. Achados de Toledo, em 1965 (*apud* Toledo, 1996), mostram que a erupção desses dentes ocorria cerca de 6 meses mais tardiamente.

2.1.2 Características diferenciais entre dentes decíduos e permanentes

Os dentes decíduos são mais claros e menores que os dentes permanentes (Finn, 1973; Toledo, 1996; Encarnação *et al.*, 1991). A diferença nas dimensões segue uma relação de aproximadamente 1:3 (Toledo, 1996).

O esmalte é mais claro e permeável que nos dentes permanentes, mas há uma redução da permeabilidade após o início da rizólise (Encarnação *et al.*, 1991).

Proporcionalmente, suas coroas são mais largas no sentido mesio-distal, e sua bossa cervical mais acentuada, em especial nas faces vestibulares dos primeiros molares. Uma constricção cervical acentuada caracteriza a coroa dos molares decíduos (Finn, 1973; Toledo, 1996). Os molares decíduos estão dispostos em uma série crescente, de forma que segundos molares sejam maiores que os primeiros (Toledo, 1996).

As superfícies vestibulares e linguais dos molares decíduos são mais planas acima das bossas, e convergem para oclusal, de modo que o diâmetro vestibulo-lingual seja muito menor na porção oclusal (Finn, 1973; Encarnação & Guedes-Pinto, 1993). Ao erupcionar, suas cúspides tendem a ter pontas mais afiladas (Encarnação *et al.*, 1991).

O esmalte dos dentes decíduos tem uma espessura homogênea por toda a coroa, com cerca de 1 milímetro (mm) e termina abruptamente no terço cervical, com os prismas direcionados para oclusal, ao contrário dos dentes permanentes (Finn, 1973; Encarnação *et al.*, 1991; Encarnação & Guedes-Pinto, 1993).

Proporcionalmente, os dentes decíduos têm menos estrutura protegendo a polpa: a espessura de dentina é significativamente menor, as câmaras pulpares são mais amplas, e os cornos pulpares acentuados, de modo

que há uma espessura maior de dentina na região da fossa oclusal dos molares decíduos (Finn, 1973; Encarnação & Guedes-Pinto, 1993; Toledo, 1996).

As raízes dos dentes decíduos também trazem características próprias: quando completas, são proporcionalmente mais longas que nos dentes permanentes; nos dentes decíduos anteriores, são mais largas no sentido mésio-distal, com uma inclinação para vestibular no terço apical, enquanto nos dentes posteriores, as raízes se separam próximo ao colo, divergindo acentuadamente à medida que se aproxima do ápice, abrigando entre si o germe do dente permanente (Finn, 1973; Toledo, 1996; Encarnação *et al.*, 1991). Encarnação & Guedes-Pinto (1993) consideraram ainda que esta divergência pode ser acentuada a ponto de exceder a largura da coroa, e que as raízes são mais claras.

2.2. ESMALTE DENTÁRIO

2.2.1 Composição do Esmalte

Altamente mineralizado, o esmalte é composto por 96% de minerais, em forma principal de apatita (Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997b; Sharawy & Yaeger, 1989; Eisenmann, 2001), com somente 1% de material orgânico e 3% de água (Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997b; Eisenmann, 2001). Além do cálcio e fosfato, componentes principais da apatita, outros minerais, como carbonato, magnésio, potássio, sódio, fluoretos, ferro, manganato, alumínio, bário, estrôncio, rádio e vanádio podem ser encontrados, em concentrações menores e mais variadas (Mjör & Pindborg, 1973a; Gwinnett, 1992; Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997b). Essa variação da composição, segundo Lakomaa & Rytömaa (1977), deriva principalmente da composição alimentar, principal fonte de minerais para o organismo.

Embora sua composição seja similar ao dos dentes permanentes, o esmalte dos dentes decíduos é menos mineralizado que o dos permanentes,

talvez pelo tempo reduzido de mineralização (MJ Bird *et al.*, 1965; Scalerič *et al.*, 1982; Wilson & Beynon, 1989). Um estudo apresentado por MJ Bird *et al.* (1965) mostrou que o dente decíduo possui cerca de 2,8% de água, 4,9% de matéria orgânica, e 92,5% de conteúdo mineral, dos quais 36% são representados pelo cálcio e 17,8 % pelo fosfato, com a relação cálcio/fósforo de 2,06.

O maior conteúdo orgânico é confirmado pela área da interface orgânica/ inorgânica em dentes decíduos é de $0,2229 \text{ m}^2/\text{mm}^3$, 15% maior que a dos dentes permanentes, que é de $0,1922 \text{ m}^2/\text{mm}^3$ (Silness *et al.*, 1973; Scalerič *et al.*, 1982).

Um gradiente de mineralização pode ser observado da porção interna para a externa, mais mineralizada (Weidmann *et al.*, 1967; Wilson & Beynon, 1989; Gwinnett, 1992). Isto é verdade para ambos os tipos de dentes, mas nos decíduos, a magnitude do gradiente é menor, e no sentido cérvico-oclusal, a mineralização aumenta gradualmente nos dentes permanentes, ao contrário dos molares decíduos, os quais são mais mineralizados na região cervical, sem diferença entre primeiros e segundos molares (Wilson & Beynon, 1989).

Não somente pela quantidade diminuta, como também pela dificuldade de processamento, a composição orgânica do esmalte maduro não é bem definida (Mjör & Pindborg, 1973b; Sharawy & Yaeger, 1989), e os dados chegam a ser controversos. Sua função é de impedir a fusão entre os cristais, e assim assegurar propriedades mecânicas adequadas à função (Silness *et al.*, 1973).

A matriz orgânica que origina o esmalte consta de proteínas, 90% das quais são amelogeninas e outros 10%, enamelinas, tufelina e amelina. Durante a mineralização, a tufelina permanece confinada à região da junção amelo-dentinária; as amelogeninas são degradadas por proteases, restando assim resíduos de polipeptídeos ricos em tirosina (PART) e em lisina (PARL), os quais constituem o peso da matriz orgânica final (Sharawy & Yaeger, 1989). O processo de remissão e reabsorção da matriz durante a maturação do esmalte é quantitativo e seletivo, e a composição orgânica do esmalte maduro mostra uma

classe de proteínas que difere das demais proteínas conhecidas (Fincham *et al.*, 1999).

O principal componente orgânico do esmalte é a enamelinina (Gwinnett, 1992; Fincham *et al.*, 1999; Avery, 2000b), uma classe de proteínas não amelogeninas, fortemente aderidas aos cristais (Fincham *et al.*, 1999), e que segundo Sharawy & Yaeger (1989) e Avery (2000b), é uma proteína similar à queratina da pele. A análise de aminoácidos, entretanto, indica não haver semelhança nem com a queratina nem com o colágeno (Mjör & Pindborg, 1973a; Sharawy & Yaeger, 1989). A presença de prolina, (Gwinnett, 1992; Açil *et al.*, 2005), em combinações que indicam a presença de colágeno tipo I (Açil *et al.*, 2005), contrariam Weidmann & Hamm, que em 1965, haviam sugerido que os níveis elevados de prolina se deviam à inclusão de grande quantidade de tufos do esmalte nas amostras.

As tufelinas representam uma classe conhecida de proteínas, presentes nos tufos de esmalte próximos à junção amelo-dentinária, os quais podem representar resíduos da matriz, incluindo os nucleadores de esmalte. A relação das proteínas do tufo com as demais proteínas não amelogeninas é obscura, com seqüências parciais de ameloblastinas. Acredita-se que 0,01 a 0,06% do peso do esmalte maduro se deva às proteínas do tufo (Fincham *et al.*, 1999).

A quantidade de água presente no esmalte maduro é significativamente maior que de matriz orgânica, formando uma concha de hidratação ao redor dos cristalitos. Somente 25% desta água é frouxamente ligada aos cristalitos, provavelmente associada à matriz orgânica (Gwinnett, 1992).

2.2.2 Estrutura

O esmalte é formado basicamente por seus bastões ou prismas, os quais são recobertos individualmente por bainhas e unidos entre si por uma substância cimentante (Sharawy & Yaeger, 1989; Eisenmann, 2001). Sharawy &

Yaeger (1989) estimam que um dente permanente possui entre 5 e 12 milhões de prismas, a depender de seu tamanho.

Os bastões, erroneamente chamados prismas por sua aparência clara, cristalina e translúcida (Eisenmann, 2001), têm trajeto oblíquo e tortuoso (Mjör e Pindborg, 1973a; Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997b; Sharawy & Yaeger, 1989; Avery, 2000a; Eisenmann, 2001), emergindo junto à junção amelo-dentinária e perpendicular a ela (Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997b; Avery, 2000b; Eisenmann, 2001). Em corte longitudinal, mostra-se cilíndrico (Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997b), e em corte transversal, sua aparência vai de hexagonal a ovalada (Sharawy & Yaeger, 1989). Seu diâmetro é praticamente estável, pois embora Sharawy & Yaeger (1989) tenham relatado um possível aumento no diâmetro dos prismas, na proporção de 1:2, como forma de compensar a diferença entre as áreas superficiais interna e externa do esmalte, sabe-se hoje que a esta é obtida pela inclinação dos prismas (Radlanski *et al.*, 2001). O comprimento é variável, mas maior que a espessura do esmalte (Sharawy & Yaeger, 1989).

O arranjo dos bastões é complexo e desenhado de forma a aumentar a resistência do esmalte a esforços. De um modo geral, inclinam-se para oclusal ou incisal assumindo uma posição mais horizontal na região cervical (Eisenmann, 2001), e alcançam a superfície externa em ângulos entre 60 e 90 graus com a mesma (Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997b; Avery, 2000b). Em cortes transversais, observa-se grupos de prismas inclinando-se para a direita ou esquerda, em ângulo levemente diferente do grupo anterior. Um efeito óptico, de alternância de faixas claras e escuras, denominado faixas de Hunter-Schreger pode ser então observado (Mjör & Pindborg, 1973a; Avery, 2000b). Nas cúspides, o arranjo radial em fileiras horizontais, onduladas, é denominado esmalte nodoso (Avery, 2000b; Eisenmann, 2001).

A microestrutura dos bastões, em corte transversal, permite visualizar estruturas em forma de “buraco de fechadura” (Sharawy e Yaeger, 1989; Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997b; Eisenmann, 2001), resultante do posicionamento

dos cristalitos no bastão. Na área da cabeça, os cristalitos são unidos e paralelos ao longo eixo dos bastões, abrindo-se gradualmente em leque no pescoço, em direção à cauda, chegando à ponta em posição quase perpendicular (Mjör & Pindborg, 1973a; Sharawy & Yaeger, 1989; Avery, 2000b).

O menor tempo disponível para a mineralização torna o arranjo microcristalino do esmalte de dentes decíduos menos organizado, com desordem no espaço interprismático, o que resulta em maior porosidade (Scalerič *et al.*, 1982).

Cada uma destas estruturas é formada por partes de quatro bastões, sendo um na cabeça, dois no pescoço e um na cauda (Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997b; Avery, 2000b), de modo que suas dimensões são de 9 µm de altura, com largura máxima de 5 µm na região da cabeça, e mínima de 1 µm (micrometro) na região do pescoço (Sharawy & Yaeger, 1989). De modo geral, as cabeças dessas estruturas em forma de “buracos de fechadura” são voltadas para a cervical ou incisal do dente, enquanto suas caudas sempre se voltam em direção à junção amelo-dentinária (Mjör & Pindborg, 1973a; Radlanski *et al.*, 2001), e somente cabeças podem ser vistas próximo à junção amelo-dentinária (Radlanski *et al.*, 2001). Analisando bastões de esmalte em dentes permanentes e decíduos, Radlanski *et al.* (2001) não encontraram diferenças significativas, exceto no tamanho. Um bastão ou prisma de esmalte de dente decíduo é cerca de 2 µm mais estreito que o relatado para dentes permanentes (Scalerič *et al.*, 1982).

O padrão de deposição incremental do esmalte deixa registros em sua estrutura. As linhas ou estrias de Retzius são linhas observáveis em corte desgastado de esmalte (Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997b; Sharawy & Yaeger, 1989), e resultam do padrão de formação do esmalte (Mjör & Pindborg, 1973a; Gwinnett, 1992; Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997b; Sharawy & Yaeger, 1989; Avery, 2000b; Eisenmann, 2001; Li & Risnes, 2004), registrando o ritmo metabólico de deposição de grupos de ameloblastos, ou seja, seu padrão de deposição e repouso, em torno de 7 dias (Mjör e Pindborg, 1973a; Eisenmann,

2001), variando de 6 a 11 dias (Li & Risnes, 2004). O intervalo entre essas linhas, segundo Sharawy & Yaeger (1989), é de 20 a 80 μm . A continuação das estrias através de um ângulo formado entre dois planos, segundo Risnes (1987), revela sua natureza verdadeira, em que é mais plano que linha.

Em cortes longitudinais, as estrias parecem atravessar os bastões (Mjör & Pindborg, 1973a; Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997b), iniciando em ângulo agudo próximo à junção amelo-dentinária (Mjör & Pindborg, 1973a), com trajeto oblíquo na região cervical e circundando a ponta da dentina (Sharawy & Yaeger, 1989). Gwinnett, 1992, descreveu este trajeto como um padrão de arco descendente simetricamente às cúspides, terminando na região cervical, e que nos dentes permanentes, segue em direção à superfície externa para intersectar a superfície do esmalte. Em cortes transversais, podem ser vistas em padrão concêntrico (Mjör & Pindborg, 1973a; Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997b; Sharawy & Yaeger, 1989; Eisenmann, 2001).

Fisiologicamente, as estrias resultam da constricção temporária dos processos de Tomes, quando a atividade dos ameloblastos se intensifica, e a imagem resulta de uma área pobre em cristais ou da mudança de direção dos bastões (Eisenmann, 2001). Essas estrias também podem ser observadas em microscopia eletrônica de varredura, em esmalte condicionado, o qual apresenta faixas claras e escuras, estas com redução de concentração cristalina (Li & Risnes, 2004).

Condições de trauma ou tensão que sejam suficientes para alterar a atividade metabólica dos ameloblastos podem determinar a formação de estrias acentuadas, mais largas (Eisenmann, 2001). Como exemplo, a linha neonatal, que registra o trauma experimentado pelos ameloblastos no momento do nascimento (Mjör & Pindborg, 1973a; Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997b; Avery, 2000b) e delimita o esmalte formado antes e após o nascimento, com diferenças na qualidade, em que o esmalte formado após o nascimento apresenta mais defeitos. No esmalte pré-natal, as estrias de Retzius não são observadas (Eisenmann, 2001).

A estriação cruzada diferencia-se das estrias de Retzius por representar o padrão secretório unitário do ameloblasto (Gwinnett, 1992), e aparece em prismas individuais, com intervalos de 4 a 6 µm indicando o incremento diário (Mjör & Pindborg, 1973a; Sharawy & Yaeger, 1989; Eisenmann, 2001), e representa o estreitamento ou interrupção do bastão (Eisenmann, 2001).

Na superfície do esmalte recém erupcionado, o padrão incremental representado pelas estrias de Retzius termina em onduções chamadas periquimáceas (Mjör & Pindborg, 1973a; Sharawy & Yaeger, 1989; Gwinnett, 1992; Avery, 2000b; Eisenmann, 2001). As periquimáceas são elevações horizontais e circulares (Eisenmann, 2001), paralelas entre si e à junção cimento-esmalte (Sharawy & Yaeger, 1989; Gwinnett, 1992), e portanto, transversais ao longo eixo da coroa (Sharawy & Yaeger, 1989). Como são geralmente perdidas por desgaste (Mjör & Pindborg, 1973a; Gwinnett, 1992; Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997b), são mais evidentes nas regiões cervicais de faces vestibulares (Avery, 2000a), com uma diferença de 30 periquimáceas por mm na região cervical e 10 periquimáceas por milímetro na região oclusal (Sharawy & Yaeger, 1989).

As lamelas de esmalte são estruturas delgadas, em folha, que segundo Mjör & Pindborg (1973a) e Avery (2000b), podem ser de dois tipos, quanto ao período de sua formação: as existentes quando o dente erupcionam (primárias) e as que se formam após a erupção dentária (secundárias), geralmente por impacto de traumatismo ou temperatura, daí a variação de sua profundidade, encontrada na literatura.

As lamelas são preenchidas por material orgânico pobre em minerais (Mjör & Pindborg, 1973a; Sharawy & Yaeger, 1989; Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997b), de modo que Gwinnett (1992) as descreveu como aumentos localizados da bainha do esmalte. De acordo com Sharawy & Yaeger (1989), há três tipos de lamelas: o tipo A, formado por prismas pobremente mineralizados; o tipo B, formado por células degeneradas, e o tipo C, em que as lamelas são preenchidas por material orgânico após a erupção do dente.

Outra estrutura observada no esmalte são os chamados tufos de esmalte, por sua aparência que lembra tufos de grama (Sharawy & Yaeger, 1989) ou pincéis escuros (Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997b), com base na junção amelo-dentinária, quando vistos em cortes de esmalte desgastado em microscopia óptica. Abundante em cortes transversais, na verdade representam estruturas em fita com bordo interno na dentina e que podem se estender por 1/5 a 1/10 da espessura do esmalte (Sharawy & Yaeger, 1989), em sua porção mais interna (Mjör & Pindborg, 1973a; Gwinnett, 1992; Avery, 2000b; Eisenmann, 2001).

Os tufos são mais curtos e estreitos que as lamelas (Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997b), mas ambos resultam da mudança brusca de direção ou deslocamento dos bastões em formação, impedindo assim a remoção de água e proteínas, que ocorre durante a mineralização (Eisenmann, 2001). Dessa forma, são estruturas ricas em proteínas do esmalte (Gwinnett, 1992; Avery, 2000b; Eisenmann, 2001), podendo ser consideradas anomalias de cristalização (Mjör & Pindborg, 1973a; Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997b), com função desconhecida (Gwinnett, 1992) e sem importância clínica (Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997b).

Com o envelhecimento do esmalte, mais acentuadamente no esmalte de dentes permanentes que em decíduos, cristais de fosfato de cálcio contendo magnésio de forma pseudo-cuboidal ou romboédrica, com 0,25 a 0,5 µm de espessura passam a ser observados em fendas de tufos e lamelas, possivelmente num processo de auto-defesa (Kodaka *et al.*, 1992).

Os fusos de esmalte são a última estrutura de esmalte aqui descrita. Localizados na porção mais interna do esmalte, são processos odontoblásticos presentes no esmalte (Mjör & Pindborg, 1973a; Sharawy & Yaeger, 1989; Gwinnett, 1992; Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997b; Avery, 2000b; Eisenmann, 2001), devido aos odontoblastos que atravessaram a membrana basal antes da mineralização, aprisionando túbulos dentinários (Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997b; Avery, 2000b).

As implicações clínicas de sua existência são desconhecidas. A permanência de processo odontoblástico em seu interior, segundo Bath-Balogh &

Fehrenbach (1997b), é duvidosa, mas Avery (2000b) alega que se presente, o processo odontoblástico pode contribuir para a vitalidade da junção amelo-dentinária. Gwinnett (1992) considerou a possibilidade de que os fusos de esmalte estejam relacionados à união biofísica entre o esmalte e a dentina, particularmente por serem mais observadas em áreas de esforço, logo abaixo de cúspides e bordas incisais (Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997b; Avery, 2000b).

Uma camada de 5 µm próximo à junção amelo-dentinária, e nos 30 µm superficiais por todo o esmalte dos dentes decíduos, na região cervical de dentes permanentes e área de fóssulas e fissuras, pode-se observar uma orientação menos regular dos bastões, de difícil visualização (Mjör & Pindborg, 1973a; Sharawy & Yaeger, 1989; Gwinnett, 1992; Avery, 2000b), considerada por alguns autores como ausência de prismas, sendo chamado esmalte aprismático. O esmalte aprismático mostra diferenças morfológicas em dente permanentes e decíduos, apresentando-se nestes como bandas laminadas ou como degraus (Gwinnett, 1992). Kodaka *et al.* (1989) classificaram o chamado esmalte aprismático de dentes decíduos em 4 tipos, a partir de observações em MEV: falso, moderado, essencialmente aprismático e complexo.

Os cristais, no esmalte aprismático, são paralelos entre si (Sharawy & Yaeger, 1989; Kodaka *et al.*, 1989), e perpendiculares às estrias de Retzius (Sharawy & Yaeger, 1989), com ausência do efeito de Hunter-Schreger (Avery, 2000b). Sua importância pode estar relacionada a uma melhora da integridade superficial do esmalte (Avery, 2000b), uma vez que é mais mineralizada que o esmalte subjacente (Sharawy & Yaeger, 1989).

Classicamente, acredita-se que cada cristal esteja envolvido por uma bainha formada por fibrilas (Sharawy & Yaeger, 1989), exceto na região cervical (Avery, 2000b). Bath-Balogh & Fehrenbach (1997b) concordam com Meckel *et al.* (1965), que observaram a ausência desta bainha ao redor do prisma, sugerindo que o aumento de concentração de substância orgânica nas bordas do prisma resulta da mudança abrupta na direção de seus cristalitos nos espaços produzidos pelo encaixe dos cristais de um bastão no outro.

2.2.3 Propriedades físicas do esmalte

A estrutura heterogênea do esmalte, com seus cristalitos e prismas complexamente organizados, e entremeados por substância orgânica, lhe conferem um padrão único, cujas propriedades se tornam difíceis de estudar (Eisenmann, 2001).

O esmalte cobre a coroa dentária, dando-lhe forma e proteção (Avery, 2000b). Por seu alto grau de mineralização, é o tecido mais duro do organismo, e ao mesmo tempo bastante frágil, quando sem um suporte como a dentina (Mjör & Pindborg, 1973a; Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997b; Gwinnett, 1992; Sharawy & Yaeger, 1989; Avery, 2000b; Eisenmann, 2001). A dureza superficial do esmalte de dentes permanentes varia de 200 a 500 KHN (Gwinnett, 1992). Mahoney *et al.* (2000) estudaram a microdureza de esmalte de dentes decíduos, utilizando indentador Berkovich, e obtiveram valores de dureza de cerca de 4,88 GPa, com cargas de 50 mN. O módulo elástico também foi calculado, e avaliado em 80,94 GPa. A fragilidade foi evidenciada por Gwinnett (1992), ao enfatizar o alto módulo elástico e baixa resistência à tração, característicos do esmalte.

Sua espessura varia em dentes permanentes, com um máximo de 2,0 a 2,5 mm sobre as cúspides, até um término em chanfro na margem cervical da coroa (Mjör & Pindborg, 1973a; Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997b; Gwinnett, 1992; Sharawy & Yeager, 1989; Avery, 2000b; Eisenmann, 2001). Nos dentes decíduos, a espessura é uniforme e reduzida pela metade (Scalerič *et al.*, 1982), em torno de 1 mm, e termina abruptamente, resultando em uma constricção cervical acentuada (Finn, 1973).

Por sua cristalinidade, o esmalte é translúcido, e sua cor varia de amarelo claro a branco acinzentado (Mjör & Pindborg, 1973a; Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997b; Gwinnett, 1992; Sharawy & Yaeger, 1989; Avery, 2000b; Eisenmann, 2001). Em dentes decíduos, o esmalte menos mineralizado e mais poroso o torna mais opaco e esbranquiçado (MJ Bird *et al.*, 1965; Scalerič *et al.*, 1982; Wilson & Beynon, 1989).

O alto grau de mineralização, entretanto, não confere impermeabilidade ao esmalte, que atua como uma membrana semi-permeável (Gwinnett, 1992; Sharawy & Yaeger, 1989). A permeabilidade pode estar relacionada ao conteúdo orgânico ou ao arranjo cristalino, já que a difusão de moléculas solúveis em água é duas vezes maior em dentes decíduos que em permanentes (Scalerič *et al.*, 1982), e sua maior susceptibilidade a cáries *in vitro* tem sido atribuída à permeabilidade (Wilson & Beynon, 1989).

A densidade do esmalte varia entre os tipos de dentes e nas diferentes regiões dos dentes, de acordo com o gradiente de mineralização. Assim, Weidmann *et al.*, em 1967, mostraram que a densidade média do esmalte de dentes permanentes varia de 2,84 a 3,0 g/ml, e nos decíduos, de 2,93 a 2,96 g/ml no esmalte superficial e de 2,86 a 2,92 g/ml em amostras removidas de regiões próximas à junção amelo dentinária.

Algumas diferenças entre o esmalte dos dentes decíduos e permanentes têm sido atribuídas ao maior tempo de formação e mineralização destes (MJ Bird *et al.*, 1965; Scalerič *et al.*, 1982; Wilson & Beynon, 1989). As propriedades do esmalte decíduo são mais variáveis que dos permanentes.

As propriedades mecânicas do esmalte dependem grandemente da direção dos prismas e incidência das forças. Bowen & Rodriguez, em 1962, determinaram a resistência à tração do esmalte humano em 1500 psi, com módulo elástico sob compressão variando de 1,4 a 6,9 X 10⁶ psi.

A resistência ao desgaste dos dentes decíduos também é menor que a dos permanentes (Wilson & Beynon, 1989), o que pode favorecer os ajustes da oclusão para o início da instalação da dentição permanente.

2.3 DENTINA

2.3.1 Complexo dentino- pulpar

Muito embora a dentina e a polpa mostrem características que permitam distingui-los prontamente, formam um mesmo tecido, do ponto de vista embriológico, histológico e funcional (Mjör & Pindborg, 1973b; Araújo *et al.*, 1995; Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997c; Mjör *et al.*, 2001; Torneck, 2001).

A polpa, formada por um tecido conjuntivo mole, localiza-se no centro do dente, com suas porções coronária e radicular. É abrigada pela dentina, com quem se mantém em relação íntima, reagindo prontamente quando esta sofre agressão. Na região apical, a dentina se abre em um ou mais forames, por onde nervos e vasos pulpare se comunicam com o meio externo (Mjör & Pindborg, 1973b; Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997c; Torneck, 2001). Até o início da rizólise, a polpa dos dentes decíduos mostra-se similar à dos permanentes (Araújo *et al.*, 1995).

A dentina é um tecido mineralizado, avascular, cujas células, os odontoblastos, se localizam em seu limite interno, em contato com a polpa. Sob condições normais, a dentina não fica exposta ao ambiente bucal, sendo recoberta pelo esmalte, na coroa, e pelo cemento e demais tecido periodontais, na raiz (Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997c; Avery, 2000c).

A estrutura geral da dentina é caracterizada pela presença de túbulos, resquílios do trajeto dos odontoblastos durante a deposição da dentina, e que ainda abriga seus prolongamentos citoplasmáticos (Torneck, 2001). Desde que mantida a vitalidade do dente, a deposição da dentina é contínua, embora a intensidade varie, e uma camada de pré-dentina (matriz orgânica não mineralizada) se interpõe entre a dentina mineralizada e os odontoblastos (Avery, 1989; 2000c; Mjör *et al.*, 2001).

A espessura da dentina varia significativamente em cada região do dente, e aumenta com o envelhecimento. Em molares decíduos, Ruschel &

Chevitarese (2003) encontraram uma espessura mínima de 0,5 mm, e comparando as faces vestibular, lingual, mesial e distal de primeiros e segundos molares, concluíram que a espessura da dentina, na face mesial, é menor que na distal, e que as faces proximais são menos espessas que as demais. Para cada região, os resultados sugeriram uma espessura maior de dentina nos segundos molares, quando comparados aos primeiros.

