FABIANA BUCHOLDZ TEIXEIRA ALVES

**Influência da dentina sadia e afetada por cárie na resistência de união de
sistemas adesivos e cimentos de ionômero de vidro em dentes
decíduos – estudo *in vitro***

São Paulo
2010

FABIANA BUCHOLDZ TEIXEIRA ALVES

**Influência da dentina sadia e afetada por cárie na resistência de união de
sistemas adesivos e cimentos de ionômero de vidro em dentes
decíduos – estudo *in vitro***

Tese apresentada à Faculdade de
Odontologia da Universidade de São
Paulo para obtenção do título de Doutora
em Ciências Odontológicas.

Área de Concentração: Odontopediatria

Orientadora: Profa. Dra. Daniela P. Raggio

São Paulo

2010

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Catálogo da Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Alves, Fabiana Bucholdz Teixeira

Influência da dentina sadia e afetada por cárie na resistência de união de sistemas adesivos e cimentos de ionômero de vidro em dentes decíduos – estudo *in vitro* / Fabiana Bucholdz Teixeira Alves; orientador Daniela P. Raggio. -- São Paulo, 2010.

93p. : fig., tab.; 30 cm.

Tese (Doutorado) -- Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas. Área de Concentração: Odontopediatria. -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

1. Adesivos dentinários – Restauração – Resistência de união. 2. Cimentos de ionômero de vidro – Dentina – Influência. 3. Odontopediatria. I. Raggio, Daniela P. II. Título.

Alves FBT. Influência da dentina sadia e afetada por cárie na resistência de união de sistemas adesivos e cimentos de ionômero de vidro em dentes decíduos - estudo *in vitro*. Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutora em Ciências Odontológicas, Área de Concentração Odontopediatria.

Aprovada em: / /2010.

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

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. Ele generosamente tem colocado em meu caminho pessoas maravilhosas que são fundamentais para o meu crescimento e motivação constante para superação de todos os obstáculos.

A você amor “**Dario**” por principalmente a me deixar livre em realizar minhas aspirações profissionais, pelo incentivo e apoio incondicional, sem você em minha vida não seria o que sou e nem teria chegado até aqui.

Aos meus filhos **Daniel Cezar e Luis Felipe** que fazem com que eu queira melhorar sempre e são a razão da minha vida.

A minha **família** que se preocuparam, torceram e rezaram para que tudo corresse bem nessa jornada e esse dia se tornasse realidade.

AGRADECIMENTOS

A Professora **Dr^a Daniela Prócida Raggio**, orientadora e amiga, meu muito obrigada por todo carinho e dedicação. Agradeço pela confiança em mim depositada para a realização deste trabalho. Levarei comigo seu exemplo de postura serena e compreensiva.

A Professora **Dr^a Denise Stadler Wambier**, exemplo de simplicidade e persistência em dar os primeiros passos no meio científico na Universidade Estadual de Ponta Grossa. Não existem palavras para lhe repassar o carinho e admiração como professora e amiga que tenho em relação a sua pessoa. Muito obrigada por tudo, principalmente por sua confiança e apoio.

Prof. **Dr. Antonio Carlos Guedes-Pinto** meu mestre, que de livro se tornou realidade, agradeço pela confiança e oportunidade de estar aqui entre vocês. Fique sabendo que levarei suas palavras sábias em relação à vida, seu exemplo de verdadeiro líder, por quem guardo um profundo respeito e admiração.

À Professora **Dr^a Alessandra Reis**, da Universidade Estadual de Ponta Grossa (UEPG), pelo entusiasmo, simplicidade e dedicação com que conduz seus alunos, inspirando e motivando as pessoas ao seu redor. Principalmente pelos esclarecimentos prestados em relação a metodologia do trabalho.

Ao querido Prof. **Dr. Fausto Medeiros Mendes**, nosso M&M, um encanto de pessoa e um espetacular pesquisador/professor, muito obrigada por todos os conhecimentos transmitidos e pela ajuda fundamental em todo o doutorado. Seu sorriso e sua competência estarão sempre comigo.

Ao Prof. **Dr José Carlos Imparato**, seu espírito empreendedor nos leva a acreditar que estamos contribuindo aos poucos em uma Odontologia de qualidade.

Ao Prof. **Dr. Marcelo Bönecker**, coordenador do programa Pós Graduação em Ciências Odontológicas, obrigada por todo o apoio.

A Professora **Drª Maria Salete Nahás Pires Corrêa** pelos ensinamentos durante os estágios práticos na graduação, pois foi uma honra estar no mesmo corredor que o seu. Aproveito também agradecer a **Drª Fernanda Nahás**, sua filha, por também durante esse curso compartilhar experiências clínicas.

A Professora **Drª Ana Lídia Ciamponi**, pela atenção e apoio recebido. Que Deus ilumine a sua vida e continue sempre lhe dando amor para repassar aos pacientes especiais.

A professora **Drª Mariana M. Braga** pela espetacular meiguice e postura no meio científico, te admiro muito. Fico pensando.... você junto ao Fausto e Dani, não sei aonde vão parar!

A professora **Drª Márcia T. Wanderley** pelo exemplo de dedicação e amor pelo que faz.

A professora **Drª Claudia**, foi uma das primeiras que tive contato on-line, levarei seu senso de humor sempre em minha vida acadêmica e a experiência de condução das aulas na graduação, que são inesquecíveis.

A professora **Drª Mayne Skelton de Macedo e Drª Luciana Butini Oliveira**, pela competência e otimismo em dar um novo passo na maneira de ensinar dentro da odontologia, por meio da Teleodontopediatria. Junto ao **Cássio Alencar**, que além de colega de turma, é exemplo de competência clínica, não esquecerei jamais de você, meu amigo, obrigada por tudo, principalmente por fazer parte da minha vida acadêmica.

A todos os amigos da Turma do mestrado e doutorado pela agradável convivência que fizeram do curso um tempo inesquecível. A **Lucila Basto Camargo** pelo seu sorriso lindo e seu otimismo. A **Janaína Aldrigui** pela sua delicadeza e encanto de menina. A **Isabela Cadioli** pela suas palavras amigas. A **Anna Carolina Mello-Moura (Babou)** pela sua postura firme. A **Tatiane Novaes** que abrilhantou com a Eduarda, nos dando a felicidade de compartilhar um dos momentos mais lindo de nossas vidas “ser mãe”. E a **Christiana Murakami** pelo seu enorme coração e amizade.

Aos meus grandes amigos, pela amizade acima de tudo, **Paula Celiberti** e **Thiago Saads Carvalho** pelo carinho e incentivo constante durante todas as dificuldades e alegrias dessa trajetória. Não irei jamais se esquecer da nossa amizade e das nossas conversas durante o cafezinho. Em especial ao Thiago pelas valiosas contribuições neste trabalho, principalmente na estatística.

E você em especial **Jenny Abanto “Je”**, muito obrigada por você ser minha amiga, posso dizer minha irmã, desde sua parceria, pelos tantos momentos que dividimos ansiedades, expectativas, experiências e alegrias, que tornam difícil transcrever para poucas linhas o valor de sua amizade. E ao Rodolfo pela acolhida em sua casa. Sou grata pelo carinho e amizade que preencheram os momentos mais difíceis durante esse período em São Paulo.

A todos os funcionários da Faculdade, em especial **Júlio Cesar, Fátima (Fafa), Antônio e Anne**.

A **Marize Paiva** (nossa mãe, mesmo que ela não queira), secretária da Pós Graduação em Odontopediatria, pela sua valorosa compreensão, dedicação e um carinhoso tratamento.

Aos demais colegas da turma de 2006/2008 **Adriana Ortega, Anna Paula Verrastro, Daniella Cerqueira e Gabriela Bonini**, pelo carinhoso recebimento da nossa turma. Aos novos queridos colegas da turma 2010/2012 as meninas do sul **Tathiane Lenzi e Chaiana Piovesan**, a nossa ex-agregada **Ronilza Matos (Tuca)**, **Camila Guglielmi, Daniela Hesse, Daniela Bittar, Karla Rezende, Alessandra Reyes, Nádia Jabbar e Vanessa Vieira Pinto**.

À Universidade Estadual de Ponta Grossa, especificamente o programa de Pós Graduação em Odontologia, a Coordenadora **Profa Dr^a Osnara Mongruel Gomes** que cedeu o Laboratório de Pesquisa da Pós Graduação para execução deste trabalho.

A **Milton Domingos Michel** pela colaboração no trabalho laboratorial e a **Alexandra M Serrano** pela contribuição do piloto desta pesquisa.

Aos meus queridos **alunos da UEPG** e as minhas amigas Pontagrossenses e colegas de trabalho na Odontopediatria **Professora Ms Ana Claudia R Chibinski e Drª Gislaine D Czlusniak**, obrigada pelo apoio e compreensão. Saibam que é um enorme prazer fazer parte desta equipe.

À **Aline Manfro Grings** pelo carinho e amizade.

À **CAPES** pela bolsa de Doutorado no programa de Pós Graduação.

À **Universidade de São Paulo** pelas infinitas possibilidades de aprendizado.

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

A instituição que me abrigou há vinte anos, quando ingressei no Curso de História e funcionária administrativa no Departamento de Odontologia, e me abriu as portas para o mundo, nossa querida **Universidade Estadual de Ponta Grossa**: motivo de orgulho. Estou lutando com humildade e sei que um dia serei um semeador de conhecimentos!

"Seja quem você for, qualquer posição que tenha na vida, nível altíssimo ao mais baixo social, tenha sempre como muita força, muita determinação e sempre faça tudo com muito amor e muita fé em Deus, que um dia você chega lá, de alguma maneira você chega lá".

Ayrton Senna

RESUMO

Alves FBT. Influência da dentina sadia e afetada por cárie na resistência de união de sistemas adesivos e cimentos de ionômero de vidro em dentes decíduos - estudo *in vitro* [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2010.

O objetivo deste estudo foi avaliar a influência do substrato dentinário sadio e afetado em dentes decíduos, após restaurações realizadas com diferentes materiais, na resistência de união e nanoinfiltração. Setenta e dois segundos molares receberam preparos padronizados na superfície oclusal e foram divididos aleatoriamente em dois grupos. Um grupo foi denominado dentina sadia [DS] (n=36), e o outro foi submetido ao desafio cariogênico artificial (ciclagem de pH) denominado dentina afetada [DA] (n=36). Posteriormente, os dentes foram restaurados (n=6) com os seguintes materiais: cimento de ionômero de vidro modificado por resina (CIVMR) com nanopartículas - KetacTM N100 [KN100], CIVMR - Vitremer [VI], cimento de ionômero de vidro de alta viscosidade (CIVAV) - KetacTM Molar Easy Mix [KME], Sistema Adesivo autocondicionante de passo único AdperTM Easy One Self-Etch Adhesive [EASY], sistema adesivo autocondicionante de dois passos - AdperTM SE Plus [SE], sistema adesivo com condicionamento ácido total - AdperTM Single Bond 2 [SB]. Os grupos dos sistemas adesivos receberam restauração com resina composta (Filtek Z250). Após 24 horas de armazenagem em água destilada (37°C), os dentes foram seccionados no sentido vestibulo-lingual e novos cortes no sentido mésio-distal de forma a obter palitos com secção transversal de 1 mm² de área. Os espécimes foram submetidos ao teste de microtração (1,0 mm/min) e o modo de falha foi determinado utilizando um microscópio óptico (400x). Um espécime de cada dente foi imerso 24 h em uma solução de nitrato de prata 50% por peso e posteriormente imersos em solução reveladora sob luz fluorescente, por 8 horas. A quantidade de penetração foi avaliada por único examinador, cego em relação aos grupos, por meio de imagens em microscópio eletrônico de varredura em modo de elétrons retroespalhados, sendo adotado escore de 0 a 3. A concordância intra-examinador foi de 0,87. A média dos valores de resistência de união de cada material foi submetida à análise de variância de dois fatores e complementado pelo teste de Tukey. Para os dados da nanoinfiltração foram utilizados o teste de Kruskal-

Wallis e Mann-Whitney. O nível de significância adotado foi de 5%. A média ($\pm$ desvio padrão) de cada material, em dentina sadia foi: KN100: 35,2 ($\pm$ 9,4); VI: 29,2 ($\pm$ 7,8); KME: 18,8 ($\pm$ 2,7); EASY: 27,12 ($\pm$ 2,42); SE: 18,77 ($\pm$ 7,23); SB: 37,32 ($\pm$ 3,95). Para dentina afetada: KN100: 35,8 ($\pm$ 6,7); VI: 24,9 ($\pm$ 5,7); KME: 14,5 ($\pm$ 0,7); EASY: 14,32 ($\pm$ 5,79); SE: 13,29 ($\pm$ 3,43); SB: 19,36 ($\pm$ 4,06). O tipo de falha mais freqüente independente do tipo de substrato foi coesiva para o CIVAV e adesiva para os sistemas adesivos e CIVMR. O fator substrato dentinário não influenciou significativamente a infiltração de prata na interface. Pode-se concluir que os CIVs não sofrem influência na resistência adesiva em relação ao substrato. Entretanto, os sistemas adesivos autocondicionante de passo único e condicionamento prévio são influenciados pelo substrato afetado por lesão de cárie.

Palavras-chave: Resistência à tração. Dentina. Dente decíduo. Cárie dentária. Adesivos dentinários. Cimentos de ionômeros de vidro.

ABSTRACT

Alves FBT. Influence of sound or caries-affected dentin on the bond strength of adhesive systems and glass ionomer cements in primary teeth – an *in vitro* study [thesis]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2010

The aim of this study was to evaluate the influence of sound and caries-affected dentin of primary teeth restored with different materials, regarding bond strength and nanoleakage. Seventy two primary second molars received standardized occlusal preparations were randomly assigned in two groups. One group was nominated as sound dentin [SD] (n=36), and the other was submitted to artificial caries challenge (pH cycling), called caries affected dentin [CAD] (n=36). Six teeth in each group were restored according to dental material: resin modified GIC with nanoparticles KetacTM Nano [KN100], a resin modified GIC - Vitremer [VI], high viscosity glass ionomer cement KetacTM Molar Easy Mix [KME], one-step self-etch adhesive system AdperTM Easy One Self-Etch Adhesive [EASY], two-step self-etch adhesive system - AdperTM SE Plus [SE], total-etching adhesive system - AdperTM Single Bond 2 [SB]. The adhesive systems groups were restored with composite resin (Filtek Z250). After storage in distilled water (37°C) for 24 hours, the teeth were sectioned in buccal-lingual direction and then in the mesial-distal to obtain bonded sticks (1 mm²). The specimens were subjected to microtensile test (1.0 mm/min) and the failure mode was determined using an optical microscope (400x). One dentin-material stick from each tooth was immersed in silver nitrate solution 50% weight per volume (24 h) and immersed in revealing solution under fluorescent light, for 8 hours. One examiner, blinded regarding groups, evaluated the images using scanning electron microscope adopting scores ranging from 0 to 3. The intra-examiner agreement was 0.87. The values of bond strength from each material were analyzed by two-way ANOVA and Tukey *post hoc* test. For the nanoleakage data, Kruskal-Wallis and Mann-Whitney tests were used, with level of significance set on 5%. The mean (and standard deviations) for each material, in sound dentin were: KN100: 35.2 (±9.4); VI: 29.2 (±7.8); KME: 18.8 (±2.7); EASY: 27.12 (±2.42); SE: 18.77 (±7.23); SB: 37.32 (±3.95). For caries-affected dentin: KN100: 35.8 (±6.7); VI: 24.9 (±5.7); KME: 14.5 (±0.7); EASY: 14.32 (±5.79); SE: 13.29 (±3.43); SB: 19.36 (±4.06). The most frequent type of failure regardless of substrate was cohesive, for KME, and adhesive, for the

adhesive systems and RMGICs. Sound or caries-affected dentin did not significantly affect the infiltration of silver nitrate into the interface. It can be concluded that the bond strength of GICs are not influenced by the substrate, however, the one-step self-etch adhesive system and total-etching are influenced by caries-affected dentin.

Keywords: Tensile strength. Dentin. Tooth, deciduous. Dental caries. Dentin-bonding agents. Glass ionomer cements.

LISTA DE FIGURAS

Figura 4.1 - Delineamento dos grupos experimentais.....	41
Figura 4.2 - Demonstração do sentido dos cortes e palitos resultantes.....	48
Figura 5.3 - Médias e intervalos de confiança (95%) dos valores de resistência adesiva segundo o CIV utilizado e substrato dentinário	55
Figura 5.4 - Médias e intervalos de confiança (95%) dos valores de resistência adesiva segundo o sistema adesivo utilizado e substrato dentinário.....	56
Figura 5.5 - Distribuição percentual do modo de falhas dos espécimes tracionados em cada grupo experimental dos CIVs	57
Figura 5.6 - Distribuição percentual do modo de falhas dos espécimes tracionados em cada grupo experimental dos sistemas adesivos.....	58
Figura 5.7 - Distribuição percentual entre os grupos de CIVs em cada substrato em relação ao escore da nanoinfiltração	59
Figura 5.8 - Distribuição percentual entre os grupos de sistemas adesivos em cada substrato em relação ao escore da nanoinfiltração	59
Figura 5.9 - Espécime do grupo KMEDS e KMEDA (CIVAV Ketac Molar Easy Mix em dentina sadia e afetada)	60

Figura 5.10 - Espécime do grupo VIDS e VIDA (CIVMR Vitremer em dentina sadia e afetada).....	60
Figura 5.11 - Espécime do grupo KN100DS e KN100DA (CIVMR Ketac N100 em dentina sadia e afetada)	60
Figura 5.12 - Espécime do grupo SBDS e SBDA (Sistema adesivo Adper Single Bond 2 em dentina sadia e afetada)	61
Figura 5.13 - Espécime do grupo SEDS e SEDA (Sistema adesivo Adper SE Plus em dentina sadia e afetada).....	61
Figura 5.14 - Espécime do grupo EASYDS e EASYDA (Sistema adesivo Adper EASY ONE em dentina sadia e afetada).....	61

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1 - Número de corpos-de-prova obtidos, testados e perdidos por condição experimental dos CIVs	52
Tabela 5.2- Número de corpos-de-prova obtidos, testados e perdidos por condição experimental dos sistemas adesivos.....	53
Tabela 5.3- Média e desvios-padrão (DP) dos valores de resistência adesiva para cada grupo experimental de acordo com o cimento de ionômero de vidro e substrato dentário.....	54
Tabela 5.4- Média e desvios-padrão (DP) dos valores de resistência adesiva para cada grupo experimental de acordo com o sistema adesivo e substrato dentário	55

LISTA DE ABREVIATURA E SIGLAS

A	falha na interface entre substrato e material restaurador
AgNO ₃	nitrato de prata
ANOVA	Análise de Variância
Bis-GMA	bisfenol A-glicidil metacrilato
CaCl ₂	cloreto de cálcio
CIV	cimento de ionômero de vidro
CIVAV	cimento de ionômero de vidro de alta viscosidade
CIVMR	cimento de ionômero de vidro modificado por resina
CM/D	falha em material e/ou substrato dentinário
cp	corpo(s) de prova
CQ	Canforoquinona
DA	dentina afetada
DS	dentina sadia
DMAEMA	dimetil aminoetil metacrilato
Di-HEMA	2- hidroxietilmetacrilato
HEMA	Hidroxietilmetacrilato
HDDMA	hexanodiol dimetilmetacrilato
KCl	cloreto de potássio
KME	Ketac molar easy mix
KN100	Ketac N100
KOH	hidróxido de potássio
M	falha mista
MEV	Microscópio eletrônico de varredura
min	Minuto
mm	Milímetro
mm ²	milímetro quadrado
M	Mol
mM	Micromol
Mw/cm ²	miliwatts por centímetro quadrado
NaH ₂ PO ₄	fosfato de dihidrogênio de sódio
nm	Nanômetro

rpm	rotação por minuto
p	valor de significância
pH	potencial de hidrogênio
RU	resistência de união
s	Segundo
SB	adper single bond 2
SE	adper SE plus
TEGDMA	trietileno glicol dimetacrilato
μm	Micrometro
μm ²	micrometro quadrado

LISTA DE SÍMBOLOS

X	número de vezes
°C	grau Celsius
#	número
%	porcentagem
>	maior
<	menor
=	igual

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	20
2 REVISÃO DA LITERATURA	21
3 PROPOSIÇÃO	39
4 MATERIAL E MÉTODOS	40
5 RESULTADOS.....	52
6 DISCUSSÃO	62
7 CONCLUSÕES	77
REFERÊNCIAS.....	78
ANEXOS	93

1 INTRODUÇÃO

Muita atenção tem sido recentemente centrada em métodos mais conservadores e menos destrutivos para o tratamento de lesões cariosas, baseados na filosofia de Mínima Intervenção (MI) (Mickenautsch et al., 2009).

