

RENATA BACELAR CANTANHEDE DE SÁ

Cirurgiã-dentista

AVALIAÇÃO DO SELAMENTO DENTINÁRIO E
RESISTÊNCIA DE UNIÃO DE SISTEMAS ADESIVOS

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

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Giannini.

PIRACICABA

2011

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**
Bibliotecária: Marilene Girello – CRB-8ª. / 6159

Sa11a	<p>Sá, Renata Bacelar Cantanhede de. Avaliação do selamento dentinário e resistência de união de sistemas adesivos / Renata Bacelar Cantanhede de Sá. -- Piracicaba, SP: [s.n.], 2011.</p> <p style="text-align: center;">Orientador: Marcelo Giannini. Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.</p> <p style="text-align: center;">1. Materiais dentários. 2. Adesivos dentinários. 3. Dentina. 4. Permeabilidade. I. Giannini, Marcelo. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título. (mg/fop)</p>
-------	---

Título em Inglês: Evaluation of dentin sealing and bond strength of adhesive systems

Palavras-chave em Inglês (Keywords): 1. Dental materials. 2. Dentin-bonding agents. 3. Dentin. 4. Permeability

Área de Concentração: Materiais Dentários

Titulação: Mestre em Materiais Dentários

Banca Examinadora: Marcelo Giannini, Josimeri Hebling Costa, Caio Cezar Randi Ferraz

Data da Defesa: 31-03-2011

Programa de Pós-Graduação em Materiais Dentários



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de Mestrado, em sessão pública realizada em 31 de Março de 2011, considerou a candidata RENATA BACELAR CANTANHEDE DE SÁ aprovada.

Marcelo Giannini

Prof. Dr. MARCELO GIANNINI

Josimere Hebling Costa

Profa. Dra. JOSIMERI HEBLING COSTA

Caio César Randi Ferraz

Prof. Dr. CAIO CEZAR RANDI FERRAZ

Dedico este trabalho,

*A **Deus**, por me proteger, iluminar e guiar meus passos sempre, tornando possível mais uma conquista.*

Aos meus pais, Vera e Sergio, meus exemplos de vida, caráter e dedicação, que me apóiam incondicionalmente, torcendo sempre por mim sem medir esforços para a minha formação pessoal e profissional. Agradeço pela compreensão, amor e intenso incentivo, razão da minha vida.

Aos meus irmãos, Leandro e Leonardo, por todo o apoio, companheirismo, amor, presentes em todos os momentos da minha vida, que me fazem querer ser sempre melhor. Sei que cada um ainda batalha por um lugarzinho ao sol, mas saibam que independente da distância, eu sempre estarei presente para vocês.

Aos meus avôs Lauro e Zoé (in memorian), que desde pequena sempre serviram como exemplos para mim.

À minha avó Vadica (in memorian), exemplo de vida, de mulher. Sempre torceu por mim, me incentivando em tudo e todos os momentos, para quem eu sempre dedico tudo que faço e conquisto.

À minha avó Doroty e tia Arlete, sempre presentes na minha vida, se esmeirando na minha formação, e mesmo com a distância, sempre me deram todo o seu amor, apoio, carinho e incentivo.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu orientador **Prof. Dr. Marcelo Giannini**, pelo apoio e dedicação a mim dispensados, por todas as oportunidades oferecidas e confiança depositada. Pelo exemplo de profissional, honestidade e dedicação, pelo privilégio de tê-lo como orientador. Obrigado pela oportunidade de poder tornar possível meu crescimento humanístico e científico.

AGRADECIMENTOS

Ao Felipe, que sempre caminhou ao meu lado, torcendo e me apoiando sempre, entendendo a necessidade da minha ausência em busca de um sonho. Obrigada pelo carinho, paciência, por fazer parte da minha vida.