Os túbulos, na dentina coronária, seguem um trajeto com curvatura em S, suave, a qual é menos acentuada no terço cervical e pontas de cúspides e bordas incisais, assim como na dentina radicular, sendo quase retos na região apical (Avery, 1989; Torneck, 2001).

2.3.2 Composição da dentina

Sendo a dentina um tecido heterogêneo, sujeito a alterações fisiológicas, sua composição precisa é difícil de ser determinada (Mjör & Pindborg, 1973b; Araújo *et al.*, 1995). Sua composição geral, após a maturação, é de 70% de material inorgânico, com 18 a 20% de material orgânico e 10 a 12% de água, em peso (Mjör & Pindborg, 1973b; Araújo *et al.*, 1995; Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997c; Avery, 2000c; Torneck, 2001). Em volume, essas frações representam, respectivamente, de 45 a 50%, 30 a 33% e 20 a 22% (Marshall Jr *et al.*, 1997; Torneck, 2001), uma concentração mineral 20% menor que no esmalte (Avery, 2000c).

A fase inorgânica é composta principalmente por cristais de hidroxiapatita, menores que do esmalte e em forma de placas, com dimensões de 3 X 30 X 100 nm (nanômetros), e cujas superfícies são amplas e ativas (Marshall Jr *et al.*, 1997). Parte desta fase mineral é associada ao colágeno, mas 70 a 75% do volume total se localiza entre as fibrilas (Kinney *et al.*, 2003a; 2003b). Próximo à polpa, esses cristais têm a forma agulhada, e evoluem a uma forma mais

achatada quando mais próximos à junção amelo-dentinária (Kinney *et al.*, 2003a). Outros minerais, presentes em quantidades menores, são os carbonatos, fluoretos, fosfatos de cálcio não apatita, sulfatos, cobre, zinco e ferro (Mjör & Pindborg, 1973b; Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997c).

A fase orgânica consiste principalmente de fibrilas de colágeno do tipo I, com 0,5 a 0,2 μm de diâmetro, irregularmente dispostas ao redor dos túbulos (Avery, 1989; Torneck, 2001; Kishen & Asundi, 2005). Os cristais de apatita se formam ao longo das fibras e paralelos a elas (Avery, 1989). Com frequência, o colágeno é associado a proteoglicanas, as quais contêm uma grande quantidade de água aderida (Kishen & Asundi, 2005). A presença de ácido cítrico, em concentração inferior a 1%, favorece a presença de uma camada de hidratação sobre a hidroxiapatita (Mjör & Pindborg, 1973b), de modo que a matriz mineralizada retém 24,8% do conteúdo de água, com o restante no interior dos túbulos (Kishen & Asundi, 2005).

A dentina do manto, que é a primeira dentina formada, em contato com o esmalte, não contém túbulos. É menos mineralizada que a dentina circumpulpar, e suas fibras colágenas tem de 0,1 a 0,2 μm de diâmetro, cerca de 10 vezes maior que no resto da dentina (Avery, 2000c).

2.3.3 Classificação da dentina

A dentina, segundo seu tempo de desenvolvimento, pode ser classificada em primária, secundária e terciária, também chamada reparativa (Avery, 2000c; Torneck, 2001). Os tipos de dentina também podem ser diferenciados por algumas características histológicas, nem sempre marcantes.

A dentina primária é depositada durante o desenvolvimento do dente, até que a raiz se complete (Avery, 1989; Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997c; Torneck, 2001), cerca de 18 meses após a erupção dos dentes decíduos, e de 24

a 36 meses, nos dentes permanentes (Araújo *et al.*, 1995). Na porção coronária, é formada pela dentina do manto, que se forma junto ao limite amelo-dentinário, e pela dentina circumpulpar. A dentina do manto é a primeira dentina a ser formada (Avery, 1989; Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997c; Torneck, 2001), em uma camada de 150µm de espessura logo abaixo da junção amelo-dentinária (Avery, 2000c; Torneck, 2001). Segundo Bath-Balogh & Fehrenbach (1997c), a dentina do manto mostra uma diferença na direção das fibras colágenas, as quais se apresentam perpendiculares à junção amelo dentinária (Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997c; Torneck, 2001). A dentina do manto é menos mineralizada que a dentina circumpulpar (Mjör & Pindborg, 1973b; Avery, 2000c; Torneck, 2001; Mjör *et al.*, 2001), e apresenta menos defeitos, a ponto de ser referida por Avery (2000c) como “quase livre de defeitos”.

No limite entre a dentina do manto e a dentina circumpulpar, existe uma camada de dentina globular, assim chamada pela mineralização deficiente, através da qual os túbulos se continuam (Mjör & Pindborg, 1973b; Avery, 2000c). Sua formação é aumentada se houver excesso de fluoretos ou deficiência de Vitamina D durante a formação dentária (Torneck, 2001). Mjör *et al.* (2001) atribuem o transporte de nutrientes ou à habilidade de reagir à progressão de lesões de cárie às áreas de dentina interglobular, em dentes decíduos.

A camada de dentina circumpulpar primária tem cerca de 6 a 8 mm de espessura na coroa, sendo mais fina na raiz (Avery, 2000c), e apresenta um padrão regular dos túbulos (Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997c), com fibras colágenas bem compactadas com diâmetro de 0,05 µm (Avery, 1989).

Terminada a formação dentária propriamente dita, a velocidade de deposição da dentina diminui (Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997c). Uma mudança abrupta na direção dos túbulos pode estabelecer uma linha que separa esta nova dentina, secundária, daquela primária depositada inicialmente (Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997c), embora nem sempre essa diferenciação possa ser feita (Mjör *et al.*, 2001). A partir daí, a dentina secundária é depositada por toda a vida do

dente (Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997c; Mjör *et al.*, 2001), com a capacidade de substituição dos odontoblastos por novas células formadas a partir da polpa. O padrão regular dos túbulos é mantido (Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997c; Marshall Jr *et al.*, 1997; Torneck, 2001), embora a deposição seja mais lenta (Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997c), com linhas incrementárias em torno de 1,0 a 1,5 μm (Avery, 2000c) e desigual, sendo mais depositadas em faces correspondentes àquelas mais sujeitas ao atrito e desgaste fisiológicos (Marshall Jr *et al.*, 1997; Avery, 2000c; Torneck, 2001). Bath-Balogh & Fehrenbach (1997c) afirmam ainda que a dentina secundária é menos mineralizada que a primária, e com maior capacidade de esclerose (Torneck, 2001).

A dentina terciária não é formada fisiologicamente, mas como resposta a estímulos, os quais conduzem à sua formação rápida e localizada, num mecanismo de defesa (Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997c; Marshall Jr *et al.*, 1997; Avery, 2000c; Mjör *et al.*, 2001). A qualidade, quantidade e localização, portanto, dependem do estímulo (Torneck, 2001), mas a dentina terciária é descrita na literatura como um tecido menos mineralizado, em que um padrão alterado e descontínuo dos túbulos atua como mecanismo de proteção (Avery, 1989; Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997c; Marshall Jr *et al.*, 1997; Mjör *et al.*, 2001).

A camada mais interna da dentina, junto aos odontoblastos, é denominada pré-dentina (Avery, 1989; 2000c), e formada por matriz recém-formada e não mineralizada (Avery, 2000c; Mjör *et al.*, 2001). Diariamente, no período de deposição da dentina primária, 4 μm de pré-dentina são depositados na porção interna, enquanto outros 4 μm são mineralizados em sua parte mais externa (Avery, 2000c). Quando a dentina secundária é depositada, essa quantidade diminui para 1,0 a 1,5 μm . A camada de pré-dentina, nas áreas de dentinogênese mais ativa, tem entre 100 e 150 μm de espessura (Avery, 1989).

Nos dentes decíduos, as mesmas variações podem ser observadas, mas o padrão de mineralização, tanto em velocidade quanto em qualidade é 1/5 menor que em dentes permanentes (Araújo *et al.*, 1995).

2.3.4 Microestrutura da dentina

O estudo da microestrutura da dentina toma dimensões complexas, devido às variações intrínsecas do tecido e a alterações que se seguem após o dente ter se completado e atingido sua função, alterações essas que podem ser fisiológicas ou patológicas, em resposta ao envelhecimento dos tecidos ou a agressões diversas.

Em função da deposição incremental e conseqüente variação no grau de mineralização (Mjör & Pindborg, 1973b; Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997c; Avery, 2000c), as linhas de Von Ebner indicam o padrão diário de deposição, em faixas de 4 a 8 μm (Avery, 1989; Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997c), e diferem das linhas de imbricação, por apresentarem estas o padrão rítmico de cerca de 5 dias, com 20 μm de distância umas das outras (Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997c; Avery, 2000c; Torneck, 2001).

Quando ocorrem distúrbios de formação, à semelhança do esmalte, essas linhas se acentuam, por mudança acentuada na curvatura dos túbulos e conseqüente deficiência na mineralização (Torneck, 2001), sendo então chamadas linhas de Owen (Mjör & Pindborg, 1973b; Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997c) exemplificadas pela linha neonatal (Avery, 1989; 2000c; Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997c; Torneck, 2001) e pelas linhas de tetraciclina (Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997c).

Na dentina radicular, adjacente ao cimento, uma área mal mineralizada semelhante à dentina globular, denominada camada granular de Tomes (Avery, 1989; Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997c; Torneck, 2001; Mjör *et al.*, 2001) resulta da curvatura e coalescência dos túbulos, em uma faixa estreita na porção próxima à junção amelo-cementária, e que gradualmente se alarga em direção ao ápice.

Embora os conceitos básicos sobre o tecido, tais como as relações com a polpa, a habilidade de responder a estímulos e a permeabilidade estejam consolidados, informações detalhadas são por vezes conflitantes.

Mjör & Pindborg, em 1973b, elencaram cinco entidades básicas estruturais de interesse para o estudo morfofisiológico da dentina, a saber: os odontoblastos e seus prolongamentos, os túbulos dentinários, o espaço periodontoblástico, a dentina peritubular (ou intratubular) e a dentina intertubular.

2.3.4.1 Os odontoblastos e seus prolongamentos

Os odontoblastos são células especializadas na produção e deposição da matriz dentinária, e que se localizam no limite mais externo da polpa (Mjör & Pindborg, 1973b; Avery, 1989). Em períodos ativos, têm 7 μm de diâmetro por 40 μm de comprimento, e se dispõem em paliçada, unidos entre si por mecanismos complexos (Avery, 1989).

Quando a matriz dentinária é depositada, os odontoblastos se deslocam em direção à polpa, e seus prolongamentos odontoblásticos são mantidos, resultando assim na formação dos túbulos característicos da dentina (Mjör & Pindborg, 1973b; Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997c), e sua formação inicial é precoce, antecedendo mesmo a deposição do esmalte (Avery, 2000c).

Esses prolongamentos são mais largos junto à polpa, atingindo um diâmetro de 3 a 4 μm , com apenas 1 μm próximo à junção amelo-dentinária (Avery, 1989; 2000c). A profundidade atingida pelo prolongamento no interior do túbulo permanece alvo de controvérsias. Avery (1989), Bath-Balogh & Fehrenbach (1997c) e Marshall Jr *et al.* (1997) questionam se os prolongamentos se estendem por todo o túbulo ou se a profundidade é limitada, pois embora Mjör *et al.* (2001) questionem a possibilidade de que os prolongamentos tenham condições de manter sua vitalidade a 2,5 a 3,5 mm do corpo celular, Akimoto *et al.* (2001) comprovaram sua presença em dentina vital.

Os prolongamentos são formados por micro túbulos com 200 nm de diâmetro, micro filamentos com 5 a 7,5 nm de diâmetro e algumas organelas

(Avery, 1989; 2000c; Mjör *et al.*, 2001). Podem se dividir, originando ramificações dos túbulos, como nas regiões próximas à junção amelo-dentinária (Avery, 2000c).

Com a idade, ocorre a redução do potencial reparador do complexo dentino-pulpar, com reflexos sobre os prolongamentos odontoblásticos, os quais têm a quantidade de organelas reduzida (Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997c).

2.3.4.2 Túbulos dentinários

Os túbulos dentinários são longas estruturas características da dentina, que se estendem desde a junção amelo-dentinária (na coroa) ou junção amelo-cementária (na raiz) até o limite externo da polpa (Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997c; Avery, 2000c; Torneck, 2001), chegando a atingir de 2,5 a 3,5 mm de comprimento (Mjör *et al.*, 2001). Representam o caminho seguido pelos odontoblastos durante a deposição da matriz dentinária (Marshall Jr *et al.*, 1997; Avery, 2000c), e seu trajeto não é interrompido nem mesmo nas áreas granulares, de mineralização deficiente (Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997c; Torneck, 2001).

De um modo geral, os túbulos convergem em direção à polpa (Marshall Jr *et al.*, 1997), em uma curvatura em S, suave (Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997c; Avery, 2000c; Torneck, 2001), que demarca o túbulo em si, e é chamada curvatura primária. As curvaturas secundárias surgem então, delicadas, na curvatura primária, resultado das alterações diárias, discretas, na posição dos odontoblastos (Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997c), também nos dentes decíduos (Costa *et al.*, 2002).

A área superficial externa da dentina é maior que a interna, numa relação de 5:1, enquanto a relação entre o número de túbulos, nas mesmas regiões, é de 4:1 (Avery, 1989; 2000c). A densidade tubular é maior na coroa que na raiz (Avery, 1989; 2000c; Marshall Jr *et al.*, 1997; Torneck, 2001). Na coroa, varia de 8000 a 58000 túbulos/mm², e é maior quanto mais próximo da polpa (Mjör & Pindborg, 1973b; Mjör *et al.*, 2001). O volume da área ocupado pelos túbulos, na superfície externa da dentina, é de 4%, alcançando os 80% na dentina profunda (Mjör & Pindborg, 1973b). Em dentes posteriores, a densidade tubular é mais

elevada da região do corno pulpar e na superfície pulpar da face oclusal, sendo reduzida abaixo da fissura oclusal (Mjör *et al.*, 2001).

As informações sobre a quantidade, densidade, volume e diâmetro dos túbulos variam amplamente. O tipo de dente, sua idade e localização da área examinada, no dente, por si só indicam variações (Mjör & Pindborg, 1973b; Marshall Jr *et al.*, 1997; Sumikawa *et al.*, 1999). O plano de corte, preparo da amostra e método de mensuração também se mostram influentes.

Nos dentes decíduos, a densidade tubular é menor que em dentes permanentes, variando de 17.433 a 26.391 túbulos/mm² (Koutsi *et al.*, 1994). Avaliando regiões específicas de dentes anteriores decíduos anteriores, Sumikawa *et al.* (1999) obtiveram densidade tubular superior à relatada para dentes permanentes, atribuindo o fato à necessidade de maior quantidade de odontoblastos para a formação dentária acelerada desses dentes, e acredita-se que a densidade tubular seja maior em molares que em incisivos decíduos. O aumento da densidade tubular foi calculada em 11.800 túbulos/mm², a cada mm de profundidade. Ruschel & Chevitarese (2002) avaliaram a densidade e diâmetro dos túbulos dentinários de molares decíduos, e concluíram que ambos valores são maiores para os segundos molares, em comparação aos primeiros. A densidade tubular média encontrada para primeiros e segundos molares decíduos foi de 17.997,594 e 25.211,317 túbulos/mm², respectivamente, e o diâmetro tubular médio foi de 0,794 µm para os primeiros molares, e de 1,0 µm para os segundos molares, em dentina de profundidade média, em valores intermediários aos relatados por Koutsi *et al.* (1994) para dentina profunda (1,29 ± 0,10 µm) e superficial (0,96 ± 0,03 µm) de dentes decíduos.

À medida que o tecido envelhece, a deposição contínua de dentina intratubular leva ao estreitamento do túbulo (Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997c), com redução do potencial de reação a estímulos. O diâmetro interno do túbulo, então, varia de 1 µm próximo à junção amelo-dentinária, a 3 a 4 µm na área próxima à polpa (Avery, 1989; 2000c). Assim, pela densidade e diâmetro

aumentados, os túbulos junto à polpa se aglomeram na superfície (Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997c).

Por toda a dentina, uma rede de ramificações laterais pode ocorrer, denominados túbulos secundários (Avery, 2000c), formada por micro túbulos ou canalículos com até 1 μm de diâmetro (Avery, 1989; 2000c), levando até mesmo à formação de um sistema de anastomoses (Torneck, 2001). Na dentina coronária superficial, A ocorrência de ramificações em forma de Y, com 0,5 a 1 μm de diâmetro foi relatada por Mjör *et al.* (2001), e confirmada por Costa *et al.* (2002), em incisivos decíduos não erupcionados. Em regiões de baixa densidade tubular, ramificações podem alterar a fisiologia da dentina, com diâmetros de 50 a 100 nm na dentina coronária, e 300 a 700 nm na dentina radicular.

Além da estrutura tubular normal, a dentina dos dentes decíduos se diferencia por apresentar microcanais ou túbulos gigantes em sua estrutura. Com diâmetro 10 vezes maior que de um túbulo dentinário, formam-se provavelmente a partir da necrose dos odontoblastos ou outro distúrbio da odontogênese, e podem ser observados mais facilmente a partir de cortes transversais de dentes desmineralizados (Sumikawa *et al.*, 1999; Costa *et al.*, 2002).

O conteúdo dos túbulos é incerto. Sabe-se que, ao menos na porção mais profunda, os túbulos contêm prolongamentos odontoblásticos e fluido tissular (Marshall Jr *et al.*, 1997; Avery, 2000c; Torneck, 2001), inclusive nos túbulos secundários (Avery, 2000c). Associadas ao processo odontoblástico, axônios aferentes ou sensoriais, cujos corpos celulares se encontram na polpa, permitem à dentina a sensibilidade dolorosa (Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997c), resultante da movimentação hidrodinâmica do fluido odontoblástico (Mjör *et al.*, 2001).

Quando há ausência dos processos odontoblásticos no interior dos túbulos, em áreas submetidas à atrição e ao processo carioso, os túbulos podem ser preenchidos por ar durante o preparo da amostra, resultando em uma imagem denominada tratos mortos (Avery, 2000c).

2.3.4.3 Espaço periodontoblástico

O espaço periodontoblástico compreende o espaço existente entre a parede do túbulo e o processo odontoblástico (Mjör & Pindborg, 1973b; Mjör *et al.*, 2001). Além de fluido tissular, de composição desconhecida (Mjör & Pindborg, 1973b; Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997c; Mjör *et al.*, 2001), com alguns constituintes orgânicos como o colágeno (Mjör & Pindborg, 1973b; Mjör *et al.*, 2001), terminais nervosos que puderam ser identificados na pré-dentina, junto ao corpo dos odontoblastos (Avery, 2000c; Mjör *et al.*, 2001). O fluido dentinário, de acordo com Torneck (2001), é um hidrogel com pouca condutividade hidráulica e alto potencial de degradação enzimática.

Mjör *et al.* (2001) alertam para a importância desta estrutura na dentina vital, por ser este o local onde ocorrem as principais alterações fisiológicas da dentina primária, e que contém o fluido tissular envolvido com as reações físico-químicas, tais como a obliteração dos túbulos na esclerose dentinária.

2.3.4.4 Dentina Intertubular

A dentina intertubular constitui a principal massa da dentina (Mjör & Pindborg, 1973b; Avery, 2000c), e é encontrada entre os túbulos, periférica à dentina intratubular (Mjör & Pindborg, 1973b; Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997c; Marshall Jr. *et al.*, 1997; Avery, 2000c; Torneck, 2001).

Sua matriz é rica em colágeno tipo I, e reforçada por apatita (Marshall Jr *et al.*, 1997; Avery, 2000c; Torneck, 2001), mas menos mineralizada que esmalte e dentina intratubular, em que poucas alterações são percebidas com o decorrer do tempo (Avery, 2000c). Nos dentes decíduos, é menos mineralizada e irregular, granular (Costa *et al.*, 2002).

As fibras colágenas seguem trajetos irregulares, em planos perpendiculares à junção amelo-dentinária na dentina do manto, e paralelas a ela na dentina circumpulpar (Mjör & Pindborg, 1973b; Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997c).

A área da dentina intertubular junto à pré- dentina representa 12% da superfície total, e devido à densidade tubular, aumenta em direção à superfície, chegando a 96% próximo à junção amelo- dentinária (Marshall Jr *et al.*, 1997).

2.3.4.5 Dentina intratubular

A dentina intratubular é assim denominada porque mais que circundar, forma-se às custas dos túbulos dentinários, e delimita suas paredes (Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997c; Marshall Jr *et al.*, 1997; Avery, 2000c; Torneck, 2001).

Altamente mineralizada após a maturação da dentina (Bath-Balogh & Fehrenbach, 1997c), é cerca de 40% mais mineralizada que a dentina intertubular (Torneck, 2001). Na dentina secundária, a dentina intratubular vai se depositando à medida que o tecido sofre maturação (Mjör *et al.*, 2001). Em geral, está ausente na porção mais próxima à polpa (Mjör & Pindborg, 1973b; Avery, 1989; 2000c; Mjör *et al.*, 2001), assim como nas áreas de dentina interglobular, mal mineralizadas (Avery, 2000c; Torneck, 2001). Este mesmo padrão é apresentado nos dentes decíduos (Costa *et al.*, 2002).

A espessura da dentina intratubular é de 2 a 5 vezes menor em dentes decíduos que em permanentes (Sumikawa *et al.*, 1999), onde varia de 750 nm, próximo à junção amelo-dentinária, a cerca de 44 nm em sua porção mais próxima à polpa (Torneck, 2001). Entretanto, com a densidade tubular, representa apenas 3% da área superficial próxima à junção amelo-dentinária, e mais de 60% em regiões mais profundas (Marshall Jr. *et al.*, 1997).

Quando desmineralizada, a dentina intratubular mostra uma matriz orgânica escassa e delicada, cujas fibras colágenas são contínuas às da dentina intertubular (Mjör & Pindborg, 1973b; Avery, 1989; Mjör *et al.*, 2001). Internamente, uma estrutura, de existência duvidosa e função desconhecida, denominada *lamina limitans*, é citada por alguns autores (Avery, 1989; Torneck, 2001).

Em resposta a agressões ou a mecanismos fisiológicos de envelhecimento, a dentina intratubular pode chegar a obliterar completamente os túbulos (Avery, 2000c; Torneck, 2001), com mais freqüência na dentina superficial

abaixo dos cornos pulpares, e na dentina radicular, onde é comum se observar estreitamento dos túbulos (Avery, 2000c). Quando expostos a estímulos externos, a obliteração pode resultar da deposição da dentina intratubular ou por depósito externo (Torneck, 2001), quando é chamada dentina esclerótica ou transparente (Avery, 2000c; Torneck, 2001). Mjör *et al.* (2001) afirmam que essas alterações são de ocorrência exclusiva na dentina secundária.

Nos dentes decíduos, em função da redução da resposta biológica que tem início com a rizólise, e mesmo pelo curto período de permanência na cavidade bucal, a obliteração completa dos túbulos não ocorre (Araújo *et al.*, 1995).

2.3.5 Propriedades mecânicas da dentina

A caracterização das propriedades mecânicas da dentina é crucial para a compreensão de processos que afetam a dentina, quer sejam fisiológicos, patológicos e mesmo restauradores. Dada a complexidade estrutural, dimensões reduzidas, condição de hidratação, entre outros, os dados ainda se mostram pouco consistentes (Marshall Jr *et al.*, 1997; Imbeni *et al.*, 2003; Iwamoto & Ruse, 2003; Kinney *et al.*, 2003a).

A densidade dos túbulos e as diferentes estruturas da dentina não influenciam todas as suas propriedades da mesma forma. Em uma revisão crítica da literatura, Marshall Jr *et al.* (1997) sugeriram que há uma correlação entre a dureza, módulo de elasticidade e resistência, e uma correlação positiva não linear entre a dureza e o conteúdo de cálcio.

A sensibilidade dos indentadores convencionalmente utilizados nos ensaios de dureza nem sempre permite detectar a influenciados efeitos e texturas da superfície avaliada. Fuentes *et al.* (2003) não obtiveram diferença significativa da profundidade da dentina sobre a dureza Vickers, avaliada em 62,32. A dureza Knoop, entretanto, mostrou uma diferença de 8,24 entre a dentina das regiões superficial e profunda. Kinney *et al.* (2003a) apresentaram os seguintes valores de dureza Knoop: 60 kg/mm² na dentina do manto; 70 kg/mm² na dentina primária e

30 kg/mm² na dentina próxima à polpa, correlacionando a redução da dureza ao aumento da densidade tubular. O módulo de Young foi relatado entre 18 e 25 GPa, em que valores menores podem ser explicados pelo comportamento viscoelástico da dentina.

Testes de micro e nanodureza têm sido desenvolvidos e permitiram a Marshall Jr *et al.* (1997) sugerir uma correlação dos resultados com a densidade tubular e mesmo com a resistência de união a resinas, por ensaio de cisalhamento. Seus resultados mostram a microdureza em dentina intratubular com valores estáveis, de cerca de $2,45 \pm 0,14$ GPa, e variando de acordo com a profundidade na dentina intertubular, sendo de $0,51 \pm 0,02$ GPa em dentina superficial, e $0,13 \pm 0,01$ GPa em dentina profunda.

O envelhecimento não influencia significativamente a microdureza e módulo de elasticidade da dentina do manto, dentina globular e circumpulpar primária. A dentina reacional, formada com a idade, tem menor dureza e módulo de elasticidade que a dentina transparente e a zona escura que a separa da dentina secundária (Senawongse *et al.*, 2006). Avaliando os efeitos do envelhecimento sobre a resistência da dentina à fadiga, em ensaio de flexão, Arola & Reprogel (2005) verificaram que as resistências à flexão e à fadiga diminuem com a idade, e a dentina se torna mais friável. A dentina jovem apresenta maior quantidade de microtrincas, demonstrando sua habilidade em resistir ao dano provocado pela fadiga.

A dureza e o módulo de elasticidade da dentina de molares decíduos, em diferentes profundidades, foram avaliados por Angker *et al.* (2003). Não houve diferença significativa da dureza em regiões superficiais e de média profundidade ($0,91 \pm 0,115$ GPa e $0,85 \pm 0,19$ GPa, respectivamente), as quais foram superiores à dureza na dentina mais próxima à polpa ($0,52 \pm 0,24$ GPa). As mesmas observações são válidas para o módulo de elasticidade, de $16,91 \pm 3,85$ GPa em dentina superficial, $17,06 \pm 3,09$ GPa em profundidade média, e $11,59 \pm 3,95$ GPa em dentina profunda.

A resistência à tração da dentina humana varia de 52 a 105 MPa, e à compressão, de 275 a 300 MPa, dependendo da incidência de falhas presentes na dentina ou provocadas na confecção do corpo-de-prova (Kinney *et al.*, 2003a). A porção mineral da dentina pode interferir na resistência à compressão, enquanto o colágeno fornece a elasticidade (Senawongse *et al.*, 2006).

Quando submetida a cisalhamento, a resistência intrínseca da dentina depende da sua localização e orientação dos túbulos, alcançando valores entre 64 e 132 MPa (Marshall Jr *et al.*, 1997; Kinney *et al.*, 2003a). Bedran-De-Castro *et al.*, em 2004, chegaram a conclusão semelhante, em estudos sobre a resistência da dentina de dentes bovinos por microtração. Seus resultados mostraram maior resistência da dentina radicular em comparação à coronária, e em secções cujo eixo de tração foi transversal ao eixo dos túbulos.