A remoção parcial de tecido cariado está contida neste princípio e apresenta evidência científica positiva em comparação à remoção total (Ricketts et al., 2006). A técnica baseia-se na remoção da porção superficial da dentina, denominada infectada, que se apresenta amolecida, úmida e com alta contagem de bactérias. A porção mais interna da dentina, denominada afetada é mantida na cavidade (Fusayama, 1979; Massara et al., 2002; Maltz et al., 2002; Wambier et al., 2007).

Nesse contexto, os materiais adesivos apresentam vantagem em relação aos não-adesivos, pois não há a necessidade de adequação da cavidade para que o material cumpra seu papel, mantendo a maior quantidade de estrutura dental possível. Dentre os materiais dentários mais comumente utilizados na clínica de Odontopediatria estão as resinas compostas associadas aos sistemas adesivos, compômeros e os cimentos de ionômeros de vidro (Qvist et al., 2010). No entanto, esses materiais têm sido aplicados em substratos diferentes aos que foram idealizados.

A adesão à dentina afetada por cárie, *in vitro*, mostra valores de resistência da união inferiores àqueles obtidos em dentina sadia (Yoshiyama et al., 2000; 2003; Ceballos et al., 2003; Hosoya et al., 2006). A maioria desses estudos foi realizado em dentes permanentes, mas as características da dentina em dentes decíduos diferem dos dentes permanentes. Há, portanto, diferenças substanciais na microestrutura da dentina entre ambas as dentições, contudo a adesão dos materiais restauradores à dentina afetada em dentina de dentes decíduos ainda é pouco investigada (Nakomchai et al., 2005; Hosoya et al., 2006; Çehreli et al., 2003; Marquezan et al., 2010).

Assim, parece relevante a realização de estudos que avaliem o efeito da condição do substrato (sadia ou afetada) e de materiais restauradores com característica adesiva na resistência de união à dentina de dentes decíduos.

2 REVISÃO DA LITERATURA

A dentística restauradora contemporânea vem passando por significantes progressos nas últimas décadas, baseados no maior conhecimento do desenvolvimento da doença cárie e na introdução de técnicas adesivas mais conservadoras e efetivas. Porém, se por um lado o sucesso da adesão ao esmalte foi alcançado, um problema-chave ainda permanece em relação à dentina (Perdigão, 2010), um substrato complexo e menos previsível do que a adesão ao esmalte (Reis et al., 2008). Assim, adquirir maior conhecimento se torna necessário em relação ao substrato e material restaurador para a compreensão dos mecanismos de união.

Por essa razão, antes de relatar os estudos existentes na literatura sobre adesão à dentina de dentes decíduos relacionados com o presente trabalho, será feita uma breve abordagem da estrutura dentinária do dente decíduo e fundamentos da união, sistemas adesivos e cimento de ionômero de vidro.

2.1 Estrutura da dentina hígida e afetada do dente decíduo e fundamentos da união

A dentina é um tecido mineralizado de natureza conjuntiva que não apresenta células no seu interior, apenas os prolongamentos dos odontoblastos estão dentro dos túbulos que a percorrem desde a polpa até a proximidade da junção amelodentinária. Sua composição geral, após a maturação, é de 70% de conteúdo mineral, com 18 a 20% de matriz orgânica e 10 a 12% de água, em peso (Araújo et al., 1995; Avery, 2000). Em volume, essas frações representam aproximadamente por 25% em volume de água, 30% em volume de matriz orgânica (92% de fibrilas de colágeno do Tipo I) e 45% de conteúdo mineral (composta principalmente por cristais de hidroxiapatita) (Schoeder, 2000).

A estrutura básica da dentina é composta por numerosos túbulos dentinários que são preenchidos com fluido dentinário, um fluido tecidual derivado da polpa. Esta característica explica uma das dificuldades do sucesso na adesão dentinária,

por este ser um substrato intrinsecamente úmido. A parede de cada túbulo dentinário é constituída por um colar de dentina hipermineralizado, a dentina peritubular. A dentina que permanece entre os túbulos é menos mineralizada, denominada dentina intertubular (Katchburian; Arana, 1999; Avery, 2000).

A quantidade de dentina peritubular e intertubular varia de acordo com a profundidade da dentina (Marshall et al., 1997). Na dentina superficial, o número de túbulos é de $17.433/\text{mm}^2$, com diâmetro de $0,96\text{ }\mu\text{m}$; e, na dentina profunda, o número é de $26.931/\text{mm}^2$, com diâmetro de $1,20\text{ }\mu\text{m}$ (Koutsi et al., 1994). Ruschel e Chevitarese (2002) avaliaram a densidade e diâmetro dos túbulos dentinários de molares decíduos, e concluíram que ambos os 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/ mm^2 , respectivamente, e o diâmetro tubular médio foi de $0,794\text{ }\mu\text{m}$ para os primeiros molares, e de $1,0\text{ }\mu\text{m}$ para os segundos molares, em dentina de profundidade média.

A dentina intertubular ocupa todo o espaço entre os túbulos e compõe a maior parte da dentina (Avery, 2000), além de apresentar matriz orgânica constituída principalmente por fibrilas colágenas tipo I, e reforçada por apatita (Marshall et al., 1997; Avery, 2000). Nos dentes decíduos, é menos mineralizada, irregular e granular (Costa et al., 2002). A dentina peritubular, que constitui as paredes dos túbulos, é mais mineralizada e geralmente está ausente na porção mais próxima à polpa (Avery, 2000; Costa et al., 2002). Baseado em estudos de microscopia eletrônica, a dentina peritubular em dentes decíduos é 2 a 5 vezes mais espessa do que a dos dentes permanentes (Hirayama et al., 1986). Sumikawa et al. (1999), relataram com base em seu estudo, que existem diferenças entre dentes decíduos e permanentes no que diz respeito a sua microestrutura. Dentre estas, a presença de uma menor área de dentina sólida (dentina intertubular) nos dentes decíduos, a qual poderia interferir nos valores de força de adesão.

Analizando a composição da porção mineral da dentina de dentes decíduos e permanentes, estudos relatam que elas têm composição semelhante, embora apresentem maior conteúdo de potássio e magnésio, e em relação ao cálcio e fósforo apresentam menor valor (Lakomaa; Rytomaa, 1977; Hirayama, 1990; Hosoya et al., 2000). O grau de mineralização entre dentes decíduos e permanentes, segundo Araújo et al. (1995), é diferente. Os autores verificaram, por

meio de revisão bibliográfica, que a formação e mineralização da coroa de um dente decíduo são de no mínimo seis meses (incisivo central) e no máximo de 14 meses (segundo molar decíduo), enquanto a média de um dente permanente é de 3 a 4 anos. Assim, concluíram que o padrão de mineralização (velocidade e quantidade) do dente decíduo é cerca de um quinto menor do que de um dente permanente. Este menor grau de mineralização poderia explicar porque quimicamente a dentina de dentes decíduos parece ser mais reativa ao condicionamento ácido (Nör et al., 1997). Com isso condicionamentos de tempos mais curtos podem melhorar a aderência, evitando a desmineralização excessiva (Can-Karabulut et al., 2009; Osório et al., 2010).

Com relação à dentina afetada por cárie, estas resultam de numerosos ciclos alternantes de desmineralização e remineralização, combinados a mecanismos de reação teciduais. Fusayama (1979) descreveu as características da dentina desmineralizada 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 (Marshall et al., 2001).

Em resposta a agressões ou a mecanismos fisiológicos de envelhecimento, a dentina peritubular pode chegar a obliterar completamente os túbulos (Avery, 2000), com mais frequência na dentina superficial. 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).

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), 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). Pinheiro et al. (2008), descreveram as características da dentina afetada e infectada por meio de avaliação histológica. Observaram que o percentual de colágeno organizado na dentina infectada foi 12,71% e na dentina afetada foi 32,37%, mostrando que este tecido apresenta ligações cruzadas de colágeno parcialmente degradado e capaz de reorganização; com relação à quantidade de túbulos dentinários na região amelodentinária em média os túbulos tinham um diâmetro de cerca de 20,4 μm na dentina infectada, e de 22,4 μm na dentina afetada. Nakornchai et al. (2004), relataram que a camada externa da dentina cariada é significativamente alterada e degradada em relação à camada interna da dentina cariada.

Hosoya (1988) avaliou em MEV o efeito do condicionamento ácido fosfórico em dentina hígida e afetada por cárie de 34 dentes decíduos. Observou que, em todos os casos onde o condicionamento ácido não foi realizado, a superfície dentinária estava completamente coberta por uma espessa camada de *smear layer* e detalhes anatômicos não puderam ser visualizados. Entretanto, após o condicionamento da dentina hígida, os túbulos dentinários apresentaram-se abertos, com dissolução de aproximadamente 10 μm em profundidade, mas a *smear layer* permaneceu em algumas partes e, em alguns casos, pequenas fibras colágenas foram observadas na abertura dos túbulos. Na dentina afetada, os túbulos apresentavam-se abertos, mas a efetividade do ácido foi menor, sendo observada, em algumas regiões, dentina peritubular e intertubular cobertas pela *smear layer*. Ao lado das considerações relativas à estrutura e composição da dentina hígida e afetada, não se pode esquecer que toda vez que a dentina é cortada, há formação de uma camada de esfregaço (*smear layer*) que obstrui a luz dos túbulos dentinários e constitui o primeiro substrato de união a ser tratado para a confecção de uma restauração.

Segundo Hosoya e Tay (2007), a camada híbrida em dentina afetada de dentes decíduos é mais espessa do que na dentina sadia. Apesar de essas camadas serem identificadas mais espessas é interessante observar que a dureza e módulo de elasticidade da interface resina-dentina e a dentina imediatamente abaixo da região interfacial não são diferentes entre a dentina cariada ou sadia dos dentes decíduos.

Isto sugere que embora ocorra a perda de minerais na dentina cariada, a matriz orgânica subjacente na dentina afetada por cárie não foi significativamente diferente.

Hosoya et al. (2008a), avaliaram a dureza e elasticidade da interface da dentina sadia e afetada de molares decíduos com aplicação de dois tipos de adesivo de 5ª geração de passo único. A dureza e elasticidade da interface da dentina foram significativamente menores do que a dentina sadia, exceto para o grupo de dentina afetada de um tipo de adesivo que obteve um valor maior. No entanto, não houve diferença significativa de dureza e módulos de Young na interface de adesão entre os grupos. A microscopia eletrônica de transmissão (MET) revelou ampla nanoinfiltração na interface de adesão em dentina sadia independente do material. Para a dentina afetada, a nanoinfiltração estava ausente nas camadas híbridas obtidas com o uso de ambos os adesivos. No entanto, grandes depósitos de prata foram identificados logo abaixo na dentina afetada subjacente.

Informações sobre algumas características específicas do substrato dentinário cariado de dentes decíduos são escassos no meio científico. Para elucidar algumas dúvidas podemos nos referenciar na literatura científica de estudos em dentes permanentes. O estudo de Ehardt et al. (2008a), apontaram algumas características específicas do substrato dentinário cariado de dentes permanentes, tais como: (1) a dentina intertubular cariada tem maior grau de porosidade do que a dentina intertubular sadia, que está diretamente relacionada com a extensão da perda mineral das lesões de cárie; (2) a dentina cariada é mais amolecida do que a dentina de sadia, porque é parcialmente desmineralizada e (3) a presença de mineral dentro dos túbulos, pode comprometer a infiltração das resinas adesivas e formação dos *tags* de resina.

É relevante destacar que segundo Marquezan et al. (2009a), o principal problema de investigar a adesão à dentina afetada por cárie em dentes decíduos é devido a questão principalmente metodológica, uma vez que a padronização da lesão de cárie é difícil, principalmente em dentes decíduos que apresentam dimensões tão reduzidas. Ressaltam que uma alternativa interessante é o uso de lesões artificiais. Por isso avaliaram por meio de teste de microdureza Knoop e análise morfológica em Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV), a capacidade de dois métodos químicos (Gel acidificado e Ciclagem de pH) e um microbiológico em produzir *in vitro* lesões de cárie dentinária, assemelhando-se a lesão de cárie que se forma naturalmente. Em relação à microdureza encontraram resultados em que a

lesão de cárie artificialmente criada por meio do método químico não diferiu da lesão natural de cárie, tanto na superfície como no fundo da cavidade. Também relataram que os métodos de indução química de cárie promoveram desmineralização superficial, sendo o método de ciclagem de pH mais eficaz que o gel acidificado, porque além de produzir uma dureza similar da lesão natural também produziu camada mais espessa de desmineralização. Enquanto o método microbiológico produziu uma camada excessiva de porosidade na dentina, mas por outro lado apresentou uma morfologia mais comparável com a lesão natural. Concluíram que o método de ciclagem de pH é mais adequado para simular o substrato dentinário afetado por cárie, em relação aos testes de resistência adesiva.

No presente trabalho utiliza-se o termo dentina afetada, pois esta é fundamentalmente desmineralizada, com pouca degradação do colágeno. Outros estudos também utilizaram esta denominação (Hosoya et al., 2008a; Marquezan et al., 2010; Zanchi et al., 2010).

2.2 Sistemas Adesivos

Pôde-se observar que existem diferenças microestruturais substanciais entre a dentina permanente e decídua. Como também diferenças entre dentina hígida e afetada pelo processo carioso. Mas o fato é que os adesivos dentinários são desenvolvidos principalmente por meio das características morfológicas dos dentes permanentes e, sobretudo hígidos. Não existe diferença no protocolo de aplicação para o uso de sistemas adesivos dentinários para dentes decíduos por qualquer fabricante (Can-Karabulut et al., 2009) e muito menos indicados para dentina afetada. Por isso, muitos dos trabalhos citados aqui são de pesquisas realizadas em dentes permanentes, mas que nos auxiliam a elucidar o mecanismo de interação e permeação do adesivo com o substrato dentinário.

Antes de relatar sobre os sistemas adesivos, deve ser salientado que, além das características morfológicas desfavoráveis tanto a permeabilidade como a heterogeneidade do substrato dentinário, que tornam crítica a obtenção da adesão, é preciso considerar ainda que na maioria dos casos, a superfície de dentina pós remoção ficará recoberta por *smear layer*. A principal desvantagem da manutenção

da integridade desta camada é a sua baixa resistência de união à dentina subjacente (Marshall, 1993). Por isto, os sistemas adesivos preconizam a remoção ou a modificação desta camada, no intuito de obter adesão eficaz em dentina. Esta remoção é realizada principalmente por meio do condicionamento ácido com ácido fosfórico a 35 ou 37%

Em 1998, Nakabayashi e Pashley descreveram que o condicionamento ácido da dentina seria necessário para aumentar a porosidade da dentina intertubular, onde o seu componente com alta energia de superfície, a hidroxiapatita, é facilmente removida pelo ácido, enquanto o colágeno permanece, pois possui baixa energia de superfície. Para Bolaños-Carmona et al. (2006), por meio de um estudo *in vitro*, o tempo mínimo adequado de condicionamento para a dentina decídua é 15s e nesse mesmo estudo observaram que existe uma relação linear estatisticamente significativa entre o tempo de aplicação do condicionamento e a profundidade média da camada desmineralizada. Portanto após o condicionamento ácido o resultado seria um substrato de maior porosidade e baixa energia de superfície. Haveria então a necessidade de aplicar uma substância que restaurasse a energia superficial perdida e facilitasse a infiltração dos monômeros resinosos, estas seriam as funções do *primer*.

O *primer* consiste em solução de monômeros em solventes orgânicos, geralmente etanol ou acetona, e deve ser aplicado após o condicionamento ácido, lavagem e secagem não desidratante (Perdigão; Ritter, 2001). O solvente deve ter a capacidade de se misturar com a água, portanto deve ser hidrofílico, o que equivale a ter o poder de deslocar e substituir a água ainda presente entre as fibrilas de colágeno da camada desmineralizada. É assim que produz a infiltração dos monômeros, ou seja, do adesivo entre as fibrilas de colágeno: se não houvesse água entre as fibrilas, os monômeros penetrariam com dificuldade ou não penetrariam. Após a evaporação do solvente do *primer* e a polimerização dos monômeros, teremos a camada híbrida formada; este é o mecanismo para explicar a união à dentina mais aceita atualmente (Breschi et al., 2008).

Um avanço importante é o conceito de hibridização dos tecidos com os sistemas adesivos. Hibridização envolve permeação do monômero do *primer* dentro do substrato (Nakabayashi et al., 1982; Vaidyanathan; Vaidyanathan, 2009) e posterior impregnação do adesivo. A hibridização ocorre nos sistemas atuais de adesivos usando duas estratégias diferentes, ou seja, removendo a *smear layer*

(técnica de condicionamento seguido de enxágüe) ou mantê-la como substrato para a adesão (técnica de autocondicionamento), ou seja, permanece incorporada na camada híbrida (Tay et al., 2002a; Van Meerbeek et al. 2003a; Breschi, 2008).

Para que ocorra a hibridização devemos estar atento no tipo de adesivo que iremos utilizar. Atualmente existem basicamente duas linhas de sistemas adesivos: os adesivos de condicionamento ácido total e os autocondicionantes.

Os 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.

O sistema de três etapas, em que ácido, *primer* e adesivo são fornecidos em frascos 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. O sistema de *one-bottle*, 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 frascos, a diluição das resinas exige diversas aplicações até que a dentina desmineralizada fique saturada com o monômero (Van Meerbeek et al., 2001). É também conhecido como adesivo de frasco único (*one-bottle*).