Aos meus grandes amigos Carol, Alúzio e Spice, pelos memoráveis momentos juntos, sempre presentes em minha vida, obrigada por toda a torcida, incentivo, compreensão e apoio.

À minha amiga Bárbara e sua família, que me “acolheram” e me tornaram um membro de sua família, com quem tenho o imenso prazer de compartilhar muitos momentos. Muito obrigada pelo incentivo, me ajudando a amenizar minha saudade de casa.

Aos meus amigos Rafael Vitti, Maria Emília e Victor, pela amizade, companheirismo, torcida e apoio para minhas conquistas. Obrigada pelos momentos juntos e o prazer de poder chamá-los de amigos.

À Universidade Estadual de Campinas, na pessoa do Reitor **Fernando Ferreira Costa**.

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, na pessoa do seu Diretor **Prof. Dr. Jacks Jorge Júnior** e Diretor Associado **Prof. Dr. Alexandre Augusto Zaia**.

À coordenação dos cursos de pós-graduação, na pessoa da coordenadora **Prof^a. Dr^a. Renata da Cunha Matheus Rodrigues Garcia**.

Ao coordenador do programa de pós-graduação em Materiais Dentários, **Prof. Dr. Marcelo Giannini**, pela competência e responsabilidade com que dirige o curso.

Aos professores do programa de materiais dentários: **Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti, Prof. Dr. Mario Fernando de Goes, Prof. Dr. Lourenço Corrêa Sobrinho, Prof. Dr. Simonides Consani, Prof^a. Dr^a. Regina Maria Puppim Rontan, Prof^a. Dr^a. Marcela Rocha de Oliveira Carrilho, Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani e Prof. Dr. Luis Roberto Marcondes Martins** que me honraram com seu exemplo de trabalho, sabedoria e seriedade.

À **Coordenação de Aperfeiçoamento Profissional de Nível Superior (CAPES)** pela concessão da bolsa de estudo.

A todos os colegas de Pós-graduação deste e outros programas.

À **Prof^a. Dr^a. Gláucia Maria Bovi Ambrosano**, pela presteza na execução das análises estatísticas.

Ao Engenheiro Mecânico **Marcos Blanco Cangiani**, por toda a ajuda, mesmo em atividades que não seriam sua função, competência, disposição e constante bom humor. Minha grande gratidão.

À funcionária **Selma Segalla**, sempre disposta a ajudar com muita competência, nos socorrendo em todos os momentos. Muito obrigada.

Aos amigos de equipe, **Paulo Vermelho, Sandrine Berger, Thaianne Aquiar e Tiago Dias** por toda a ajuda, presteza e convivência. Em especial a amiga **Marina Di Francescantonio** e **Adriana de Oliveira** pela paciência e disposição em me ensinar, me ajudando sempre que precisei.

A todos os meus familiares, pelo apoio e incentivo ao longo de toda a minha vida.

A todos que indiretamente contribuíram para o desenvolvimento deste trabalho.

Meus sinceros agradecimentos.