A fadiga, provocada pela ciclagem mecânica, parece não influenciar as propriedades da dentina em si. Trabalhos que avaliam a propagação de trincas pela dentina utilizam fendas produzidas artificialmente para conduzir à falha. Imbeni *et al.* (2003) determinaram a tenacidade de fratura da dentina em $1,79 \pm 0,06 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{0,5}$, em amostras fraturadas perpendicularmente aos túbulos. Arola & Rouland (2003) não encontraram uma dependência significativa da direção ou densidade tubular sobre a taxa de crescimento das trincas em dentina bovina, mas sugeriram que esta ocorre preferencialmente em direção perpendicular aos túbulos. Também em 2003, Iwamoto & Ruse confirmaram que, se a fratura ocorre perpendicular aos túbulos, a superfície fraturada se mostra mais suave, pela orientação das fibras colágenas. Já uma fratura paralela aos túbulos ocorre geralmente de forma catastrófica, talvez por se propagarem pela dentina intratubular, mais rígida.

Este comportamento também pôde ser analisado quando Çehreli & Akça (2003) avaliaram a resistência da união de uma resina composta modificada por poliácidos aplicada à dentina de molares decíduos, utilizando diferentes superfícies dentinárias, a fim de obter orientação tubular paralela, perpendicular ou oblíqua à interface de adesão. Após 180 dias de armazenagem em água, foram

preparados corpos-de-prova em forma de ampulheta para ensaios de microtração. Todos os corpos-de-prova falharam coesivamente em dentina, e a menor resistência foi obtida pelo grupo com túbulos paralelos à interface adesiva ($6,6 \pm 2,0$ MPa), ou seja, perpendiculares ao eixo de teste. A posição oblíqua dos túbulos ($9,9 \pm 3,6$ MPa) não diferiu significativamente do grupo com túbulos paralelos ao eixo de teste ($12,4 \pm 6,1$ MPa), cuja resistência superior foi atribuída à maior área de dentina intertubular.

Kinney *et al.* (2003b) compararam algumas propriedades da dentina normal com a afetada por dentinogênese imperfeita, condição em que a mineralização intrafibrilar é ausente, numa tentativa de detalhar a relação entre mineralização e propriedades. Embora as propriedades da dentina alterada fossem inferiores, nenhuma correlação linear pode ser encontrada de dureza e módulo de elasticidade com o conteúdo mineral. Entretanto, a presença ou não de umidade mostrou-se bastante influente sobre a dentina alterada, com redução significativa dos valores, devido ao efeito plasticizante da água sobre o colágeno.

Mesmo em dentina normal, Kishen & Asundi (2005) demonstraram que a condição de hidratação pode influenciar o padrão de tensões desenvolvidas sob forças externas. A dentina se mostra mais rígida quando desidratada, com padrões de tensão distintos desenvolvidos de acordo com a direção dos túbulos, além do efeito de plasticidade, na dentina hidratada.

2.4 DENTINA CARIADA

O termo cárie tem origem no latim e significa apodrecido. Atualmente, é utilizado tanto para designar os eventos dinâmicos e progressivos que resultam em perda mineral (a doença), quanto alterações localizadas (lesões) que resultam desta perda (Björndal, 2002; Kidd & Fejerskov, 2004).

O surgimento da lesão é guiado pela atividade metabólica do biofilme (Björndal, 2002, Featherstone, 2004; Kidd, 2004; Kidd & Fejerskov, 2004), em áreas relativamente protegidas de atrito mecânico. Nenhuma particularidade

bioquímica determina a localização das lesões (Kidd & Fejerskov, 2004), e a desorganização ou remoção periódica do biofilme pode levar à paralisação ou mesmo reversão da lesão (Björndal, 2002, Featherstone, 2004; Kidd, 2004; Kidd & Fejerskov, 2004).

As variações de pH que determinam perdas e ganhos minerais na superfície dentária ocorrem numerosas vezes ao dia, e um desequilíbrio em favor do pH ácido leva a perdas sucessivas, as quais podem progredir até a formação de cavidades (Featherstone, 2004). A partir daí, há uma tendência de manutenção da progressão da lesão (estado de atividade), pela possibilidade de manter o biofilme sob condições de proteção física e invasão bacteriana da dentina (Björndal, 2002; Kidd & Fejerskov, 2004). Segundo Nikaido *et al.* (2004), o pH na dentina sadia é de $6,6 \pm 0,2$, e diminui à medida que ocorre a progressão e aprofundamento das lesões de cárie ($6,2 \pm 0,2$ em lesões rasa a médias e $6,0 \pm 0,1$ nas lesões profundas). A dentina vital reage à presença de lesões mesmo antes da cavitação, com deposição mineral no interior dos túbulos e descoloração amarronzada resultante da desmineralização inicial na junção amelo-dentinária (Kidd & Fejerskov, 2004). Hosoya *et al.*, em 2000, comprovaram que a presença de uma lesão de cárie reduz a dureza da dentina decídua em todo o lado afetado.

As lesões de cárie em dentina resultam de numerosos ciclos alternantes de desmineralização e remineralização, combinados a mecanismos de reação teciduais, o que impossibilita sua reprodução *in vitro*, e fornece características particulares a cada lesão (Ito *et al.*, 2005). Fusayama, em 1979, descreveu as características da dentina desmineralizada artificialmente, ou naturalmente, pelo processo de cárie, demonstrando a formação de camadas distintas. Sob o tecido necrótico superficial, a camada externa de dentina cariada se caracteriza pela desmineralização da dentina intertubular, com cristais escassos e granulares, poucas fibras colágenas, ausência de processos odontoblásticos e da dentina intertubular, cujo espaço é preenchido por bactérias ou cristais de formas variadas e distribuídos frouxamente. Internamente a ela, uma camada de dentina parcialmente desmineralizada, mas com cristais de apatita

unidos a fibras colágenas, as quais, diferentemente da camada anterior, mostram a estriação característica do colágeno. Embora a dentina intertubular esteja desmineralizada, os processos odontoblásticos permanecem ocupando sua posição.

A composição dos aminoácidos não difere nas camadas da dentina cariada ou sadia, em dentes permanentes. Entretanto, uma diferença marcante nas ligações cruzadas intermoleculares das fibras caracteriza cada camada: comparada à dentina sadia, a camada interna da dentina cariada tem menos ligações cruzadas (di-hidroxi-lisinorleucina e hidroxilisinorleucina) e mais precursores (di-hidroxi-norleucina e hidroxilisinorleucina), o que representa a possibilidade de reversão, dependente de pH. Na camada externa da dentina cariada, tanto as ligações cruzadas quanto seus precursores são escassos, e foram encontrados componentes relacionados ao metabolismo bacteriano que indicam a destruição irreversível do colágeno (Fusayama, 1979).

A evolução das lesões de cárie não difere nos dentes permanentes e decíduos, exceto pelo menor grau de mineralização destes, e conseqüente aumento na velocidade de progressão das lesões. Para Hosoya *et al.* (2000), a menor dureza na zona da dentina transparente pode indicar a incapacidade da dentina decídua em produzir esclerose. Do ponto de vista bioquímico, Nakornchai *et al.* (2004) não encontraram diferenças na composição dos aminoácidos, ligações cruzadas e aldeídos precursores, comparando a dentina decídua sadia com a camada interna da dentina decídua cariada. A caracterização bioquímica da camada externa indicou degradação ou dissociação estrutural do colágeno, com alterações quantitativas e qualitativas (menor conteúdo relativo de hidroxiprolina e glicina e aumento de leucina, isoleucina e lisina).

A perda mineral tem reflexos diretos na dureza da dentina. Em 1966, Fusayama *et al.* avaliaram lesões de cárie agudas e crônicas em dentina, e buscaram relacionar dureza, descoloração e invasão bacteriana. Verificaram então, que a dureza da dentina não é alterada enquanto a lesão estiver restrita a esmalte. No processo de evolução da cárie dentinária, a perda mineral e amolecimento do

tecido ocorrem primeiro, seguidos pela descoloração, e por fim, a invasão bacteriana. A dureza no front de descoloração e de invasão bacteriana foi menor nos casos de cárie aguda que nos de cárie crônica, e a distância entre os fronts de amolecimento e invasão bacteriana foi maior nos casos de cárie aguda (1750 μm) que em crônica (50 μm). Quando a cárie incide obliquamente aos túbulos, a distância entre os fronts é menor que em posição paralela a eles. Avaliando a dureza da dentina através da lesão de cárie, Angker *et al.* (2004) verificaram que a camada de dentina afetada por cárie tem entre 700 e 1500 μm de espessura, e é maior que definida por critérios clínicos.

A dentina afetada por cárie tem cerca de 2,7 vezes mais água que a dentina normal, e quando desidratada, contrai $82 \pm 44 \mu\text{m}$ (contra $9,8 \pm 3,1 \mu\text{m}$ da dentina normal), e demora mais para se reidratar e voltar à sua forma original (Ito *et al.*, 2005). A condição de hidratação, além de alterar as dimensões da dentina cariada, modifica suas propriedades. Quando desidratada, a dureza da dentina no centro de lesões de cárie em molares decíduos aumentou dez vezes, e o módulo de elasticidade, 100 vezes (Angker *et al.*, 2004).

A dureza da dentina cariada é menor, e tem reflexos diretos no módulo de elasticidade. Quanto mais próximo da superfície da lesão, menor a dureza (Hosoya & Marshall, 2004; Angker *et al.*, 2005). Os menores valores de dureza encontrados em dentina cariada de molares decíduos, segundo Angker *et al.* (2005), variavam de 0,002 a 0,56 GPa, e o módulo de elasticidade, de 0,015 a 14,55 GPa, inferiores aos da dentina sadia ($0,52 \pm 0,24$ a $0,91 \pm 0,15$ GPa para dureza e $11,59 \pm 3,95$ a $17,06 \pm 3,09$ GPa para o módulo de elasticidade). Esses dados, quando inseridos em gráfico, indicaram duas tendências distintas, dependendo da forma como a lesão afeta as diferentes estruturas da dentina: uma redução progressiva das propriedades, da parede pulpar em direção à superfície da lesão, ou um platô seguido de leve aumento de dureza.

Considerando a possibilidade de que a matriz de colágeno da dentina afetada por cárie tenha suas propriedades alteradas por hidrolases bacterianas, Nishitani *et al.*, em 2005, avaliaram a resistência à tração da dentina afetada por

cárie, em condição normal ou desmineralizada, e com eixo de teste perpendicular ou paralelo aos túbulos dentinários. Quando desminealizadas, não houve diferença entre a dentina normal e a afetada por cárie, indicando a preservação das propriedades do colágeno. Na condição “normal”, a dentina afetada por cárie foi menos resistente. Assim, os autores concluíram que, na dentina afetada por cárie, 41% da resistência à microtração se deve à matriz, e 59% à fase mineral, e na dentina sadia, esta proporção é de respectivamente 28,7% e 71,3%. Valores maiores foram obtidos quando se utilizou o eixo de teste perpendicular aos túbulos, à semelhança de dentina sadia.

A dentina afetada por cárie tem sido investigada como substrato para adesão, e métodos para sua identificação e remoção seletiva do tecido infectado têm sido propostos. Os evidenciadores de cárie, propostos por Fusayama em 1979, são soluções à base de corantes como o vermelho ácido a 1% em propileno glicol, cuja eficácia continua sendo discutida pela literatura. A intensidade de impregnação do corante pode estar relacionada à presença de ácidos (Kuboki *et al.*, 1983; Iwami *et al.*, 2005) e não à contaminação bacteriana (Boston & Graver, 1989; Iwami *et al.*, 2005), o que levanta suspeitas quanto à sua especificidade, por sua afinidade com a pré-dentina e junção amelo-dentinária (Kidd *et al.*, 1993; Yip *et al.*, 1994). Seu uso, entretanto, tem sido constante nos trabalhos de pesquisa que buscam padronizar o tecido dentinário cariado quando de sua avaliação.

Zheng *et al.* (2003) comparou características morfológicas da dentina (pela microscopia de força atômica) com diferentes graus de pigmentação pelo vermelho ácido a 1%. Enquanto a zona normal mostra a dentina intertubular suave, com a dentina intertubular presente e os túbulos abertos, na zona transparente a dentina intertubular é grosseira, com a maioria dos túbulos preenchida por minerais. Na zona pigmentada em rosa claro, caracterizada como dentina afetada por cárie, a dentina intertubular é ainda mais grosseira, com a dentina intertubular fina ou ausente, e túbulos parcialmente preenchidos. Na zona pigmentada em rosa, de dentina infectada, ausência de dentina intertubular e de minerais intertubulares. Não há diferença na morfologia das diferentes zonas de dentina

em cáries ativas e paralisadas, mas nas lesões ativas, a espessura da zona rosa é maior, e das zonas rosa claro e transparente é reduzida. A dureza da dentina normal sob lesões de cárie ativa também é menor que em casos de lesões paralisadas.

Clinicamente, a consistência tem sido utilizada como critério para orientar a remoção da dentina até alcançar tecido sadio. A possibilidade de recuperação da camada interna da dentina cariada, denominada dentina afetada por cárie, entretanto, permite ao cirurgião dentista uma abordagem mais conservadora, com resultados clínicos satisfatórios (Banerjee *et al.*, 2000; Mount & Ngo, 2000; Zheng *et al.*, 2003; Kidd, 2004; Borczyk *et al.*, 2006). Como vantagens, o menor risco de exposição pulpar, preservação da estrutura dentária e redução significativa da flora cultivável (Kidd, 2004), sem aumentar o risco de desenvolvimento de lesões secundárias (Borczyk *et al.*, 2006).

2.5 ADESÃO À ESTRUTURA DENTÁRIA

2.5.1 Mecanismos de adesão a esmalte e dentina

A adesão dos materiais restauradores à estrutura dentária modificou os horizontes da odontologia moderna. Desde que Buonocore, em 1955, propôs o uso de ácidos inorgânicos para tornar a superfície do esmalte mais receptiva para a adesão (Swift, 2002), diversas estratégias foram desenvolvidas, buscando uma união estável e duradoura, capaz de promover retenção e selamento marginal do material restaurador também em substrato dentinário.

Atualmente, os principais mecanismos de adesão se baseiam na remoção de minerais da estrutura dentária e sua substituição por monômeros resinosos, os quais polimerizam e se entrelaçam mecanicamente às porosidades criadas (Van Meerbeek *et al.*, 2001; 2005a; De Munck *et al.*, 2005).

Este princípio tem sido aplicado eficazmente há décadas, para adesão em esmalte, permitindo, por exemplo, a retenção de selantes oclusais e a fixação

de bráquetes ortodônticos (Swift, 2002). Entretanto, o esmalte é um substrato relativamente estável, altamente mineralizado e com conteúdo reduzido de água, condições estas favoráveis à polimerização de monômeros, mesmo que estes sejam hidrofóbicos (Van Meerbeek *et al.*, 2001).

Embora muito esforço tenha sido empenhado para sucesso da adesão em dentina, os conceitos atuais foram inicialmente descritos por Nakabayashi, e se popularizaram na década de 90, com o advento de materiais contendo monômeros hidrofílicos, em especial o HEMA (2-hidroxietilmetacrilato). Esta abordagem envolve três etapas, as quais direcionam também o mecanismo de ação dos sistemas adesivos mais simplificados (Van Meerbeek *et al.*, 2001; 2005a; Swift, 2002). A primeira etapa, de condicionamento ácido, utiliza com frequência o ácido fosfórico, em concentrações que variam de 30 a 40%. Clinicamente, o tempo de aplicação recomendado é de 15 segundos, seguidos de enxágüe abundante. Diferentes condições da dentina podem exigir ajustes no tempo de condicionamento ou na concentração do ácido. Esse condicionamento resulta na remoção completa da *smear layer*, com desobstrução dos túbulos dentinários e desmineralização de 3 a 5 μm da superfície da dentina. A desmineralização da dentina expõe a trama de colágeno da matriz dentinária, e aumenta a permeabilidade da dentina aos monômeros que serão aplicados (Van Meerbeek *et al.*, 2001; 2005a; Swift, 2002).

A manutenção do colágeno em condição expandida é condição necessária para a permeação do *primer*. O *primer* é composto basicamente por monômeros bi-funcionais (hidrofílicos e hidrofóbicos), diluídos em solvente orgânico (acetona ou álcool etílico) ou água, o que favorece a difusão pelo ambiente úmido, entremeando os monômeros com o colágeno (Van Meerbeek *et al.*, 2001; 2005a; Swift, 2002). Com a evaporação do solvente, o excesso de água é eliminado, deixando uma camada de dentina desmineralizada envolvida por monômeros resinosos do *primer*. Um cuidado deve ser tomado para garantir a saturação do colágeno pelas resinas, o que pode significar mais de uma aplicação (Van Meerbeek *et al.*, 2001; 2005a). A resina adesiva, líquida e hidrofóbica, é

então aplicada, e preenche os espaços livres, guiados por sua afinidade aos monômeros hidrofóbicos do *primer* livre de água, e as resinas são então polimerizadas. A inibição por oxigênio faz com que os 15 µm mais superficiais do adesivo não se polimerizem, e estejam disponíveis para a união com a resina restauradora (Van Meerbeek *et al.*, 2001; Swift, 2002).

Um delicado balanço na quantidade de água presente na dentina para a aplicação do *primer* é o ponto mais crítico da técnica. A remoção excessiva de água desidrata a dentina e colapsa o colágeno, pela aproximação das fibras entre si, e impede a infiltração do *primer* (Van Meerbeek *et al.*, 2001; 2005a; Ferrari & Tay, 2003; Reis *et al.*, 2004). O excesso de água, por outro lado, dilui excessivamente o *primer*, podendo contribuir para a formação de *blisters* na camada híbrida, potencializando sua degradação (Van Meerbeek *et al.*, 2001; 2005a). A quantidade ótima de água varia de acordo com o solvente do *primer* (Van Meerbeek *et al.*, 2001; 2005a; Ferrari & Tay, 2003; Reis *et al.*, 2004). A acetona não tem capacidade de reidratar o colágeno colapsado, mas sua capacidade de remoção da água residual é maior que dos outros solventes, sendo recomendada a técnica úmida. A combinação álcool-água pode reidratar o colágeno e garantir assim a infiltração do *primer*, mas a pressão de vaporização não favorece a eliminação de grande quantidade de água (Van Meerbeek *et al.*, 2001; 2005a; Reis *et al.*, 2004).

Imagens de MEV (microscopia eletrônica de varredura) mostram a formação de prolongamentos resinosos (denominados *tags*) na entrada dos túbulos dentinários, e também em suas anastomoses e túbulos laterais (Van Meerbeek *et al.*, 2001), com a porção mais superficial da dentina contendo colágeno envolvido por resina, chamada camada híbrida. Superficialmente à camada híbrida, uma fina camada de adesivo facilita a união com as resinas restauradoras.

A adesão em dentes decíduos não mostra diferenças morfológicas significativas, em comparação aos dentes permanentes, salvo uma maior espessura da camada híbrida (Nör *et al.*, 1996; Telles *et al.*, 1998; Olmez *et al.*,

1998). Em uma comparação entre a resistência da união (por cisalhamento) de dez sistemas adesivos aplicados à dentina decídua e permanente, Courson *et al.* (2005) verificaram uma tendência a valores maiores em dentes permanentes.

Os estudos mostram que as condições para a adesão otimizada podem ser diferentes em esmalte e dentina (Van Meerbeek *et al.*, 2001; Swift, 2002). Clinicamente, a condição mais freqüente envolve a presença de ambos os substratos no mesmo processo restaurador, e as estratégias de união atuais objetivam a adesão aos dois tecidos em um mesmo processo, e que este seja simples e fácil, com pouca margem para falhas.

2.5.2 Estratégias de união

Ainda que o mecanismo de adesão descrito acima tenha se mostrado eficaz, envolve uma seqüência de etapas e diferentes materiais (Van Meerbeek *et al.*, 2001; Swift, 2002). Peutzfeld & Asmussen, em 2002, entrevistaram 355 clínicos e verificaram que as principais falhas apontadas no uso dos adesivos estavam relacionadas à economia de tempo, com redução do tempo de aplicação dos produtos e do número de aplicações.

A sensibilidade da técnica, relacionada principalmente ao condicionamento ácido e subsequente controle da umidade conduzem a falhas indesejáveis e de difícil controle, com efeitos significativos sobre a qualidade da adesão (Van Meerbeek *et al.*, 2001; Swift, 2002).

A busca pela eficácia e simplificação levou ao desenvolvimento de materiais, de forma que três estratégias principais de adesão são conhecidas (Van Meerbeek *et al.*, 2001; 2005a; De Munck *et al.*, 2005):

- a) Cimentos de ionômero de vidro, os quais são materiais aquosos que podem ser modificados pela adição de resinas hidrofílicas. São considerados os únicos materiais realmente auto-adesivos, e sua aplicação principal não envolve a retenção de restaurações diretas de compósitos.

- b) Adesivos de condicionamento ácido total (*total-etch* ou *etch & rinse*), os quais exigem a etapa de condicionamento ácido e enxágüe antes da aplicação dos monômeros resinosos. Embora sejam conhecidos como *total-etch*, Van Meerbeek *et al.* (2005a) lembram que todas as estratégias de união apresentadas envolvem algum tipo de condicionamento ácido, como etapa prévia ou simultânea à aplicação do adesivo, e portanto a nomenclatura *etch & rinse* (condicionamento e enxágüe) é mais apropriado. Podem ser de dois tipos:
- a. Três etapas, em que ácido, *primer* e adesivo são fornecidos em frasco separados e representam diferentes fases do tratamento da dentina. Segundo Van Meerbeek *et al.* (2005), esta abordagem continua, por fatores relacionados à eficácia, durabilidade e compatibilidade com demais materiais, a ser considerada o “padrão ouro” entre os adesivos.
 - b. Duas etapas, que contém, além do ácido, um material que cumpre as funções de *primer* e adesivo, como simplificação do sistema de três etapas. Embora tenha um menor número de produtos, a diluição das resinas exige diversas aplicações até que a dentina desmineralizada fique saturada com o monômero (Van Meerbeek *et al.*, 2001). É conhecido como adesivo de frasco único (*one-bottle*).
- c) Adesivos auto-condicionantes são aqueles em que o condicionamento ácido não é realizado como uma etapa separada, mas simultânea à aplicação dos monômeros, os quais têm características ácidas e são capazes de realizar a desmineralização da estrutura dentária. A *smear layer* não é removida, mas dissolvida e incorporada à camada híbrida. Dois tipos de adesivos auto-condicionantes estão disponíveis:
- a. Duas etapas, em que um *primer* auto-condicionante é aplicado, seguido por um adesivo hidrofóbico.

- b. Etapa única (*all-in-one*), que combina as funções de condicionador ácido, *primer* e adesivo. Apesar do nome, a acidez pode interferir na estabilidade do produto, que em geral é fornecido em dois frascos, cujos produtos devem ser misturados antes da aplicação.

2.5.3. Métodos de avaliação da adesão

A eficácia da adesão pode ser averiguada de diferentes formas, as quais permitem avaliar condições inerentes ao material, técnica ou substrato. De acordo com a especificação técnica ISO 11405, de 2003, a adesão pode ser avaliada por ensaios de resistência de união (tração ou cisalhamento), pela mensuração de fendas, infiltração e ensaios clínicos. De Munck *et al.* (2005) consideraram que, além destes métodos, a tenacidade de fratura e resistência à fadiga podem auxiliar na avaliação da adesão.

Ensaio laboratoriais não são capazes de simular condições clínicas complexas, mas podem determinar isoladamente a influência de cada fator, inclusive relacionado ao envelhecimento da camada híbrida.

A avaliação por resistência da união, por tração ou cisalhamento, vem sendo usada para comparação entre materiais e tratamentos de superfície. Muitos fatores são influentes, como o tipo de resina composta, a tensão utilizada, velocidade do ensaio, tamanho da amostra e geometria do corpo-de-prova e método de teste (De Munck *et al.*, 2005). A proposta de Sano (1994), para que a área de teste fosse reduzida nos ensaios de tração passou a ser conhecida como microtração, e permite avaliar, entre outras condições, a resistência da união obtida na interface sob condições clínicas, como o fator de configuração cavitária (Bouillaguet *et al.*, 2001; Ernst *et al.*, 2002; Shirai *et al.*, 2005), ou mesmo restaurações confeccionadas *in vivo*. Segundo Van Meerbeek *et al.* (2001) e De Munck *et al.* (2005), esta tem sido a técnica mais utilizada na avaliação da efetividade da união, já que permite medidas mais precisas, com maiores tensões

na interface. De Munck *et al.* (2005) relatam que a influência do envelhecimento da camada híbrida sobre a resistência da união pode ser verificada comparativamente, após envelhecimento por armazenagem prolongada em água (Shono *et al.*, 1999; Hashimoto *et al.*, 2003a; 2003b) ou outro meio, termociclagem, ciclagem mecânica por cargas oclusais, e mesmo por envelhecimento *in vivo* (Sano *et al.*, 1999; Hashimoto *et al.*, 2000; De Munck *et al.*, 2003; Koshiro *et al.*, 2004).

Pela especificação ISO 11405, de 2003, a mensuração de fendas envolve o preparo e inserção do material em laboratório, em cavidades circulares padronizadas. A fenda, quando presente, resulta da ruptura da união adesiva pela tensão de contração, a qual é gerada pela polimerização da resina restauradora. A vantagem desta técnica é que permite avaliações longitudinais, comparando réplicas de um mesmo espécime antes e depois de submetê-las a condições de teste (De Munck *et al.*, 2005; Frankenberger & Tay, 2005). Frankenberger & Tay (2005) utilizaram mensurações de réplicas de restaurações confeccionadas com diferentes sistemas adesivos, antes e após a fadiga termo-mecânica, e concluíram que, tanto para margens em esmalte quanto em dentina, os sistemas adesivos auto-condicionantes de passo único tiveram um desempenho inferior aos demais (condicionamento ácido total e auto-condicionantes de duas etapas) na preservação da integridade das margens, para os dois momentos avaliados.

Um dos indicativos de qualidade de um procedimento restaurador está relacionado ao seu selamento marginal, cujas falhas podem ocorrer em decorrência da inserção ou envelhecimento do material (De Munck *et al.*, 2005). Testes de infiltração avaliam a difusão de substâncias por esta falha, a qual pode existir em nível micro ou nanométrico. A microinfiltração pode ser conceituada como a passagem de água, íons, bactérias e outras substâncias entre a parede cavitária e a restauração, e verificada pela extensão de penetração de corantes, em avaliações qualitativas, mais comumente (De Munck *et al.*, 2005). A microinfiltração intensa pode debilitar a integridade da restauração e conduzir à sensibilidade tardia, manchamento marginal e cáries secundárias, que

clínicamente são causas comuns para a substituição de restaurações (Li *et al.*, 2000; 2001). A relação entre dois dos testes mais conhecidos na avaliação da qualidade da união, microinfiltração e resistência da união, não é clara, mas há uma tendência de que materiais com menor taxa de infiltração apresentem maiores valores de resistência de união (Guzman-Armstrong *et al.*, 2003). O envelhecimento por armazenagem parece exercer pouca influência sobre os padrões de microinfiltração, os quais são acentuados pela ciclagem mecânica e térmica (De Munck *et al.*, 2005).