Já os sistemas adesivos autocondicionantes (*self-etching*) são aqueles em que o condicionamento ácido com ácido fosfórico não é realizado como 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. Existem dois tipos de sistemas adesivos autocondicionantes: duas etapas, em que um *primer* ácido autocondicionante é aplicado, seguido por um adesivo hidrofóbico; e etapa única (*all-in-one*), que combina as funções de condicionador ácido, *primer* e adesivo. Vale à pena ressaltar que apesar do nome, em geral é fornecido em dois frascos ou até mesmo na forma de “palitinhos” com os dois líquidos separados, cujos produtos devem ser misturados antes da aplicação, pois a acidez pode interferir na estabilidade do produto. Os autocondicionantes podem também ser classificados em três categorias, de acordo com sua acidez: leve, moderado e agressivo (Van Meerbeek et al. 2003b).

Nos sistemas *total-etching*, o parâmetro de solubilidade e compatibilidade da formulação do *primer* com a matriz de dentina desmineralizada pode determinar a permeabilidade dos monômeros, que permeiam os espaços adjacentes cheios de água, entre as fibras colágenas, que antes eram ocupados pelos cristais de hidroxiapatita dissolvidos, resultando em tecido híbrido, composto de colágeno, resina, hidroxiapatita residual e traços de água. A permeação do monômero traz os átomos do *primer* mais em contato com os átomos do substrato, levando o adesivo através de interações van der Waals, adesão do hidrogênio e interações eletrostática (Van Meerbeek et al., 2003b). Também ocorre uma forte interação eletrostática entre monômeros do *primer* e hidroxiapatita nos sistemas *self-etching*, onde são capazes de misturar-se com a dentina e camada de esfregaço residual. No entanto a incompleta permeação de monômero dentro da região desmineralizada mais profunda pode, no entanto, deixar expostas fibrilas colágenas e causar nanoinfiltração de água para dentro dessas regiões através de em média 20-100 nm nas lacunas marginais, levando posteriormente a degradação hidrolíticas dessas fibrilas de colágeno e da camada híbrida (Sano et al. 1999; Vaidyanathan; Vaidyanathan, 2009).

Tal permeabilidade vem sendo evidenciada micromorfolologicamente por estudos de nanoinfiltração que identificam por meio da infiltração pela prata finos canais deixados pela passagem de água (*water-trees*) (Tay et al., 2002b; Sano, 2006). Esta técnica utiliza um traçador de baixo peso molecular como o nitrato de prata (AgNO_3) para evidenciar tais porosidades na interface. Posteriormente, esta área de união é observada em microscopia eletrônica de varredura e/ou transmissão (Sano et al., 1995). São poucos trabalhos de avaliação de interface utilizando a nanoinfiltração em dentes decíduos. Hosoya et al. (2008b), analisaram a ultra-estrutura e a nanoinfiltração da interface da dentina sadia e afetada de dentes decíduos. Foram realizadas restaurações em dentina sadia e afetada utilizando um adesivo autocondicionante de passo único. Observaram que os túbulos na dentina sadia, por meio da nanoinfiltração com uso do nitrato de prata (AgNO_3) que a camada híbrida foi de 1 μm de espessura. Na dentina afetada os túbulos de dentina foram ocluídos com depósitos minerais. Não havia canais de água (*water trees*) ou nanoinfiltração na camada de adesivo ou camada híbrida. No entanto, restos de esfregaço foram observados na camada adesiva e grandes depósitos de prata foram observados na camada subjacente altamente porosa da dentina afetada. Marquezan

et al. (2010), ao analisarem a interface de restaurações realizadas com Cimento de ionômero de vidro modificado (CIVMR – Vitremer 3M ESPE) e sistema adesivo/resina, por meio da nanoinfiltração, não encontraram diferença no padrão de infiltração em função do substrato sadio ou afetado quando utilizou CIVMR. Em contrapartida, o sistema adesivo de condicionamento ácido total (Adper Single Bond 2 3M ESPE) apresentou maiores áreas de infiltração de prata nas interfaces com dentina afetada em comparação à dentina sadia.

2.3 Cimentos de ionômeros de vidro – CIVs

No início dos anos 70 surgiu no mercado o cimento de ionômero de vidro, do qual os autores Wilson e Kent (1972), citavam propriedades interessantes. De acordo com a terminologia oficial da Organização Internacional para Padronização (ISO), Especificação 7489, este material deveria ser denominado polialquenoato de vidro, porém, no meio odontológico prevaleceu a nomenclatura de CIV (Walls, 1986).

CIV é um material composto por vidro/polímero, no qual as partículas de vidro têm função de material de preenchimento e são fonte de cátions para formação de ligações cruzadas com as cadeias poliméricas. Os cimentos são formados pela mistura de partículas vítreas com solução aquosa de ácidos poliméricos orgânicos (geralmente ácido poliacrílico). Quando as partículas de vidro do tipo cálcioaluminossilicato são misturadas com solução aquosa de ácido poliacrílico forma-se uma pasta. Os CIVs adquirem presa inicial via reação de neutralização do tipo ácido/base entre os seus componentes. O processo envolve a hidrólise ácida das ligações Si – O – Al da rede vítrea, resultando na liberação dos cátions Ca^{2+} e Al^{3+} e na formação de ácido ortosilícico, o qual se polimeriza formando sílica gel. Os cátions extraídos da rede vítrea Ca^{2+} e Al^{3+} são quelados pelos grupos carboxílicos, presentes na estrutura polimérica do ácido orgânico, formando sais de poliacrilato e iniciando a presa pasta vidro/ácido por geleificação (Vieira et al., 2006).

Atualmente, os CIVs estão sendo utilizados em procedimentos que vão desde os preventivos, passando por procedimentos restauradores, como agentes de cimentação em tratamentos endodônticos, ortodônticos e protéticos. Apresentam certas propriedades desejáveis, tais como adesão físico-química às estruturas

dentárias; liberação de fluoretos ao longo do tempo, baixo coeficiente de expansão térmico linear; biocompatibilidade; estética aceitável; inibição da desmineralização e favorecimento da remineralização do tecido dental adjacente (Yip et al., 2001; Raggio; Martins, 2010). Geralmente, pode-se supor que uma grande vantagem de ionômero de vidro é o seu efeito anticariogênico, devido à liberação de flúor (Mickenautsch et al., 2009).

Entretanto, algumas de suas desvantagens também têm sido muito destacadas, principalmente em relação ao CIV convencional comparado às resinas compostas, como baixa resistência ao desgaste, à tração e ao cisalhamento e esteticamente apresentam comportamento inferior, quer seja em termos de estabilidade de cor ou descoloração marginal (Raggio; Martins, 2010). Outro fator é a grande sensibilidade da técnica/operador. A reação de presa, ácido-base, é muito sensível à sinérise e à embebição durante a sua colocação e logo após, o que aumenta o desgaste e diminui a resistência à fratura (Morabito; DeFabianis, 1997).

Procurando melhorar algumas desvantagens, especialmente suas propriedades mecânicas e de manuseio, foram introduzidos os materiais híbridos, contendo 80% de ionômero de vidro e 20% de resina composta, ou seja, foi incorporado monômero resinoso na fórmula original do CIV, sendo então desenvolvido o cimento de ionômero de vidro modificado por resina (CIVMR). A reação de presa do CIVMR pode ser de dupla presa, na qual, além da reação ácido/base do ionômero, a parte resinosa é quimicamente ativada ou fotoativada, ou então de tripla presa. Neste caso a reação ácido-base ocorre entre o vidro de silicato de flúor-alumínio e o ácido carboxílico; a fotoativação e liberação de radicais livres geram a polimerização de grupos metacrilato do polímero e 2-hidroxietilmetacrilato (HEMA), e, por fim a reação de oxi-redução, que permite a polimerização de grupos metacrilato na ausência de fotoativação (McLean et al., 1994; Anusavice, 1998).

Sempre na tentativa de melhoria do material, surgiu o CIV de alta viscosidade (CIVAV) sendo um material originalmente desenvolvido para ser utilizado no Tratamento Restaurador Atraumático (ART) em dentes posteriores (Frencken et al., 2006). As partículas desse cimento se apresentam menores e em maior número. As propriedades mecânicas são melhores, demonstrou a resistência à abrasão aumentada em comparação ao amálgama sendo indicado como materiais restauradores definitivos para superfícies oclusais e ocluso-proximais (Frankenberger et al., 1997). Bonifácio et al. (2009), ao avaliarem as propriedades

mecânicas de CIVAV (resistência ao desgaste, dureza, flexão e a resistência à compressão) encontraram bons resultados para o Ketac Molar Easy Mix (3M ESPE) e Fuji IX(GC), exemplos comerciais desses materiais de alta viscosidade.

Recentemente foi lançado no mercado odontológico o CIVMR com nano partículas Ketac N100 (3M ESPE), combinando com a tecnologia das nanopartículas com um cimento de ionômero de vidro modificado por resina. Esse produto é apresentado na forma de “*cliker*”, com duas pastas, o que visa minimizar falhas na dosagem e posterior manipulação (Bonifácio, 2008). Além do mais é um material que possui capacidade de recarga após imersão NaF sem sofrer alterações morfológicas em sua superfície em ambientes ácidos (Markovic et al., 2008).

Com relação à adesividade, o CIV ainda é considerado o único material com capacidade de “auto-adesão” (Yoshida et al., 2000). Sendo utilizado previamente um ácido poliacrílico, o qual trata a superfície do substrato, removendo a *smear layer* e expondo fibras colágenas até cerca de 0,5-1µm de profundidade (Inoue et al., 2001; Raggio et al., 2010) os componentes ionôméricos se difundem e estabelecem uma retenção micromecânica seguindo o princípio de hibridização (Van Meerbeek et al., 2001). Além disso, a ligação química é obtida pelo mecanismo em que grupos carboxílicos do ácido polialquenóico substituem fosfato do substrato e fazem ligações iônicas com os íons cálcio da hidroxiapatita, que permanece ligado às fibrilas colágenas (Yoshida et al., 2000; Yoshida et al., 2004). Enfim a autoadesividade dos CIVMR deve ser atribuída a adesão iônica a hidroxiapatita que permanecem associadas as fibras colágenas parcialmente expostas, e ao interbloqueamento micromecânico para os CIVMR que hibridizam a dentina (Coutinho et al. 2007). Esse mecanismo é similar ao dos adesivos autocondicionantes, a diferença básica é que os CIV são autocondicionantes pelo uso de polímero policarboxílico de peso molecular relativamente alto (de 8000 a 15000), enquanto os adesivos autocondicionantes usam monômeros ácidos de baixo peso molecular, como exemplo o HEMA que possui 130 de peso molecular (Van Meerbeek et al., 1996; Van Meerbeek et al., 2003b; De Munck et al., 2005). Isso limita a capacidade de infiltração do CIV, de forma que camadas híbridas delgadas são formadas (Pereira et al., 1997; De Munck et al., 2005; Marquezan et al., 2010).

A avaliação da resistência de união ao CIV em dentina é difícil, devido à natureza frágil do CIV. As pesquisas que realizaram teste de resistência de união,

constantemente, tiveram como resultado falhas coesivas no material com valores aproximadamente de 3-10 MPa, ao invés de falha na camada de troca iônica (Tyas, Burrow, 2004).

2.4 Estudos sobre a resistência de união imediata à dentina sadia de dentes decíduos – Ensaio de Microtração

Alguns estudos compararam a resistência adesiva de cimentos de ionômero de vidro em relação aos sistemas adesivos. Burrow et al. (2002), compararam a adesão às dentinas permanente e decídua de um cimento de ionômero de vidro convencional (Fuji IX GP), um cimento de ionômero de vidro modificado por resina (Fuji II LC), sistema adesivo autocondicionante (Prime & Bond NT/NRC) e de condicionamento ácido total (Single Bond). Foi realizado ensaio de microtração com velocidade de 1mm/min em espécimes em formato de ampulheta com área de adesão de 1,2mm. De uma forma geral os valores de resistência adesiva foram menores para a dentina decídua sendo que o cimento de ionômero de vidro convencional demonstrou menores valores quando comparado com os demais materiais, que não diferiram entre si. O modo de fratura predominante para os CIVs foi coesiva no material restaurador, enquanto para os adesivos resinosos foi adesiva.

Suwatviroj et al. (2004), também não encontraram diferença ao comparar cimento de ionômero de vidro (Fuji II LC) e adesivo (Single Bond) na dentição decídua. No mesmo estudo avaliaram a influência do uso do condicionamento com ácido poliacrílico prévio à utilização do CIVMR. As médias de resistência à microtração em MPa do Single Bond e Fuji II LC com e sem a aplicação do condicionamento prévio foram: 14,8 ($\pm 5,36$), 12,01 ($\pm 4,43$) e 11,94 ($\pm 4,60$). Não houve diferença significativa entre os materiais e o condicionamento prévio com ácido poliacrílico não influenciou no aumento da resistência adesiva do CIVMR. Com relação ao tipo de fratura, também não houve diferença estatística, a maioria foi mista. A análise da interface em MEV demonstrou que a penetração de resina nos *tags* foi maior do que para o CIVMR.

Em uma pesquisa *in vitro*, Marquezan et al. (2009b), avaliaram a resistência adesiva de CIVMR (Fuji II LC e Vitremer) à dentina de dentes decíduos e permanentes. Cavidades classe I foram realizadas e restauradas com os materiais e armazenadas em água por 24 horas. Os dentes foram então preparados para o teste de microtração com área de adesão de 1mm^2 . As forças de união em dentina foram similares para ambos os materiais em dentina permanente. Valores de resistência adesiva à dentina decídua foram superiores à dentina permanente quando restaurado com Fuji II LC, enquanto usando o Vitremer, não houve diferença entre os dois tipos de dentina. No que diz respeito ao modo de falha, a grande maioria dos espécimes apresentaram falha mista (combinação de adesiva e coesiva).

Ao estudar *in vitro* a resistência adesiva de três sistemas adesivos/resina composta (Clearfil SE Bond (SE), One Up Bond F (OU) e Single Bond (SB) + Z100) à dentina de dentes decíduos e permanentes, Soares et al. (2005), encontraram valores médios (MPa) à dentina decíduo/permanente: SE 60,0/61,4; OU 54,5/53,3 e SB 70,1/64,9. Os autores concluíram que o tipo de substrato (decíduo e permanente) não interferiu nos valores de resistência de união dos sistemas adesivos testados. Em dentina decídua a resistência de união do adesivo de condicionamento prévio foi significativamente maior do que os autocondicionantes. O padrão de falha foi predominantemente adesivo, sem diferença entre os materiais, em ambos os substratos.

Outros estudos compararam a resistência de união de sistemas adesivos, principalmente em relação aos autocondicionantes.

Casagrande et al. (2005), conduziram um estudo *in vitro* para comparar a resistência de união de um sistema adesivo de condicionamento ácido total (Scotchbond Multi-Purpose) à um autocondicionante de dois passos (Clearfil SE Bond) em dentina de dentes decíduos. Duas cavidades ocluso-proximais, uma na face mesial e outra na face distal, foram confeccionadas e cada qual foi restaurada com um tipo de sistema adesivo e resina composta. Após cada uma foi seccionada para obtenção de espécimes em forma de ampulheta com área de $0,7\text{mm}^2$ que foram submetidas ao teste de microtração. Os valores médios de resistência de união dos adesivos não apresentaram diferenças estatisticamente significantes entre si. A análise do tipo de fratura revelou uma zona fraca na dentina desmineralizada no grupo do sistema adesivo de condicionamento ácido total e na porção superior da

camada híbrida do grupo autocondicionante. A morfologia interfacial foi similar nos dois grupos.

Testando dois sistemas autocondicionantes de passo único à dentina de dentes decíduos e permanentes (Clearfil Tri-S Bond e One-Up Bond F Plus), Uekusa et al. (2006), não encontraram diferença estatisticamente significativa nos valores médios entre os diferentes sistemas adesivos, mas houve diferença estatisticamente significativa nos valores médios entre os diferentes substratos de dentina, que foram menores para a dentina do dente decíduo. Os modos de falha também foram independentes do tipo de dentina, mas dependente do sistema adesivo utilizado. Foi observada em MEV uma excelente adaptação dos sistemas autocondicionantes de passo único para ambos os substratos de dentina.

Rocha et al. (2007) também avaliaram a resistência de união, por meio do teste de microtração, de sistema adesivo autocondicionante (Clearfil SE Bond) e comcondicionamento prévio (Single Bond), mas sob a influência das ciclagens térmica, mecânica e de pH. Como controle, avaliaram um grupo após 24 horas sem influência de qualquer ciclagem. Utilizaram restaurações tipo classe I em substrato sadio, onde obtiveram os espécimes em forma de palito, com secção retangular e área de superfície aderida de $0,8 \text{ mm}^2$. Como resultados não encontraram diferença na resistência adesiva entre os sistemas adesivos. No grupo controle o autocondicionante obteve 37,80 MPa e o condicionamento prévio 33,81 MPa. Ocorreu diminuição na resistência adesiva quando os três tipos de ciclagem foram combinados e quando a ciclagem de pH foi realizada, mas a RU não foi afetada pelas ciclagens térmica e mecânica quando aplicadas isoladamente. O padrão de fratura predominantemente verificado foi tipo adesiva/mista.

2.5 Estudos sobre a resistência de união à dentina afetada de dentes decíduos – Ensaio de Microtração

A remoção parcial do tecido cariado é uma das técnicas que vem ganhando destaque na odontologia, mas são poucos trabalhos de resistência adesiva imediata em dentina decídua afetada por cárie.

Nakornchai et al. (2005), conduziram estudo *in vitro* para comparar a resistência de união de um sistema adesivo de condicionamento ácido total (Single Bond) e um autocondicionante (Clearfil SE Bond) à dentina sadia e afetada por cárie nas proximais de dentes decíduos anteriores. As lesões cariosas eram naturais e foi usado um corante, para auxiliar na identificação da dentina cariada externa. Ambos os sistemas adesivos apresentaram força de adesão similar em dentina afetada. O sistema autocondicionante não apresentou diferença em relação aos substratos. No entanto, na dentina sadia, o adesivo de condicionamento ácido total apresentou menor adesão. Com relação à espessura da camada híbrida, foi maior em ambos os substratos quando aplicado o sistema autocondicionante, mas não estatisticamente significativa.

Resultado similar com relação ao sistema autocondicionante foi encontrado por Hosoya et al. (2006), ao testarem Clearfil SE Bond à dentina sadia e afetada por cárie de molares decíduos. A dentina infectada foi identificada por corante e removida com instrumento rotatório de baixa rotação e manual. Superfícies planificadas na proximal foram preparadas e receberam o conjunto adesivo/resina, após 48h foram seccionadas e reduzidas a espécimes em forma de palito de 1mm² de área adesiva que foram fixados em um jig de acrílico na tentativa de padronizar a distância. Após foram submetidas ao ensaio de microtração em uma velocidade 1,0mm/min. O sistema adesivo autocondicionante apresentou resistência similar em ambos os substratos. O padrão de fratura predominante em ambos os grupos foi o tipo misto.