RESUMO

Os objetivos neste trabalho foram avaliar a Resistência de União (RU) e a Capacidade de Selamento (CS) de sistemas adesivos na dentina, em 2 tempos de estudo: inicial e após 6 meses de armazenamento em água. Para avaliação da CS, foram selecionados 20 incisivos bovinos hígidos. Na porção coronária vestibular foram realizados preparos do tipo faceta, expondo a dentina superficial e garantindo que todo o término do preparo se situasse em esmalte. Os dentes foram conectados ao dispositivo de medição da condutância hidráulica e mensurados sob pressão de 10 psi, na presença da *smear layer* (mínima). Após tratamento com EDTA, os dentes tiveram outra leitura da permeabilidade (máxima). Em seguida, os adesivos Scotchbond Multi-Purpose (3M ESPE); Adper Easy Bond (3M ESPE); Bond Force (Tokuyama) e G-Bond Plus (GC Corp.) foram aplicados no preparo e nova mensuração da permeabilidade foi realizada e determinada para cada adesivo. Os dentes foram armazenados por 6 meses em água e novamente submetidos ao teste. As mensurações registradas foram expressas em % de selamento dentinário em relação à permeabilidade máxima. Para avaliação da RU, foram selecionados 40 incisivos bovinos hígidos. A superfície vestibular foi desgastada com lixas de Carbetto de Silício (SiC) (180 e 600) para exposição da dentina deixando-a com espessura remanescente de 1,0 a 1,5 mm. Os mesmos adesivos utilizados na avaliação da CS foram testados. Os dentes foram restaurados e preparados para o ensaio de microtração. Os espécimes foram testados em máquina de teste universal EZ Test (Shimadzu Co.) após 24 horas da confecção da restauração ou após seis meses de armazenamento em água. Os dados obtidos em ambas metodologias foram submetidos à Análise de Variância (2 fatores) e teste de Tukey ($\alpha = 0,05$). A CS produzido pelos adesivos autocondicionantes foi superior em relação ao adesivo SBMP em ambos tempos de avaliação (imediate e 6 meses) e não mostrou diferença significativa entre os adesivos autocondicionantes. Nenhum sistema adesivo apresentou redução da RU após 6 meses de armazenamento em água. Porém, o adesivo G-Bond Plus apresentou menor valor de RU que os demais adesivos e em ambos os tempos de avaliação. Os sistemas autocondicionantes de passo único obtiveram melhor CS, sendo que essa CS teve redução significativa após 6 meses de

exposição direta do adesivo em água para todos os materiais avaliados. A RU à dentina dos sistemas adesivos não reduziu com o armazenamento em água, e o adesivo G-Bond Plus teve o menor valor de RU em ambos os tempos avaliados.

Palavras- chave: Adesivos dentinários, Resistência de União, Permeabilidade, Dentina.

ABSTRACT

The aim of this study were to evaluate the sealing ability (SA) and the bond strength (BS), following two evaluation times (immediately and after 6 months of water-storage). For SA analysis, twenty sound bovine incisors were used. Laminate cavity preparations were made on buccal surfaces, exposing the superficial dentin surrounds by enamel. The teeth were connected to permeability device to measure the initial hydraulic conductance at 10psi (minimal permeability with smear layer). Afterwards the teeth were treated with an EDTA solution and second measurement was taken (maximal permeability).The adhesive systems Scotchbond Multi-Purpose (3M ESPE), Adper Easy Bond (3M ESPE), Bond Force (Tokuyama) and G-Bond Plus (GC Corp.) were applied to the cavity preparations and the permeability was measured for each adhesive. The bonded teeth were water-storage for 6 months and the final measurement was taken. The SA were expressed in % dentinal sealing. For the microtensile bond strength study, 40 bovine incisors were used. The buccal surface were ground with SiC (180 and 600) to expose a flat dentin surface at thickness ranging from 1.0 to 1.5 mm The sames adhesives used in SA analysis were tested. The adhesive were applied to the dentin surface and the restored teeth were prepared for micro-tensile bond strength test using a universal testing machine EZ Test (Shimadzu Co.). SA and RU data were submitted to two-way ANOVA and Tukey test ($\alpha = 0.05$). The SA promoted by self-etching adhesives was higher than SBMP and did not differ among them. No adhesive system showed a reduction of the BS after 6 months of water-storage. However, the G-Bond Plus adhesive presented the lowest BS among adhesives tested and for both evaluation times. The one-step self etching systems showed the highest SA and the SA for all adhesives was reduced after 6-months of direct exposing of adhesive layer to water. The BS to dentin of adhesives was not affected by 6-months of water-storage. The G-Bond Plus yielded the lowest BS for both evaluation times.