A infiltração em nível nanométrico, chamada nanoinfiltração, não se relaciona à presença de fendas, mas a falhas na camada híbrida ou abaixo dela, observada pela presença de partículas de nitrato de prata por microscopia eletrônica de varredura ou de transmissão (Sano *et al.*, 1995; Li *et al.*, 2000). A nanoinfiltração pode ser considerada um fator preditor de degradação. Guzmán-Armstrong *et al.* (2003) não encontraram uma correlação entre nanoinfiltração e resistência da união, utilizando os mesmos corpos-de-prova.

A avaliação definitiva da eficácia da união pode ser realizada em estudos clínicos. Segundo Van Meerbeek *et al.* (1998), De Munck *et al.* (2005) e Peumans *et al.* (2005), para estudo da adesão, somente cavidades de classe V não cariosas com margens em esmalte e dentina deveriam ser utilizadas, por não apresentarem outro tipo de retenção. Além disso, freqüentemente um paciente apresenta múltiplas lesões, localizadas em faces vestibulares, que facilita a visualização e confecção da restauração. Não há necessidade de preparo, o que diminui a variação, e a influência do material restaurador é reduzida.

A complexidade do estudo clínico consiste no fato de que muitos fatores podem influenciar no desempenho das restaurações. Além do material em si, fatores como operador, fonte de luz, método de isolamento, instrumentos usados no acabamento devem ser descritos com detalhes. Fatores relacionados ao paciente (idade, higiene oral, carga oclusal e presença de esclerose dentinária) podem ser mais importantes que quaisquer propriedades dos materiais (Van Meerbeek *et al.*, 1998; De Munck *et al.*, 2005). Restaurações em dentes

superiores tendem a ter um desempenho melhor que em dentes inferiores, mas esta diferença pode ser minimizada pelo uso de isolamento absoluto durante a confecção das restaurações (Van Meerbeek *et al.*, 1998).

Condições clínicas incluem cargas oclusais, variações térmicas, presença de água e/ou enzimas de origem humana ou bacteriana, e diversos fatores que conjuntamente atuam sobre a interface dente-restauração, tornando difícil avaliar a influência de fatores específicos (De Munck *et al.*, 2005).

Em uma revisão sistemática, Peumans *et al.* (2005) revisaram sistematicamente 85 estudos clínicos publicados entre janeiro de 1988 e maio de 2004, os quais avaliaram restaurações adesivas de classe V. De um modo geral, os adesivos de condicionamento ácido de três etapas tiveram um melhor desempenho, e os sistemas auto-condicionantes de etapa única, a maior percentagem de falhas. Estas falhas estavam relacionadas principalmente à retenção da restauração. Segundo Van Meerbeek *et al.* (1998), uma das vantagens de se utilizar restaurações de classe V nos estudos clínicos é que a falha é bastante perceptível, se o critério estudado for somente retenção. A avaliação clínica da microinfiltração, embora mais difícil, deveria ser avaliada, por representar o principal motivo de substituição de restaurações.

A padronização dos procedimentos pode favorecer a elaboração de estudos comparativos (Peumans *et al.* 2005). Schmidlin *et al.* (2002) avaliaram a metodologia de 45 estudos clínicos de restaurações de resinas compostas em dentes posteriores, e concluíram que nenhum deles mostrou informações suficientes para permitir a reprodutibilidade.

García-Godoy & Donly (2002) lembram que estudos *in vitro* não substituem evidências clínicas, e que a avaliação clínica de sistemas adesivos dificilmente pode ser realizada sem a avaliação conjunta do material restaurador aplicado. Assim estudos clínicos que avaliam o comportamento de sistemas adesivos e materiais restauradores podem utilizar os mesmos critérios de avaliação, uma vez que a qualidade do procedimento resulta da técnica adequada e do comportamento de ambos.

A avaliação clínica dos sistemas adesivos baseia-se em critérios visuais e/ou clínicos de fácil execução, embora exija calibração entre examinadores. Em 1980, Ryge relatou um método de avaliação clínica de restaurações através da utilização de escores, o qual é adotado pelo sistema de saúde pública do governo americano (USPHS- *United States Public Health Service*). Os sistemas e critérios de avaliação propostos foram de adaptação marginal, forma anatômica, presença de lesões de cárie, alteração de cor e descoloração marginal. As avaliações podem ser realizadas separadamente, dependendo do objetivo de cada pesquisador, e também são aplicáveis a avaliações clínicas de sistemas adesivos.

2.5.4 Sistemas adesivos auto-condicionantes

A adesão à dentina pela utilização de monômeros resinosos ácidos baseia-se nos conceitos clássicos de hibridização, como proposto por Nakabayashi. Conceitos antigos de adesão supunham que esta poderia ser obtida a partir da quelação destes monômeros ao cálcio da estrutura dentária, de modo que baixas concentrações de monômero (5%) e agentes tamponantes eram utilizados para neutralizar o pH (Tay & Pashley, 2001; Grégoire & Millas, 2005).

A água, fator determinante na qualidade da adesão de sistemas adesivos de condicionamento ácido total, também é indispensável nos sistemas auto-condicionantes, para gerar os íons hidrogênio necessários à desmineralização (Tay & Pashley, 2001; Hiraishi *et al.*, 2005). Tay & Pashley (2001) explicam que três abordagens genéricas podem produzir a condição de monômeros resinosos capazes de produzir ácidos:

- a. Monômeros resinosos à base de metacrilatos polimerizáveis, contendo ácidos sulfônicos fosfórico, carboxílico ou seus ésteres, os quais polimerizam na mesma molécula.
- b. Incorporação de ácidos orgânicos ou minerais como aditivos a monômeros resinosos hidrofílicos não ácidos

c. Mistura de ácido orgânicos ou minerais com monômeros ácidos hidrofílicos.

Diversos sistemas adesivos atuais utilizam as duas primeiras abordagens, e contêm monômeros funcionais como o phenil-P ou o MDP (10-metacriloxidecil di-hidrogênio fosfato) em concentrações de 20 a 30%, e 4-AET (ácido 4- acrilóioxietilthil-trimelítico) e MAC- 10 (ácido 11- metacrilóioxi-1, 1- undecano-dicarboxílico), em concentrações de até 50%. Tentativas de aumentar a concentração de monômeros ácidos resultaram em aumento da hidrofílicidade, aumentando os riscos de absorção de água e degradação.

Tay & Pashley, em 2001, sugeriram que os sistemas adesivos auto-condicionantes poderiam ser classificados de acordo com sua agressividade em dentina, em suaves, moderados e agressivos. Os sistemas adesivos auto-condicionantes suaves formam uma camada híbrida muito fina, com remanescentes de *smear layer*. Os moderados mostram maior espessura de camada híbrida, e os agressivos formam camadas híbridas de até 5 µm de espessura, e são capazes de dissolver completamente a *smear layer*, desmineralizar a dentina intratubular, de modo que os túbulos tem a forma de funil.

Esta classificação tem sido utilizada por diversos autores, os quais consideram principalmente o pH para classificar os materiais (Grégoire & Millas, 2005; Kenshima *et al.*, 2005; Reis *et al.*, 2005). A agressividade e espessura da camada híbrida não significam melhoria na qualidade da união. Kenshima *et al.* (2005) encontraram uma relação positiva entre pH e resistência da união (sem correlação), e uma correlação positiva entre pH e espessura de fenda, obtendo melhores resultados com sistemas mais suaves. Grégoire & Millas (2005) avaliaram a morfologia do complexo hibridizado de 10 sistemas adesivos auto-condicionantes e não puderam estabelecer relação com o pH, embora materiais com pH mais ácido tenham mostrado uma tendência a camadas híbridas mais espessas.

Além do pH, outras características podem determinar a agressividade e eficácia dos adesivos auto-condicionantes: a constante de dissociação (pKa), a

estrutura dos componentes, a solubilidade dos sais formados, tipo e concentração dos monômeros (Grégoire & Millas, 2005). Reis *et al.* (2005) associam as propriedades mecânicas dos adesivos, as quais são reduzidas pela adição de monômeros ácidos, à resistência da união. A diluição dos monômeros ácidos também pode ser um fator influente, tanto pela concentração de água quanto de outros solventes, pois deve haver um equilíbrio entre a capacidade de ionização e a quantidade de monômeros residuais, sem desconsiderar que a permanência de solventes pode limitar a polimerização (Reis *et al.*, 2005).

Um balanço cuidadoso na concentração de água nos *primers* auto-condicionantes é necessário para otimizar sua ação. Hiraishi *et al.* (2005) testaram concentrações de água de 0 a 60%, em um *primer* auto-condicionante experimental, e verificaram que o aumento na concentração de água reduz o pH e pode aumentar a espessura da camada híbrida. Entretanto, essas camadas híbridas espessas, obtidas com *primers* ricos em água mostravam-se porosas, pela diluição excessiva dos monômeros. O melhor equilíbrio entre pH, espessura e qualidade da camada híbrida foi obtido com a concentração de 20% de água.

O consenso de que a espessura da camada híbrida não tem relação com a resistência de união é fortemente aplicado aos adesivos auto-condicionantes suaves (Grégoire & Millas, 2002; Dias *et al.*, 2004; Kenshima *et al.*, 2005; Reis *et al.*, 2005). Estudos demonstram uma possível interação química, que os une quimicamente à dentina. Em 2000, Nishiyama *et al.* demonstraram que *primers* contendo derivados de aminoácido N-methacrilóil- ω podem se unir efetivamente ao colágeno da dentina, como demonstrado pela resistência da união. Os sistemas auto-condicionantes desmineralizam parcialmente a dentina, e evidências de união química à hidroxiapatita residual também foram comprovadas por Wang & Spencer (2004) e Yoshida *et al.* (2004). Esta união por si só não é suficiente para um bom desempenho adesivo, mas é possível que melhore as características de selamento da interface e durabilidade (Yoshida *et al.*, 2004). A diferença na intensidade desta interação pode estar relacionada à concentração de monômeros em cada material (Wang & Spencer, 2004), e ao tipo de monômero.

Segundo Yoshida *et al.* (2004), em tempos clínicos aceitáveis (30 segundos), o 10- MDP é mais eficaz, seguido pelo 4- MET, e por último, o phenil-P.

A eficácia dos sistemas adesivos auto-condicionantes em esmalte não pode ser avaliada por critérios convencionais. Estudos que avaliaram o padrão de condicionamento mostram, em geral, uma superfície pobremente condicionada (Pashley & Tay, 2001; Hannig *et al.*, 2002; Shimada & Tagami, 2003). Pashley & Tay (2001) verificaram que sistemas auto-condicionantes mais agressivos resultaram em padrões mais próximos aos do ácido fosfórico, em esmalte de dentes permanentes não desgastado. A resistência da união não refletiu esta diferença, sendo similar para os materiais testados, independente de sua agressividade, mas menor que dos sistemas de condicionamento ácido. Resultados similares foram obtidos por Agostini *et al.* (2001), ao utilizar o *primer* auto-condicionante Clearfil SE Bond em esmalte decíduo desgastado. Torii *et al.* (2002) não encontraram diferenças na resistência da união entre os sistemas adesivos Single Bond, Clearfil SE Bond e Unifil Bond, em esmalte de dentes bovinos. A microscopia eletrônica de varredura mostrou que os materiais auto-condicionantes desmineralizaram seletivamente o espaço interprismático, que resultaram em *tags* de forma laminada se estendendo pelo esmalte. A ação desmineralizante dos monômeros ácidos em esmalte parece ocorrer na superfície dos cristalitos e não nos prismas. Há um aumento do espaço intercrystalino, e a microscopia eletrônica de transmissão mostra estruturas resinosas em forma de rede entre os cristalitos e em sua parte central, em um padrão nano-retentivo (Hannig *et al.*, 2002). Sendo assim, a direção dos prismas parece não ser influente na união de adesivos auto- condicionantes em esmalte, como comprovado por Shimada & Tagami (2003).

O efeito da espessura e qualidade da *smear layer* sobre a ação dos auto-condicionantes é controversa. Embora represente uma barreira física, sua estrutura porosa não impõe restrições à difusão do *primer* (Kenshima *et al.*, 2005). Além disso, sua capacidade tampão parece ser fraca, e não impede o *primer* de penetrar na dentina subjacente. Condições de formação de *smear layer* mais fina

e suave resultaram em maiores valores de resistência de união, quando se comparou lixas de granulação 180 e 600 (Kobuichi *et al.*, 2001) e brocas de corte ou diamantadas (Dias *et al.*, 2004). O uso de brocas carbide, além de maior resistência de união, mostrou uma maior incidência de falhas coesiva, sugerindo melhor qualidade de união. Por outro lado, Kenshima *et al.* (2005) não encontraram diferença significativa na resistência de união ou na formação de fenda no mesmo espécime, quando utilizaram três sistemas adesivos auto-condicionantes aplicados a dentina preparada com lixas de granulação 180 ou 600.

A desmineralização e difusão dos monômeros ácidos, em teoria devem ocorrer de forma simultânea. Seu mecanismo de ação não determina a remoção da *smear layer*, uma vez que não há enxágüe. A estrutura formada consiste em um complexo hibridizado, com uma zona superficial de *smear layer* hibridizada e uma zona superficial de dentina intertubular hibridizada (Reis *et al.*, 2005). Três mecanismos limitam o processo de condicionamento: a neutralização pelo cálcio; o aumento da viscosidade do primer, quando da evaporação do solvente, limitando a difusão; e a polimerização, que reduz a concentração de monômeros ácidos livres (Oliveira *et al.*, 2004).

Em teoria, caso a desmineralização da dentina e infiltração das resinas ocorram simultaneamente, nenhuma falha deve permanecer abaixo da camada híbrida (Tay *et al.*, 2002). Entretanto, Oliveira *et al.*, em 2004, utilizaram estudos com microscopia de força atômica para avaliar propriedades nanomecânicas do complexo hibridizado obtido com o sistema auto-condicionante Clearfil SE Bond e dentina subjacente. Os resultados mostraram que a desmineralização não é limitada à camada híbrida, com redução da dureza na dentina abaixo da camada híbrida. Esta discrepância foi encontrada por Tay *et al.* (2002) e Carvalho *et al.* (2005), em estudos de nanoinfiltração, e atribuída ao acúmulo de componentes acídicos não polimerizáveis de alguns adesivos (Carvalho *et al.*, 2005). O efeito deste acúmulo pode indicar um padrão de degradação similar ao dos adesivos convencionais, de condicionamento ácido total.

Pelas muitas condições já descritas, o desempenho clínico depende de muitos fatores. Unemori *et al.* (2004) acompanharam mais de 400 pacientes por um período de até 4 anos, e verificaram que a incidência de sensibilidade pós operatória para dentes que utilizaram sistemas auto-condicionantes foi menor que os que utilizaram o condicionamento ácido. As taxas de retenção do sistema adesivo auto-condicionante de duas etapas Clearfil SE Bond, mostradas aos 18 e 24 meses, por Bittencourt *et al.* (2005) e Türkün (2003), respectivamente, foram superiores a 90%. Resultados de Brackett *et al.* (2005), com o sistema auto-condicionante de duas etapas Tyrian SPE, tiveram taxa de retenção de 56% aos 18 meses. Os três trabalhos citados utilizaram restaurações de classe V, e em nenhum deles houve diferença nas taxas de retenção comparadas aos grupos controle, que utilizaram sistemas adesivos convencionais.

2.5.5 A degradação da união dentina-resina

O bom desempenho clínico dos sistemas adesivos é evidenciado pelas altas taxas de retenção, relatadas na literatura. Diferenças comparativas podem ser observadas entre materiais e técnicas, mas em geral não comprometem a qualidade dos protocolos utilizados por períodos de até três anos (Swift *et al.*, 2001; Türkün, 2003; Bittencourt *et al.*, 2005; Spreafico *et al.*, 2005; Van Meerbeek *et al.*, 2005b; Puppin-Rontani *et al.*, 2006).

A degradação da união resina-dentina ocorre com o tempo, e foi relatada em diversos trabalhos, os quais demonstraram a redução da resistência da união, aumento na incidência de falhas adesivas e alterações morfológicas da camada híbrida (Hashimoto *et al.*, 2000; 2002; 2003a; 2003b; De Munck *et al.*, 2003).

A difusão de água pela interface adesiva é um fator determinante na perda da resistência da união, pois palitos armazenados em água mostram maior perda na resistência da união, como resultado do envelhecimento artificial acelerado (Shono *et al.*, 1999). Utilizando o sistema adesivo de condicionamento

ácido total de duas etapas One Step, Hashimoto *et al.* (2002) mostraram que nestas condições, as falhas na camada híbrida e zona de dentina desmineralizada ocorrem nas regiões mais externas do palito, indicando que a degradação ocorre a partir das margens.

Condições de aplicação tanto *in vivo* quanto *in vitro* conduzem a padrões similares de degradação, ainda que em velocidades diferentes. Imagens de microscopia eletrônica de varredura mostram áreas de dentina desmineralizada não impregnada por resina, com menor densidade de colágeno, as quais são maiores nos espécimes envelhecidos. Áreas de exposição de matriz mineral também podem ser observadas, como resultado da depleção das fibras colágenas, confirmando a hipótese de degradação hidrolítica (Hashimoto 2000; 2001a; 2001b; 2002; 2003a; 2003b). Este padrão de envelhecimento foi observado por Sano *et al.* (1999), mesmo quando não houve redução da resistência da união, após 1 ano de envelhecimento *in vivo*. A porosidade da resina adesiva no topo da camada híbrida evidencia presença de fibrilas colágenas parcialmente envolvidas por resina, e sem deposição de cálcio, avaliado por EDX. A microscopia eletrônica de transmissão confirma a presença de espaços vazios entre fibras colágenas esparsas, com perda da estriação típica do colágeno (Hashimoto *et al.*, 2003a; 2003b).

A proteção oferecida por margens em esmalte foi eficaz ao minimizar a perda de resistência da união após 4 anos de armazenagem em água, comparado a grupos em que a interface foi exposta à água. Sistemas que utilizam condicionamento ácido, de duas e três etapas foram avaliados, e a degradação foi acentuada para os materiais simplificados. Tay *et al.*, (2004) demonstraram que devido à grande hidrofiliabilidade, estes adesivos se comportam como membranas semi-permeáveis e permitem a transudação de fluido dentinário. Resultados similares foram obtidos por Chersoni *et al.* (2004), utilizando sistemas adesivos auto-condicionantes de etapa única, mas não com auto-condicionantes de duas etapas, possivelmente porque a transudação é inibida pela resina adesiva hidrofóbica. O *primer* auto-condicionante, isoladamente, é capaz de aumentar a

permeabilidade da dentina, em graus variados, dependendo de sua agressividade (Pradelle-Plasse *et al.*, 2004).

A nanoinfiltração é resultado da infiltração inadequada das resinas na dentina desmineralizada, aprisionamento ou difusão de água na camada híbrida ou remoção incompleta do solvente (Sano *et al.*, 1995; Li *et al.*, 2001; Tay *et al.*, 2002; De Munck *et al.*, 2005), com a formação de espaços com dimensões nanoscópicas, pelos quais a água pode se difundir (De Munck *et al.*, 2005). Como conseqüências, a polimerização incompleta e elução de monômeros não polimerizados, com maior potencial para absorção e difusão de água, o que a longo prazo, pode determinar a degradação hidrolítica das resinas ou mesmo do colágeno exposto (Sano *et al.*, 1995; Li *et al.*, 2001; De Munck *et al.*, 2005). Okuda *et al.* (2002) avaliaram a resistência da união e nanoinfiltração de dois sistemas adesivos auto-condicionantes em diferentes intervalos de tempo, e encontraram uma tendência à redução da resistência da união e aumento de nanoinfiltração com o tempo, mas uma forte correlação foi encontrada apenas para o Clearfil Liner 2 V, o que foi atribuído à degradação da resina na interface. A armazenagem em óleo reduz mas não elimina a ocorrência da nanoinfiltração, sugerindo que a origem da água nem sempre é externa (Tay *et al.*, 2003).

De acordo com Sano (2006), a biodegradação da camada híbrida, *in vivo*, envolve uma cascata de eventos, que têm início com o condicionamento ácido e exposição do colágeno, seguida pela extração das resinas através das falhas (nanoinfiltração) e termina com o ataque enzimático ao colágeno, o qual vai sendo alterado e destruído até sua completa depleção.

A degradação do colágeno parece estar relacionada à atividade de enzimas proteolíticas endógenas, denominadas metaloproteinases, as quais estão presentes na saliva (Pashley *et al.*, 2004) e na dentina sadia e cariada (Pashley *et al.*, 2004; Nishitani *et al.*, 2006; Mazzoni *et al.*, 2006). A atividade colagenolítica e gelatinolítica das metaloproteinases pode ser ativada por ácidos (Pashley *et al.*, 2004; Nishitani *et al.*, 2006; Mazzoni *et al.*, 2006). A extensão da reativação das atividades proteolítica e gelatinolítica foi proporcional à acidez dos sistemas

adesivos testados por Mazzoni *et al.* (2006) e Nishitani *et al.* (2006), respectivamente. Embora o ácido fosfórico a 37% por 15 segundos possa inativar as metaloproteinases, possivelmente pela desnaturação (Pashley *et al.*, 2004; Nishitani *et al.*, 2006), adesivos simplificados podem reativá-las (Mazzoni *et al.*, 2006).

A atividade proteolítica é reduzida pela substituição do ácido fosfórico por EDTA, um ácido capaz de sofrer quelação ao cálcio (Osorio *et al.*, 2005), pelo uso de agentes inibidores de proteases ou clorexidina (Pashley *et al.*, 2004; Hebling *et al.*, 2005; Nishitani *et al.*, 2006; Carrilho *et al.*, 2007). A armazenagem dos espécimes em meio contendo inibidores de metaloproteinases não se mostrou eficaz na redução da degradação (Carrilho *et al.*, 2007).

A água é requerida para hidrolizar as pontes peptídeas no colágeno, e caso a resina adesiva hidrofóbica possa reduzir o acesso de água, o colágeno estará mais protegido (Nishitani *et al.*, 2006). É possível que a presença de flúor, no sistema adesivo Clearfil Protect Bond, tenha um efeito protetor, como demonstrado por Nakajima *et al.* (2003) e Donmez *et al.* (2005), que não observaram redução significativa na resistência de união após 1 ano, com padrões de nanoinfiltação menos severos, quando comparados ao Clearfil SE Bond. Esse efeito foi atribuído a três eventos: redução da solubilidade do fosfato de cálcio, com menor exposição de colágeno; remineralização do colágeno parcialmente desmineralizado não encapsulado por resina e inibição de um tipo de esterase.

2.5.6 Estudos clínicos

2.5.6.1 Estudos clínicos sobre a cárie dentária

Para acompanhar o desenvolvimento de lesões de cárie em dentina em face oclusal de molares e pré-molares, Mertz-Fairhurst *et al.* (1979a; 1979b) selecionaram pares de dentes em condições similares, aplicando selantes em um dos dentes, e mantendo o outro aberto e sem tratamento. Após 12 meses, os

selantes foram removidos, e observou-se que a profundidade da lesão aumentou significativamente nos dentes abertos, e muito pouco nos dentes selados. A formação de colônias bacterianas foi reduzida com o selamento. Clinicamente, a dentina que permaneceu sob o selante mostrou uma camada de aparência seca e esbranquiçada, sobre uma dentina de aparência dura e vítrea, enquanto a cavidade aberta tinha aspecto esponjoso, amolecido e amarelado.

A paralisação das lesões de cárie foi atribuída à limitação de nutrientes para as bactérias da lesão de cárie, e foi avaliado clinicamente por 10 anos, com sucesso (Mertz-Fairhurst *et al.*, 1998). Selantes aplicados à face oclusal de molares com cárie evidente em dentina, e acompanhados clínica e radiograficamente não indicaram progressão, desde que o selante estivesse em bom estado, e com as margens bem seladas. Foley *et al.* (2004) observaram que a retenção clínica de materiais aplicados após a remoção parcial do tecido cariado depende do material, mas a menor retenção aos dois anos não implica progressão do processo carioso.

2.5.6.2 Estudos clínicos envolvendo adesão

Segundo Duke (1992), os estudos clínicos, embora mais caros e demorados, são a única medida conclusiva sobre o desempenho dos adesivos, já que resultados laboratoriais somente permitem especular sobre o comportamento clínico. No delineamento do estudo clínico, o objetivo permite definir com maior precisão os procedimentos e mecanismos de avaliação. O uso de um grupo controle é desejável, embora haja dificuldade em se estabelecer um protocolo ou material padrão no estudo dos adesivos.

O método de avaliação clínica mais utilizado para materiais restauradores (USPHS) implica na avaliação direta de fatores objetivos e de fácil compreensão (adaptação marginal, forma anatômica, presença de lesões de cárie, alteração de cor e descoloração marginal), classificando-os por escores pré-

determinados. Os escores podem ser ajustados conforme o fator que se deseja avaliar.

2.5.6.2.1 Dentes permanentes

Para alguns autores (Van Meerbeek *et al.*, 1998; De Munck *et al.*, 2005; Peumans *et al.*, 2005), a avaliação clínica da adesão deveria ser realizada em cavidades não cariosas de classe V, as quais não exigem preparo e não apresentam outra forma de retenção. Além disso, o acesso para a confecção das restaurações e avaliação é fácil, não há esforço mastigatório direto e, em geral, os pacientes apresentam múltiplas lesões. Preferencialmente, as margens devem se localizar em esmalte e dentina, com um mínimo de 50% de margens em dentina.

Estes estudos que utilizam cavidades de classe V geralmente utilizam a retenção com principal critério de avaliação. Mandras *et al.* (1997) obtiveram uma taxa de retenção de 92,7% com sistema adesivo Clearfil Liner Bond e compósito Clearfil Photo Anterior, com excelente desempenho nos outros critérios, três anos após a confecção das restaurações. Türkün, em 2003, avaliou o desempenho clínico dos sistemas adesivos Clearfil SE Bond e Prime & Bond NT, os quais foram aplicados aos mesmos pacientes, em pares, e não mostraram diferença significativa no desempenho clínico, com taxa de perda de quase 10% aos 2 anos. O mesmo autor, em 2005, avaliou clinicamente os sistemas adesivos Clearfil Protect Bond e Xeno III, pelo mesmo protocolo clínico do estudo anterior. O Clearfil Protect Bond teve 100% de retenção após 1 ano, e três restaurações utilizando o Xeno III foram perdidas no período, sendo duas em um mesmo paciente. O tipo de dente, função oclusal, tipo de lesão e qualidade da esclerose não se mostraram influentes.

Brackett *et al.*, em 2002, avaliaram o desempenho clínico de um ano de pares de restaurações de classe V, em que um dente recebeu o conjunto sistema adesivo Single Bond/compósito Z-250, e o outro, o cimento de ionômero de vidro modificado por resina Fuji II LC. O desempenho das restaurações de compósito foi

superior ao Fuji II LC nos critérios combinação de cor, forma anatômica e lisura superficial. O Fuji II LC foi superior nos critérios retenção, e descoloração marginal. Não houve incidência de cáries secundárias, e a adaptação marginal mostrou escores B para 12 restaurações de resina e 13 de cimento de ionômero de vidro. O mesmo protocolo de avaliação foi utilizado pelos autores, em 2005, para avaliar os sistemas adesivos Tyrian SPE e One Step, com o compósito restaurador Renew, em que obtiveram baixas taxas de retenção (56% e 50%, respectivamente) após 18 meses. O grupo que utilizou o One Step apresentou combinação de cor e forma anatômica inferiores aos do Tyrian SPE, embora o mesmo material tenha sido usado nas restaurações.