Devido ao fato de poucos trabalhos que avaliaram a resistência adesiva em dentina afetada, complementamos a revisão de literatura com este estudo, que analisou após degradação o comportamento dos compômeros e CIVMR. Çehreli et al. (2003), avaliaram a efetividade da união de três compômeros e um cimento de ionômero modificado por resina (CIVMR – Vitremer 3M ESPE) à dentina de molares decíduos sadia e desmineralizada artificialmente, após 18 meses imersos em água. Restaurações tipo Classe I padronizadas foram reduzidas a espécimes em formato de ampolheta com área de secção transversal de 1mm² que foram submetidos a teste de microtração. A resistência à dentina sadia foi superior à dentina afetada para todos os materiais. Os compômeros apresentaram valores superiores de resistência adesiva em comparação ao CIVMR em dentina sadia, embora em dentina afetada o Vitremer tenha apresentado valores semelhantes a dois dos

compômeros. Em relação ao padrão de falhas a maior parte foi do tipo coesiva, nos grupos de compômeros ocorreu em dentina e no grupo do CIVMR no material.

Outro estudo de Marquezan et al. (2010), avaliaram a resistência à degradação de cimento de ionômero de vidro modificado por resina (Vitremer) e um adesivo de condicionamento ácido total/resina (Adper Single Bond 2/Filtek Z100), sobre dentina sadia e afetada por cárie de dentes decíduos. Cavidades Classe I foram preparadas e metade dos dentes foi submetida ao processo de indução de cárie artificial, por meio de ciclagem de pH. Após os dentes foram restaurados e armazenados em água destilada por 24h. Alguns dentes foram para o grupo controle, enquanto o restante foi para os grupos experimentais que foram submetidos a dois diferentes métodos de simulação de degradação: ciclagem mecânica (50 000 ciclos) e ciclagem de pH. Os dentes foram seccionados de forma a obter espécimes em formato de palito de 1mm² de área, que foram submetidos ao ensaio de microtração. A resistência adesiva do Vitremer não foi alterada pela condição da dentina tanto em 24 horas, ciclagem térmica e ciclagem de pH. Inversamente, Adper Single Bond 2 apresentou valores significativamente inferiores de resistência adesiva a dentina afetada. A ciclagem mecânica não influenciou a resistência adesiva para qualquer um dos materiais testados, enquanto o desafio de ciclagem de pH resultou em uma diminuição significativa nos valores de adesão do Adper Single Bond 2, mas não de restaurações com o CIVMR Vitremer. Falha mista foi o padrão de falha predominantemente encontrado em todos os grupos. Em relação à nanoinfiltração, o Vitremer não apresentou diferença no padrão de infiltração de prata nas interfaces em função do substrato sadio ou afetado por cárie. Enquanto o adesivo apresentou maiores áreas de infiltração de prata em dentina afetada.

Lenzi (2010), avaliou o efeito do digluconato de clorexidina na resistência de união imediata à dentina hígida e desmineralizada (ciclagem de pH, por 14 dias) de dentes decíduos e permanentes. Utilizou 20 segundos molares decíduos e 20 terceiros molares permanentes. Aplicou em um grupo digluconato de clorexidina a 2%, condicionamento ácido e aplicação do sistema adesivo Adper Single Bond+resina composta e em outro grupo não aplicou a clorexidina (controle). Os espécimes foram armazenados em água destilada a 37°C por 24h. Corpos de prova com área de secção transversal de 0,8 mm² foram submetidos ao teste de microtração (1mm/min). Concluiu que a utilização de clorexidina não influencia

negativamente a resistência de união imediata à dentina hígida e desmineralizada de dentes decíduos e permanentes. A adesão à dentina desmineralizada é inferior àquela verificada para dentina hígida, independente do tipo de dente.

Assim, como pode ser observada, a literatura apresenta-se escassa em relação à adesão em dentina de dentes decíduos sendo necessário buscar informações em relação a interferência do substrato dentinário na adesão. Justificando-se analisar esse aspecto nos dentes decíduos, além dos valores de resistência de união de novos sistemas adesivos e CIVs lançados no mercado odontológico.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo *in vitro* foi avaliar adesão em substrato dentinário sadio e afetado por meio de lesão de cárie artificial em dentes decíduos, submetidas ao ensaio mecânico de microtração e nanoinfiltração.

4 MATERIAL E MÉTODOS

O presente estudo foi previamente aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (FOUSP) sob protocolo nº 187/2008 (ANEXO A).

4.1 Seleção da amostra e delineamento do estudo

Para realização deste estudo experimental *in vitro*, foram utilizados setenta e dois segundos molares decíduos superiores e inferiores, obtidos no Banco de Dentes Humanos da FOUSP, que foram mantidos em água destilada até o momento de sua utilização. Como critério de inclusão os dentes apresentavam as coroas íntegras, sem lesões de cárie, defeitos de esmalte, trincas ou outras anomalias. Os dentes foram inspecionados com o auxílio de uma lupa (Bio-Art Equipamento Odontológico Ltda., São Carlos, São Paulo) com aumento de 4 vezes.

No estudo laboratorial temos 12 condições experimentais, de acordo com a combinação dos fatores: material restaurador (Cimento de ionômero de vidro modificado por resina com nanopartículas - KetacTM KN100 - 3M ESPE [N100], Cimento de ionômero de vidro modificado por resina - Vitremer - 3M ESPE [VI], Cimento de ionômero de vidro de alta viscosidade - KetacTM Molar Easy Mix - 3M ESPE [KME], Sistema Adesivo autocondicionante de passo único - AdperTM Easy One Self-Etch Adhesive – 3M ESPE [EASY], Sistema adesivo autocondicionante de dois passos - AdperTM SE Plus – 3M ESPE [SE], Sistema adesivo com condicionamento ácido total - AdperTM Single Bond 2 - 3M ESPE [SB]) e Tipo de substrato dentinário dentina sadia [DS] e Afetada [DA]. Foram utilizados 6 dentes para cada condição experimental (Figura 4.1).

Figura 4.1 - Delineamento dos grupos experimentais

4.2 Preparo das amostras

As 72 coroas dentárias tiveram as porções radiculares seladas com resina composta e foram fixados paralelamente ao seu longo eixo em cilindros de resina acrílica autopolimerizável com o auxílio de cera pegajosa, de forma que suas coroas permaneceram expostas para permitir o preparo dos espécimes em um equipamento de preparo cavitário (ELQUIP, São Carlos, SP, Brasil). O preparo oclusal foi padronizado com dimensões de 7 mm x 5 mm x 2 mm de profundidade, o qual foi executado com ponta diamantada (#2094, KG Sorensen, São Paulo, SP, Brasil), em alta rotação (Kavo, São Paulo, SP, Brasil), com refrigeração. Possíveis irregularidades na região das cúspides foram eliminadas com o uso da mesma broca, a fim de ter um preparo geometricamente perfeito. Cada ponta diamantada foi utilizada no preparo de quatro dentes. Após o procedimento, as cavidades foram lavadas com água destilada. Nesse momento os dentes foram divididos aleatoriamente em dois grandes grupos, de acordo com o tipo de substrato dentinário.

4.3 Protocolo de indução de cárie artificial

Metade dos dentes ($n=36$) foi impermeabilizada com duas camadas de esmalte cosmético com exceção ao interior da cavidade e 1 mm de esmalte ao seu redor. As lesões foram artificialmente desenvolvidas por meio do modelo dinâmico de ciclagem de pH (protocolo de ten Cate e Duijsters, 1982, modificado por Markezan et al., 2009a). A solução desmineralizadora foi composta por 2,2mM de CaCl_2 e 50mM de ácido acético ajustado a um pH de 4,8 com solução de KOH 1M. Já a solução remineralizadora foi composta por 1,5mM de CaCl_2 , 0,9 mM de NaH_2PO_4 e 0,15 M de KCl, ajustada a um pH 7,0. Cada espécime foi ciclado alternadamente por 8 horas em 10 ml de solução desmineralizadora e 16 horas em 10 ml de solução remineralizadora. As soluções foram trocadas a cada ciclo, e em cada intervalo os dentes eram lavados com água deionizada e secos com papel absorvente. Esse procedimento foi repetido durante 14 dias à temperatura ambiente, sem agitação, com renovação diária das soluções.

Após o período de indução, uma ponta diamantada cilíndrica com topo inativo (#2082, KG Sorensen, São Paulo, SP, Brasil) foi utilizada nas paredes laterais, mantendo a camada de dentina afetada no fundo da cavidade (Markezan et al., 2010).

4.4 Procedimentos restauradores

Para os materiais que necessitaram de fotopolimerização foi utilizado aparelho Fotopolimerizador de lâmpada halógena (Bisco, Schaumburg, IL, EUA) com intensidade de 600 mW/cm^2 aferida previamente com radiômetro do próprio aparelho, sendo reavaliada a cada cinco restaurações.

Antes da aplicação do material restaurador, foi mantida levemente úmida a superfície da dentina (aspecto brilhante), por meio de fricção com um aplicador descartável (KGbrush Fine, KG Sorensen, São Paulo, SP, Brasil) umedecido em água destilada.

4.4.1 Cimentos de ionômero de vidro

O pré-tratamento da superfície dentinária seguiu a recomendação de cada fabricante (Quadro 4.1). Em todos os grupos de CIVs a inserção foi em único incremento, com auxílio de seringa Centrix[®]. As amostras foram imersas em água destilada a 37°C em estufa (Orion 502, Fanem, Guarulhos, SP, BR), por 24 horas.

Material (Fabricante e Lote)	Composição	Sequência de Aplicação
KN100 Ketac™N100 (3M ESPE Dental Products,) Lote: 20080811	Primer: H ₂ O, HEMA, copolímeros dos ácidos acrílico e itacônico Pasta: H ₂ O deionizada, metacrilato modificado por ácido polialquenoico, HEMA, Bis-GMA, TEGDMA, vidro de fluor-alumino-silicato, nanômeros e nanoaglomerados de superfície modificada .	<ol style="list-style-type: none"> 1. Pré tratamento com a aplicação do Ketac Nano Primer por 15s com leve fricção, seguida de leve secagem por 10s. 2. Fotopolimerização por 10s. 3. Após dispensar em volumes iguais uma porção sobre o bloco de manipulação. Misturar com uma espátula por 20s até atingir uma cor uniforme. 4. Inserção na cavidade com seringa Centrix® em duas camadas. 5. Fotopolimerização por 20s à cada camada.
VI Vitremer (3M ESPE Dental Products,) Lote: 08309005-40	Primer: copolímero funcional de metacrilato de ácidos poliacrílico e polialquenoico, HEMA, etanol e fotoiniciadores. Pó: vidro fluoroaluminossilicato, persulfato de potássio microencapsulado e ácido ascórbico, pequenas quantidades de pigmentos. Líquido: solução aquosa de ácido poliacarboxílico modificado com grupos metacrilatos, copolímero funcional de metacrilato de ácidos poliacrílico e polialcenóico, H ₂ O, HEMA, fotoiniciadores. Pó: Vidro de fluorsilicato, estrôncio, lantânio. Líquido: Ácido poliacarbônico, ácido tartárico e H ₂ O.	<ol style="list-style-type: none"> 1. Pré-tratamento com aplicação do primer por 30s com leve fricção, seguida de leve secagem com ar por 15s. 2. Fotopolimerização por 40s. 3. Após manipulação (proporção pó: líquido 2.5/1 em peso). Inserção na cavidade com seringa Centrix® em incremento único. 4. Fotopolimerização por 40s. 5. Aplicação do adesivo Finishing Gloss e fotopolimerização por 20s.
KME Ketac™ Molar Easy Mix (3M ESPE Dental Products,) Lote: Pó: 343723 Líq: 338748		<ol style="list-style-type: none"> 1. Pré-tratamento com aplicação de uma camada do líquido Ketac™ Molar Easy Mix com ação de 10s e após lavagem com água e secagem por 5s. 2. Após manipulação (proporção pó: líquido 2.9/1 em peso). Inserção na cavidade com seringa Centrix® em incremento único com ligeiro excesso. 3. Proteção superficial com vaselina sólida.

Quadro 4.1 – Composição dos CIV e Protocolo de aplicação dos materiais restauradores

4.4.2 Sistemas adesivos e resina composta

Os sistemas adesivos foram manipulados e aplicados de acordo com as recomendações do fabricante (Quadro 4.2), por único operador, em condições de temperatura de 24°C e 75% de umidade relativa. Cada adesivo foi aplicado utilizando aplicadores descartáveis (KGbrush Fine, KG Sorensen, São Paulo, SP, Brasil), o qual foi descartado para cada líquido e para cada dente.

Sobre a área hibridizada foi inserida com o auxílio de espátula Thompson nº 3 a resina composta Filtek Z250 3M ESPE (Bis-GMA; Bis-EMA; UDMA; Carga inorgânica – Zircônia/Sílica 60% em volume), cor A2, em dois incrementos horizontais, com cerca de 1mm de espessura cada, e um último incremento de 1mm na parte oclusal. Fotoativadas por 20 segundos cada, com a ponta do fotopolimerizador a uma distância de 10mm nos primeiros 10s e após em contato.

Previamente ao corte, as amostras foram imersas em água destilada a 37°C em estufa (Orion 502, Fanem, Guarulhos, SP, BR), por 24 horas.

Material (Fabricante e Lote)	Composição	Sequência de Aplicação
SB Adper™ Single Bond 2 (3M ESPE Dental Products,) Lote: 7LU	10% nanoparticles of silica, BisGMA, HEMA, dimethacrylate, ethanol, H2O, fotoiniciador, functional copolymer of polyacrylic acid and methacrylate poliacrílico.	<ol style="list-style-type: none"> 1. Condicionamento com ácido fosfórico 37% por 15s. 2. Lavagem por 15s e secagem com papel absorvente deixando a superfície úmida. 3. Aplicação com fricção moderada de duas camadas por 10s cada, intercalados com jato de ar a 20cm de distância. 4. Fotopolimerização por 10s.
SE Adper™ SE Plus (3M ESPE Dental Products,) Lote: Frasco A: 8BH Frasco B: 8BJ	Líquid A – H2O, metacrylate, 2-Hidroxyetil Líquid B – Dimetacrylate of triethylene glycol (TEG-DMA), Di-HEMA phosphates MONO-HEMA phosphate metacrylate pyrophosphates, TRI-HEMA phosphate, acid phosphoric, metacryloxi- hexilsteres, dimetacrylate 1,6-Hexanodiol Diuretanodimetacrylate, Trimetacrylate Trimetilolprapano 4-aminobenzoate ethyldimethyl and Canphorquinona	<ol style="list-style-type: none"> 1. Aplicação do líquido A com fricção moderada, até formar uma camada vermelha contínua na superfície. Descartar o pincel. 2. Após aplicar o líquido B, friccionando com moderada pressão por 20 segundos em toda a superfície. 3. Secar com jatos de ar durante 10s, em seguida aplica novamente o líquido B, secar por 10s. 4. Fotopolimerização por 10s.
EASY Adper™ Easy One Self-Etch Adhesive (3M ESPE Dental Products, Seefeld,) Lote: 298122	HEMA, Bis-GMA, Água HDDMA Etanol ácido fosfórico 6-metacriloxi-hexilesteres, Silica, Copolímero de ácido acrílico e itacônico DMAEMA, Óxido fosfina CQ	<ol style="list-style-type: none"> 1. Pressionar suavemente o compartimento único da embalagem de alumínio para que ocorra a mistura do <i>primer</i> e adesivo, que avançará até o aplicador, que vem incluído na mesma embalagem. 2. Aplicação com fricção moderada por 15s em toda a superfície. 3. Secagem com jatos de ar durante 10s. 4. Fotopolimerização por 10s.

Quadro 4.2– Composição dos sistemas adesivos e Protocolo de aplicação

4.5 Preparo das amostras para os testes

Os espécimes foram, um a um, fixados com cera pegajosa na máquina de corte Isomet (Buehler, Lake Bluff, IL, EUA) e foram seccionados, utilizando disco diamantado (Buehler Series 15LC Diamonds - 3mm de espessura) com rotação de aproximadamente 300 rpm sob refrigeração constante com água. Receberam primeiramente um corte perpendicularmente à interface de união no sentido mésio-distal, obtendo-se fatias do conjunto dente/restauração. Após primeiro corte, sofreram novos cortes no sentido vestibulo-lingual de forma a obter espécimes em formato de palito com 0,8 a 1 mm² de área e comprimento de 6 a 8 mm para cada unidade experimental (Figura 4.2).

Para controle da qualidade do estudo, todos os palitos (corpos-de-prova - cps) foram examinados em lupa estereoscópica em aumento de 40 vezes para verificar a ausência de defeitos na interface adesiva previamente ao ensaio mecânico e aqueles que apresentavam defeitos próximos à interface, formatos irregulares ou a presença de esmalte na área adesiva foram excluídos.

Também foi realizada a medição na interface adesiva, nos dois lados de cada espécime com auxílio de um paquímetro digital (série 500, Mitutoyo Sul Americana, São Paulo, SP, Brasil) para que estes dados fossem digitados no programa de computador conectado à máquina de ensaio, para cálculo da área adesiva.

Foi reservado aleatoriamente um cp de cada dente, por condição experimental, para análise da nanoinfiltração (descrita no item 4.8). Cada um foi armazenado em Ependorf envolvido em uma gaze e no fundo preenchido com água destilada, colocados na estufa à 37°C (Orion 502, Fanem, Guarulhos, SP). Após o período de 24 horas, os cp foram submetidos ao tratamento descrito no item 4.8.

Figura 4. 2 - Esquema de procedimentos para o Teste de Microtração

4.6 Teste de microtração – Resistência de união

Para o ensaio propriamente dito, cada cp foi unido à matriz de tracionamento com adesivo de cianoacrilato (Super Bonder Gel – Loctite Brasil Ltda) (Sano et al., 1994) associado a acelerador à base de monômero acrílico (líquido da resina acrílica auto-polimerizável, VIPI Flash, São Paulo, SP, Brasil). Nessa etapa, os cps foram cuidadosamente posicionados, paralelamente ao longo eixo do dispositivo, a fim de minimizar as forças de torção na zona adesiva. Os espécimes foram fixados de forma que o adesivo de fixação permaneceu a 2mm da zona adesiva. A distância entre as hastes da matriz de tracionamento foi padronizada em 1,0 mm.

O dispositivo com o cp fixado foi acoplado à máquina de ensaio universal (Kratos Dinamômetros, São Paulo, SP, BR), provida de célula de carga de 100 N. O equipamento foi programado para ação de tração com velocidade de 1,0 mm/min até ocorrer fratura do espécime. A máquina de ensaio gerou as medidas de resistência

de união em MPa. Os valores de carga máxima suportada pela união dentina/material restaurador foram anotados em MegaPascal (MPa) para posterior análise estatística.

4.7 Avaliação dos modos de falha

Após o teste de microtração os espécimes fraturados foram corados com fucsina básica para facilitar a diferenciação entre a dentina e o material restaurador e examinados em microscópio (HMV II, Shimadzu) com aumento de 400x (Reis et al., 2003) para a avaliação do modo de falha, classificadas como: adesivas – A (falha na interface entre substrato e material restaurador), coesivas em material ou dentina – CM/D (falha em material e/ou substrato dentinário) e mistas – M (combinação de adesivas e coesivas).