Key words: *Dentin bonding agents, Bond strength, Permeability, Dentin.*

SUMÁRIO

1 - INTRODUÇÃO	1
2 - REVISÃO DE LITERATURA	3
2.1 – Tecido Dentinário	3
2.2 – Permeabilidade Dentinária	4
2.3 – Dentes Bovinos e Características	6
2.4 – Classificação dos Sistemas Adesivos	8
2.5 – Degradação da União	11
3 - PROPOSIÇÃO	13
4 - MATERIAIS E MÉTODOS	14
4.1 – ESTUDO 1- Selamento Dentinário	14
4.1.1 – Delineamento do Estudo	14
4.1.2 – Seleção dos Dentes	15
4.1.3 - Preparo dos Espécimes	15
4.1.4 – Medições da Condutividade Hidráulica	18
4.1.5 – Preparo do Espécime para Medição da Permeabilidade Máxima	20
4.1.6 – Critério para Seleção dos Espécimes nos Grupos	21
4.1.7 – Aplicação dos Diferentes Sistemas Adesivos	22
4.1.8 – Metodologia Estatística	27
4.2 – ESTUDO 2 – ENSAIO DE MICROTRAÇÃO	28
4.2.1 – Delineamento do Estudo	28
4.2.2 – Seleção dos Dentes	29
4.2.3 – Preparo dos Espécimes	29
4.2.4 – Aplicação dos Diferentes Sistemas Adesivos	30
4.2.5 – Procedimento Restaurador	35
4.2.6 – Obtenção dos Corpos de Prova	37
4.2.7 – Grupos Experimentais	38
4.2.8 – Ensaio de Microtração	38
4.2.9 – Metodologia Estatística	39

5 – RESULTADOS	40
5.1 – Resultados Selamento Dentinário	40
5.2– Resultados Resistência de União	41
6 – DISCUSSÃO	42
7- CONCLUSÃO	49
REFERÊNCIAS	50
ANEXO	57

1. INTRODUÇÃO

A dentina continua representando o maior desafio à adesão duradoura, devido a sua complexidade morfológica e dinamismo, que estão relacionados à fisiologia do substrato (Pegado *et al.*, 2010). Ela é um tecido mineralizado, formado por túbulos dentinários que se estendem desde a junção amelo-dentinária até o limite da câmara pulpar, onde apresentam maior densidade e diâmetro. Nessa região próxima à polpa tem-se o aumento da permeabilidade e da umidade do tecido, que podem interferir no mecanismo de união dos adesivos. Com relação as concentrações de túbulos, ela também apresenta variações de acordo com a profundidade e localização no órgão dental (Panighi e G'Sell, 1993). A dentina é um substrato poroso (Carvalho, 1998) devido sua configuração tubular, sendo o tecido entre os túbulos (intertubular) rico em fibrilas de colágeno e a dentina ao redor dos túbulos (intratubular ou peritubular) é mais mineralizada que a dentina intertubular (Ten Cate, 1998). A variabilidade regional do tecido dentinário implica na eficiência dos sistemas adesivos que devem ser capazes de selar a dentina e proporcionar boa adesão tanto na dentina superficial quanto na profunda, na presença ou ausência de pressão pulpar (Pashley *et al.*, 2002).

Ao longo dos anos, os sistemas adesivos receberam diferentes classificações, algumas vezes confusas e complexas (Silva e Souza Jr *et al.*, 2010). Contudo, uma classificação atual e mais simples tem sido baseada na interação desses adesivos com o substrato dentário, ou seja, na sua estratégia de hibridização e no número de etapas para aplicação clínica (Van Meerbeek *et al.*, 2003):

1- Sistemas Adesivos “Convencionais” (ou com condicionamento ácido separado): podem ser de 3 passos de aplicação; iniciando-se pelo condicionamento com ácido fosfórico do esmalte e dentina, remoção do ácido por meio da lavagem com água, seguido da aplicação de um *primer* (contendo monômeros hidrófilos) e da resina fluida adesiva (resina mais hidrófoba). Os adesivos de 2 passos de aplicação, compreendem a combinação do *primer* e da resina fluida hidrófoba em único frasco .