A influência da técnica restauradora nem sempre pode ser avaliada em cavidades de classe V. Estudos clínicos que utilizam restaurações de classe I e II avaliam o desempenho da restauração como um todo, incluindo da interface adesiva, considerando a influência da configuração cavitária, esforço mastigatório direto, preparo cavitário, entre outros.

Com o objetivo de verificar o comportamento clínico do sistema adesivo auto-condicionante Fluorobond, associado à resina Beautiful em restaurações de classe I e II, Gordan *et al.* (2002; 2005) relataram as avaliações de 2 e 4 anos. O desempenho clínico piorou entre 1 e 2 anos para 19 restaurações (de um total de 61), as quais receberam escore A após 1 ano, e B no segundo ano (2 para combinação de cor, 7 para adaptação oclusal, 1 para a forma anatômica oclusal, 2 para manchamento oclusal, 2 para manchamento proximal, 2 para a forma anatômica proximal, 1 para contato oclusal e 1 para brilho superficial). Aos 2 anos, o Fluorobond mostrou boa integridade marginal. Após 4 anos, 1 restauração foi perdida (escore C para retenção), e as falhas mais comuns foram os defeitos marginais e as cáries secundárias.

2.5.6.2.2 Dentes decíduos

Tonn & Ryge (1985; 1988) avaliaram 96 restaurações de classe I e II, em molares decíduos, restaurados com adesivo para esmalte Prisma Bond e compósito FullFil, 2 e 4 anos após a confecção. Na época, a maior preocupação quanto ao desempenho clínico estava relacionada ao desgaste da resina restauradora, cujo escore C (exposição da dentina) foi obtido por 5% das restaurações avaliadas aos 2 anos. Após 4 anos, modelos obtidos nos diversos períodos foram avaliados pelo método de Leinfelder e permitiram concluir que não houve diferença no desgaste da restauração, em comparação ao esmalte.

Eidemann *et al.*, em 1989, e Rastelli *et al.*, em 2001, avaliaram a influência de técnicas de inserção das resinas compostas em restaurações de classe II, em molares decíduos. A avaliação, nos dois estudos, seguiu os critérios USPHS, direcionada separadamente para as faces oclusal e proximal. Para Eidemann *et al.* (1989), a margem cervical das caixas proximais teve a pior adaptação marginal, o que é preocupante, pois fendas e manchamento indicam microinfiltração, o que, com o tempo, pode levar ao desenvolvimento de cáries secundárias.

Attin *et al.* (2000) buscaram validar a aceitabilidade clínica da resina composta modificada por poliácidos Compoglass (após aplicação do sistema adesivo SCA, sem condicionamento ácido prévio), em comparação ao compósito TPH Spectrum (após condicionamento ácido e aplicação do sistema adesivo prime & Bond 2.1), em restaurações de classe II em molares decíduos. Após 1 ano, 4 restaurações que utilizaram o Compoglass foram considerados clinicamente inaceitáveis, com escore C para a integridade marginal. Após 2 anos, o Compoglass apresentou menor taxa de escores A, com grande incidência de escores B para todos os critérios avaliados. A aceitação clínica, entretanto, foi similar para os dois materiais, com 9 restaurações inaceitáveis para o Compoglass e 8 para o TPH Spectrum.

Uma forma mista de obter informações consiste na aplicação e envelhecimento do material *in vivo*, e avaliação laboratorial complementar, pela obtenção de réplicas, ou posterior extração ou esfoliação do dente. Puppini-Rontani *et al.* (2006) conduziram uma avaliação clínica de restaurações em molares decíduos, 18 meses após a confecção, com sistema adesivo Scotchbond Multi Purpose e compósito Z-100. Somente um dente recebeu um escore C, com comprometimento pulpar, e foi indicado para extração. Paralelamente, réplicas em gesso foram utilizadas para avaliação do desgaste e mostraram que não houve desgaste significativo do material, embora tenha havido a formação de facetas de desgaste no esmalte adjacente. Sete dentes esfoliados foram preparados para avaliação da adaptação marginal, em microscopia eletrônica de varredura, e mostraram integridade da camada híbrida ao longo da margem examinada, sem a formação de fendas.

Ribeiro *et al.*, em 1999, avaliaram clínica (pelo critérios USPHS) e radiograficamente o desempenho do sistema adesivo Scotchbond Multi-Purpose em molares decíduos, após remoção parcial do tecido cariado. Após 1 ano, todas as restaurações estavam presentes, com integridade marginal aceitável, e sem sinais clínicos ou radiográficos de progressão cariosa. Após a extração dos dentes, a microscopia eletrônica de varredura mostrou uma camada híbrida alterada, sob a qual uma camada híbrida convencional pode ser observada.

Em um trabalho inovador, Hashimoto *et al.* (2000) avaliaram a resistência da união, em restaurações de classe II ocluso-proximais, confeccionadas em molares decíduos, *in vivo*. Foram utilizados o sistema Scotchbond Multi Purpose e o compósito Z-100. Após 1 a 3 anos, quando os dentes foram extraídos, a resistência da união (por microtração) foi avaliada, com a interface da caixa oclusal. Um grupo controle utilizou dentes extraídos, hígidos, 24 horas após a confecção da restauração. A resistência da união diminuiu com o tempo (grupo controle: $28,3 \pm 11,3$ MPa; 1 a 2 anos: $15,2 \pm 4,4$ MPa; 2 a 3 anos: $9,1 \pm 5,1$ MPa). A análise fractográfica mostrou um aumento da área de falha em

dentina desmineralizada nos espécimes envelhecidos *in vivo*, com degradação da resina e depleção das fibras colágenas.

O aspecto ultra-estrutural da degradação foi confirmada pelos autores em 2001a, quando os mesmos descreveram a interface adesiva envelhecida *in vivo*, dos sistemas adesivos Scotchbond Multi Purpose e o compósito Z-100, aplicada a dentina afetada por cárie em molares decíduos, comparadas a um grupo controle, cujas restaurações foram confeccionadas em dentes decíduos hígidos. Espécimes envelhecidos por diversos períodos mostraram falhas na camada híbrida, as quais não foram observadas no grupo controle.

Em 2006, Casagrande *et al.* compararam o desempenho da resistência da união dos sistemas adesivos Scotchbond Multi-Purpose e Clearfil SE Bond, em cavidades profundas em face oclusal de molares decíduos, restauradas com compósito Z-250, *in vivo*. Após 15 a 17 meses, os dentes foram extraídos, e a resistência de união, por microtração, foi avaliada. O Clearfil SE Bond mostrou melhor desempenho ($27,3 \pm 2,28$ MPa) que o Scotchbond Multi-Purpose ($16,8 \pm 2,62$ MPa). O modo de falha também foi diferente, e enquanto o Clearfil SE Bond mostrou 46,1 % de falhas na camada híbrida, 50% das falhas para o Scotchbond Multi-Purpose foram localizadas na dentina desmineralizada.

2.6.2.3 Estudos em animais

Um trabalho de Sano *et al.* (1999) avaliou o efeito do envelhecimento *in vivo*, em dentes de macaco, de restaurações de classe V, as quais utilizaram o sistema adesivo Clearfil Liner Bond II e compósito Clearfil Liner Posterior. As restaurações foram confeccionadas 12 e 6 meses, e imediatamente antes do sacrifício do animal. Os dentes foram seccionados e os palitos obtidos foram submetidos ao ensaio de microtração e avaliação por MEV. Não houve perda da resistência da união após o envelhecimento, mas a microscopia eletrônica de varredura mostrou um aumento da porosidade da camada híbrida com o tempo.

Também com dentes de macaco, Koshiro *et al.* (2005) avaliaram a qualidade da união dos sistemas adesivos Unibond (auto-condicionante de duas etapas) e Single Bond (condicionamento ácido de duas etapas), comparando a resistência da união de 1 dia e 1 ano de envelhecimento *in vivo*, e descrevendo as alterações morfológicas da interface adesiva por microscopia eletrônica de transmissão. A ultra-estrutura da interface não foi diferente para os períodos de 1 dia e 1 ano, para o sistema adesivo Unibond, com dentina parcialmente desmineralizada em uma profundidade de 1 μm , e presença de cristais de hidroxiapatita na camada híbrida. Para o Single Bond, as falhas ocorreram bem acima da camada híbrida, nos espécimes de 1 dia, e não foram observados cristais de hidroxiapatita na camada híbrida ou na dentina desmineralizada, com espaços interfibrilares escassos. Após 1 ano, os espécimes de Single Bond falharam na camada híbrida ou acima dela. Cristais de hidroxiapatita puderam ser visualizados no fundo da camada híbrida, com glóbulos eletrolucos no topo da camada híbrida. Espaços interfibrilares relativamente amplos puderam ser observados entre as fibras colágenas.

3. Proposição

O objetivo deste estudo foi avaliar o desempenho clínico do sistema adesivo auto-condicionante Clearfil SE Bond (Kuraray Medical Inc., Kurashiki, Okayama, Japão), aplicado à dentina afetada por cárie, em cavidades tipo classe II em molares decíduos, restauradas com compósito, 6 e 12 meses após a aplicação. Adicionalmente, a resistência da união da interface resina-dentina nos dentes esfoliados no período entre as avaliações foi mensurada, por ensaio de tração.

Dessa forma, duas hipóteses foram testadas:

1) Não há diferença no desempenho clínico das restaurações aos 6 e 12 meses, e este é clinicamente aceitável, pelo critério de avaliação USPHS.

2) Não há diferença nos valores de resistência da união de espécimes envelhecidos por 7 a 12 meses *in vivo*, em comparação a um grupo controle (24 horas, *in vitro*).

4. Material e Métodos

O protocolo para realização desta pesquisa foi aprovado pelo comitê de ética em pesquisa envolvendo seres humanos, da Universidade para o Desenvolvimento do Estado e da Região do Pantanal (UNIDERP), conforme a resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde (Anexo 1).

Os responsáveis pelas pelos pacientes participantes deste estudo foram esclarecidos quanto aos seus objetivos riscos e benefícios, concordando com a participação através da assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido (Anexo 2).

4.1 SELEÇÃO DE PACIENTES

Os pacientes participantes deste trabalho foram selecionados entre os alunos de terceira e quarta séries do ensino fundamental, das escolas municipais CAIC Rafaela Abrão e Escola Municipal de 1º Grau Pe. Heitor Castoldi, no município de Campo Grande-MS. Todos os pacientes estavam inseridos em um programa educativo da Secretaria Municipal de Saúde, cujas atividades incluíam palestras, orientação de técnica de escovação dentária e bochechos semanais com solução de fluoreto de sódio a 0,2%.

Como critérios para inclusão neste trabalho, os pacientes deveriam ter entre 8 e 11 anos, e apresentar cavidades de cárie ativas, em faces proximais de molares decíduos, sem exposição pulpar ou outro indicativo de comprometimento endodôntico, tais como mobilidade, fístula, sensibilidade dolorosa ao frio, calor ou mastigação. Como a seleção dos pacientes e execução dos procedimentos restauradores foram realizados na clínica odontológica da escola CAIC Rafaela Abrão, nenhuma tomada radiográfica foi realizada para auxiliar na seleção dos pacientes. As cavidades foram classificadas clinicamente quanto à sua profundidade, e confirmada durante a realização do preparo cavitário, de modo

que somente cavidades classificadas como de profundidade média foram selecionadas, como ilustrado na Figura 1.



Figura 1- Ilustração do aspecto clínico inicial das lesão de cárie selecionadas para este trabalho.

A exclusão dos dentes ocorreu quando o uso de isolamento absoluto não fosse possível (alergia a látex, pacientes respiradores bucais, cavidades com margens subgingivais, etc.), e em pacientes cuja condição de saúde geral (uso de medicamentos ansiolíticos, hipertensão, alergias a resinas ou a anestésicos locais) ou bucal (bruxismo acentuado, uso de aparelho ortodôntico fixo ou removível, disfunções têmporo-mandibulares), ou de comportamento pudessem comprometer a realização do procedimento.

Um total de 70 dentes, em 44 pacientes (21 do sexo masculino e 23 do sexo feminino) foram selecionados e restaurados conforme o protocolo a seguir. A idade média dos pacientes foi de 9 anos e 6 meses, sendo o paciente mais novo com 8 anos e 3 meses, e o mais velho, de 11 anos e 10 meses. A maior parte das cavidades (47) estava localizada no arco superior, sendo 21 do lado direito e 26 no lado esquerdo. No arco inferior, 23 cavidades se distribuía entre o lado direito (12) e esquerdo (11). A localização das cavidades, em relação aos dentes e faces, é apresentada em detalhes no Quadro 1.

Quadro 1. Distribuição das cavidades de cárie selecionadas, em relação ao dente e face.

Arco superior	<i>Dente</i>	55		54		64		65	
	<i>Face</i>	D	M	D	M	M	D	M	D
	<i>n</i>	0	10	10	1	1	8	16	1
Arco inferior	<i>Dente</i>	85		84		74		75	
	<i>Face</i>	D	M	D	M	M	D	M	D
	<i>n</i>	0	5	7	0	0	5	4	2

4.2 PROTOCOLO RESTAURADOR

4.2.1 Remoção do tecido cariado

Inicialmente, os pacientes receberam anestesia local papilar (Scandicaine 3% sem vasoconstritor, Spécialités Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, França), e o isolamento absoluto foi instalado (Figura 2a). Os dentes receberam profilaxia, com escova de Robson em baixa velocidade, saturada com pasta formada com pedra pomes e água. O dente foi seco com jatos de ar, e o corante evidenciador de cáries (Caries Detector, Kuraray Medical Inc., Kurashiki, Okayama, Japão) foi aplicado por 10 segundos (Figura 2b) e enxaguado abundantemente, com *spray* ar/água. O tecido corado em rosa intenso foi removido, com brocas de aço em baixa rotação. O procedimento foi repetido até que nenhuma coloração intensa fosse observada (Figura 2c).



Figura 2- Ilustração do protocolo restaurador: a. isolamento absoluto; b. aplicação do evidenciador de cáries; c. aspecto da dentina cariada a ser removida.

Grande parte das lesões de cárie se apresentava amplamente cavitada, e nenhuma forma de acesso foi realizada. Caso contrário, se o acesso à dentina cariada fosse impedido ou limitado pela presença de esmalte ou mesmo dentina na face oclusal, o acesso à cavidade foi realizado com pontas carbide 329 ou 330, em alta rotação, sob refrigeração. A mesma ponta foi utilizada para a remoção do esmalte oclusal, de modo a obter uma parede axial tão plana quanto possível, sem remoção excessiva de dentina afetada por cárie. O preparo finalizado pode observado na Figura 3. Uma solução aquosa de clorexidina a 2% (Farmacêutica, Campo Grande, MS, Brasil) foi aplicada à cavidade com bolinhas de algodão, e mantida por 1 minuto.



Figura 3- Aspecto do preparo da cavidade no dente 84 após remoção do tecido cariado

4.2.2 Aplicação do sistema adesivo e confecção da restauração

O dente preparado foi seco com jato de ar, e o sistema adesivo auto-condicionante de duas etapas, Clearfil SE Bond (Figura 4) foi aplicado segundo as instruções de seu fabricante. Um aplicador tipo microbrush (Microbrush, Grafton, WI, EUA) umedecido no *primer* foi aplicado à cavidade, ativamente, por 20 segundos (Figura 5a). Um jato de ar breve (3 a 5 segundos) foi aplicado, a uma distância de cerca de 5 centímetros para eliminação do solvente. O adesivo foi aplicado em seguida, também com aplicador microbrush, e outro jato de ar foi

aplicado nas mesmas condições para favorecer uma camada mais fina e homogênea. A marca comercial, composição e fabricante do sistema adesivo e compósito restaurador utilizados neste estudo estão descritos no Quadro 2.

Quadro 2- Marca comercial, composição e fabricante do sistema adesivo e compósito restaurador utilizados.

Material	Fabricante	Composição	Nº de lote
Clearfil SE Bond Sistema auticondicionante de duas etapas	Kuraray Medical Inc., Kurashiki, Okayama, Japão.	<u>Primer ácido</u> : MDP ¹ ; HEMA ² , Dimetacrilatos hidrófilos, canforoquinona; N, N dietanol p-toluidina; Água.	00639A
		<u>Adesivo</u> : MDP ¹ ; HEMA ² ; Bis- GMA ³ ; Dimetacrilatos hidrófobos. N, N dietanol p-toluidina; canforoquinona; sílica coloidal.	00465A
Filtek Z- 250 Compósito restaurador monomodal	3M Espe, St Paul, MN, EUA	Bis- GMA ³ ; Bis-EMA ⁴ ; UDMA ⁵ ; carga inorgânica-zircônia/sílica (60%) em volume	2MF 4TB 2GF 2KR

¹ 10- metacriloxidecil di-hidrogênio fosfato ; ² 2-hidroxi-etil-metacrilato ; ³ Bisfenol Glicidil dimetacrilato; ⁴ Bisfenol-polietileno-diéter-dimetacrilato ; ⁵ Uretano-dimetacrilato.

A fotoativação por 20 segundos foi realizada com fotopolimerizador ultralux (Dabi-Atlante, Ribeirão Preto, SP, Brasil), com intensidade luminosa de 450mW/cm², aferido semanalmente por radiômetro (Demetron Research Corporation, Dansbury, CT, EUA).



Figura 4- Sistema adesivo Clearfil SE Bond



Figura 5- Procedimento restaurador no dente 84. ver Aplicação do sistema adesivo; b. matriz e cunha de madeira posicionados; c. cavidade preenchida com a resina composta.

Uma tira de matriz de aço foi recortada e ajustada por cunha de madeira (Figura 5b). O compósito Z-250 foi inserido em incrementos horizontais de 1 mm, fotoativados por 20 segundos cada, até que a cavidade fosse preenchida (Figura 5c).

Matriz, cunha de madeira e isolamento absoluto foram removidos e o ajuste oclusal foi realizado com pontas diamantadas de granulação fina (série F,

KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil). O polimento foi realizado com pontas enhance (Dentsply, Ind. e Com. Ltda., Petrópolis, RJ, Brasil), em baixa rotação. O ajuste cervical foi verificado com auxílio de fio dental e eventuais excessos, removidos com lâmina de bisturi nº 12 (Becton-Dickinson Indústria Cirúrgica Ltda., Juiz de Fora, MG, Brasil). O aspecto final da restauração é mostrado na Figura 6. Um único operador confeccionou todas as restaurações.



Figura 6- Aspecto final da restauração confeccionada na face distal do dente 84.

4.3 AVALIAÇÃO CLÍNICA

A avaliação clínica das restaurações envolveu o conjunto sistema adesivo e material restaurador. Os critérios estabelecidos pela USPHS (*United States Public Health Service*) foram descritos por Ryge (1980), e incluem sensibilidade pós operatória, adaptação marginal, forma anatômica, ocorrência de cáries secundárias, combinação de cor e descoloração da margem cavo-superficial, critérios estes que foram avaliados aos 6 e 12 meses após a confecção das restaurações.

O procedimento de avaliação para cada critério consiste em uma seqüência de questões objetivas, uma para cada escore, cujas respostas devem ser sim ou não. A resposta negativa indica a classificação da restauração por este escore. Assim, para o escore A (alpha) no critério sensibilidade pós operatória, a questão “houve sensibilidade pós operatória no período?” será classificada como

A, se a resposta for não, e B (bravo), se a resposta for sim. Os escores denotam perda progressiva de qualidade, de modo que as restaurações em excelentes condições serão sempre classificadas como A (alpha). A descrição dos critérios utilizados para a aplicação de cada escore em cada critério é apresentada no Quadro 3. As Figuras 7a a 7f ilustram características clínicas para diferentes escores aplicados.

Quadro 3- Critérios USPHS aplicados a cada escore e condição avaliada (Adaptado de Ryge, 1980)

Sensibilidade pós operatória	Sim	Não
Houve sensibilidade durante o período?	Bravo (B)	Alpha (A)
Adaptação marginal	Sim	Não
Ao percorrer a margem com explorador, há evidência de fenda?		Alpha (A)
Se sim, a inspeção visual mostra dentina exposta?		Bravo (B)
Com explorador, há fratura ou mobilidade da restauração?	Delta (D)	Charlie (C)
Forma Anatômica	Sim	Não
Sob inspeção visual, há descontinuidade da forma		Alpha (A)
Se sim, a inspeção visual mostra dentina exposta?	Charlie (C)	Bravo (B)
Cáries Secundárias	Sim	Não
Há evidência de cárie secundária contígua à margem da restauração?	Bravo (B)	Alpha (A)
Adequação da cor	Sim	Não
Há inadequação da cor/ translucidez entre o dente e restauração?		Alpha (A)
A inadequação está fora do padrão de cor/ translucidez do dente?	Charlie (C)	Bravo (B)
Descoloração da margem cavo-superficial	Sim	Não
Há descoloração da margem cavo-superficial?		Alpha (A)
A descoloração penetra ao longo da margem, em direção à polpa?	Charlie (C)	Bravo (B)

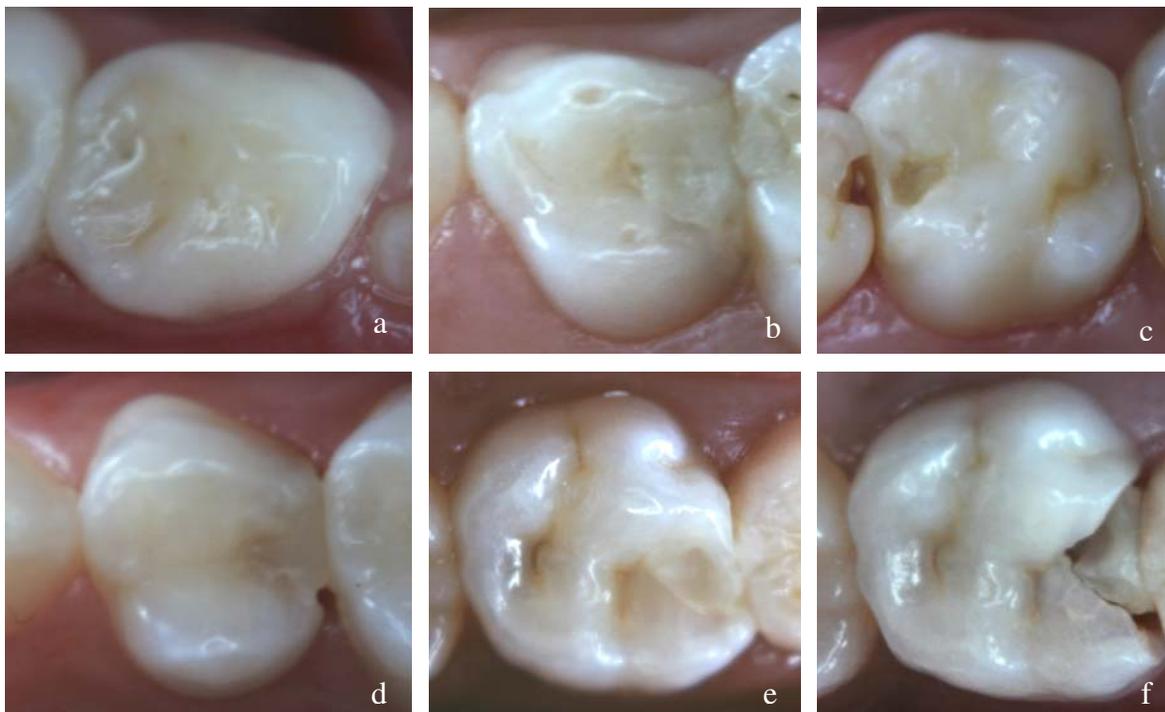


Figura 7- Ilustração dos escores a aplicados, segundo os critérios USPHS. *a.* Escore A para todos os critérios. *b.* Escore B para adaptação marginal. *c.* Escore C para combinação de cor. *d.* Escore B para ocorrência de cáries secundárias e Escore C para adaptação marginal. *e, f.* Imagens ilustrativas de uma restauração classificada como C para adaptação marginal aos 6 meses, e D aos 12 meses, respectivamente.

Com auxílio de espelho clínico e sonda exploradora nº5, dois examinadores avaliaram cada uma das restaurações, sob luz direta e isolamento relativo, após profilaxia com pasta profilática e escova, em baixa rotação. Em caso de divergência, o exame era realizado em conjunto, até que houvesse consenso.

Após 6 meses, todas as 70 restaurações foram examinadas, e após 12 meses, embora a taxa de retorno dos pacientes tenha sido de 94,28%, somente 35 restaurações (50%) foram avaliadas. Vinte e nove dentes foram esfoliados durante este período, e ainda assim, os pacientes retornaram para avaliação. Além disso, quatro restaurações deixaram de ser avaliadas, porque os pacientes

se mudaram, para outra cidade, e a desistência de um dos pacientes impediu a avaliação de duas restaurações.

O teste estatístico não paramétrico de Wilcoxon ($p < 0,01$) foi empregado para avaliar se houve alteração no desempenho das restaurações entre os períodos de 6 e 12 meses.

4.4 RESISTÊNCIA DA UNIÃO

Durante o período de avaliação clínica, diversos dentes restaurados sofreram o processo de esfoliação. Em alguns casos, os dentes já com mobilidade foram extraídos, para favorecer a erupção de seu sucessor. Para evitar o extravio dos dentes esfoliados, os pacientes receberam recipientes plásticos com água, com instruções de armazenagem e telefone do pesquisador, para informar a esfoliação e permitir a coleta em tempo hábil.

Os dentes restaurados, extraídos ou esfoliados, eram armazenados em água, por um prazo não superior a 30 dias, quando a resistência da união foi avaliada. As Figuras 8a e 8b ilustram a condição de dente restaurado e esfoliado, como entregue pelo paciente. As raízes remanescentes, quando existentes, foram removidas com ponta diamantada cilíndrica 1091 (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil) em alta rotação, sob refrigeração. Câmaras pulpares foram preenchidas com compósito Z-250, (3M Espe, St. Paul, MN, EUA) e sistema adesivo Adper Scotchbond Multipurpose (3M Espe, St. Paul, MN, EUA) seguindo as instruções do fabricante. Na superfície proximal da restauração, a asperização com ponta diamantada em alta rotação, e o uso de condicionamento ácido e sistema adesivo Adper Scotchbond Multipurpose permitiram que o volume de resina fosse aumentado em 4 mm, para a obtenção dos palitos. As Figuras 8c e 8d mostram o dente preparado pelo complemento de resina composta, antes da confecção dos palitos.



Figura 8- Preparação do dente restaurado para a confecção dos espécimes (palitos) para o ensaio de tração. *a* e *b* vista oclusal e vestibular do dente restaurado. *c*. e *d*. vista oclusal e vestibular, com o complemento de resina composta para o presparo dos palitos.