4.8 Teste de Nanoinfiltração - Análise da penetração de nitrato em Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

Um cp de cada dente por condição experimental foi preparado para o teste de nanoinfiltração com a finalidade de observar a qualidade da interface de união diante do material aplicado. Os espécimes selecionados foram imersos em solução aquosa de nitrato de prata amoniacal 50% em peso (pH=7,0) em ambiente escuro durante 24 h. Ao término do período de armazenamento, cada cp foi lavado em água corrente e imerso em solução reveladora (Kodak, Rochester, Nova York, EUA) sob luz fluorescente por 8 horas para que houvesse precipitação dos íons metálicos de prata ao longo das microporosidades da interface de união (Tay et al., 2002b). Os cp foram fixados com cola de cianoacrilato gel (Super Bonder Gel, Loctite, Brasil) em stubs de alumínio que eram acoplados a um dispositivo de um peso determinado para favorecer o polimento uniforme da amostra. O polimento foi realizado numa politriz universal (AROPOL-E, São Paulo, SP, Brasil) com lixas de granulação 1000, 1200, 1500, 2000 e 2500 sob irrigação com água durante 3 minutos, na velocidade

de 600 rotações por minuto. Para finalizar esta etapa de polimento os cps foram polidos com pasta diamantada em feltro com granulações decrescentes (1 e 0,25 μm). Entre os intervalos os cps eram imersos em água na cuba ultrassônica (Dabi Atlante - 3L, Ribeirão Preto, SP, Brasil) durante 15 min e ao término do polimento as amostras foram lavadas da mesma forma durante 30 min. O excesso de água foi removido com papel absorvente e os espécimes foram desidratados em dessecador contendo sílica coloidal por 24 h. As amostras foram metalizadas para permitir a avaliação das interfaces de união em MEV (SSX-550, Shimadzu, Tóquio, Japão) em modo de elétrons retroespalhados com 12 KV de voltagem.

Uma fotomicrografia com aumento de 1200X foi obtida da interface de união de cada cp por um técnico cego às condições experimentais do estudo. Para que as imagens apresentassem aumento adequado para verificação das áreas de impregnação de prata, a distância foi padronizada (8 mm), grau de contraste 3 e barra de aumento de 10 μm . O percentual relativo de nitrato dentro da área ocupada pela camada de adesivo e/ou camada híbrida, assim como na camada de troca iônica, foram avaliadas por meio de um escore adaptado de Saboia et al. (2008), estabelecendo os escores de 0 a 3, descritos: 0 (Ausência de penetração do agente traçador); 1 (< 25%); 2 (25 ≤ 50%); 3 (> 50%). As imagens foram avaliadas por único examinador cego em relação aos grupos. O mesmo examinador re-examinou as imagens, em outra ordem, um mês depois do primeiro exame.

4.9 Análise Estatística

A normalidade de distribuição foi verificada com o teste de Shapiro-Wilk e homocedacidade pela Prova de Levene para verificar o efeito dos dois fatores em estudo (substrato dentinário e material), utilizou-se o teste paramétrico ANOVA (Análise de Variância) de dois fatores com o teste *post-hoc* de Tukey. O nível de significância utilizado para todas as análises foi de 5%.

Durante o experimento, houve o deslocamento em alguns corpos de prova da interface de união em momento anterior à realização do ensaio. O valor de resistência adesiva atribuído a estes corpos de prova perdidos precocemente foi aproximadamente metade dos valores mínimos que puderam ser mensurados em

cada grupo experimental, e estes foram incluídos no cálculo das médias de resistência de união (Reis et al., 2003). O teste exato de Fisher foi utilizado para avaliar se houve maior frequência de perdas precoces para determinado substrato ou material adesivo.

Para a análise estatística, o dente foi utilizado como unidade experimental, sendo aplicada a média dos palitos de cada dente (Loguercio et al., 2005).

A fim de comparar os grupos quanto aos escores de nanoinfiltração, aplicou-se a análise Kruskal-Wallis com o objetivo de verificar a existência de diferença entre os materiais, em dentina sadia, e posteriormente, em dentina afetada. Além disso, aplicou-se o teste não-paramétrico de Mann-Whitney objetivando-se comparar cada material isoladamente, quanto ao tipo de substrato. Foi realizado o teste de concordância intra-examinador de Cohen's Kappa.

O programa SPSS (Statistical Package for Social Sciences, versão 13.0) foi utilizado para todas as análises, com significância de 5%.

5 RESULTADOS

Antes de expor os resultados obtidos propriamente ditos, é importante salientar que a área de secção transversal dos espécimes variou de 0,8 a 1 mm², sendo que não houve diferença estatisticamente significativa entre as áreas dos corpos-de-prova dos diferentes grupos testados (dados não demonstrados).

Nas Tabelas 5.1 e 5.2 estão apresentados o número total de corpos-de-prova - cps obtidos, testados e a proporção de cps que sofreram perda prematura de cada material por condição experimental, dois a dois pelo teste de igualdade entre proporções e teste exato de Fisher. Estes foram considerados na análise estatística, podendo auxiliar a avaliação comparativa dos cimentos de ionômero de vidro e sistemas adesivos em cada substrato dentinário, evidenciando maior ou menor suscetibilidade do material à metodologia empregada.

Tabela 5.1 - Número de corpos-de-prova obtidos, testados e perdidos por condição experimental dos CIVs

Material	Tipos de substratos					
	Dentina sadia			Dentina afetada		
	Testados (%)	Perdidos (%)*	Total	Testados (%)	Perdidos (%)*	Total
KME	36(75,0)	12(25,0) ^{a,A}	48	29(60,4)	19(39,6) ^{a,A}	48
VI	52(88,1)	7(11,9) ^{a,A}	59	43(82,7)	9(17,30) ^{b,A}	52
N100	44(91,6)	4(8,4) ^{a,A}	48	37(77,1)	11(22,9) ^{a,b,A}	48

Nota: * Letras minúsculas diferentes indicam diferença estatística significativa entre linhas. Para cada coluna, letras maiúsculas diferentes indicam diferença estatística significativa.

Tabela 5.2 - Número de corpos-de-prova obtidos, testados e perdidos por condição experimental dos Sistemas adesivos

Material	Tipos de substratos					
	Dentina sadia			Dentina afetada		
	Testados	Perdidos	Total	Testados	Perdidos	Total
	(%)	(%)*		(%)	(%)*	
SB	56(94,9)	3(5,1) ^{a,A}	59	42(77,8)	12(22,2) ^{a,B}	54
SE	39(81,2)	9(18,8) ^{b,B}	48	35(72,9)	13(27,1) ^{a,B}	48
EASY	40(81,6)	9(18,4) ^{b,B}	49	34(70,8)	14(29,2) ^{a,B}	48

Nota: * Letras minúsculas diferentes indicam diferença estatística significativa entre linhas. Para cada coluna, letras maiúsculas diferentes indicam diferença estatística significativa.

Foi bastante notória a perda de cps do CIV KME-DA, predominantemente durante o seccionamento dos espécimes. Apresentou proporção significativamente maior de cps perdidos comparado ao CIV VI-DA ($p=0,01$), mas não apresentou proporção significativamente maior de cps perdidos comparando o substrato dentinário sadio (DS).

O sistema adesivo SB-DA foi o único material que apresentou proporção significativamente maior de cps perdidos comparado no substrato dentinário sadio ($p=0,01$).

5.1 Resistência adesiva

5.1.1 Cimentos de ionômero de vidro

As médias de resistência adesiva e os desvios-padrão dos grupos experimentais dos cimentos de ionômero de vidro estão apresentados na Tabela 5.3.

Tabela 5.3 – Médias e desvios-padrão (DP) dos valores de resistência adesiva para cada grupo experimental de acordo com o cimento de ionômero de vidro e substrato dentinário.

	KME	VI	N100
Dentina sadia	18,81 (2,65) ^{A*}	29,24 (7,84) ^{B,C}	35,26 (9,41) ^{B,C}
Dentina afetada	14,52 (0,78) ^A	24,90 (5,74) ^{A,B}	35,86 (6,73) ^C

Nota: *Letras diferentes indicam diferença estatística significante a 5%.

O fator material – cimento de ionômero de vidro isoladamente ($F= 31,917$; $p<0,001$), significativamente afetaram a resistência adesiva, conforme ilustrado na Figura 5.1. Esse efeito de diferença entre os materiais possivelmente se deve ao CIVKME, que está inferior aos outros, enquanto o CIVVI e CIVN100 são semelhantes.

A interação CIV e substrato (dentina afetada ou sadia) ($F=0,886$; $p=0,423$), verifica-se que não houve diferença significativa, sendo observada pela Figura 5.3. Observa-se que a adesão do CIVN100 obteve valor aproximado em ambos os tipos de substratos dentinários. Entretanto, o CIVKME e CIVVI apesar de não significante a diferença, mostrando adesão inferior na dentina afetada.

Figura 5.3 – Médias e intervalos de confiança (95%) dos valores de resistência adesiva segundo CIV utilizado e substrato dentinário

5.1.2 Sistemas adesivos

As médias de resistência adesiva e os desvios-padrão dos grupos experimentais dos sistemas adesivos estão apresentados na Tabela 5.4.

Tabela 5.4 – Médias e desvios-padrão (DP) dos valores de resistência adesiva segundo o sistema adesivo utilizado e substrato dentinário.

	SB	SE	EASY
Dentina sadia	37,32 (3,95) ^{A*}	18,77 (7,23) ^B	27,12 (2,42) ^C
Dentina afetada	19,36 (4,06) ^{B,C}	13,29 (3,43) ^B	14,32 (5,79) ^B

Nota: * Letras diferentes indicam diferença estatística significativa a 5%.

Os fatores substrato dentinário ($F=58,004$; $p<0,001$) e fator material - sistema adesivo isoladamente ($F=20,462$; $p<0,001$) significativamente afetaram a resistência adesiva. Esse efeito de diferença entre os materiais possivelmente se deve ao adesivo SE em relação ao adesivo SB, o qual apresenta uma resistência maior em relação aos demais materiais independente do tipo de substrato dentinário. Na dentina sadia o sistema adesivo SB foi significativamente maior que os demais materiais. Já na dentina afetada não ocorreu diferença entre os materiais (Figura 5.4).

Figura 5.4 - Médias e intervalos de confiança (95%) dos valores de resistência adesiva segundo o sistema adesivo e substrato dentinário

Quando analisamos a interação entre sistema adesivo e substrato dentinário, verificamos que foram significativas ($F=5,216$; $p=0,01$). O que significa que os diferentes tipos de materiais adesivos têm adesão significativamente diferente em dentina afetada ou sadia.

5.1.3 Análise dos padrões de fratura

No grupo dos CIVs ocorreu um maior percentual de falhas adesivas (36,3%). Em relação ao substrato, a DS apresentou maior percentual de falhas adesivas (39,3%). O CIV KME foi o grupo que apresentou menor resistência adesiva em ambos os substratos, destacando no substrato DA apresentou 2% apenas de falha adesiva (Figura 5.5), enquanto na DS apresentou maior porcentagem de falha adesiva (33,3%) seguido de falha coesiva em material e/ou dentina (27%). Dados representados no gráfico 5.5.

Figura 5.5— Distribuição percentual do modo de falhas dos espécimes tracionados em cada grupo experimental dos cimentos de ionômeros de vidro

As falhas no grupo dos adesivos foram mais freqüentemente do tipo adesiva (57,2%). Principalmente em relação ao substrato DS (64,7%). O ADSV SB em DS apresentou o maior percentual de falhas coesivas M/D (15,2%), sendo igualmente quando se refere à dentina cariada (11,1%) (Figura 5.6). Já o ADSV SE em DA não apresentou nenhuma falha coesiva M/D.

Figura 5.6 - Distribuição percentual do modo de falhas dos espécimes tracionados em cada grupo experimental dos sistemas adesivos

5.2 Nanoinfiltração

A análise estatística do número da porcentagem atribuído aos escores mostrou que não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos testados e tipo de dentina (Figuras 5.7 e 5.8). O fator substrato dentinário significativamente não influenciou a infiltração de prata na interface. A interação entre os fatores dentina e material não foi significativa tanto para os CIVs como para os sistemas adesivos. O CIV KM foi o único que apresentou escore 0 ($n=4$) no substrato sadio. A concordância intra-examinador foi de 0,87.

As Figuras de número 5.9 a 5.14 representam o padrão de nanoinfiltração observado nos grupos experimentais.

Figura 5.7– Distribuição percentual entre os grupos de cimentos de ionômeros de vidro em cada substrato em relação ao escore da nanoinfiltração

Figura 5.8– Distribuição percentual entre os grupos de sistemas adesivos em cada substrato em relação ao escore da nanoinfiltração

Figura 5.9 - Espécime do grupo KMEDS e KMEDA (CIVAV Ketac Molar Easy Mix em dentina sadia e afetada)

Figura 5.10 - Espécime do grupo VIDS e VIDA (CIVMR Vitremer em dentina sadia e afetada)

Figura 5.11 - Espécime do grupo KN100DS e KN100DA (CIVMR Ketac N100 em dentina sadia e afetada)

Figura 5.12- Espécime do grupo SBDS e SBDA (Sistema adesivo Adper Single Bond 2 em dentina sadia e afetada)

Figura 5.13 - Espécime do grupo SEDS e SEDA (Sistema adesivo Adper SE Plus em dentina sadia e afetada)

Figura 5.14 - Espécime do grupo EASYDS e EASYDA (Sistema adesivo Adper EASY ONE em dentina sadia e afetada)

6 DISCUSSÃO

Os testes de adesão com materiais dentários, em sua maioria, são realizados em dentina hígida. Sabe-se que atualmente na prática clínica o substrato geralmente encontrado é a dentina afetada pela lesão de cárie (Perdigão, 2010). Com base nos princípios da Mínima Intervenção, a possibilidade de remoção parcial do tecido cariado vem ganhando destaque na Odontologia Restauradora. Desse modo, somente a porção de dentina externa, altamente infectada por bactérias deve ser removida, enquanto a dentina afetada pode ser preservada durante a confecção dos preparos cavitários, pois apesar de desmineralizada, ainda apresenta colágeno com capacidade de remineralização (Massara et al., 2002; Wambier et al., 2007). Esta condição clínica foi o que suscitou a investigação do comportamento de materiais com propriedades adesivas em dentina afetada de dentes decíduos.

Algumas pesquisas prévias sobre a adesão em dentina afetada têm utilizado lesão natural em dentina humana (Ceballos et al., 2003; Nakornchai et al., 2004; Erhardt et al., 2008a; Scholtanus et al., 2010; Xuan et al., 2010) ou lesão artificial (Erhardt et al., 2008b; Marquezan et al., 2009a, 2009b, 2010; Zanchi et al., 2010). Entretanto, a utilização de dentes com lesões de cárie natural em testes de resistência de união é complexa em razão da grande variabilidade em relação ao tamanho, formato e profundidade dessas lesões, sendo ainda mais crítico para dentes decíduos, devido às pequenas dimensões dentinárias.

A escolha do modelo dinâmico de ciclagem de pH para indução artificial de lesões de cárie, norteou-se nos resultados do estudo de Marquezan et al. (2009a), que consideram esse o método mais apropriado para simular a dentina afetada pela lesão de cárie, em comparação ao gel ácido e ao modelo microbiológico, já que os valores de microdureza obtidos foram similares aos da camada de dentina afetada pela lesão de cárie natural. Portanto os autores sugerem que em estudos de resistência de união, em que se almeja trabalhar em dentina similar à afetada, sendo modelo adequado para avaliações preliminares do comportamento de restaurações (Zanchi et al., 2010).

Diversas são as metodologias empregadas para avaliação da resistência de união de materiais restauradores. A escolha do teste de microtração, proposto por Sano et al. (1994), reside no fato desse ser considerado o teste mais adequado para

avaliar o desempenho de materiais adesivos aos substratos em pequenas áreas, proporcionando distribuição mais uniforme das tensões durante a mecânica do teste.

Além disso, o teste de microtração possibilita a avaliação da resistência de união em diferentes regiões do substrato dentário, em dentina hígida e afetada, também em superfícies irregulares (Sano et al., 1994; Pashley et al., 1999; Inoue et al., 2001; Scherrer et al., 2010; Xuan et al., 2010).

Altos valores de resistência de união são característicos nos testes de microtração, sendo a resistência de união inversamente proporcional à área de superfície aderida (Sano et al. 1994). Menores áreas de adesão aparentemente contêm menos defeitos e apresentam uma distribuição mais uniforme das tensões durante o teste (Burrow et al., 2002; Plácido et al., 2007; Armstrong et al., 2010).

Neste estudo não tivemos dificuldades para avaliação da resistência adesiva dos CIVMRs com o teste de microtração, provavelmente devido à associação das naturezas de adesão química e micromecânica desses materiais (Pereira et al., 1997). Já em relação aos CIVs convencionais de alta viscosidade, este tipo de teste nos leva a pensar que não seja o ideal. Atualmente, o teste de microcislamento tem sido defendido como método para mapeamento regional de diferentes substratos, sendo útil para a avaliação de materiais com natureza friável como os cimentos de ionômero de vidro (Tyas; Burrow, 2004; Bonifácio, 2008) ou de substratos como o esmalte, os quais são suscetíveis aos efeitos de preparo das amostras e às condições de ensaio do teste de microtração (Armstrong et al., 2010). No entanto, são poucos os estudos que utilizaram esse teste em dentina decídua (Çehreli et al., 2003; Tosun et al., 2008; Can-Karabulut et al., 2009). É válido salientar que comparações de resultados decorrentes de testes de microcislamento e microtração devem ser feitas com cautela, devido às diferenças na distribuição das tensões na interface adesiva em decorrência da variação na geometria dos espécimes (van Noort, 1994; Scherrer et al., 2010).

A maioria dos estudos *in vitro* que avaliam resistência de união entre os materiais adesivos e a estrutura dental, utilizam superfícies planas preparadas com lixa 600 de carbetto de silício tentando simular a formação de *smear layer* (Burrow et al., 2002; Suwatviroj et al., 2004; Yildirim et al., 2008). No entanto, clinicamente, os preparos geralmente são realizados com instrumentos rotatórios, e esses materiais são inseridos em cavidades. Dessa forma, no presente estudo foram confeccionadas cavidades oclusais, assim como outros trabalhos disponíveis na literatura (Çehreli et

al., 2003; Soares et al., 2005; Rocha et al., 2007; Marquezan et al., 2008; Marquezan et al., 2010) que, ao contrário de superfícies dentinárias planas, apresentam alto fator cavitário, o que poderia resultar em valores de resistência de união mais baixos (Yoshikawa et al., 1999), uma vez que a tensão de polimerização da resina composta é potencializada, e pode resultar em enfraquecimento ou rompimento da união resina-dentina (Feilzer et al., 1987; Çehreli et al., 2003).

Ao mesmo tempo em que se procura simular uma situação clínica, no grupo dos sistemas adesivos, a fim de amenizar a tensão de polimerização, a técnica incremental foi utilizada para inserção da resina composta, fundamentada nos resultados do estudo de Nikolaenko et al. (2004), no qual cavidades com alto fator cavitário restauradas com o uso de camadas horizontais permitiu a obtenção de valores de união mais altos no assoalho da cavidade.