2- Sistemas Adesivos “Autocondicionantes”: nesta categoria existem os materiais com 1 ou 2 passos de aplicação. Eles não necessitam do condicionamento

ácido separado e nem da remoção do ácido com água. O *primer* pode estar num frasco ou compartimento separado da resina fluida (adesivo de dois passos) ou o adesivo pode ser utilizado com apenas uma solução adesiva, num passo único.

Na tentativa de simplificação do número de passos para aplicação dos adesivos, resultou-se em materiais com aumento dos componentes mais hidrófilos. Como consequência da alteração composicional dos adesivos, tem-se observado diminuição da efetividade dos sistemas de união a longo prazo (De Munck *et al.*, 2005). A incorporação de maiores quantidades de monômeros hidrófilos e a falta da subsequente aplicação da resina hidrófoba podem resultar em um adesivo com comportamento de uma membrana permeável após a sua polimerização (Orucoglu & Belli, 2008), que não sela adequadamente a dentina e compromete a durabilidade da união.

Desta forma, a penetração e a absorção de água na área de união resina-dentina (camada híbrida) é um dos fatores determinantes para a degradação hidrolítica (Tanaka *et al.*, 1999). Esse processo diminui a resistência de união e a qualidade do selamento dentinário com o tempo, tanto *in vivo* quanto *in vitro* (Sano *et al.*, 1999; Reis *et al.*, 2010). Novos sistemas adesivos autocondicionantes tem procurado reduzir os componentes hidrófilos ou substituir esses componentes por outros tipos de monômeros adesivos. Esses agentes de união autocondicionantes apresentam novas formulações e foram pouco testados quanto à capacidade de selamento dentinário e a resistência de união à dentina. Assim, este estudo investigou duas importantes propriedades destes sistemas adesivos comercialmente disponíveis, comparando com um sistema convencional de três passos.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1 TECIDO DENTINÁRIO

A dentina é um tecido vitalizado e hidratado, composto basicamente por (em peso): 70% de conteúdo inorgânico (hidroxiapatita), 20% de matéria orgânica (principalmente colágeno tipo I) e 10% de água (Ten Cate, 1998). Em volume, cada um deles representa: 50%, 30% e 20%, respectivamente. Embora a composição e a morfologia varie de acordo com a localização da estrutura, dentro do próprio elemento dentário, ela também sofre alterações de acordo com a idade ou estímulos externos. (Ten Cate, 1998; Marshall *et al.*, 1997; Panighi & G'Sell, 1993).

O tecido dentinário possui aproximadamente 3 a 3,5 mm de espessura (Pashley, 1991), composto por túbulos dentinários que vão desde a junção amelo-dentinária (JAD), atravessam toda a espessura da dentina até o teto da câmara pulpar e proporcionam a comunicação da dentina com o tecido pulpar (Marshall *et al.*, 1997). Essa morfologia confere característica porosa à dentina (Carvalho, 1998). Os túbulos dentinários convergem em direção à câmara pulpar, têm orientação de acordo com a localização no dente e apresentam pequeno diâmetro e baixa densidade próximo ao esmalte. Nas proximidades dos cornos e da câmara pulpar a morfologia é oposta (maior diâmetro a alta densidade). Os túbulos são preenchidos pelos prolongamentos dos odontoblastos e fluidos tissulares (Ten Cate, 1998).