Para a obtenção dos palitos para o ensaio de tração, uma seqüência de cortes foi realizada, com disco diamantado, sob refrigeração, em cortadeira metalográfica (Isomet 1000, Buehler Ltd., Lake Buff, IL, EUA). A interface da parede axial da restauração foi utilizada como referência para a realização dos cortes. O primeiro corte foi posicionado paralelo e distante desta interface em medida similar à distância da interface à superfície da resina, é mostrado na Figura 9a. A superfície plana obtida foi utilizada para fixação do dente em placa de acrílico, com cola de cianoacrilato (Superbond Líquido, Loctite Brasil Ltda. Diadema, SP, Brasil), como ilustrado na Figura 9b.

Fatias de 1 mm de espessura, paralelas à face oclusal foram obtidas, por meio de cortes paralelos entre si e à superfície oclusal do dente. A Figura 9c mostra o posicionamento do dente para o corte, e a Figura 9d mostra o dente após a obtenção das fatias. Os palitos foram obtidos pelo posicionamento do disco de corte em posição perpendicular às fatias e à interface adesiva (conforme ilustrado na Figura 9e). De cada dente, foi obtido um palito com configuração geométrica de

paralelogramo e área de secção transversal de cerca de 1 mm², cuja interface adesiva plana está localizada na metade do comprimento do palito, conforme ilustrado na Figura 9f.

Os palitos foram examinados, e evidências de presença de esmalte na interface, ou inclinações incompatíveis ao ensaio de tração determinavam a exclusão do palito do grupo de teste.

Foram obtidos 19 palitos, com interface adesiva em dentina afetada por cárie, na face proximal de molares decíduos. O envelhecimento da camada híbrida ocorreu no intervalo de 7 a 12 meses de função clínica.

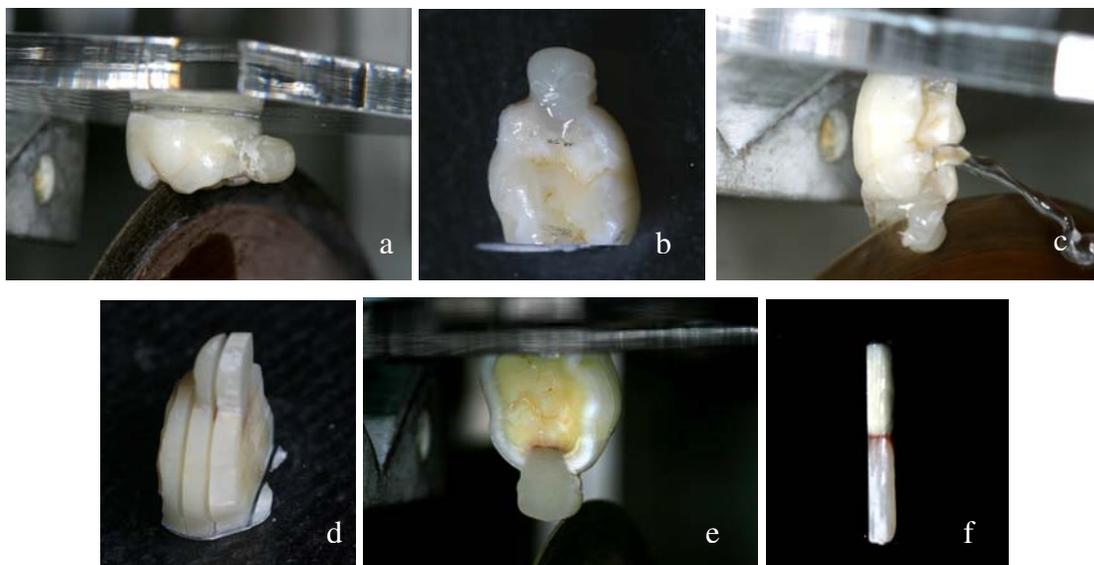


Figura 9- Ilustração da seqüência de cortes e obtenção de palito para o ensaio de tração. *a.* corte para obtenção de superfície plana, paralela à interface adesiva. *b.* fixação de dente em posição para corte dos palitos *c.* e *d.* cortes paralelos à face oclusal, obtendo fatias de 1 mm de espessura. *e.* corte perpendicular à face oclusal, obtendo palitos com 1 mm x 1 mm. *f.* imagem do palito obtido.

Os palitos foram armazenados em água destilada a 37 °C por 24 horas. Previamente ao ensaio de tração, as dimensões dos palitos foram tomadas usando um paquímetro digital (Mitutoyo, Suzano, SP, Brasil). Os palitos foram fixados a um dispositivo apropriado para o ensaio de tração com cola de cianoacrilato (Superbond Gel, Loctite Brasil Ltda., Diadema, SP, Brasil) e, em

seguida, posicionados em máquina de ensaios universal Instron, modelo 4411 (Instron, Canton, MA, EUA) para o ensaio de tração sob velocidade de 0,5 mm/min (Figura 10). Para evitar a desidratação dos palitos, os mesmos foram removidos da água somente no momento do teste. O excesso de água foi removida com papel absorvente, e um acelerador foi usado para a cola de cianoacrilato (Zapit DVA, Corona, CA, EUA), evitando que o palito fosse exposto ao ar por período além do mínimo necessário.



Figura 10- Ilustração da realização do ensaio de tração. A fixação do corpo-de-prova em dispositivo apropriado e o conjunto posicionado na máquina de ensaio universal. A seta destaca a posição do palito. B. após a realização do ensaio e fratura do palito. A seta destaca a área fraturada.

Para comparação, um grupo controle foi confeccionado, com 11 palitos, em dentes extraídos e armazenados congelados em água, pelo período de até um mês, e descongelados 1 dia antes da confecção das restaurações. Os dentes do grupo controle apresentavam lesões de cárie de profundidade média em face proximal, e os procedimentos de remoção de tecido cariado, restauração e confecção dos palitos foram similares aos do grupo experimental.

Os valores foram convertidos em Megapascals e submetidos ao teste T de Student, ao nível de 5% de significância

Após o ensaio de tração, ambos os lados de cada palito fraturado foram fixados em “stubs” de alumínio com fita de carbono (Electron Microscopy Sciences, Washington, PA, EUA) e mantidos em recipiente plástico fechado, contendo sílica gel previamente desidratada por 1 dia. Logo após, receberam cobertura de ouro-paládio (Balzers, SDC 050, Balzers Union Aktiengesellschaft, Fürstentum Liechtenstein, Alemanha), e foram examinados em microscópio eletrônica de varredura (JEOL-JSM5600 LV, Tóquio, Akishima, Japão), para avaliação do modo predominante de falha, segundo a seguinte classificação: coesiva em resina adesiva, coesiva na camada híbrida, coesiva em dentina afetada por cárie, ou mista, quando falhas complexas não indicassem a predominância de um tipo de falha.

5. Resultados

5.1 AVALIAÇÃO CLÍNICA

Todas as 70 restaurações confeccionadas foram avaliadas após 6 meses. Após 12 meses, somente 35 restaurações puderam ser examinadas.

Na avaliação clínica de 12 meses, os principais motivos que impediram a avaliação das restaurações foram a mudança de cidade (n=4) ou a esfoliação do dente (n=29). Duas restaurações em um mesmo paciente deixaram de ser avaliadas, porque o responsável pela criança comunicou a desistência na participação na pesquisa, para tratamento ortodôntico.

Trinta e cinco restaurações foram avaliadas tanto aos 6 quanto aos 12 meses, e seu desempenho foi comparado pelo teste de Wilcoxon, com $p < 1\%$. Os resultados estão exibidos na Tabela 1. Nenhum dente apresentou dor pós-operatória (escore A= 100%). Nenhum dente apresentou cárie secundária na avaliação de 6 meses (escore A=100%). Aos 12 meses, dois dentes apresentaram cárie (Escore A= 94,28%; B= 5,71%). O desempenho para descoloração de margem cavo superficial obteve escore A para 33 restaurações (94,28%) e B para 2 restaurações (5,71%), aos 6 e 12 meses.

Para os critérios mais relacionados ao desempenho da resina restauradora, 33 (94,28%) restaurações receberam escore A para a forma anatômica aos 6 e 12 meses. As demais restaurações foram classificadas com escore B e C (1 restauração, 2,85%, cada) aos 6 meses, e dois escores C (5,71%), aos 12 meses. Aos 6 meses, 33 restaurações (94,28%) foram classificadas com escore A, uma (2,85%) com escore B e outra (2,85%) com escore C, e aos 12 meses, todas as 35 restaurações receberam escore A para a combinação de cor. Na avaliação da adaptação marginal, 28 restaurações (79,99%) foram classificadas com escore A, e 5 (14,28%) foram classificadas com escore B, aos 6

e 12 meses. Duas restaurações (5,724%) foram classificadas com escore C, para a adaptação marginal aos 6 meses, e aos 12 meses, uma (2,85%) com escore C e outra (2,85%) com escore D. A Figura 11 ilustra uma restauração classificada com escore A em todos os critérios de avaliação aos 6 e 12 meses, como a maioria das restaurações avaliadas.

Tabela 1- Escores obtidos na avaliação clínica (USPHS) de 6 e 12 meses, de cavidades de classe II restauradas com sistema adesivo Clearfil SE Bond e compósito Z-250

Critérios / Avaliação	Dor pós operatória	Ocorrência de cáries secundárias*	Descoloração da margem cavo-superficial	Forma anatômica*	Combinação de cor*	Adaptação marginal*
6 meses	A (n=35)	A (n=35)	A (n=33) B (n=2)	A (n=33) B (n=1) C (n=1)	A (n=33) B (n=1) C (n=1)	A (n=28) B (n=5) C (n=2)
12 meses	A (n=35)	A (n=33) B (n=2)	A (n=33) B (n=2)	A (n=33) B (n=2)	A (n=35)	A (n=28) B (n=5) C (n=1) D (n=1)

Os critérios assinalados com asterico (*) não apresentam diferença entre seu desempenho clínico de 6 e 12 meses (teste de Wilcoxon, $p < 0,01$).



Figura 1- Restauração classificada com escore A em todos os critérios de avaliação aos 6 e 12 meses.

5.2 RESISTÊNCIA DA UNIÃO

O número de palitos, e os valores médios de resistência da união para cada grupo e respectivo desvio padrão são apresentados na Tabela 2, e ilustrados na Figura 12. A resistência da união do grupo controle foi de $12,61 \pm 2,58$ MPa, e diferiu significativamente do grupo experimental, cuja média obtida foi de $22,02 (\pm 2,97)$ MPa, pelo teste T de Student ($p < 0,05$).

Tabela 2- Resistência da união (microtração) do sistema adesivo Clearfil SE Bond aplicado à dentina decídua afetada por cárie (Média \pm desvio padrão, em MPa)

Grupo	n	Resistência da união (MPa)
Controle	11	$12,61 \pm 2,58^a$
Experimental	19	$22,02 \pm 2,97^b$

Letras diferentes indicam diferença estatística significativa, pelo teste T de Student ($p < 0,05$)

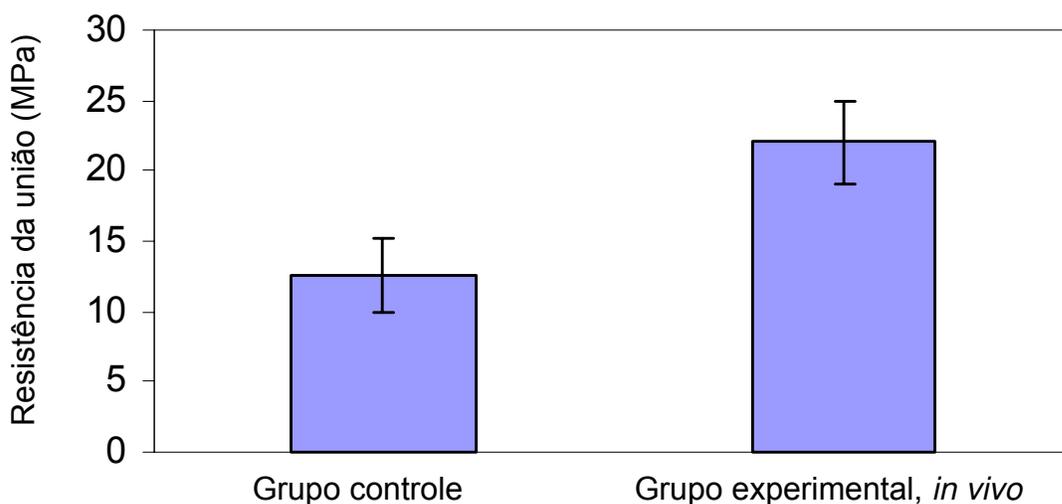


Figura 12- Gráfico ilustrativo da resistência da união (microtração) do sistema adesivo Clearfil SE Bond aplicado à dentina decídua afetada por cárie (Média \pm desvio padrão, em MPa)

No grupo experimental, dois palitos foram descartados pela presença de esmalte em uma das margens, e a interface inclinada ou curva determinou a eliminação de 9 palitos. No grupo controle, nenhum palito foi descartado por este motivo, mas 5 palitos tiveram sua união rompida espontaneamente durante a armazenagem de 24 horas, entre o corte dos palitos e a realização do ensaio.

O modo de falha, observado em MEV, mostrou padrões complexos e diversificados em cada palito, como exemplificado na Figura 13. As Figuras 13 *a*, *b* e *c* mostram o aspecto dos tipos de falha mais encontrados: na camada híbrida, em dentina e na camada de adesivo. O modo predominante de falha para cada grupo foi considerado pelo padrão que abrangesse a maior área, e é apresentado na Tabela 3.

Tabela 3- Modo de falha predominante apresentado pelos palitos submetidos à microtração

Modo de falha	Grupo	Tempo de envelhecimento	
		Controle (1 dia)	7 a 12 meses
Coesiva em resina		2	0
Coesiva em adesivo		2	5
Adesiva (adesivo/resina)		0	2
Coesiva na camada híbrida		0	4
Coesiva em dentina		7	8

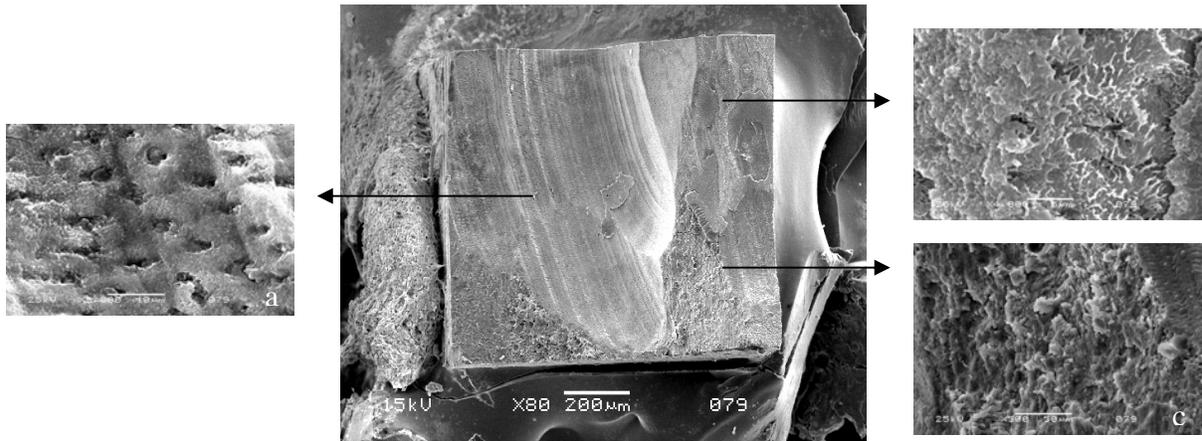


Figura 13- Imagem ilustrativa da superfície fraturada do palito ensaiado (lado da dentina), mostrando a complexidade da falha. a. falha na camada híbrida; b. falha em dentina; c. falha em adesivo.

6. Discussão

O emprego adequado de restaurações de compósitos pode fornecer excelentes resultados na clínica odontopediátrica (Donly & Gacia-Godoy, 2002). A aceitabilidade clínica, de acordo com o método USPHS, é definida pela obtenção dos critérios A (alpha) e B (bravo). Estudos clínicos submetem os materiais a desafios térmicos, químicos e mecânicos simultaneamente, embora nem sempre seja possível definir que fatores são realmente influentes em seu comportamento (De Munck *et al.*, 2005).

Van Meerbeek *et al.* (1998), De Munck *et al.* (2005) e Peumans *et al.* (2005) defenderam a idéia de que somente restaurações de classe V não cariosas deveriam ser utilizadas em estudos clínicos envolvendo adesão, para reduzir a variação no processo restaurador. Entretanto, este estudo utilizou dentes decíduos, em que a ocorrência deste tipo de cavidade é incomum. Por outro lado, cavidades de cárie proximais são freqüentes, e têm sido usadas em estudos clínicos para avaliação de técnicas e materiais restauradores (Tonn & Ryge, 1985; 1988; Eidelmann *et al.*, 1989; Ribeiro *et al.*, 1999; Attin *et al.*, 2000; Hashimoto *et al.*, 2000, Rastelli *et al.*, 2001; Casagrande *et al.*, 2006; Puppin-Rontani *et al.*, 2006), mas a pouca espessura de dentina (Ruschel & Chevitarese, 2003) facilita o comprometimento pulpar, aumentando custo, complexidade e tempo envolvidos no tratamento.

A manutenção da dentina afetada por cárie preserva a estrutura dentária e reduz o risco de exposição pulpar (Kidd, 2004), com resultados clínicos satisfatórios (Banerjee *et al.*, 2000; Mount & Ngo, 2003; Kidd, 2004; Borczyk *et al.*, 2006). O uso de corantes evidenciadores de cárie é uma forma simples de padronizar o substrato dentinário cariado em estudos clínicos e laboratoriais (Ribeiro *et al.*, 1999; Yoshiyama *et al.*, 2003; Nakornchai *et al.*, 2005; Hosoya, 2006).

A remoção somente da dentina infectada, em teoria, é um procedimento indolor, já que os prolongamento odontoblásticos estão ausentes (Yamada *et al.*, 1983). Entretanto, pode não haver um limite bem definido entre as camadas infectada e afetada, em especial em lesões ativas. Neste estudo, nenhuma queixa de dor durante o procedimento de remoção do tecido cariado foi registrada, embora os dentes não tenham sido anestesiados, sugerindo que a remoção do tecido cariado se limitou à porção mais superficial da dentina afetada por cárie.

Uma redução significativa no número de restaurações avaliadas após 1 ano (50%) ocorreu principalmente em função da esfoliação dos dentes decíduos restaurados. Embora a expectativa fosse de permanência de 1 a 2 anos destes dentes em função clínica, de acordo com a cronologia de erupção sugerida por Marques *et al.* (1978), a ocorrência das cáries pode ter acelerado a rizólise (Fanning, 1962).

Nenhum caso de sensibilidade pós-operatória foi registrado durante o período de avaliação deste estudo. Também Unemori *et al.* (2004) observaram menor incidência de sensibilidade pós-operatória com sistemas adesivos auto-condicionantes, em comparação aos que utilizaram o condicionamento ácido, mesmo em cavidades profundas. A sensibilidade pós-operatória é relacionada à movimentação do fluido dentinário nos túbulos, após a aplicação do material, e pode ser exacerbada se a dentina desmineralizada pelo ácido fosfórico não for impregnada pelo adesivo. A dentina afetada por cárie é caracterizada pela obliteração dos túbulos por minerais, o que limita o movimento do fluido dentinário. A ocorrência de sensibilidade é minimizada em sistemas adesivos que, como o Clearfil SE Bond, possuem um adesivo hidrofóbico que melhora o selamento dos túbulos (Grégoire & Mllas, 2005).

O sistema adesivo Clearfil SE Bond tem mostrado excelentes resultados *in vitro*, com médias de resistência de união similares ou superiores aos adesivos convencionais, de três etapas. Türkün (2003) apresentou resultados de uma avaliação clínica de dois anos, em que este material apresentou uma taxa de

retenção de 93% em restaurações de classe V, contra 91% para o Prime & Bond NT.

Uma diferença significativa não foi detectada entre a avaliação de 6 e 12 meses, e de um modo geral, as restaurações neste trabalho mostraram um comportamento clinicamente aceitável, confirmando a primeira hipótese. A adaptação marginal de 5 restaurações, classificadas com escore B aos 6 e 12 meses, mostrou falhas na margem oclusal, e talvez tenham sido resultado de fratura de pequenos excessos de material, os quais não foram removidos durante o acabamento devido à dificuldade de visualização, pela excelente combinação da cor.

Duas restaurações se mostraram deficientes em muitos critérios aos 6 e 12 meses (descoloração da margem cavo-superficial, forma anatômica, combinação e adaptação marginal), e presença de cárie secundária, aos 12 meses, com as falhas mais evidentes nas margens vestibular e lingual da caixa proximal.

A investigação detalhada dos motivos de falha indicou que inicialmente, houve fratura marginal, possivelmente do esmalte. A medida vestibulo-lingual dos molares decíduos é diminuta no terço oclusal (Finn, 1973), e a presença da lesão de cárie e preparo cavitário na face proximal, resulta na formação de margens delgadas em esmalte, o qual é fino e poroso, pouco resistente (Finn, 1973; Scalerič et al, 1982; Encarnação *et al.*, 1991). Embora Eidelmann *et al.* (1989) e Rastelli *et al.* (2001) tenham relatado um bom desempenho clínico de restaurações de classe II, em molares decíduos, com a técnica de inserção de compósito por incrementos horizontais, a tensão de contração da resina restauradora pode ter sido suficientemente intensa para causar trincas nestas margens, com posterior perda dos fragmentos, o que levou aos escores B e C, no critério forma anatômica. Em um dos casos (cuja adaptação marginal foi classificada com escore D, aos 12 meses), o paciente relatou que a fratura havia ocorrido quando ele mordeu o lápis, o que fazia com freqüência.

A maior parte dos preparos cavitários realizados neste trabalho mostraram margem cervical em esmalte, com apenas alguns casos em dentina. Eidelmann *et al.* (1989) e Hayashi *et al.* (2003) destacaram a má adaptação marginal cervical nas caixas proximais com um dos principais pontos de falha. Segundo os autores, fendas e manchamento, em especial se ocorrerem simultaneamente, são importantes fatores preditores de falhas em restaurações de compósitos em dentes posteriores. Neste estudo, a margem cervical não mostrou incidência de falhas clinicamente detectáveis, embora o contato proximal tenha limitado a avaliação. O sistema adesivo Clearfil SE Bond contém MDP, que é capaz de se unir quimicamente à hidroxiapatita, melhorando o selamento marginal em dentina (Yoshida *et al.*, 2004). Nas margens em esmalte, os monômeros ácidos atuam na superfície dos cristalitos (Hannig *et al.*, 2002), e a eficácia independe da direção dos prismas (Shimada & Tagami, 2003), o que pode melhorar o selamento cervical em comparação aos materiais que utilizam o condicionamento ácido. Além disso, no processo restaurador, a matriz foi inserida após a aplicação do adesivo, minimizando os riscos de falha de adaptação do material (Ernst *et al.*, 2002).

Segundo Van Meerbeek *et al.* (1998) e Li *et al.* (2000; 2001), a infiltração marginal representa o principal motivo de substituição de restaurações pelos clínicos, e pode ser originada tanto no processo restaurador quanto no envelhecimento do material, sendo acentuada pela ciclagem termo-mecânica (De Munck *et al.*, 2005).

A alta hidrofilicidade dos sistemas simplificados pode favorecer a difusão de água pelas falhas marginais, a qual carrega consigo outras substâncias, capazes de alterar a coloração na interface. A própria difusão da água acelera a degradação da interface adesiva, o que é observado em nível nanoscópico e não clínico. De Munck *et al.* (2003) demonstraram que margens cavitárias em esmalte, como a maioria das restaurações neste estudo, podem oferecer alguma proteção à interface dentina-resina, retardando a degradação.

Embora os pacientes deste estudo estivessem inscritos em um programa educativo objetivando a prevenção de cárie, muitos mostraram uma quantidade de biofilme incompatível com saúde bucal, com presença de sangramento gengival. Instrumentos para higiene bucal (escovas e fio dental) foram fornecidos, mas alguns pacientes mantiveram a baixa qualidade de higiene, incluindo os dois casos de cárie secundária, observados aos 12 meses deste estudo. É provável que a utilização dos bochechos semanais de flúor, nestas condições, tenha contribuído para manter as margens livres de cárie secundária, exceto nas em duas restaurações, em que a presença de fenda favoreceu o acúmulo localizado do biofilme e a ocorrência das lesões (Björndal, 2002, Featherstone, 2004; Kidd, 2004; Kidd & Fejerskov, 2004), as quais, segundo Foley *et al.* (2004) e Borczyk *et al.* (2006), não têm relação com a manutenção da dentina afetada por cárie no preparo cavitário.

A preocupação com as taxas de desgaste superficial do compósito em dentes decíduos posteriores, devido ao esforço mastigatório e atrito oclusal, foi relatada por Tonn & Ryge (1985; 1988) e Puppin-Rontani *et al.* (2006), mas as alterações de forma observadas neste estudo ocorreram principalmente nas margens vestibular e lingual das caixas proximais. O contato oclusal, na faixa etária examinada, é difícil de ser avaliado, devido às trocas dentárias e alterações oclusais. As resinas restauradoras modernas apresentam taxas aceitáveis de desgaste em dentes permanentes. Cunha, em 2006, verificou que a taxa de desgaste do compósito Z250, em contato com a cúspide dentes decíduos, não diferiu dos outros compósitos avaliados, assim como a taxa de desgaste do esmalte adjacente à restauração.

A combinação de cor, durante a avaliação, mostrou-se o mais subjetivo dos critérios, com maior incidência de dúvidas entre os examinadores. A observação de cor e translucidez depende não só da condição clínica, mas também da iluminação e habilidade de observação. Embora todas as restaurações tenham sido polidas e a profilaxia fosse realizada antes da avaliação, o consumo de alimentos e medicamentos com pigmentos dificulta a avaliação. O compósito Z-

250 é monomodal, e as avaliações não indicaram alteração de cor ou translucidez, pelo período avaliado de 12 meses.

A dentina afetada por cárie, em lesões ativas, mostra uma coloração amarelada, que tende a escurecer à medida que a lesão se torna crônica. Portanto, embora nenhuma alteração de cor tenha sido observada no material restaurador, a dentina subjacente a ela mostrou um escurecimento freqüente. Nos procedimentos preconizados pela odontologia minimamente invasiva, esta condição não é observada, devido à recomendação para que todo o tecido cariado (mesmo que somente afetado) seja removido da junção amelo-dentinária, para garantir o selamento marginal periférico. Neste estudo, esta recomendação não foi seguida, para permitir a avaliação da resistência de união, após a esfoliação dos dentes.

A utilização de dentes decíduos em pesquisas sobre a adesão não implicam somente a caracterização da adesão neste substrato. Dado seu caráter temporário, os dentes decíduos foram selecionados para este trabalho por representarem um excelente instrumento para estudos do envelhecimento e degradação da camada híbrida *in vivo* (Hashimoto *et al.*, 2000; Casagrande *et al.*, 2006), sendo de fácil obtenção e sem riscos à integridade ética do trabalho.