Outro fator relacionado ao uso de cavidades nesta pesquisa, teve como consequência redução no número de espécimes para cada dente, o que é especialmente crítico para dentes decíduos, em razão das suas pequenas dimensões e reduzida espessura dentinária remanescente (Ramires-Romito et al., 2004; Hosoya et al., 2006), mesmo utilizando espécimes em forma de palitos e não em forma de ampulheta como originalmente proposto (Sano et al., 1994). Essa escolha residiu-se ainda no fato de que para a obtenção de espécimes em forma de ampulheta, a confecção do estrangulamento da interface gera maiores tensões, provocando ainda mais fraturas prematuras (Sadek et al., 2006).

Embora muitas pesquisas tenham avaliado o desempenho de materiais adesivos em dentina de dentes permanentes (Yoshiyama et al., 2000; De Munck et al., 2003; Yazici et al., 2004; Brackett et al., 2008; Mine et al., 2009; Sarr et al., 2010; Xuan et al., 2010) poucos estudos avaliam a resistência de união à dentina de dentes decíduos, especialmente utilizando o teste de microtração (Burrow et al., 2002; Çehreli et al., 2003; Suwatviroj et al., 2004; Soares et al., 2005; Nakornchai et al., 2005; Casagrande et al., 2005; Sardella et al., 2005; Hosoya et al., 2006; Uekusa et al., 2006; Yildirim et al., 2008; Marquezan et al., 2009b, 2010). Contudo não é possível inferir os resultados encontrados em dentes permanentes para dentes decíduos, uma vez que o arranjo molecular da dentina decídua é diferente da dentina permanente (Borges et al., 2007). A concentração de cálcio e fosfato em dentina peritubular e intertubular é menor em dentes decíduos (Lakomaa; Rytomaa, 1977; Hirayama, 1990; Araújo et al. 1995; Hosoya et al., 2000; Angker et al., 2004),

bem como a densidade e o diâmetro dos túbulos dentinários são diferentes da dentina do dente permanente (Koutsi et al., 1994).

Também ocorrem mudanças no substrato durante o processo carioso, que parecem influenciar diretamente no desempenho da adesividade dos materiais, resultando em menores valores de resistência de união na dentina afetada em comparação à hígida de dentes permanentes (Yoshiyama et al., 2000; Nakajima et al., 2000; Castro et al., 2001; Ceballos et al., 2003; Yazici et al., 2004; Choi et al., 2006; Erhardt et al., 2008b; Scholtanus et al., 2010;). Todavia, as informações relativas sobre resistência de união utilizando a microtração em dentina afetada em dentes decíduos são escassas e os resultados não apontam em uma única direção, devido aos diferentes materiais utilizados ou em decorrência de peculiaridades empregadas na metodologia (Çehreli et al., 2003; Nakornchai et al., 2005; Hosoya et al., 2006; Marquezan et al., 2008, 2009b, 2010).

A escolha dos materiais para esse estudo foi pelo fato de avaliar a resistência adesiva de CIV de alta viscosidade (Ketac Molar Easy Mix) que foi especialmente desenvolvido para suportar maiores cargas mastigatórias e indicado como material restaurador na técnica do ART (Peez; Frank, 2006). O CIVMR Vitremer é um material freqüentemente citado na literatura tanto em testes *in vitro* como em estudos clínicos (Wambier et al., 2007; Marquezan et al., 2009b, 2010). O CIVMR associado com nanopartículas Ketac N100 foi recentemente lançado no mercado, e ainda existem poucos artigos na literatura em relação ao mesmo (Coutinho et al., 2009; Korkmaz et al., 2010a; Korkmaz et al., 2010b), porém nenhum deles utilizou dentes decíduos ou substrato afetado por cárie.

Também se optou em estudar os sistemas adesivos juntamente com a resina composta, os autocondicionantes de passo único Adper Easy One Self-Etch Adhesive e de dois passos Adper SE Plus, que simplificam o uso em Odontopediatria. Por fim, o sistema adesivo com condicionamento ácido total Adper Single Bond 2, que é freqüentemente analisados em estudos de resistência adesiva (Marquezan et al., 2010; Nakornchai et al., 2005) podendo assim ser adotado como padrão ao quesito de comparação.

Alguns estudos têm mostrado que a resistência de união do sistema adesivo autocondicionante de dois passos (Clearfil SE Bond) sobre dentina afetada é semelhante à dentina sadia (Nakornchai et al., 2005; Hosoya et al., 2006). Esses resultados corroboram com os achados do presente estudo, pois não houve

diferença na resistência de união entre a dentina sadia e afetada quando essas foram restauradas com resina composta e sistema adesivo autocondicionante de dois passos (Adper SE Plus). De maneira similar, quando o CIV-AV e/ou CIVMR foram utilizados, não houve diferença na resistência de união entre a dentina sadia e afetada. Nossos resultados corroboram com o estudo de Marquezan et al. (2010), porém diferem dos achados de Çehreli et al. (2003), os quais encontraram maiores valores de resistência de união em dentina sadia em comparação à afetada utilizando CIVMR.

Em relação aos sistemas adesivos, o sistema adesivo autocondicionante de passo único (EASY) e condicionamento ácido total (SB), se mostraram influenciados em relação ao tipo de substrato dentinário.

O sistema adesivo de condicionamento ácido total (Adper Single Bond 2) obteve valores de RU significativamente maior em substrato sadio. Resultado semelhante com o estudo de Marquezan et al. (2010), por outro lado diferente dos resultados encontrados por Nakornchai et al. (2005), que relataram que o Single Bond, o antecessor do Single Bond 2, teve uma resistência de união significativamente maior quando ligado à dentina afetada. Esta situação pode ser devido a pequenas diferenças nas metodologias empregadas, uma delas é o método de identificação e remoção seletiva do tecido infectado por meio de corante, cuja seletividade continua sendo discutida pela literatura. A intensidade de impregnação do corante pode estar relacionada à presença de ácidos e não à contaminação bacteriana (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). Portanto, o estudo de Nakornchai et al. (2005) pode ter sido realizado em dentina praticamente hígida.

O sistema adesivo SB em dentina sadia obteve valor significantemente maior de RU quando comparado aos autocondicionantes. Esses resultados corroboram com o estudo de Soares et al. (2005), mas não com os de Burrow et al. (2002), Nakornchai et al. (2005), Casagrande et al. (2005) e Rocha et al. (2007), que compararam outros adesivos de condicionamento ácido prévio e autocondicionantes. Esta situação pode ser devida a pequenas diferenças na metodologia empregada, assim como o tipo de material utilizado, sendo que a adesão depende, entre outros fatores, da composição específica de cada adesivo (Perdigão, 2010). Este comportamento de resistência elevada em dentina sadia por

parte do SB em nosso estudo também parece ocorrer em dentes permanentes, pois um estudo comparativo de 11 tipos de adesivos contemporâneos em dente permanente encontrou valores de resistência significativamente menor para os adesivos autocondicionantes (dois passos e único) do que adesivos de condicionamento ácido total (dois e três passos) (Sarr et al., 2010).

Já em dentina afetada, o SB obteve valores de resistência adesiva significativamente menores que aqueles encontrados sobre a dentina sadia. Portanto, o substrato estaria influenciando na resistência de união de restaurações de resina composta à dentina (Pashley et al., 1992; Borges et al., 2007). A razão para este fato ainda não está clara na literatura. Com SB, o ácido fosfórico 37% foi usado para remover a camada de esfregaço, desmineralizar a dentina superficial expondo parcialmente a rede de fibrilas colágenas. Este tipo de adesivo (etch and rinse – Van Meerbeek et al., 2003a), apresenta um *primer* que penetra na dentina, preserva a estrutura do colágeno, aumenta a energia livre de superfície (que se tornou baixa pelo elevado conteúdo proteico exposto – Van Meerbeek et al., 1992), e, pela sua bifuncionalidade, é atraído pela umidade dentinária (porção hidrofílica), promove a evaporação da água juntamente com seu solvente (etanol) e se liga ao adesivo pela sua porção hidrofóbica, fazendo com que esse penetre na dentina desmineralizada por capilaridade e atração química. Essa interação química pode ter influenciado maior valor de RU na dentina sadia e valor significativamente menor na dentina afetada. A presença de copolímeros do ácido poliacrílico e polialcenóico no Adper Single Bond (à base de água/etanol) parece induzir esta interação química com o substrato, similar àquela que ocorre com os cimentos de ionômero de vidro. Isto poderia explicar os menores valores de resistência de união obtidos para esse adesivo em dentina afetada, pois considerando o mecanismo de ligação química entre os grupos de carboxila do ácido poliacrílico e íons cálcio da hidroxiapatita, sugere-se que a perda de íons cálcio por meio da desmineralização da dentina afetada, conseqüentemente teria menor oportunidade para a ligação entre os íons de cálcio e os grupos de carboxila.

No entanto outro fator é a ação do ácido fosfórico na dentina intertubular afetada, pois esta possui maior grau de porosidade do que a dentina intertubular sadia, devido à perda de mineral decorrente do processo carioso. Isso resultaria em maior profundidade de camada híbrida (Nakajima et al., 1995; 2000; Yoshiyama et al., 2003; Tosun et al., 2008) uma vez que os monômeros resinosos podem não

penetrar tão profundamente quanto o ácido (Sattabanasuk et al., 2006). Ao mesmo tempo a dentina afetada peritubular possui túbulos preenchidos por cálcio e fosfato (Marshall et al. 2001) dificultando a formação de *tags*. Para alguns autores (Nakornchai et al., 2005; Tosun et al., 2007; Xuan et al., 2010) a aplicação de ácido fosfórico a 37% solubiliza os depósitos minerais em dentina afetada peritubular, melhorando a infiltração de monômero para dentro dos túbulos dentinários. Entretanto, no presente estudo, o SB obteve valor significativamente menor em DA, alcançando valores semelhantes aos sistemas adesivos autocondicionantes. Isso nos leva a pensar que a provável obliteração dos túbulos por minerais (Wang et al., 2007) dificultou a ação do ácido fosfórico, podendo ser uma explicação para os resultados.

Situação similar ao sistema de condicionamento ácido total ocorreu com o sistema adesivo autocondicionante de passo único (AdperTM Easy One Self-Etch Adhesive) no presente estudo. A resistência de união à dentina afetada foi significativamente menor do que a em dentina hígida. A diferença maior dos sistemas adesivos *total etch* é a etapa de condicionamento com o ácido fosfórico, mas existem semelhanças de composição em relação ao SB, tais como: a presença de sílica, copolímero de ácido acrílico, solvente água/etanol e principalmente a presença de éster de ácido fosfórico como monômero metacrilato funcional que poderia sugerir o comportamento similar entre os sistemas adesivos nos substratos avaliados. Os autocondicionantes não removem e sim interagem apenas até alguns centésimos de um nanometro com a dentina coberta de camada de esfregaço (Saar et al., 2010). Contudo nos leva a pensar que a resistência adesiva é muito mais dependente da superfície, pois a interação com a dentina intacta é quase inexistente. Para alguns autores a eficiência de condicionamento e penetração do sistema autocondicionante nos tecidos depende da acidez inicial do material e da capacidade de tamponamento que o substrato oferece (Tay; Pashley, 2002a; Van Meerbeek et al., 2001; Shimada et al., 2002; Sarr et al., 2010).

Segundo Yoshiyama et al. (2000), a baixa resistência adesiva promovida pelo sistema autocondicionante à dentina afetada também poderia ser explicada pela presença de cristais de ácido resistentes e proteínas extrínsecas no *smear layer*. Estas substâncias são permeadas na fase mineral da dentina durante os ciclos de desmineralização (Tay et al., 2005). Esta *smear layer* é mais resistente ao ácido do sistema autocondicionante que o *smear layer* formado sobre a dentina sadia. Se o

sistema autocondicionante não conseguir transpor o *smear layer* e atingir a dentina subjacente, somente ocorrerá hibridização desta camada superficial, resultando em baixa resistência adesiva. Adicionalmente, a acidez do *primer* poderia ser neutralizada pelo conteúdo mineral do *smear layer* (Kenshima et al., 2005).

A literatura oferece uma série de explicações para a menor adesão em dentina afetada por lesão de cárie, sendo a estrutura mineral e o colágeno presente na dentina afetada os principais fatores associados (Ceballos et al., 2003; Wang et al., 2007). Desse modo, a dentina afetada pode conter substâncias, talvez glicoproteínas ou mucopolissacarídeos, que interferem no molhamento e penetração do sistema adesivo nas microporosidades da dentina e/ou em sua polimerização, ou seja, a conversão de monômeros em polímeros pode ser dificultada (Nakajima et al., 1995; Yoshiyama et al., 2003). Desse modo, as fibras colágenas da base da camada híbrida não são completamente envolvidas pelo *primer* e adesivo, configurando uma área fragilizada e com baixos valores de adesão. Outro fator que poderia estar também afetando a polimerização seria a quantidade de água, pois a dentina afetada por cárie tem cerca de 2,7 vezes mais água que a dentina normal (Ito et al., 2005), podendo diluir solventes orgânicos de alguns sistemas adesivos, causando a saída da fase solúvel dos monômeros e formar glóbulos de resina em água reduzindo a RU (Tay et al., 2004).

Por outro lado, no substrato afetado, os sistemas adesivos em dentina afetada apresentaram resistência adesiva similar. O sistema autocondicionante de passo único poderia ser utilizado em dentina desmineralizada de dentes decíduos, com a vantagem de favorecer uma aplicação fácil, rápida e direta (Mine et al., 2009).

De maneira similar, o sistema adesivo autocondicionante de dois passos (Adper SE Plus) e os CIVs não sofreram interferência do substrato na resistência de união. São poucos os estudos que avaliaram RU de CIV utilizando o teste de microtração em dentina afetada por lesão de cárie em dentes decíduos (Çehreli et al., 2003; Marquezan et al., 2010). O estudo de Çehreli et al. (2003), nos mostra que a resistência à dentina sadia foi superior à dentina cariada para todos os materiais, após 18 meses de imersão em água. Enquanto Marquezan et al. (2010), mostraram que a resistência adesiva do Vitremer não foi alterada pela condição da dentina, tanto imediatamente quanto ao longo do tempo. Nossos achados corroboram esses estudos, e faz-se necessário o acompanhamento para verificação da estabilidade de união ao longo do tempo.

Embora o mecanismo de adesão dos CIVs à estrutura do dente não está completamente esclarecido, o CIV ainda é considerado o único material com capacidade de “auto-adesão” (Yoshida et al., 2000). Sendo utilizado previamente um ácido poliacrílico, o qual trata a superfície do substrato, removendo a *smear layer* e expondo fibrilas colágenas até cerca de 0,5-1µm de profundidade (Inoue et al., 2001); os componentes ionôméricos se difundem e estabelecem uma retenção micromecânica seguindo o princípio de hibridização (Van Meerbeek et al., 2001). A ligação iônica é formada, basicamente, entre o grupo carboxila no ácido poliacrílico presente no líquido e íons de cálcio na estrutura dos dentes (Tyas, 2006). Igualmente ocorre com os CIVMRs que além da interação eletrostática por meio dos ácidos policarboxílicos incluídos no material com a hidroxiapatita em torno do colágeno, adicionalmente hibridizam a dentina, interligando micro-mecanicamente (Coutinho et al., 2007).

O CIV KME mostrou-se ser o material mais sensível a influência ao teste de microtração, pois foi o material que apresentou maior número de corpos perdidos em ambos os substratos. Este material foi desenvolvido dentro do propósito de desenvolver ionômeros direcionados para a técnica do ART, sendo denominado CIV de alta viscosidade (CIVAV) que apresentam tempo de presa menor, melhor estabilidade de cor, maior resistência ao desgaste, menor solubilidade e maior resistência flexural que os CIVs convencionais (Frankenberger et al., 1997; Guggemberger et al., 1998; Imparato et al., 2007). Neste estudo o CIV KME foi o material que apresentou menor resistência independente do tipo de substrato. Portanto, apesar do propósito do aumento das propriedades mecânicas dos CIV AV, este tipo de CIV em nosso estudo foi significativamente inferior em relação aos CIVMRs. Esse achado é consistente com o estudo de Burrow et al. (2002) e pode ser associado fortemente ao tipo de teste utilizado (Bonifácio, 2008).

O CIVMR representa a categoria dos cimentos de ionômero de vidro modificado pela adição de monômeros, resultando em um material híbrido com propriedades físicas melhoradas em relação ao CIV convencional (Croll, Nicholson 2002). As vantagens dos CIVMR incluem controle do tempo de trabalho e de presa inicial, diminuição da sensibilidade à umidade, maior resistência adesiva quando comparado com os cimentos de ionômero de vidro convencional (Choi et al., 2006). Segundo Gerzina e Hume (1996) ao investigaram a liberação de monômeros e sua

difusão à dentina de vários agentes de ligação da resina, relataram que HEMA é um material hidrofílico que aumenta a adesão micromecânica e química à dentina.

O CIVMR Ketac N100 é um material que recentemente foi lançado com base em nanotecnologia, oferecendo os benefícios de melhor resultado estético e superfície mais polida (Korkmaz et al., 2010), como também possui a propriedade de recarregar as concentrações de flúor (Markovic et al., 2008). Neste estudo apresentou maiores valores em média de resistência adesiva em ambos os substratos. Destacando que em dentina afetada apresentou significativamente maior adesão que o CIVMR VI.

Sugere-se que a adesão pode ser dependente da formulação do cimento, bem como de suas propriedades químicas e físicas (Mine et al., 2009). Todos os CIVs avaliados neste estudo exigiram uma etapa de pré-tratamento antes do material restaurador de ionômero de vidro. Por que usar um *primer*? Por sua característica ácida, modifica a camada de esfregaço, de modo a proporcionar uma superfície constante, a qual estará idealmente receptiva à mistura de ionômero de vidro. O *primer* do KN100 é hidrofílico, sua parte acidificada composta de copolímeros dos ácidos acrílicos que dissolve e incorpora a *smear layer* na mistura, além de desmineralizar a dentina, encapsulando as fibras colágenas e os cristais de hidroxiapatita (De Munck et al., 2005) enquanto o solvente (H_2O) penetra na dentina úmida levando consigo os monômeros resinosos e simultaneamente o HEMA, que é uma molécula solúvel em água, promove infiltração da resina na dentina desmineralizada (Nakabayashi; Takarada, 1992). Contudo, a fotoativação do *primer* promove ligações cruzadas dos grupos metacrilato do polímero e fornece uma superfície integral que está pronta para a colocação da mistura de ionômero. Enquanto o CIVMR VM, com reação de tripla cura, possui ainda presente no *primer*, o etanol como solvente, sendo os demais componentes semelhantes ao *primer* do KN100.