Como os túbulos dentinários convergem em direção à polpa, eles podem ter o formato de funil, com sua base menor voltada para a JAD e seu maior diâmetro próximo a polpa, devido ao fato do volume da dentina ser maior na JAD, que próximo à câmara pulpar. Próximo à JAD, o diâmetro dos túbulos é de aproximadamente 0,9 μm e sua quantidade por mm^2 , é em torno de 20.000. Na dentina média, o diâmetro dos túbulos é de cerca de 1,2 μm e o número destes varia em torno de 29.500 por mm^2 . Próximo à polpa, o diâmetro médio dos túbulos é de 2,5 μm e sua densidade de aproximadamente 45.000 por mm^2 . A porcentagem da área dos túbulos variam de cerca de 22% perto da polpa a 1% perto da JAD, a área de matriz intertubular varia de 12% na pré-dentina para 96% próximo à JAD, enquanto a dentina peritubular varia de mais de 60% para 3% na JAD (Marshall *et al.*, 1997). Tais variações de densidade e

diâmetro tendem a influenciar na discrepância da quantidade de fluídos tissulares que preenchem os túbulos ao longo da estrutura dentinária (Carvalho, 1998).

A luz dos túbulos dentinários é revestida por uma camada altamente mineralizada, chamada de “dentina peritubular” ou “intratubular”. Os túbulos são separados por uma dentina menos mineralizada denominada de “intertubular”, que é composta basicamente por colágeno do tipo I e reforçada por cristais de apatita (Marshall *et al.*, 1997; Ten Cate, 1998). A quantidade desta dentina intertubular diminui em relação à proximidade com a câmara pulpar diminuindo assim a quantidade de colágeno do tipo I. Resumidamente, a dentina profunda é mais porosa e úmida, constituída predominantemente por dentina intratubular, enquanto a dentina próxima a JAD é menos úmida e composta predominantemente por dentina intertubular (Pashley, 1991; Marshall *et al.*, 1997).

Diversos estímulos, tais como a mastigação, variações de temperatura, remoção do esmalte dentário e cimento, provocam a movimentação dos fluidos tissulares no interior dos túbulos, de forma bidirecional, podendo causar sensações dolorosas, de acordo com a teoria hidrodinâmica de Brännström (Brännström & Garberoglio, 1976). Uma forma de interromper esta movimentação e conseqüentemente a sensação dolorosa, é obliterar os túbulos dentinários na superfície ou internamente. Isso está envolvido nos tratamentos de hipersensibilidade cervical e pela própria resposta pulpar ao estímulo externo, respectivamente (Silva e Souza Jr *et al.*, 2010; Pashley, 1991). Como conseqüência da obliteração dos túbulos, observa-se a redução da permeabilidade dentinária.

2.2 PERMEABILIDADE DENTINÁRIA

Na permeabilidade dentinária estuda-se a movimentação de fluídos através dos túbulos. A dentina atua como barreira de difusão ou absorção, capaz de reduzir a concentração de substâncias que podem chegar à polpa e causar injúrias ao tecido (Nakabayashi & Pashley, 1998). Sendo assim, dois tipos de permeabilidade têm sido descritas: permeabilidade intratubular e permeabilidade intertubular. A permeabilidade intratubular (ou transdentinária), é o movimento do fluído tissular dentro dos túbulos, que implica na sensibilidade dentinária e constante umidade da superfície da dentina,

uma vez que liga a polpa à periferia da dentina e permite a movimentação desses fluídos pela pressão pulpar (Pashley *et al.*, 2002). Enquanto a permeabilidade intertubular, permite a difusão de monômeros na dentina intertubular desmineralizada (Nakabayashi & Pashley, 1998). Ao desmineralizar a dentina intertubular, uma matriz de fibrilas de colágeno são expostas. Caso essa matriz desidrate demasiadamente, as fibrilas podem colapsar e reduzir a permeabilidade dessa área desmineralizada, que impede adequada infiltração de monômeros nessa região (Pashley *et al.*, 2002). Ambos os tipos de permeabilidade são essenciais para a adequada adesão e selamento da dentina.