Em dentina sadia, há uma tendência para que a camada híbrida de dentes decíduos seja mais espessa (Nör *et al.*, 1995; Telles *et al.*, 1998; Olmez *et al.*, 1998), com menor resistência de união (Courson *et al.*, 2005). A utilização de preparos cavitários resulta em menor resistência de união, comparado a superfícies planas, devido à configuração cavitária (Bouillaguet *et al.*, 2001; Shirai *et al.*, 2005).

A resistência de união do grupo controle ($12,61 \pm 2,58$ MPa) foi menor que a obtida por Casagrande *et al.* (2005), cuja média foi de $25,19 \pm 5,33$ Mpa, em parede axial de cavidades de classe II em molares decíduos, mas em dentina hígida. Estudos envolvendo dentina cariada mostram que camada híbrida da dentina afetada por cárie é menos resistente, embora seja mais espessa e de má qualidade (Yoshiyama *et al.*, 2002; 2003; Sakoolnamarka *et al.*, 2003; Ceballos *et*

al., 2003; Hahn & Hellwig, 2004; Hosoya *et al.*, 2005). Os *tags* são menos pronunciados, possivelmente pela presença de minerais obliterando os túbulos.

Algumas diferenças na dentina cariada de dentes decíduos e permanentes foram descritas na literatura, como a menor dureza na zona da dentina transparente de dentes decíduos, indicando uma incapacidade em produzir esclerose (Hosoya *et al.*, 2000). Nakornchai *et al.* (2005) não obtiveram diferenças na resistência de união em dentina decídua hígida ($18,72 \pm 7,59$ MPa) e cariada ($22,32 \pm 8,15$ MPa) com o sistema adesivo Clearfil SE Bond, atribuindo os resultados a uma possível solubilização dos cristais depositados no túbulo dentinário. Utilizando o mesmo material, Hosoya (2006) verificou que não há diferença na dureza da dentina na interface adesiva de espécimes cariados ou não, e que o módulo de elasticidade foi menor na dentina sadia que na cariada.

Um aumento significativo da resistência de união ocorreu com o tempo de envelhecimento dos dentes, *in vivo*, contrariando a segunda hipótese. A resistência de união após 12 meses, *in vivo*, foi de $22,02 \pm 2,97$ MPa. Casagrande *et al.* (2006) obtiveram uma resistência de união de $27,3 \pm 2,28$ MPa, utilizando sistema adesivo Clearfil SE Bond em dentina oclusal de molares decíduos, os quais permaneceram em função clínica por 15 a 17 meses, com maior porcentagem de falhas na camada híbrida (46,1%).

Diversos autores relatam uma redução da resistência de união da camada híbrida, a qual ocorre *in vitro* (De Munck *et al.*, 2003, Carrilho *et al.*, 2007) e *in vivo* (Hashimoto *et al.*, 2000; 2002). Mesmo quando a redução da resistência adesiva não é significativa, um padrão de degradação é descrito, com a presença de falhas e perda de material na camada híbrida (Sano *et al.*, 1999).

O processo de degradação da camada híbrida vem sendo desvendado, e envolve a exposição de fibras colágenas da dentina, seja por condicionamento ácido e infiltração inadequada por resinas, ou por deficiência da remoção dos solventes e da polimerização, que determina a eluição de monômeros e trânsito de água pela camada híbrida. Nesta condição, o ataque enzimático ao colágeno tem início e leva à depleção das mesmas na camada híbrida (Sano, 2006). A utilização

do sistema adesivo auto-condicionante Clearfil SE Bond, considerado suave, ativa metaloproteinases endógenas, presentes na dentina, as quais têm um grande potencial proteolítico e gelatinolítico sobre o colágeno (Pashley *et al.*, 2004; Nishitani *et al.*, 2006; Mazzoni *et al.*, 2006).

Sob sua atividade, o limite das fibras torna-se menos nítido, e a estriação característica, visível em microscopia eletrônica de transmissão, deixa de existir (Hashimoto *et al.*, 2003a; 2003b; Donmez *et al.*, 2005).

A utilização do sistema adesivo auto-condicionante Clearfil SE Bond sobre uma dentina já desmineralizada, cariada, pode sugerir uma aceleração na velocidade de degradação. Entretanto, a utilização da clorexidina tem mostrado efeito protetor, inibindo a ação das metaloproteinases, quando aplicada sobre a dentina desmineralizada (Hebling *et al.*, 2005; Carrilho *et al.*, 2007), e foi utilizada neste estudo, previamente à aplicação do *primer*. É possível que a clorexidina tenha se difundido pela dentina afetada por cárie, e exercido um efeito desacelerador sobre a degradação (Hebling *et al.*, 2005; Carrilho *et al.*, 2007).

Nakajima *et al.* (2003) e Donmez *et al.* (2005) verificaram que a utilização de sistemas adesivos contendo flúor pode reduzir a velocidade de degradação, mas nenhum efeito protetor é esperado pela utilização de soluções fluoretadas para bochecho, utilizadas pelos pacientes, já que Carrilho *et al.* (2007) comprovaram que a imersão do espécime em meio inibidor de metaloproteinases não tem efeito protetor sobre a camada híbrida.

A ação protetora do flúor, segundo Donmez *et al.* (2005) advém de três mecanismos: redução da solubilidade do fosfato de cálcio, com menor exposição de colágeno; remineralização do colágeno parcialmente desmineralizado não encapsulado por resina e inibição de um tipo de esterase. A remineralização da dentina afetada por cárie é comprovada (Mertz-Fairhurst *et al.*, 1979a; 1979b; 1998), e independe da presença de flúor, embora seja mais rápida em sua presença. Akimoto *et al.* (2001) demonstraram, por ensaio de nanodureza e EDS, que após 6 meses *in vivo*, a dentina desmineralizada abaixo da camada híbrida foi remineralizada.

Os espécimes envelhecidos *in vivo*, neste estudo, foram expostos a diversos fatores que, em comparação aos espécimes do grupo controle, puderam contribuir com a degradação da camada híbrida. Por outro lado, pode-se esperar uma menor velocidade de degradação, pelo uso da clorexidina, e simultaneamente a remineralização da dentina cariada, desmineralizada e não infiltrada por resina, com melhoria das propriedades físicas do substrato. Possivelmente, a combinação dos eventos determinou o aumento da resistência de união, no período avaliado. A estabilidade dos resultados por um prazo mais longo não é previsível, haja visto que a continuidade ou limitação dos processos relatados pode continuar a influenciar a integridade da união.

7. Conclusão

A partir dos dados obtidos, pôde-se concluir que:

1- Não houve diferença significativa no desempenho clínico de 6 e 12 meses, de restaurações tipo classe II em molares decíduos, confeccionadas com sistema adesivo auto-condicionante Clearfil SE Bond e resina Z-250, em dentina afetada por cárie, e este foi satisfatório, com alta incidência de escores A aos 12 meses, pelo critério USPHS (ausência de sensibilidade- 100%, ausência de cáries secundárias- 94,28%, nenhuma descoloração da margem cavo-superficial- 94,28%, ausência de alteração da forma anatômica-94,28%, combinação de cor – 100% e adaptação marginal- 80%).

2- Foram obtidos maiores valores de resistência da união em espécimes envelhecidos pó 7 a 12 meses, *in vivo*, em comparação a um grupo controle, de 24 horas, *in vitro*.

Referências*

Açil Y, Mobasser AE, Warnke PH, Terheyden H, Wiltfang J, Springer I. Detection of mature collagen in human dental enamel. *Calcif Tissue Int.* 2005; 76: 121-6.

Agostini F, Kaaden C, Powers JM. Bond strength of self-etching primers to enamel and dentin of primary teeth. *Pediatr Dent.* 2001; 23 (6): 481-6.

Akimoto N, Yokoyama G, Ohmori K, Suzuki S, Kohno A, Cox C. Remineralization across the resin-dentin interface: *In vivo* evaluation with nanoindentation measurements, EDS and SEM. *Quintessence Int.* 2001; 32: 561-70.

Angker L, Nijhof N, Swain MV, Kilpatrick N. Influence of hydration and mechanical characterization of carious primary dentine using an ultra-micro indentation system (UMIS). *Eur J Oral Sci.* 2004; 112: 231-6.

Angker L, Swain MV, Kilpatrick N. Characterising the micro-mechanical behaviour of the carious dentine of primary teeth using nanoindentation. *J Biomechanics.* 2005; 38: 1535-42.

Angker L, Swain MV, Kilpatrick N. Micro-mechanical characterization of the properties of primary tooth dentine. *J Dent.* 2003; 31: 261-7.

Araújo FB, Moraes FF, Fossati ACM. A estrutura da dentina do dente decíduo e sua importância clínica. *Rev Bras Odontol.* 1995; 52 (3): 37-43.

Arola D, Rouland JA. The effect of tubule orientation on fatigue crack growth in dentin. *J Biomed Mater Res.* 2003; 67a: 78-86.

Arola D, Reprogl RK. Effect of aging on the mechanical behavior of human dentin. *Biomater.* 2005; 26: 4051-61.

Arrais CAG, Giannini M, Nakajima M, Tagami J. Effects of additional and extended acid etching on bonding to caries affected dentine. *Eur J Oral Sci.* 2004; 112: 458-64.

Attin T, Opatowski A, Meyer C, Zingg-Meyer B, Schulte Mönning J. Class II restorations with a polyacid-modified composite resin in primary molars placed in a dental practice: results of a two-year clinical evaluation. *Oper Dent.* 2000; 25: 259-64.

* De acordo com a norma da UNICAMP/FOP, baseadas na norma do International Committee of Medical Journal Editors – Grupo de Vancouver. Abreviaturas dos periódicos em conformidade com Medline.

Avery JK. Dentina. *In*: Bhaskar SN. Histologia e embriologia oral de Orban. 10. ed. São Paulo: Artes Médicas; 1989. p. 111- 46.

Avery JK. Eruption and shedding of teeth. *In*: Avery: Essentials of oral histology and embryology. A clinical approach. 2. ed. St. Louis: Mosby; 2000a. p. 71-83.

Avery JK. Enamel. *In*: Avery JK. Essentials of oral histology and embryology. 2. ed. St. Louis: Mosby; 2000b. p. 85-93.

Avery JK. Dentin. *In*: Avery JK. Essentials of oral histology and embryology. A clinical approach. 2. ed. St Louis: Mosby; 2000c. p. 95-106.

Banerjee A, Watson TF, Kidd, EAM. Dentine caries excavation: a review of current clinical techniques. *Br Dent J.* 2000; 188(9): 476-82.

Bath Balogh M, Fehrenbach MJ. Tooth development and eruption. *In*: Bath Balogh M, Fehrenbach MJ. Illustrated dental embryology, histology and anatomy. Philadelphia: Saunders; 1997a. p. 61-88.

Bath Balogh M, Fehrenbach MJ. Enamel. *In*: Bath Balogh M, Fehrenbach MJ. Illustrated dental embryology, histology and anatomy. Philadelphia: Saunders; 1997b. p.163-75.

Bath Balogh M, Fehrenbach MJ. Dentin and pulp. *In*: Bath Balogh M, Fehrenbach MJ. Illustrated dental embryology, histology and anatomy. Philadelphia: Saunders; 1997c. p.176-87.

Bedran-De-Castro AKB, Pereira PNR, Thompson JY. Influence of load cycling and tubule orientation on ultimate tensile strength of dentin. *J Adhes Dent.* 2004; 6 (3): 191-4.

Bezerra LMF, Ando T. Alguns aspectos da reabsorção radicular de molares decíduos inferiores, do desenvolvimento de seus sucessores e do primeiro e segundo molares permanentes inferiores. *Ver Fac Odontol S Paulo.* 1978; 16 (2): 169-76.

Bittencourt DD, Ezecelevski IG, Reis A, Van Dijken JWV, Loguércio AD. An 18-months evaluation of self-etch and etch & rinse adhesive in non-cariou cervical lesions. *Acta Odontol Scand.* 2005; 63: 173-8.

Bjørndal L. Dentin caries: progression and clinical management. *Oper Dent.* 2002; 27: 211-7.

Borczyk D, Piatowska D, Krzeminski Z. An *in vitro* study of affected dentin as a risk factor for the development of secondary caries. *Caries Res.* 2006; 40: 47-51.

Boston DW, Graver HT. Histological study of an acid red caries-disclosing dye. *Oper Dent.* 1989; 14:186-92.

Bouillaget S, Chiucchi B, Jacoby T, Wataha JC, Pashley D. Bonding characteristics to dentin walls of class II cavities, *in vitro*. *Dent Mater.* 2001; 17: 316-21.

Bowen RL, Rodriguez MS. Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials. *JADA.* 1962; 64: 378-87.

Brackett MG, Dib A, Brackett WW, Estrada BE, Reyes AA. One-year clinical performance of a resin-modified glass ionomer and a resin composite restorative material in unprepared class V restorations. *Oper Dent.* 2002; 27: 112-6.

Brackett WW, Brackett MG, Dib A, Franco G, Estudillo H. Eighteen-month clinical performance of a self-etching primer in unprepared class V resin restorations. *Oper Dent.* 2005; 30 (4): 424-9.

Broadbent JM, Thomson WM, Williams SM. Does caries in primary teeth predict enamel defects in permanent teeth? A longitudinal study. *J Dent Res.* 2005; 84(3): 260-4.

Carrilho MRO, Carvalho RM, De Góes MF, Di Hipólito V, Geraldeli S, Tay FR *et al.* Chlorhexidine preserves dentin bond *in vitro*. *J Dent Res.* 2007; 86 (1): 90-4.

Carvalho RM, Chersoni S, Frankenberger R, Pashley DH, Prati C, Tay FR. A challenge to the conventional wisdom that simultaneous etching and resin infiltration always occurs in self-etch adhesives. *Biomater.* 2005; 26: 1035-42.

Casagrande L, De Hipólito V, De Góes MF, Araújo FB. Bond strength and interfacial morphology of two adhesive systems to deciduous dentin: *in vitro* study. *J Clin Pediatr Dent.* 2005; 29 (4): 317-22.

Casagrande L, De Hipólito V, De Góes MF, Barata JS, Garcia-Godoy F, Araújo FB. Bond strength and failure patterns of adhesive restorations in primary teeth aged in oral environment. *Am J Dent.* 2006; 19: 279-82.

Ceballos L, Camejo DG, Fuentes MV, Osório R, Toledano M, Carvalho RM *et al.* Microtensile bond strength of total-etch and self-etching adhesives to caries affected dentine. *J Dent.* 2003; 31: 469-77.

Çehreli ZC, Akça T. Effect of dentinal tubule orientation on the microtensile bond strength to primary dentin. *J Dent Child.* 2003; 70 (2): 139-44.

Chersoni S, Suppa P, Grandini S, Goracci C, Manticelli F, Yiu C *et al.* *In vivo* and *in vitro* permeability of one-step self-etch adhesives. *J Dent Res.* 2004; 83 (6): 459-64.

Costa LRRS, Watanabe I, Kronka MC, Silva MCP. Structure and microstructure of coronary dentin in non-erupted human deciduous incisor teeth. *Braz Dent J.* 2002; 13 (3): 170-4.

Courson F, Bouter D, Ruse ND, Degrange M. Bond strengths of nine current dentine adhesive systems to primary and permanent teeth. *J Oral Rehabil.* 2005; 32: 296-303.

Cunha MRB, Puppim-Rontani RM, Ferracane JL, Correr Sobrinho L. *In vitro* wear evaluation of dental materials in primary teeth. *Am J Dent.* 2006; 19: 364-9.

Deet *al.* J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Suzuki K *et al.* Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res.* 2003; 82 (2): 136-40.

De Muncet *al.* Landuyt K, Peumans M, Poivetin A, Lambrechts P, Braem M *et al.* A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res.* 2005; 84(2): 118- 32.

Dias WRL, Pereira PNR, Swift Jr EJ. Effect of bur type on microtensile bond strengths of self-etching systems to human dentin. *J Adhes Dent.* 2004; 6 (3): 195-203.

Donly KJ, Garcia-Godoy F. The use of resin-based composite in children. *Pediatr Dent.* 2002; 24 (5): 480-8.

Donmez N, Belli S, Pashley DH, Tay FR. Ultrastructural correlates of *in vivo/in vitro* bond degradation in self-etch adhesives. *J Dent Res.* 2005; 84 (4): 355-9.

Duke ES. Clinical studies of adhesive systems. *Oper Dent.* 1992; suppl 5: 103-10.

Eidelmann E, Fuks A, Chosack A. A clinical, radiographic, and SEM evaluation of class 2 composite restorations in primary teeth. *Oper Dent.* 1989; 14: 58-63.

Eisenmann DR. Estrutura do esmalte. *In:* Ten Cate AR. *Histologia bucal-desenvolvimento, estrutura e função.* 5. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2001. p. 205-21.

Encarnação NR, Imparato JCP, Mendes FM. Anatomia dos dentes decíduos. *In:* Guedes-Pinto AC. *Odontopediatria.* 3. ed. São Paulo: Santos; 1991. p. 51-74.

Encarnação NJR, Guedes-Pinto AC. Morfologia dos dentes decíduos. *In: Guedes-Pinto AC. Odontopediatria. 7 ed. São Paulo: Santos; 2003. p. 49-58.*

Ernst C-P, Streicher S, Willerhausen B. Marginal adaptation of self-etching adhesives in class II cavities. *J Adhes Dent. 2002; 4 (3): 223-31.*

Fanning EA. The relationship of dental caries and root resorption of deciduous molars. *Arch Oral Biol 1962; 7: 595-601.*

Featherstone JDB. The continuum of dental caries- evidence for a dynamic disease process. *J Dent Res. 2004; 83 (Spec Issue C): C39-42.*

Ferrari M, Tay FR. Technique sensitivity in bonding to vital, acid-etched dentin. *Oper Dent. 2003; 28: 3-8.*

Fincham AG, Moradian-Oldak J, Simmer JP. The structural biology of the developing dental enamel matrix. *J Structural Biol. 1999; 126: 270-99.*

Finn SB. Morphology of the primary teeth. *In: Finn SB, Clinical pedodontics. 4. ed, Philadelphia: Saunders; 1973. p. 45-70.*

Foley J, Evans D, Blackwell A. Partial caries removal and cariostatic materials in carious primary molar teeth: a randomised controlled clinical trial. *Br Dent J. 2004; 197 (11): 697-701.*

Frankenberger R, Tay FR. Self-etch vs etch- and- rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dent Mater. 2005; 21: 397-412.*

Fuentes V, Toledano M, Osorio R, Carvalho RM. Microhardness of superficial and deep sound human dentin. *J Biomed Mater Res. 2003; 66a: 850-3.*

Fusayama T, Okuse K, Hosoda H. Relationship between hardness, discoloration, and microbial invasion in carious dentin. *J Dent Res. 1966; 45(4): 1033- 46.*

Fusayama T. Two layers of carious dentin: diagnosis and treatment. *Oper Dent. 1979; 4: 63-70.*

García- Godoy F, Donly KJ. Dentin/enamel adhesives in pediatric dentistry. *Pediatr Dent. 2002; 24: 462-4.*

Gordan VV, Mjör IA, Vasquez O, Watson RE, Wilson N. Self-etching primer and resin-based restorative material: two-year clinical evaluation. *J Esthet Restor Dent. 2002; 14: 296-302.*

Gordan VV, Shen C, Watson RE, Mjör IA, Four- year clinical evaluation of a self-etch primer and resin-based restorative material. *Am J Dent.* 2005; 18: 45-9.

Grégoire G, Millas A. Microscopic evaluation of dentin interface obtained with 10 contemporary self-etching systems: correlation with their pH. *Oper Dent.* 2005; 30 (4): 481-91.

Guedes-Pinto AC. Erupção dentária. *In: Guedes-Pinto AC. Odontopediatria.* 7. ed. São Paulo: Santos; 2003a. P 19-37.

Guedes-Pinto AC. Rizólise. *In: Guedes-Pinto AC. Odontopediatria.* 7. ed. São Paulo: Santos; 2003b. p 39-48.

Guzmán-Armstrong S, Armstrong SR, Qian F. Relationship between nanoleakage and microtensile bond strength at the resin-dentin interface. *Oper Dent.* 2003; 28: 60-6.

Gwinnett AJ. Structure and composition of enamel. *Oper Dent, suppl 5,* 1992. p.10-17.

Hahn P, Hellwig E. An *in vitro* investigation of penetration depth of dentine bonding agents into carious dentine. *J Oral Rehabil.* 2004; 31: 1053-60.

Hannig M, Bock H, Bott B, Hoth-Hannig W. Inter-crystallite nanoretention of self-etching adhesives at enamel imaged by transmission electron microscopy. *Eur J Oral Sci.* 2002; 110: 464-70.

Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Ogushi H. *In vivo* degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *J Dent Res.* 2000; 79 (6): 1385-91

Hashimoto M, Ohno H, Kaga M , Endo K, Sano H, Ogushi H. Resin- tooth adhesive interface after long-term function. *Am J Dent.* 2001a; 14: 211-5.

Hashimoto M, Ohno H, Kaga M , Endo K, Sano H, Ogushi H. Fractographical analysis of resin dentin bonds. *Am J Dent.* 2001b; 14: 355-60.

Hashimoto M, Ohno H, Sano H, Tay FR, Kaga M, Kudou Y *et al.* Micromorfological change in resin-dentin bonds after 1 year of water storage. *J Biomed Mater Res.* 2002; 63: 306-11.

Hashimoto M, Ohno H, Sano H, Kaga M , Ogushi H. Degradation patterns of different adhesives and bonding procedures. *J Biomed Mater Res Part B.: Applied Biomater.* 2003a; 66b: 324-30.

Hashimoto M, Ohno H, Sano H, Kaga M, Ogushi H. *In vitro* degradation of resin-dentin bonds analyzed by microtensile bond test, scanning and transmission electron microscopy. *Biomater.* 2003b; 24: 3795-803.

Hayashi M, Wilson NF. Marginal deterioration as a predictor of failure of a posterior composite. *Eur J Oral Sci.* 2003; 111: 155-62.

Hebling J, Pashley DH, Tjäderhane L, Tay FR. Chlorhexidine arrests subclinical degradation of dentin hybrid layers *in vivo*. *J Dent Res.* 2005; 84 (8); 741-6.

Hiraishi N, Nishiyama N, Ikemura K, Yau JYY, King NM, Tagami J *et al.* Water concentration in self-etching primers affects their aggressiveness and bonding efficacy to dentin. *J Dent Res.* 2005. 84 (7): 653-8.

Hosoya Y, Marshall SJ, Watanabe LG, Marshall GW. Microhardness of carious deciduous dentin. *Oper Dent.* 2000; 25: 81-9.

Hosoya Y, Marshall GW. The nano-hardness and elastic modulus of carious and sound primary canine dentin. *Oper Dent.* 2004; 29(2): 142-9.

Hosoya Y, Kawada E, Ushigome T, Oda Y, Garcia-Godoy F. Micro-tensile bond strength of sound and caries-affected primary tooth dentin measured with original designed jig. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater.* 2006; 77b: 241-8.

Hosoya Y. Hardness and elasticity of bonded carious and sound primary tooth dentin. *J Dent.* 2006; 34: 164-71.

Imbeni V, Nalla RK, Kinney JH, Ritchie RO. *In vitro* fracture toughness of human dentin. *J Biomed Mater Res.* 2003; 66a: 1-9.

International Organization for Standardization. Dental materials – testing of adhesion to tooth structure. ISO/ TS 11405: 2003.

Ito S, Saito T, Tay FR, Carvalho RM, Yoshiyama M, Pashley, DH. Water content and apparent stiffness of non-caries versus caries-affected human dentin. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater.* 2005; 72B: 109-16.

Iwami Y, Shimizu A, Narimatsu M, Kinomoto Y, Ebisu S. The relationship between the color of carious dentin stained with a caries detector dye and bacterial infection. *Oper Dent.* 2005; 30(1): 83-9.

Iwamoto N, Ruse ND. Fracture toughness of human dentin. *J Biomed Mater Res.* 2003; 66a: 507-12.

Kenshima S, Reiset *al*.eda-Gomez N, Tancredo LLF, Rodrigues Filho LE, Nogueira FN *et al*. Effect of smear layer thickness and pH of self-etching adhesive systems on the bond strength and gap formation to dentin. *J Adhes Dent*. 2005; 7: 117-26.

Kidd EAM, Joyston-Bechal S, Beighton D. The use of a caries detector dye during cavity preparation: a microbiological assessment. *Br Dent J*. 1993; 174: 245-8.

Kidd EAM, Fejerkov O. What constitutes dental caries? Histopathology of carious enamel and dentin related to the action of cariogenic biofilms. *J Dent Res*. 2004; 83 (Spec Issue C): C35-8.

Kidd EAM. How clean must a cavity be before restoration? *Caries Res*. 2004; 38: 305-13.

Kinney JH, Marshall SJ, Marshall GW. The mechanical properties of human dentin: a critical review and re-evaluation of the dental literature. *Crit Rev Oral Biol Med*. 2003a; 14 (1): 13-29.

Kinney JH, Habelitz S, Marshall SJ, Marshall GW. The importance of intrafibrillar mineralization of collagen on the mechanical properties of dentin. *J Dent Res*. 2003b; 82 (12): 957-61.

Kishen A, Asundi A. Experimental investigation on the role of water in the mechanical behavior of structural dentine. *J Biomed Mater Res* 2005; 73a: 192-200.

Kobuichi H, Yasuda N, Nakabayashi N. Bonding to dentin with a self-etching primer: the effect of smear layers. *Dent Mater*. 2001; 17: 122-6.

Kodaka T, Debari K, Abe M. Hexahedrally based crystals in human tooth enamel. *Caries Res*. 1992; 26: 69-76.

Kodaka T, Nakajima F, Higashi S. Structure os the so-called "Prismless" enamel in human deciduous teeth. *Caries Res*, 1989; 23: 290-29.

Koshiro K, Inoue S, Tanaka T, Koase K, Fujita M, Hashimoto M *et al*. *In vivo* degradation of resin-dentin bonds produced by a self-etch vs. a total-etch adhesive system. *Eur J Oral Sci*. 2004; 112: 368- 75.

Koshiro K, Inoue S, Sano H, De Munck J, Van Meerbeek. *In vivo* degradation of resin-dentin bonds produced by a self-etch and a etch-and-rinse adhesive. *Eur J Oral Sci*. 2005; 113: 341-8.

Koutsi V, Noonan RG, Horner JA, Simpson MD, Matthews WG, Pashley DH. The effect of dentin depth on the permeability and ultrastructure of primary molars. *Pediatr Dent*. 1994; 16 (1): 29-35.

Kuboki Y, Liu C-F, Fusayama T. Mechanism of differential staining in carious dentin. *J Dent Res*. 1983; 62(2): 713-4.

Lakomaa EL, Rytömaa I. Mineral composition of enamel and dentin of primary and permanent teeth in Finland. *Scand J Dent Res*. 1977; 85: 89-95.

Li C, Risnes S. SEM observations of Retzius lines and prism cross-striations in human dental enamel after different acid etching regimes. *Arch Oral Biol*. 2004; 49: 45-52.

Li H, Burrow MF, Tyas MJ. Nanoleakage patterns of four dentin bond systems. *Dent Mater*. 2000; 16: 48-56.

Li HP, Burrow MF, Tyas MJ. The effect of long-term storage on nanoleakage. *Oper Dent*. 2001; 26: 609-16.