Em relação à pasta/pasta do KN100 é composto de uma mistura de metacrilato modificado por ácido polialquenoico, HEMA, Bis-GMA, TEGDMA, vidro de flúor-alumino-silicato, nanômeros e H_2O deionizada. Para o VM: vidro flúor-alumino-silicato, persulfato de potássio microencapsulado, ácido ascórbico e pequenas quantidades de pigmentos. Segundo Xie et al. (2000) diferentes tipos de polímeros podem ser outra possível razão para as variações na RU dos CIVs testados. Outra variável é que geralmente restauradores de ionômero de vidro

podem conter uma ampla gama de tamanhos de partículas. O tamanho das partículas pode influenciar a resistência. Segundo o fabricante, o KN100 contém uma combinação de nanocarga (cerca de 5-25 nm) e nanopartículas (cerca de 1,0-1,6 micron), juntamente com o vidro de flúor-alumino-silicato (< 3 micron). A carga é de aproximadamente 69%, em peso. O KN100 basicamente é composto de nanoaglomerados formado por partículas de carga nanométricas de zircônia/sílica que aparecem como uma única unidade, possibilitando carregar mais carga, radioopacidade e força (Perfil Técnico do produto Ketac N100).

Pode-se sugerir que para os CIVs, embora ocorra a perda de íons de cálcio devido o processo de desmineralização na dentina afetada, esta perda não altera o mecanismo de ligação química entre os grupos carboxila do ácido polialquenoico, íons cálcio e hidroxiapatita que ainda estão presente na dentina afetada (Yoshida et al., 2000), além da ligação aos cristais de cálcio e fosfato no interior dos túbulos, igualando o desempenho em ambos os substratos.

No que diz respeito ao tipo de falha ocorrido, um cuidado deve ser tomado ao se interpretar, pois não há um consenso claro na literatura sobre sua classificação, nem estes modos de falha são diagnosticados com base nos mesmos instrumentos de análise microscópica (Scherrer et al., 2010). Almuammar et al. (2001), sugeriu que não há uma relação direta entre o tipo de fratura e valores de resistência de união, o que significa que os valores de alta resistência de união não eram necessariamente correlacionado com um modelo coerente de fratura. Para Sano et al. (1994) a ocorrência de falhas puramente coesivas, seja na dentina, seja no material restaurador, evidencia uma distribuição não uniforme do estresse na interface da união e, na verdade, não revela a resistência de união do material à dentina e, sim, a resistência da dentina ou do material restaurador, tornando extremamente difícil a interpretação desses resultados. Sendo o ideal para avaliar a resistência adesiva, os padrões de fraturas deveriam ser mistos e adesivos (Rocha et al., 2007; Armstrong et al., 2010).

Apesar da polêmica sobre a inclusão ou não dos tipos de fraturas, em nosso estudo não descartamos da análise nenhum tipo de falha. Procuramos reduzir a incerteza, pelo fato de adotarmos precauções em diferenciar a dentina e o material restaurador, por meio de corante e examinar em microscópio com aumento de 400x (Reis et al., 2003). Os palitos que sofreram perda prematura foram considerados no cálculo da resistência de união, uma vez que é provável que a ocorrência de falhas

pré-teste indique que a resistência de união do material restaurador com a interface adesiva é relativamente baixa, e não apenas decorrente de eventual problema de ordem técnica (Pashley et al., 1999; De Munck et al., 2003). A inclusão dos palitos que sofreram fratura durante o procedimento de corte ou no momento de manipulação para o teste de microtração, tem forte influência nos resultados do estudo, reduzindo os valores médios de resistência de união. Nesta pesquisa foi atribuído aos espécimes com falhas prematuras aproximadamente metade dos valores mínimos que puderam ser mensurados em cada grupo experimental, e estes foram incluídos no cálculo de resistência de união (Reis et al., 2003).

Entre os materiais testados, o cimento de ionômero de vidro Ketac Molar Easy Mix foi o que apresentou maior percentual de palitos perdidos, principalmente em dentina afetada (40%), indicativo de maior sensibilidade à técnica ou maior variabilidade de ação no substrato. Também foi o material que apresentou maior taxa de falhas coesivas em material. De uma maneira geral, independente do substrato ou material, ocorreu maior percentual do padrão de fratura adesiva.

No grupo dos CIVMR foi verificado menor número de falhas coesivas nos espécimes de dentina afetada em comparação aos de dentina sadia, apesar de não ocorrer uma diferença de resistência adesiva significativa. A verificação do tipo de falhas ocorridas, podem nos servir como parâmetro no quesito de representar a fragilidade da interface ou do substrato, pois diferenças na distribuição do estresse na interface adesiva, assim como diferentes materiais, podem também levar a diferentes modos de fratura (Pashley et al., 1999; Grossman; Mickenautsch (2002). Entretanto para Bonifácio (2008) o ensaio mecânico de microcissalhamento avalia de forma melhor a resistência adesiva dos materiais ionoméricos, por apresentar maior proporção de falhas interfaciais. Outro estudo com os mesmos materiais e levando em conta os dois substratos deve ser realizado, utilizando o teste de microcissalhamento.

A qualidade da adesão à dentina depende da completa penetração dos monômeros dentro da dentina parcialmente desmineralizada, resultando na formação da camada híbrida e de prolongamentos resinosos (*tags*) que vedam os túbulos dentinários (Pashley et al., 2000). No entanto, a interface adesiva precisa resistir às tensões produzidas durante a contração de polimerização do material restaurador e principalmente aos processos que ocorrem na cavidade bucal de natureza mecânica e/ou química que podem afetar a manutenção da resistência do

material (De Munck et al., 2005), pois ambas situações são capazes de favorecer formação de fendas, ou os chamados *gaps*. Apesar dos avanços alcançados pelos polímeros adesivos, trabalhos apontam para uma possível degradação da interface de união de materiais resinosos aos tecidos dentais ao longo do tempo na presença de água (Sano et al., 1999; Hashimoto et al., 2000; De Munck et al., 2003; Reis 2007).

Com auxílio da microscopia eletrônica de varredura, Sano et al. (1995) relataram que a camada híbrida era permeável, apresentando porosidades de dimensões nanométricas. Assim, poderiam ocorrer infiltrações bacterianas e de outras substâncias prejudiciais à estrutura dentária, denominada pelos autores como nanoinfiltração, pois acontece em espaços micrométricos e submicrométricos na ordem de 20 a 100nm de largura. Portanto a nanoinfiltração revela a localização dos defeitos na interface dentina/material restaurador, podendo ser o caminho para a degradação dos laços de resina/ dentina ao longo do tempo (Sano, 2006). Segundo Breschi et al. (2008) a deposição de prata em espécimes testados imediatamente (24 horas) representa água residual do procedimento adesivo.

A maior parte dos estudos faz análises qualitativas da nanoinfiltração (Erhardt et al., 2008). Em nosso estudo optamos avaliar por meio de escores (Saboia et al., 2008) que expressa de uma maneira quantitativa a deposição de grãos de prata na interface. Entretanto com exceção do CIV de alta viscosidade KM na dentina sadia, ocorreu nanoinfiltração nos demais CIVs e os três sistemas adesivos+resina composta avaliados em ambos os substratos dentinários. Todavia, não ocorreu uma diferença estatisticamente significativa sobre dentina sadia e afetada. No presente estudo, um único examinador realizou a avaliação da infiltração, de maneira cega aos grupos. A concordância intra-examinador foi considerada boa (0,87).

Outro fator importante a se ponderar, é que trabalhos demonstram a ocorrência da nanoinfiltração em interfaces produzidas tanto pela técnica do condicionamento ácido prévio quanto dos autocondicionantes. Portanto, a nanoinfiltração não apenas avalia a discrepância entre a zona de dentina desmineralizada e a impregnação do adesivo (Carvalho et al., 2005). Os CIVMR possuem o mecanismo de adesão similar ao dos adesivos autocondicionantes (Van Meerbeek et al., 2003a; De Munck et al., 2005). Isso limita a capacidade de penetração do CIV, de forma que camadas híbridas delgadas são formadas (Pereira et al., 1997; De Munck et al., 2005; Marquezan et al., 2010). No caso o CIV de alta

viscosidade, a desmineralização produzida pelo ácido poliacrílico é bem menor, cerca de 0,5-1 μ m de profundidade (Inoue et al., 2001); os componentes ionoméricos se difundem e estabelecem uma retenção micromecânica seguindo o princípio de hibridização (Van Meerbeek et al., 2001), além da ligação química que é obtida pelo mecanismo em que grupos carboxílicos do ácido polialquenoico substituem fosfato do substrato e fazem ligações iônicas com os íons cálcio da hidroxiapatita, que permanece ligado às fibrilas colágenas (Yoshida et al., 2000, 2004).

O monômero hidrofílico HEMA é um componente comum dos agentes adesivos e dos CIVMRs, com a finalidade de melhorar sua infiltração no substrato úmido. Um problema encontrado é que a polimerização de uma combinação ácido, HEMA e água podem resultar em áreas incompletamente polimerizadas. Essas áreas permitem um fluxo de água no interior da camada híbrida com conseqüente aumento da absorção de água na interface adesiva. A combinação da degradação e a separação dos componentes resinosos acarretam um processo que prejudica a integridade adesiva (De Munck et al., 2005). Enquanto materiais que possuem o ácido poliacrílico modificado por metacrilato que promove quelação com o cálcio e formação de pontes de hidrogênio com os componentes da dentina. Esse mecanismo pode fornecer estabilidade da água na interface, por um potencial dinâmico de quebrar e renovar as ligações entre os grupos carboxílicos e o cálcio (Perdigão; Lopes 1999). Acredita-se que isso ocorra com os sistemas adesivos que contém ácido polialquenoico e com os CIVs. Além disto, a ausência de monômeros hidrofílicos com afinidade pela água pode reduzir a penetração de nitrato de prata no material em íntimo contato com a dentina.

A presença de fibrilas colágenas parcialmente ou mesmo não infiltradas (Pashley et al., 2004), somados a natureza hidrolítica do material, que favorece o trânsito de fluidos pelo adesivo (Tay et al., 2004), são fatores preocupantes na estabilidade da união ao longo prazo. Assim, a determinação dos padrões de nanoinfiltração das interfaces de união produzida por materiais auto-adesivos, por meio do protocolo de nanoinfiltração são necessárias para descobrir o mecanismo de degradação da dentina sadia e principalmente do substrato patologicamente afetado.

Compreendemos que para entendermos um pouco mais sobre o mecanismo de adesão à dentina, precisamos conhecer um pouco de sua histologia quanto à sua

forma e composição de sua estrutura, a qual passou a ser muito importante no mecanismo de adesão dos sistemas adesivos dentinários pela busca de um melhor vedamento e “aproximação” mais íntima entre material restaurador e a estrutura dental. Contudo, a adesão dos materiais restauradores à estrutura dental tem significado muito importante na odontologia e podemos dizer que esta é a grande busca da odontologia restauradora atual.

Sugere-se assim a necessidade de sistemas adesivos que utilizem uma espessura mínima de dentina desmineralizada e monômeros com alta afinidade ao colágeno e à hidroxiapatita. Desta forma, a seleção de um material restaurador para uso clínico, a resistência adesiva e capacidade de vedação devem desempenhar papéis importantes, portanto estudos que avaliem as propriedades mecânicas da camada híbrida formada em dentina sadia e afetada são indispensáveis.

Os resultados atuais indicam que a adesão com sistemas adesivos em dentina afetada por cárie pode exigir tratamentos específicos que ainda não foram definidos. Entretanto a fragilidade intrínseca da dentina afetada por cárie não deve ser um problema clínico se dentina hígida e esmalte estão nas paredes circundantes da lesão escavada, proporcionando valores satisfatórios de resistência de união (Yoshiyama et al., 2002) e longevidade da restauração adesiva (De Munck et al., 2003). Além disso, o adequado selamento da cavidade auxilia na paralisação do processo carioso (Massara et al., 2002; Wambier et al., 2007).

Estudos clínicos devem ser conduzidos para avaliar o desempenho de materiais adesivos no substrato alterado pela lesão de cárie, em termos de longevidade clínica (Marquezan; Raggio 2009).

7 CONCLUSÕES

Os cimentos de ionômero de vidro não sofrem influência na resistência de união em relação ao substrato. Entretanto, os sistemas adesivos autocondicionante de passo único e com condicionamento ácido prévio sofrem influência do substrato.

O fator substrato dentinário não influenciou significativamente a infiltração de prata na interface adesiva.

REFERÊNCIAS¹

Angker L, Nockolds C, Swain M, Kilpatrick N. Quantitative analysis of mineral content of sound and carious primary dentine using BSE imaging. *Arch Oral Biol*. 2004;49:99-107.

Almuammar MF, Schulman A, Salama FS. Shear bond strength of six restorative materials. *J Clin Pediatr Dent*. 2001;25:221-5.

Anusavice KJ. Buonocore Memorial Lecture. Materials of the future: Preservative or Restorative? *Oper Dent*. 1998;23(4):162-7.

Araújo FB, Ely LB, Pergo AM, Pesce HF. A clinical evaluation of 2% buffered glutaraldehyde in pulpotomies of human deciduous teeth: a 24-month study. *Braz Dent J* 1995;6:41-4.

Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, Raposo LH, Soares CJ, Yamagawa J. Adhesion to tooth structure: a critical review of "micro" bond strength test methods. *Dent Mater*. 2010;26(2):50-62.

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

Bolaños-Carmona V, González-López S, Briones-Luján T, De Haro-Muñoz C, de la Macorra JC. Effects of etching time of primary dentin on interface morphology and microtensile bond strength. *Dent Mater*. 2006;22(12):1121-9.

Bonifácio CC, Kleverlaan CJ, Raggio DP, Werner A, de Carvalho RC, van Amerongen WE. Physical-mechanical properties of glass ionomer cements indicated for atraumatic restorative treatment. *Aust Dent J*. 2009;54(3):233-7.

Bonifácio CC. Estudo da resistência de cimentos de ionômero de vidro à dentina: microtração x microcissalhamento [Dissertação] São Paulo: Universidade de São Paulo; 2008.

Borges AFS, Bitar RA, Kantovitz KR, Bortollazo C, Martin AA, Puppim-Rontani RM. New perspectives about molecular arrangement of primary and permanent dentin. *Appl Surf Sci*. 2007;30(5):1498-505.

¹ De acordo com Estilo Vancouver.

Brackett WW, Tay FR, Looney SW, Ito S, Haisch LD, Pashley DH. Microtensile dentin and enamel bond strengths of recent self-etching resins. *Oper Dent*. 2008 Jan-Feb;33(1):89-95.

Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, De Stefano Dorigo E. Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater*. 2008;24(1):90-101.

Burrow MF, Nopnakeepong U, Phrukkanon S. A comparison of microtensile bond strengths of several dentin bonding systems to primary and permanent dentin. *Dent Mater*. 2002;18(3):239-45.

Casagrande L, De Hipólito V, De Góes MF, de Araujo 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.

Can-Karabulut DC, Oz FT, Karabulut B, Batmaz I, Ilk O. Adhesion to primary and permanent dentin and a simple model approach. *Eur J Dent*. 2009;3(1):32-41.

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. *Biomaterials*. 2005;26:1035- 42.

Castro CG, Chimello DT, Ramos RP, Palma Dibb RG. (2001) Bond strength to carious dentin of glass ionomer cement. *J Dent Res*. 2001;80(327)Abstract:1040

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, Akca T, Altay N. Bond strengths of polyacid-modified resin composites and a resin-modified glass-ionomer cement to primary dentin. *Am J Dent*. 2003;16:47-50.

Choi K, Oshida Y, Platt JA, Cochran MA, Matis BA, Yi K. Microtensile bond strength of glass ionomer cements to artificially created carious dentin. *Oper Dent*. 2006;31(5):590-7.

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.

Croll TP, Nicholson JW. Glass ionomer cements in pediatric dentistry: review of literature. *Pediatr Dent*. 2002;24(5):423-29.

Coutinho E, Cardoso MV, De Munck J, Neves AA, Van Landuyt KL, Poitevin A, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bonding effectiveness and interfacial characterization of a nano-filled resin-modified glass-ionomer. *Dent Mater*. 2009 Nov;25(11):1347-57.

Coutinho E, Yoshida Y, Inoue S, Fukuda R, Snauwaert J, Nakayama Y, De Munck J, Lambrechts P, Suzuki K, Van Meerbeek B. Gel Phase Formation at Resin-modified Glass-ionomer/Tooth Interfaces. *J Dent Res*. 2007;86(7):656-61.

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

De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. A Critical Review of the Durability of Adhesion to Tooth Tissue: Methods and Results. *J Dent Res*. 2005;84(2):118-32.

Erhardt MC, Osorio R, Toledano, M. Dentin treatment with MMPs inhibitors does not alter bond strengths to caries-affected dentin. *J Dent*. 2008a;36:1068-73.

Erhardt MC, Rodrigues JA, Valentino TA, Ritter AV, Pimenta LA. In vitro microTBS of one-bottle adhesive systems: sound versus artificially-created caries-affected dentin. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2008b;86(1):181-7.

Feilzer AJ, Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res*. 1987;66(11):1636-16.

Frankenberger R, Sindel J, Kramer N. Viscous glass-ionomer cements: a new alternative to amalgam in primary dentition? *Quintessence Int*. 1997;28(10):667-76.

Frencken JE, Taifour D, Van't Hof MA. Survival of ART and amalgam restorations in permanent teeth of children after 6.3 years. *J Dent Res*. 2006;85:622-26.

Fusayama T. Two layers of carious dentin; diagnosis and treatment. *Oper Dent.* 1979;4(2):63-70.

Gerzina TM, Hume WR Diffusion of monomers from bonding resin-resin composite combinations through dentine in vitro.. *J Dent.* 1996;24(1-2):125-8.

Grossman, ES, Mickenautsch, S. Microscope observations of ART excavated cavities an restorations. *SDAJ.* 2002;57(9):359-63.

Guggemberger R, May R, Stefan KP. New trends in glass-ionomer chemistry. *Biomat.* 1998;19:479-83.

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

Hirayama A. Experimental analytical electron microscopic studies on the quantitative analysis of elemental concentrations in biological thin specimens and its application to dental science. *Shikwa Gahuko.* 1990;90:1019–36.

Hirayama A, Yamada M, Miake K. An electron microscopic study on dentinal tubules of human deciduous teeth. *Shikwa Gahuko.* 1986;86(6):1021-31.

Hosoya, Y. Effect of acid etching on normal and carious primary dentin: scanning electron microscopic observations. *J Pedod.* 1988;12(4):362-9.

Hosoya Y, Marshall SJ, Watanabe LG, Marshall GW. Microhardness of carious deciduous dentin. *Oper Dent.* 2000;25(2):81-9.

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

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 B Appl Biomater.* 2006;77:241-8.

Hosoya Y, Tay FR. Hardness, elasticity, and ultrastructure of bonded sound and caries-affected primary tooth dentin. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2007;81(1):135-41.

Hosoya Y, Tay FR, Miyakoshi S, Pashley DH Hardness and elasticity of caries-affected and sound primary tooth dentin bonded with 4-META one-step self-etch adhesives. *Am J Dent*. 2008a;21(4):223-8.

Hosoya Y, Tay FR, García-Godoy F, Pashley DH. Ultrastructural examination of one-step self-etch adhesive bonded primary sound and caries-affected dentin. *Am J Dent*. 2008b;21(6):368-72.

Inoue S, Van Meerbeek B, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, et al. Effect of remaining dentin thickness and the use of conditioner on micro-tensile bond strength of a glass-ionomer adhesive. *Dent Mater*. 2001;17:445-55.

Imparato JCP, Garcia A, Bonifácio CC, Sheidt L, Raggio DP, Mendes FM, et al. Color stability of esthetic ion-releasing restorative materials subjected to pH variations. *J Dent Child (Chic)*. 2007;74(3):189-93.

Ito S, Hashimoto M, Wadgaonkar B, Svizero N, Carvalho RM, Yiu C, et al. Effects of resin hydrophilicity on water sorption and changes in modulus of elasticity. *Biomaterials*. 2005;26(33):6449-59.

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.

Katchburian E, Arana V. *Histologia e embriologia oral: texto-atlas-correlações clínicas*, Bogotá: Panamericana; 1999.

Kenshima S, Reis A, Uceda-Gomez N, Tancredo Lde L, Filho LE, Nogueira FN, Loguercio AD. 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 Summer;7(2):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.

Koutsis Y, Noonan RG, Homer JA, Simpson MD, Mathews WG, Pashley DH. The effect of dentin depth on the permeability and ultrastructure of primary molars. *Pediatr Dent*. 1994;16:29-35.

Korkmaz Y, Gurgan S, Firat E, Nathanson D. Shear bond strength of three different nano-restorative materials to dentin. *Oper Dent*. 2010;35(1):50-7.

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.

Lenzi TL. Influência do digluconato de clorexidina na união de sistema adesivo à dentina de dentes decíduos e permanentes [Dissertação]. Rio Grande do Sul: Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2010.

Loguercio, AD, Uceda-Gomez, N, Carrilho, MRO, Reis, A. Influence of specimen size and regional variation on long-term resin-dentin Bond strength. *Dent Mat*. 2005;21:224-31.

McLean JW, Nicholson JW, Wilson AD. Proposed nomenclature for glass ionomer dental cements and related materials. *Quintessence Int* 1994;25(9):587-79.

Maltz M, Oliveira EF, Fontanella V, Bianchi R. A clinical, microbiological and radiographic study of deep carious lesions after incomplete caries removal. *Quintessence Int*. 2002; 33:151-59.

Markovic DL, Petrovic BB, O Peric T. Fluoride content and recharge ability of five glass ionomer dental materials. *BMC Oral Health*. 2008;8:21.

Marquezan M, da Silveira BL, Burnett LH Jr, Rodrigues CR, Kramer PF. Microtensile bond strength of contemporary adhesives to primary enamel and dentin. *J Clin Pediatr Dent*. 2008;32(2):127-32.

Marquezan M, Corrêa FN, Sanabe ME, Rodrigues Filho LE, Hebling J, Guedes-Pinto AC, Mendes FM. Artificial methods of dentine caries induction: A hardness and morphological comparative study. *Arch Oral Biol*. 2009a;54(12):1111-7.

Marquezan M, Fagundes TC, Toledano M, Navarro MF, Osorio R. Differential bonds degradation of two resin-modified glass-ionomer cements in primary and permanent teeth. *J Dent*. 2009b;37(11):857-64.

Marquezan M, Raggio DP. Dental materials in daily pedodontics clinical practice. In: Kaminski HD, Dupois EA, editors. *Dental Materials Research*. [S.l.]: Nova Science Publishers; 2009. Chapter 9.

Raggio DP, Martins ALCF. Cimentos de ionômero de vidro. In: Corrêa, MSNP. Odontopediatria na primeira infância. 3a. ed. São Paulo: Santos. 2010. p.585-98.

Marquezan M, Osorio R, Ciamponi AL, Toledano M. Resistance to degradation of bonded restorations to simulated caries-affected primary dentin. *Am J Dent*. 2010;23(1):47-52

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

Marshall GW Jr. Dentin: microstructure and characterization. *Quintessence Int*. 1993;24(9):606-17.

Marshall GW, Habelitz S, Gallagher R, Balooch M, Balooch G, Marshall SJ. Nanomechanical properties of hydrated carious human dentin. *J Dent Res*. 2001;80(8):1768–71.

Massara ML, Alves JB, Brandão PR. Atraumatic restorative treatment: clinical, ultrastructural and chemical analysis. *Caries Res*. 2002;36(6):430-6.

Mickenautsch S, Yengopal V, Leal SC, Oliveira LB, Bezerra AC, Bönecker M. Absence of carious lesions at margins of glass-ionomer and amalgam restorations: a meta- analysis. *Eur J Paediatr Dent*. 2009;10(1):41-6.

Mine A, De Munck J, Cardoso MV, Van Landuyt KL, Poitevin A, Kuboki T, Yoshida Y, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bonding effectiveness of two contemporary self-etch adhesives to enamel and dentin. *J Dent*. 2009;37(11):872-83.

Morabito A, DeFabianis P. The marginal seal of various restorative materials in primary molars. *J Clin Pediatr Dent*. 1997;22(1):51-4.

Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res*. 1982;16:1240-43.

Nakabayashi N, Pashley DH. Hybridization of dental hard tissues. Chicago: Quintessence; 1998.

Nakabayashi N, Takarada F. Effect of HEMA on bonding to dentin. *Dent Mater*. 1992;8:125–30.

- Nakajima M, Sano H, Burrow MF, Tagami J, Yoshiyama M, Ebisu S, et al. Tensile bond strength and SEM evaluation of caries-affected dentin using dentin adhesives. *J Dent Res*. 1995;74:1679-88.
- Nakajima M, Sano H, Urabe I, Tagami J, Pashley DH. Bond strengths of single-bottle dentin adhesives to caries-affected dentin. *Oper Dent*. 2000;25(1):2-10.
- 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. *J Amer Dent Assoc*. 2005;136(4):477-83.
- 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.
- Nikolaenko SA, Lohbauer U, Roggendorf M, Petschett A, Dasch W, Frankenberger R. Influence of c-factor and layering technique on microtensile bond strength to dentin. *Dent Mater*. 2004;20(6):579-85.
- Nör JE, Feigal RJ, Dennison JB, Edwards CA. Dentin bonding: SEM comparison of the dentin surface in primary and permanent teeth. *Pediatr Dent*. 1997;19(4):246-52.
- Osorio R, Aguilera FS, Otero PR, Romero M, Osorio E, García-Godoy F, Toledano M. Primary dentin etching time, bond strength and ultra-structure characterization of dentin surfaces. *J Dent*. 2010;38(3):222-31.
- Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Shono Y, Fernandes CA, et al.. The microtensile bond test: a review. *J Adhes Dent* 1999;1:299-309.
- Pashley DH, Zhang Y, Agee KA, Rouse CJ, Carvalho RM, Russell CM. Permeability of demineralized dentin to HEMA. *Dent Mater*. 2000; 16:7-14.
- Pashley DH, Horner JA, Brewer PD. Interactions of conditioners on the dentin surface. *Oper Dent*. 1992;Suppl 5:137-50.
- 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.

Perdigão J, Lopes M. Dentin bonding--questions for the new millennium. *J Adhes Dent*. 1999;1(3):191-209.

Perdigão J, Ritter AV. Adesão aos tecidos dentais duros. In: Baratieri LN. *Odontologia restauradora: fundamentos e possibilidades*. São Paulo: Santos; 2001.

Perdigão J. Dentin bonding—Variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dent Mater*. 2010;26:24-37.

Pereira PN, Yamada T, Tei R, Tagami J. Bond strength and interface micromorphology of na improved resin-modified glass ionomer cement. *Am J Dent* 1997;10(3):128-32.

Peez R, Frank S. The physical-mechanical performance of the new Ketac Molar Easymix compared to commercially available glass ionomer restoratives. *J Dent*. 2006;34(8):582-7.

Pinheiro SL, Frasson AD, Bincelli IN, Barros PP, Silva GH. Study of a Morphometric Model for Histological Evaluation of the Collagen in Dentin Carious Lesions. *J Clin Pediatr Dent*. 2008;33(2):37–40.

Qvist V, Poulsen A, Teglers PT, Mjör IA. The longevity of different restorations in primary teeth. *Int J Paediatr Dent*. 2010;20(1):1-7.

Raggio DP, Martins ALCF. Cimentos de ionômero de vidro. In: Corrêa, MSNP. *Odontopediatria na primeira infância*. 3a. ed. São Paulo: Santos. 2010. p.585-98.

Raggio DP, Sônego FG, Camargo LB, Marquezan M, Imparato JCP. Efficiency of different polyacrylic acid concentrations on the smear layer, after ART technique, by Scanning Electron Microscopy (SEM). *Eur Arch Paediatr Dent*. 2010;11(5):232-5.

Ramires-Romito AC, Reis A, Loguercio AD, de Goes MF, Grande RH. Micro-tensile bond strength of adhesive systems applied on occlusal primary enamel. *J Clin Pediatr Dent*. 2004;28(4):333-8.

Reis A, Loguercio AD, Azevedo CL, de Carvalho RM, Singer JM, Grande RH. Moisture spectrum of demineralized dentin for adhesive systems with different solvent bases. *J Adhes Dent*. 2003;5:183-92.

Reis A, Grande RH, Oliveira GM, Lopes GC, Loguercio AD. A 2-year evaluation of moisture on microtensile bond strength and nanoleakage. *Dent Mater*. 2007;23(7):862-70.

Reis AF, Giannini M, Pereira PN. Effects of a peripheral enamel bond on the long-term effectiveness of dentin bonding agents exposed to water in vitro. *J Biomed Mater Res Part B Applied Biomater*. 2008;85(1):10-7.

Ricketts DN, Kidd EA, Innes N, Clarkson J. Complete or ultraconservative removal of decayed tissue in unfilled teeth. *Cochrane Database Syst Rev*. 2006;19(3).

Rocha R, Soares FZ, Rodrigues CR, Rodrigues Filho LE. Influence of aging treatments on microtensile bond strength of adhesive systems to primary dentin. *J Dent Child (Chic)*. 2007;74(2):109-12.

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

Saboia VP, Silva FC, Nato F, Mazzoni A, Cadenaro M, Mazzotti G, Giannini M, Breschi L. Analysis of differential artificial ageing of the adhesive interface produced by a two-step etch-and-rinse adhesive. *Eur J Oral Sci*. 2008; 17(5):618-24.

Sadek FT, Monticelli F, Muench A, Ferrari M, Cardoso PE. A novel method to obtain microtensile specimens minimizing cut flaws. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2006;78(1):7-14.

Sarr M, Kane AW, Vreven J, Mine A, Van Landuyt KL, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B, De Munck J. Microtensile bond strength and interfacial characterization of 11 contemporary adhesives bonded to bur-cut dentin. *Oper Dent*. 2010;35(1):94-104.

Scherrer SS, Cesar PF, Swain MV. Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: A critical literature review. *Dent Mater*. 2010;26:78–93.

Shimada Y, Kikushima D, Tagami J. Micro-shear Bond strength of resin-bonding systems to cervical enamel. *Am J Dent*. 2002;15(6):373-7.

Schoeder, HE. Oral e Strukturbiologie. Entwicklungsgechichte, Strukytur und Funktion normaler Hart – und Weichgewebe der Mundhöhle und des Kiefergelenks. 5rd edicion; New York: Thieme, 2000.

Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, Pashley DH. 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(1):18-25.

Sano H, Yoshikawa T, Pereira PN, Kanemura N, Morigami M, Tagami J, Pashley DH. 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.

Sardella TN, de Castro FL, Sanabe ME, Hebling J. Shortening of primary dentin etching time and its implication on bond strength. J Dent .2005;33(5):355-62.

Sattabanasuk V, Burrow MF, Shimada Y, Tagami J. Resin adhesion to caries-affected dentine after different removal methods. Aust Dent J. 2006;51(2):162-9.

Scholtanus JD, Purwanta K, Dogan N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of three simplified adhesive systems to caries-affected dentin. J Adhes Dent. 2010;12(4):273-8.

Soares FZM, Rocha RO, Raggio DP, Sadek FT, Cardoso PEC. Microtensile bond strength of different adhesive systems to primary and permanent dentin. Pediatr Dent. 2005;27(6):457-62.

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

Suwatviroj P, Messer LB, Palamara JE. Microtensile bond strength of tooth-colored materials to primary tooth dentin. Pediatr Dent. 2004;26(1):67-74.
Tay FR, Pashley DH. Dental adhesives of the future. J Adhes Dent. 2002;4:91–103.

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.a

Tay FR, Pashley DH, Yoshiyama M. Two modes of nanoleakage expression in single-step adhesives. *J Dent Res*. 2002;81:472-6.b

Tay FR, Pashley DH, Suh B, Carvalho R, Miller M Single-step, self-etch adhesives behave as permeable membranes after polymerization. Part I. Bond strength and morphologic evidence. *Am J Dent*. 2004;17(4):271-8.

Tay FR, Pashley DH, Hiraishi N, Imazato S, Rueggeberg FA, Salz U, et al. Tubular occlusion prevents water-treeing and through-and-through fluid movement in a single-bottle, one-step self-etch adhesive model. *J Dent Res*. 2005; 84: 891-896.

ten Cate JM, Duijsters PP. Alternating demineralization and remineralization of artificial enamel lesions. *Caries Res*. 1982;16(3):201-10.

Tosun G, Koyuturk AE, Sener Y, Sengun A. Bond strength of two total-etching bonding systems on caries-affected and sound primary teeth dentin. *Int J Paediatr Dent*. 2007;18:62-9.

Tyas MJ, Burrow MF. Adhesive restorative materials: A review. *Aust Dent J*. 2004;49(3):112-21

Tyas MJ. Clinical evaluation of glass-ionomer cement restorations. *Appl Oral Sci*. 2006;14 Suppl:10-3.

Uekusa S, Yamaguchi K, Miyazaki M, Tsubota K, Kurokawa H, Hosoya Y. Bonding efficacy of single-step self-etch systems to sound primary and permanent tooth dentin. *Oper Dent*. 2006;31(5):569-76.

van Noort R. Clinical relevance of laboratory studies on dental materials: strength determination—a personal view. *J Dent*. 1994;22(1):S4–8.

Van Meerbeek B, Inokoshi S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *J Dent Res*. 1992;71(8):1530-40.

Van Meerbeek B, Peumans M, Gladys S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Three-year clinical effectiveness of four total-etch dental adhesive systems in cervical lesions. *Quintessence Int.* 1996;27(11):775-84.

Van Meerbeek B, Vargas S, Inoue S, Yoshida Y, Peumans M, Lambrechts P, et al. Adhesives and cements to promote preservation dentistry. *Oper Dent.* 2001;26:119-44.

Van Meerbeek B, De Munck J, Mattar D, Van Landuyt K, Lambrechts P. Microtensile bond strength of an etch & rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. *Oper Dent.* 2003a;28:647-60.

Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent.* 2003b;28:215-35.

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

Vaidyanathan TK, Vaidyanathan J. Recent advances in the theory and mechanism of adhesive resin bonding to dentin: a critical review. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2009;88(2):558-78.

Vieira IM, Louro RL, Atta MT, Navarro MFL, Francisconi PAS. O cimento de ionômero de vidro de vidro na Odontologia. *Rev Saúde.* 2006;2(1):75-84.

Xie, D, Brantley WA, Culbertson BM, Wang, G. Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. *Dent Mater.* 2000;16:129-38.

Xuan W, Hou B, LÜ Y. Bond strength of different adhesives to normal and caries-affected dentins. *Chin Med J.* 2010;123(3):332-6.

Way JL, Caputo AA & Jedrychowski JR. (1996) Bond strength of light-cured glass ionomers to carious primary dentin. *J Dent Child.* 1996;63(4):261-4.

Wang Y, Spencer P, Walker MP. Chemical profile of adhesive/caries-affected dentin interfaces using Raman microspectroscopy. *J Biomed Mater Res.* 2007;81:279-86.

Walls AWG. Glass polyalkenoate (glass-ionomer) cements: a review. *J Dent.* 1986;14(6): 231-46.

Wambier DS, Santos FA, Guedes-Pinto AC, Jaeger RG, Simionato MRL. Ultrastructural and microbiological analysis of the dentin layers affected by caries lesions in primary molars treated by minimal intervention. *Pediatr Dent.* 2007;29:228-34..

Wilson AD, Kent BE. A new translucent cement for dentistry. *Brit Dent J.* 1972; 132:133-5.

Yazici AR, Akca T, Ozgünaltay G, Dayangaç B. Bond strength of a self-etching adhesive system to caries-affected dentin. *Oper Dent.* 2004;29(2):176-81.

Yip HK, Tay FR, Ngo HC, Smales RJ, Pashley DH: Bonding of contemporary glass ionomer cements to dentin. *Dent Mater.* 2001, 17:456-70.

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

Yildirim S, Tosun G, Koyutürk AE, Sener Y, Sengün A, Özer F, Imazato S. Microtensile and Microshear Bond Strength of an Antibacterial Self-Etching System to Primary Tooth Dentin . *Eur J Dent.* 2008;2:11-7.

Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y, Snauwaert J, Hellemans L, Lambrechts P, Vanherle G, Wakasa K. Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces. *J Dent Res.* 2000;79(2):709-14.

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;83:454-8.

Yoshikawa T, Sano H, Burrow MF, Tagami J, Pashley DH. Effects of dentin depth and cavity configuration on bond strength. *J Dent Res.* 1999;78(4): 898-905.

Yoshiyama M, Urayama A, Kimochi T, Matsuo T, Pashley. Comparison of convencional vs self etching adhesive bonds to caries affected dentin. *Oper Dent.* 2000;25(3):163-9.

Yoshiyama M, Tay FR, Torii Y, Nishitani Y, Doi J, Itou K, Ciucchi B, Pashley DH. Resin adhesion to carious dentin. *Am J Dent.* 2003;16(1):47-52.

Zanchi CH, Lund RG, Perrone LR, Ribeiro GA, del Pino FA, Pinto MB, Demarco FF. Microtensile bond strength of two-step etch-and-rinse adhesive systems on sound and artificial caries-affected dentin. *Am J Dent.* 2010;23(3):152-6.

ANEXO A – Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa

Universidade de São Paulo
Faculdade de Odontologia
Comitê de Ética em Pesquisa

PARECER DE APROVAÇÃO
FR - 223839
Protocolo 187/2008

O grupo de trabalho indicado pelo Comitê de Ética em Pesquisa **APROVOU** o protocolo de pesquisa **"RESISTÊNCIA DE UNIÃO DE MATERIAIS IONOMÉRICOS À DENTINA SADA E CARIADA DE DENTES DECÍDUOS"**, de responsabilidade do(a) pesquisador(a) **FABIANA BUCHOLDZ TEIXEIRA ALVES**, sob orientação do(a) Prof(a). Dr(a). **ANTONIO CARLOS GUEDES-PINTO**.

Tendo em vista a legislação vigente, devem ser encaminhados a este Comitê relatórios anuais referentes ao andamento da pesquisa e ao término cópia do trabalho em "cd". Qualquer emenda do projeto original deve ser apresentada a este CEP para apreciação, de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas.

São Paulo, 13 de outubro de 2008.

Prof. Dr. João Gualberto de Cerqueira Luz
Coordenador do CEP-FOUSP

Av. Prof. Lúcio Prestes, 2227 - Cidade Universitária "Armando de Salles Oliveira"