Mahoney E, Holt A, Swain M, Kilpatrick N. The hardness and modulus of elasticity of primary molar teeth: an ultra-micro-indentation study. *J Dent*. 2000; 28(8): 589-94.

Mandras RS, Thurmond JW, Latta MA, Matranga LF, Kildee JM, Barkmeier WW. Three-year clinical evaluation of clearfil liner bond system. *Oper Dent*. 1997; 22: 266-70.

Marques GD, Guedes-Pinto AC, Abramowicz M. Estudo da cronologia de erupção dos dentes permanentes em crianças na cidade de São Paulo. *Rev Fac Odontol S Paulo*. 1978; 16 (2): 177-86.

Marshall Jr GW, Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent*. 1997; 25 (6): 441-58.

Mazzoni A, Pashley DH, Nishitani Y, Breschi L, Manello F, Tjäderhane L *et al*. Reactivation of inactivated endogenous proteolytic Activities in phosphoric acid-etched dentine by etch-and-rinse adhesives. *Biomater*. 2006; 27: 4470-6.

Meckel AH, Griebstein WJ, Neal RJ. Ultrastructure of fully calcified human dental enamel. *In: Stack MV, Fearnhead FW, editores. Tooth enamel: its composition, properties and fundamental structure. Bristol: John Wrigth & sons Ltd; 1965. p. 160-2.*

Mertz-Fairhurst EJ, Schustler GS, Williams JE, Fairhurst CW. Clinical progress of sealed and unsealed caries. Part I: Depth changes and bacterial counts. J Prosthet Dent. 1979a; 42 (5), 521-6.

Mertz-Fairhurst EJ, Schustler GS, Williams JE, Fairhurst CW. Clinical progress of sealed and unsealed caries. Part II: Standardized radiographs and clinical observations. J Prosth Dent. 1979b; 42 (6), 633-7.

Mertz-Fairhurst EJ, Curtis Jr JW, Ergle JW, Rueggeberg FA, Adair SM. Ultraconservative and cariostatic sealed restorations: results at year 10. JADA. 1998; 129: 55- 66.

MJ Bird BA, French EL, Woodside MR, Morrison MI, Hodge HC. Chemical analysis of deciduous enamel and dentin. *In*: Stack MV, Fearnhead FW, editors. Tooth enamel: its composition, properties and fundamental structure. Bristol: John Wright & sons Ltd; 1965. p. 413-23.

Mjör IA; Pindborg JJ. The enamel. *In*: Mjör, IA; Pindborg, JJ. Histology of the human tooth. Copenhagen: Munksgaard; 1973a. p. 77-96.

Mjör IA, Pindborg JJ. Dentin and Pulp. *In*: Mjör IA, Pindborg JJ. Histology of the human tooth. Copenhagen: Munksgaard; 1973b. p 45-76.

Mjör IA, Sveen OB, Heyeraas KJ. Pulp-dentin biology in restorative dentistry. Part 1: Normal structure and physiology. Quintessence Int. 2001; 32 (6): 427-46.

Mount, GJ, Ngo. Minimal intervention: a new concept for operative dentistry. Quintessence Int. 2000; 31(8):527-33.

Nakajima M, Okuda M, Ogata M, Pereira PNR, Tagami J, Pashley DH. The durability of a fluoride-releasing resin adhesive system to dentin. Oper Dent. 2003; 28 (2): 186-92.

Nakornchai S, Atsawasuwan P, Kitamura E, Surarit R, Yamauchi M. Partial biochemical characterisation of collagen in carious dentin of human primary teeth. Arch Oral Biol. 2004; 49: 267-73.

Nakornchai S, Harnirattisai C, Surarit R, Thiradilok S. Microtensile bond strength of a total-etching versus self-etching adhesive to caries-affected and intact dentin in primary teeth. JADA. 2005; 136: 477-83.

Nikaido T, Moriya K, Hiraishi N, Ikeda M, Kitasako Y, Foxton RM *et al*. Surface analysis of dentinal caries in primary teeth using a pH-imaging microscope. Dent Mater J. 2004; 23(4): 628-32.

Nishitani Y, Yoshiyama M, Tay FR, Wadgaonkar B, Waller J, Agee K *et al.* Tensile strength of mineralized/ demineralized human normal and carious dentin. *J Dent Res.* 2005; 84(11): 1075-8.

Nishitani Y, Yoshiyama M, Wadgaonkar B, Breschi B, Manello F, Mazzoni A *et al.* Activation of gelatinolytic/collagenolytic activity in dentin by self-etching adhesives. *Eur J Oral Sci.* 2006; 114: 160-6.

Nishiyama N, Asakura T, Suzuki K, Komatsu K, Nemoto K. Bond strength of resin to acid-etched dentin studied by ¹³C NMR: interaction between N-methacryloyl- ω -amino acid primer and dentinal collagen. *J Dent Res.* 2000; 79 (3): 806-11.

Nör JE, Dennison JB, Edwards CA. Dentin Bonding: SEM comparison of the resin-dentin interface in primary and permanent teeth. *J Dent Res.* 1996; 75 (6): 1396-403.

Okuda M, Pereira PRN, Nakajima M, Tagami J, Pashley DH. Long-term durability of resin dentin interface: nanoleakage vs microtensile bond strength. *Oper Dent.* 2002; 27: 289-96.

Oliveira SSA, Marshall SJ, Habelitz S, Gansky SA, Wilson RS, Marshall Jr GW. The effect of a self-etching primer on the continuous demineralization of dentin. *Eur J Oral Sci.* 2004; 112: 376-83.

Olmez A, Oztas N, Basak F, Erdal S. Comparison of the resin-dentin interface in primary and permanent teeth. *J Clin Pediatr Dent.* 1998; 22 (4): 293-8.

Osorio R, Erhardt MCG, Piment LAF, Osorio E, Toledano M. EDTA treatment improves resin-dentin bonds' resistance to degradation. *J Dent Res.* 2005; 84 (8): 736-40.

Pashley DH, Tay FR, Yiu C, Hashimoto M, Breschi L, Carvalho RM *et al.* Collagen degradation by host-derived enzymes during aging. *J Dent Res.* 2004; 83 (3): 216-21.

Pashley DH, Tay FR. Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives. Part II: etching effects on unground enamel. *Dent Mater.* 2001; 17: 430-44.

Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *Dent Mater.* 2005; 21: 864-81.

Peutzfeld A, Assmussen E. Adhesive systems: effect on bond strength of incorrect use. *J Adhesive Dent.* 2002; 4: 233-42.

Pradelle-Prasse N, Colon P, Wenger F, Picard B. Quantitative evaluation of self-etching primer action on dentin permeability: a correlation between impedance measurements and acidity. *Am J Dent.* 2004; 17: 131-6.

Puppini-Rontani RM, De Goes MF, Voelske CE, Garcia-Godoy F. Clinical performance and SEM evaluation of direct composite restorations in primary molars. *Am J Dent.* 2006; 19: 255-61.

Radlanski RJ, Renz H, Willersinn U, Cordis CA, Duschner H. Outline and arrangement of enamel rods in human deciduous and permanent enamel. 3-D reconstructions obtained from CLSM and SEM images based on serial ground sections. *Eur J Oral Sci.* 2001; 109: 409-14.

Rastelli FP, Vieira RS, Rastelli MCS. Posterior composite restorations in primary molars: na in vivo comparison of three restorative techniques. *J Clin Pediatr Dent.* 2001; 25 (3): 227-30.

Reis A, Grandi V, Carlotto L, Bortoli G, Patzlaff R, Accorinte MLR *et al.* Effect of smear layer thickness and acidity of self-etching solutions on early and long-term bond strength to dentin. *J Dent.* 2005; 33: 549-59.

Reis A, Loguercio AD, Carvalho RM, Grande RHM. Durability of resin dentin interfaces: effects of surface moisture and adhesive solvent component. *Dent Mater.* 2004; 20: 669-76.

Ribeiro CCC, Baratieri LN, Perdigão J, Baratieri NMM, Ritter AV. A clinical, radiographic, and scanning electron microscopic evaluation of adhesive restorations on carious dentin in primary teeth. *Quintessence Int.* 1999; 30: 591-9.

Risnes S. Multiplane sectioning and scanning microscopy as a method for studying the three-dimensional structure of mature dental enamel. *Scanning Microscopy* 1987; 1(4): 1893-1902.

Ruschel HC, Chevitaese O. Density and diameter of dentinal tubules at first and second primary human molars – comparative scanning electron microscopic study. *J Clin Pediatr Dent.* 2002; 26 (3): 297-304.

Ruschel HC, Chevitaese O. A comparative study of dentin thickness of primary human molars. *J Clin Pediatr Dent.* 2003; 27 (3): 277-82.

Ryge G. Clinical Criteria. *Int Dent J.* 1980; 30(4): 347-58.

Sakoolnamarka R, Burrow MF, Tyas MJ. Interfacial micromorphology of three adhesive systems created in caries-affected dentin. *Am J Dent.* 2003; 16: 202-6.

Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R *et al.* Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength - evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater.* 1994; 10 (4): 236-40.

Sano H, Takatsu T, Ciucchi B, Horner JA, Matthews WG, Pashley DH. Nanoleakage: Leakage within the hybrid layer. *Oper Dent.* 1995; 20:18-25.

Sano H, Yoshikawa T, Pereira PNR, Kanemura N, Morigami M, Tagami J *et al.* Long-term durability of dentin bonds made with a self-etching primer, *in vivo*. *J Dent Res.* 1999; 78 (4): 906-11.

Sano H. Microtensile testing, nanoleakage, and biodegradation of resin-dentin bonds. *J Dent Res.* 2006; 85 (1): 11-4.

Scalerič U, Ravnic Č, Cevc P, Schara M. Microcrystal arrangement in human deciduous dental enamel studied by electron paramagnetic resonance. *Caries Res.* 1982; 16: 47-50.

Schmidlin P, Hofer E, Lutz F. Evaluation of published clinical studies for reproducibility, comparability and adherence to evidence-based methods. *Am J Dent.* 2002; 15 (1): 26-30.

Senawongse, P; Otsuki, M; Tagami, J; Mjör, I. Age-related changes in hardness and modulus of elasticity of dentine. *Arch Oral Biol.* 2006; 51 (6): 457-63.

Sharawy M, Yaeger JA. Esmalte. *In: Bhaskar, SN. Histologia e embriologia oral de Urban.* 10 ed. São Paulo: Artes Médicas, 1989. Capítulo 3, P 51-110.

Shimada Y, Tagami J. Effects of regional enamel and prism orientation on resin bonding. *Oper Dent.* 2003; 28: 20-7.

Shirai K, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Lambrechts P, Suzuki K *et al.* Effect of cavity configuration and aging on the bonding effectiveness of six adhesives to dentin. *Dent Mater.* 2005; 21: 110-24.

Shono Y, Terashita M, Shimada J, Kozono Y, Carvalho RM, Russell CM *et al.* Durability of resin-dentin bonds. *J Adhes Dent.* 1999; 1 (3): 211-8.

Silness J, Hegdahl T, Gustafsen F. Area of organic-inorganic interface of dental enamel. *Acta Odontol Scand.* 1973; 31: 123-9.

Spreafico RC, Krejci I, Dietschi D. Clinical performance and marginal adaptation of class II direct and semidirect composite restorations over 3.5 years *in vivo*. *J Dent.* 2005; 33: 499-507.

Sumikawa DA, Marshall GW, Gee L, Marshall SJ. Microstructure of primary tooth dentin. *Pediatr Dent*. 1999; 21 (7): 439-44.

Swift Jr EJ, Perdigão J, Wilder Jr AD, Bayne SC, May Jr KN, Sturdevant JR *et al*. Eighteen month evaluation of a filled and unfilled dentin adhesive. *J Dent*. 2001; 29: 1-6.

Swift EJ. Dentin enamel adhesives: review of the literature. *Pediatr Dent*. 2002; 24: 456-61.

Tay FR, Frankenberger R, Krejci I, Bouillaguet S, Pashley DH, Carvalho RM *et al*. Single-bottle adhesives behave as permeable membranes after polymerization. I. *In vivo* evidence. *J Dent*. 2004; 32: 611-21.

Tay FR, Hashimoto M, Pashley DH, Peters MC, Lai SCN, Yiu CKY *et al*. Aging affects two modes of nanoleakage expression in bonded dentin. *J Dent Res*. 2003; 82 (7): 537-41.

Tay FR, King NM, Chan K, Pashley DH. How can nanoleakage occur in self-etching adhesive systems that demineralize and infiltrate simultaneously? *J Adhes Dent*. 2002; 4(4): 255-69.

Tay FR, Pashley DH. Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives. Part I: depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dent Mater*. 2001; 17: 296-308.

Tay FR, Pashley DH. Water treeing- a potential mechanism for degradation of dentin adhesives. *Am J Dent*. 2003; 16: 6-12.

Telles PDS, Machado MAAM, Nör JE. SEM study of a self-etching primer adhesive system used for dentin bonding in primary and permanent teeth. *Pediatr Dent*. 1998; 323: 315-20.

Toledo OA. Crescimento e desenvolvimento. Noções de interesse odontopediátrico. In: Toledo, OA. *Odontopediatria – Fundamentos para a prática clínica*. 2. ed. São Paulo: Premier; 1996. p. 17-40.

Tonn EM, Ryge G. Two-year clinical evaluation of light-cured composite resin restorations in primary molars. *JADA*. 1985; 111: 44-8.

Tonn EM, Ryge G. Clinical evaluations of composite resin restorations in primary molars: a 4-year follow-up study. *JADA*. 1988; 117: 603-6.

Torii Y, Itou K, Hikasa R, Iwata S, Nishitani Y. Enamel tensile bond strength and morphology of resin-enamel interface created by acid etching system with or without moisture and self-etching priming systems. *J Oral Rehabil.* 2002; 29: 528-33.

Torneck CD. Complexo dentina-polpa. *In: Ten Cate AR. Histologia bucal – Desenvolvimento, estrutura e função.* 5. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2001. p. 143-85.

Türkün SL. Clinical evaluation of a self-etching and a one-bottle adhesive system at two years. *J Dent.* 2003; 31: 527-34.

Türkün SL. The clinical performance of one- and two-step self-etching adhesive system at one year. *JADA.* 2005; 136: 656-64.

Unemori M, Matsuya Y, Akashi A, Goto Y, Akamine A. Self-etching adhesives and post-operative sensitivity. *Am J Dent.* 2004; 17: 191-5.

Van Meerbeek B, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Peumans M. A randomized controlled study evaluating the effectiveness of a two-step self-etch adhesive with and without selective phosphoric acid etching of enamel. *Dent Mater.* 2005b; 21: 375-83.

Van Meerbeek B, Perdigão J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. *J Dent.* 1998; 26(1): 1-8.

Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P *et al.* Technique sensitivity of contemporary adhesives. *Dent Mater J.* 2005a; 24 (1): 1-13.

Van Meerbeek B, Vargas M, Inoue S, Yoshida Y, Peumans M, Lambrechts P *et al.* Adhesives and cements to promote preservation dentistry. *Oper Dent.* 2001; suppl 6: 119-44.

Wang Y, Spencer P. Physicochemical interactions at the interfaces between self-etch adhesives systems and dentine, *J Dent.* 2004; 32: 567-79.

Weidmann SM, Hamm SM Studies on the enamel matrix of mature teeth. *In: Stack MV, Fearnhead FW. Editores. Tooth enamel: its composition, properties and fundamental structure.* Bristol: John Wrigth & sons Ltd; 1965. p. 83-90.

Weidmann SM, Weatherell JA, Hamm SM. Variations of enamel density in sections of human teeth. *Arch Oral Biol.* 1967; 12: 85-97.

Wilson PR, Beynon AD. Mineralization differences between human deciduous and permanent enamel measured by quantitative microradiography. *Arch Oral Biol.* 1989; 34 (2): 85-8.

Yamada T, Nakamura K, Iwaku M, Fusayama T. The extent of the odontoblast process in normal and carious human dentin. *J Dent Res.* 1983; 62 (7): 798-802.

Yip HK, Stevenson AG, Beeley JA. The specificity of caries detector dyes in cavity preparation. *Br Dent J.* 1994; 176: 417-21.

Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H *et al.* Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res.* 2004; 83 (6): 454-8.

Yoshiyama M, Tay FR, Doi J, Nishitani Y, Yamada T, Ito K *et al.* Bonding of self-etch and total-etch adhesives to carious dentin. *J Dent Res.* 2002; 81 (8): 556-60.

Yoshiyama M, Tay FR, Torii Y, Nishitani Y, Doi J, Ito K *et al.* Resin adhesion to carious dentin. *Am J Dent.* 2003; 16: 47-52.

Zheng L, Hilton JF, Habelitz S, Marshall SJ, Marshall GW. Dentin caries activity status related to hardness and elasticity. *Eur J Oral Sci.* 2003; 111: 243-52.

Anexo 1



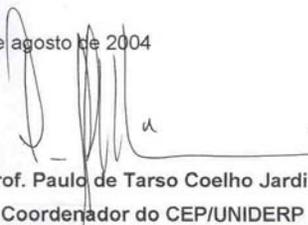
UNIVERSIDADE PARA O DESENVOLVIMENTO DO ESTADO E DA REGIÃO DO PANTANAL

Declaração/CEP/PROPP/UNIDERP 010/04

DECLARAÇÃO

Declaramos para os devidos fins que o projeto de pesquisa intitulado "Avaliação clínica e laboratorial de um sistema adesivo-condicionante aplicado a molares decíduos.", a ser desenvolvido pela Professora Mônica Aratani, foi avaliado pelo Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos – CEP/UNIDERP e, ainda, que o mesmo atende todos os requisitos definidos pela Resolução 196/96, bem como, todos os critérios de biossegurança pertinentes a esta situação.

Campo Grande (MS), 02 de agosto de 2004



Prof. Paulo de Tarso Coelho Jardim
Coordenador do CEP/UNIDERP

Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação
Fone: (67) 348-8074 e 348-8098 Fax: 348-8132
Caixa Postal 2153 – Campo Grande – MS – Brasil
e-mail: propp@uniderp.br

Anexo 2

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Nome do paciente (voluntário): _____

Nome do responsável: _____

As informações contidas neste prontuário serão fornecidas por Mônica Aratani (Aluna da pós-graduação FOP/UNICAMP e professora do curso de odontologia da UNIDERP) e Prof. Dr. Mario Fernando de Goes (orientador, FOP/UNICAMP), objetivando firmar acordo escrito mediante o qual o voluntário da pesquisa autoriza sua participação, com pleno conhecimento da natureza dos procedimentos e riscos a que se submeterá, com a capacidade de livre arbítrio e sem coação.

Justificativa

Este estudo justifica-se pela necessidade de verificar como se comporta um material utilizado na restauração dentária com materiais estéticos, após a aplicação clínica, isto é, durante o período inicial de seu envelhecimento.

Objetivos

Avaliar as características clínicas de cor, forma, presença de fendas e manchas nas margens da restauração, 6, 12 e 18 meses após a aplicação. Depois que os dentes esfoliarem normalmente (caírem), os dentes serão cortados ao meio para permitir verificar se a união entre o dente e o material restaurador se mantém resistente, e também verificar características microscópicas dessa união.

Procedimentos utilizados na pesquisa

Os dentes serão restaurados normalmente, com o sistema adesivo Clearfil SE Bond, e resina composta fotoativada Z-250. Após o término da restauração, as mesmas serão polidas, moldadas e fotografadas. Após 6, 12 e 18 meses, os mesmos dentes serão reavaliados, para verificar se houve alterações clínicas de cor, forma, presença de fendas e manchas nas margens das restaurações, e novas fotografias e moldes serão realizados para comparação da condição de uma mesma restauração em diferentes períodos.

Uma vez que o dente caia, será limpo e cortado ao meio. A metade será submetida a um teste chamado microtração, que verifica a força da adesão do material restaurador ao dente. A outra metade será polida e tratada com produtos químicos que permitam o exame em microscópio eletrônico de varredura, para verificar se a área de contato do material restaurador com o dente sofre degradação com o tempo.

Desconfortos ou riscos esperados e benefícios

Não haverá desconfortos ou riscos para o voluntário que participar da pesquisa, além daqueles normais de um tratamento restaurador.

Forma de acompanhamento e assistência

A assistência ao voluntário será dada pelos cirurgiões dentistas responsáveis pela pesquisa, ou por acadêmicos de Odontologia, sob supervisão.

Garantia de esclarecimentos

O voluntário poderá entrar em contato com os responsáveis pela pesquisa pelos seguintes telefones:

Em Campo Grande: Mônica Aratani- 324-9483 (residencial), 318-3059 (UNIDERP)

Em Piracicaba: Prof. Máario Goes

Retirada do consentimento

O voluntário terá direito de desistir de sua participação, bastando para isso, manifestar sua vontade.

Garantia de sigilo

Os pesquisadores asseguram a privacidade do sujeito quanto aos dados confidenciais envolvidos na pesquisa.

Formas de ressarcimento e indenização:

O voluntário não terá gastos com a pesquisa e não há riscos adicionais além dos inerentes ao tratamento restaurador normal, que deverão ser compensados pela aplicação de técnicas reabilitadoras.

Assinatura: _____ RG: _____

Anexo 3

Tabela 4- Escores obtidos pela avaliação clínica de 6 e 12 meses, para os critérios dor pós-operatória, cárie secundária e descoloração marginal.

dente	dor pós operatória		cáries secundárias		descoloração marginal	
	6 meses	12 meses	6 meses	12 meses	6 meses	12 meses
1	A	A	A	A	A	A
2	A	A	A	A	A	A
3	A	A	A	A	A	A
4	A	A	A	A	A	A
5	A	A	A	A	A	A
6	A	A	A	A	A	A
7	A	A	A	A	A	A
8	A	A	A	A	A	A
9	A	A	A	A	A	A
10	A	A	A	A	A	A
11	A	A	A	A	A	A
12	A	A	A	A	A	A
13	A	A	A	A	A	A
14	A	A	A	A	A	A
15	A	A	A	A	A	A
16	A	A	A	A	A	A
17	A	A	A	A	A	A
18	A	A	A	A	A	A
19	A	A	A	A	A	A
20	A	A	A	A	A	A
21	A	A	A	A	A	A
22	A	A	A	A	A	A
23	A	A	A	A	A	A
24	A	A	A	A	A	A
25	A	A	A	A	A	A
26	A	A	A	A	A	A
27	A	A	A	A	A	A
28	A	A	A	A	A	A
29	A	A	A	A	A	A
30	A	A	A	A	A	A
31	A	A	A	A	A	A
32	A	A	A	A	A	A
33	A	A	A	A	A	A
34	A	A	A	B	B	B
35	A	A	A	B	B	B

Tabela 5- Escores obtidos pela avaliação clínica de 6 e 12 meses, para os forma anatômica, combinação de cor e adaptação marginal

dente	forma anatômica		combinação de cor		adaptação marginal	
	6 meses	12 meses	6 meses	12 meses	6 meses	12 meses
1	A	A	A	A	A	A
2	A	A	A	A	A	A
3	A	A	A	A	A	A
4	A	A	A	A	A	A
5	A	A	A	A	A	A
6	A	A	A	A	A	A
7	A	A	A	A	A	A
8	A	A	A	A	A	A
9	A	A	A	A	A	A
10	A	A	A	A	A	A
11	A	A	A	A	A	A
12	A	A	A	A	A	A
13	A	A	A	A	A	A
14	A	A	A	A	A	A
15	A	A	A	A	A	A
16	A	A	A	A	A	A
17	A	A	A	A	A	A
18	A	A	A	A	A	A
19	A	A	A	A	A	A
20	A	A	A	A	A	A
21	A	A	A	A	A	A
22	A	A	A	A	A	A
23	A	A	A	A	A	A
24	A	A	A	A	A	A
25	A	A	A	A	A	A
26	A	A	A	A	A	A
27	A	A	A	A	B	B
28	A	A	A	A	B	B
29	A	A	A	A	B	B
30	A	A	A	A	B	B
31	A	A	A	A	B	B
32	A	A	B	A	A	A
33	A	A	C	A	A	A
34	B	B	A	A	C	C
35	C	B	A	A	C	D

Tabela 6- Valores individuais de resistência de união obtidos pelo grupo experimental, em MPa

Grupo experimental		
Palito Número	t (meses)	RU (MPa)
1	7	9,799112
2	7	6,059641
3	7	12,1444
4	7	25,56991
5	8	13,5926
6	8	13,80649
7	8	34,03927
8	8	18,57884
9	8	11,05357
10	8	9,743564
11	10	39,13696
12	10	53,56742
13	10	14,10663
14	11	30,22153
15	11	13,92462
16	11	21,12132
17	12	42,82495
18	12	27,10234
19	12	22,18661

Tabela 7- Valores individuais de resistência de união obtidos pelo grupo controle, em MPa

Grupo controle		
Palito Número	t (meses)	RU (MPa)
1	0	2,751986
2	0	4,251181
3	0	16,49154
4	0	10,84818
5	0	4,01942
6	0	5,449179
7	0	9,621635
8	0	12,73957
9	0	23,65966
10	0	26,73058
11	0	22,2291

Anexo 4

Análise dos resultados de avaliação clínica, pelo teste não paramétrico de Wilcoxon.

Combinação de cor	
T =	0
Número de pares =	2
Z =	-1,3416
p(bilateral) =	0,1797

Adaptação marginal	
T =	0
Número de pares =	1
Z =	-1
p(bilateral) =	0,3173

Forma anatômica	
T =	0
Número de pares =	1
Z =	-1
p(bilateral) =	0,3173

Cáries secundárias	
T =	0
Número de pares =	-2
Z =	-1,3416
p(bilateral) =	0,1797

Análise dos resultados de resistência da união, pelo teste T de Student

Grupo experimental

Estatística Descritiva	
Tamanho da amostra =	19
Mínimo	6,059641
Máximo	53,56742
Amplitude Total	47,50778
Mediana	18,57884
Primeiro Quartil (25%)	12,8685
Terceiro Quartil (75%)	28,6619
Desvio Interquartilico	15,7934
Média Aritmética	22,03051
Variância	167,9519
Desvio Padrão	12,95963
D. P. Média	2,973104
Coeficiente de Variação	58,83%

Grupo controle

Estatística descritiva	
Tamanho da amostra =	11
Mínimo	2,751986
Máximo	26,73058
Amplitude Total	23,97859
Mediana	10,84818
Primeiro Quartil (25%)	4,8502
Terceiro Quartil (75%)	19,3603
Desvio Interquartilico	14,5101
Média Aritmética	12,61746
Variância	73,32554
Desvio Padrão	8,563034
D. P. Média	2,581803
Coeficiente de Variação	67,87%

Teste T

	Grupo Experimental	Grupo Controle
Tamanho =	19	11
Média =	22,0305	12,6175
Variância =	167,9519	73,3255
	Homocedasticidade	---
Variância =	134,1568	---
t =	2,145	---
Graus de liberdade =	28	---
p (unilateral) =	0,0203	---
p (bilateral) =	0,0407	---
Poder (alfa=0.05) =	0,6187	---
Poder (alfa=0.01) =	0,3752	---
Diferença entre as médias =	9,4131	---
IC 95% (Dif. entre médias) =	0.4259 a 18.4002	---
IC 99% (Dif. entre médias) =	-2.7117 a 21.5379	---