Tendo em vista que a permeabilidade dentinária não é uniforme e depende de inúmeros fatores como descritos anteriormente (Pashley *et al.*, 1991), ressalta-se que para se alcançar um adequado selamento e adesão, é necessário que os monômeros resinosos infiltrem na dentina intratubular e intertubular, formando *tags* resinosos e uma camada híbrida contínua e uniforme (Nakabayashi & Pashley, 1998; Gregoire *et al.*, 2003; Pashley, 1991). A penetração de monômeros resinosos nos túbulos dentinários resulta na formação dos *tags* que irão selar a entrada desses túbulos. Entretanto, na dentina intertubular, a infiltração dos monômeros ocorre mediante a substituição da água residual presente entre as fibrilas de colágeno expostas pelo condicionamento ácido, na tentativa de permear a maior área possível de dentina desmineralizada com os monômeros resinosos. Isso tendo a reforçar as propriedades físicas da camada híbrida e minimizar a degradação hidrolítica. Desta forma, na dentina profunda, que possui prevalência dos túbulos, a infiltração dos monômeros será responsável pela retenção e selamento total. Enquanto na dentina superficial, com prevalência de dentina intertubular, a infiltração dos monômeros neste substrato específico (intertubular) será responsável por maior parte da RU (Pashley & Carvalho, 1997).

A *smear layer* é composta por fragmentos de dentina, esmalte, sangue e saliva proveniente do preparo dentinário, podendo ter diferentes espessuras, variando inclusive de acordo com o tipo de instrumento utilizado (ponta diamantada ou broca carbide) e outras condições (seca ou com *spray* de água) (Bortolotto *et al.*, 2009). A *smear layer* que penetra nos túbulos dentinários, denomina-se *smear plug* (Pashley, 1991). O conjunto dessas *smears*, são responsáveis por impedir a movimentação de

fluidos dentro dos túbulos em torno de 85 a 90%, formando uma barreira fisiológica, inclusive contra a difusão de toxinas exógenas em direção à polpa (Pashley, 1991; Carvalho, 1998). Baseada na sua importância para a adesão, os sistemas adesivos buscaram formas de tratá-las, objetivando aumentar a RU e selamento do tecido. Para isso, as diferentes formas de hibridização do substrato propõem diferentes tratamentos: sistemas adesivos convencionais, utilizam o condicionamento com ácido fosfórico que remove completamente a *smear layer* e *smear plug*, e condiciona a dentina peritubular e intertubular; ou os sistemas adesivos autocondicionantes dissolvem ou modificam a *smear layer*, mantém o *smear plug*, condiciona e infiltra na dentina intertubular parcialmente desmineralizada (Marshall *et al.*, 1997; Bortolotto *et al.*, 2009).

2.3 DENTES BOVINOS E CARACTERÍSTICAS

Dentes humanos extraídos são comumente utilizados como substrato para pesquisas. Os terceiros molares ou pré-molares são os mais utilizados, pois geralmente são extraídos por fins cirúrgicos, periodontal, ortodôntico ou outra patologia. Contudo, a obtenção de dentes humanos hígidos é cada vez mais difícil por uma série de fatores. Entre eles, o avanço da Odontologia que tem promovido saúde e reduzido as extrações dentárias, às novas técnicas e procedimentos restauradores mais conservadores e aos Comitês de Bioética e suas normas (Reis *et al.*, 2004). Substitutos ideais têm sido escolhidos entre dentes de outros animais, como gatos, cachorros, macacos, ratos, porcos e bovinos (Reis *et al.*, 2004; Forssell-Ahlberg *et al.*, 1975; Saunders, 1988).

Forssell-Ahlberg *et al.*, 1975; estudaram o número e o diâmetro dos túbulos dentinários na parte pulpar e na dentina, através da utilização de ratos, gatos, cachorros e macacos. Para a realização da análise, foram utilizadas fotomicrografias em Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV). Na região pulpar, foram encontrados túbulos de diâmetro mais uniformes e de maior diâmetro. Contudo, os ratos foram exceção, pois podiam apresentar ramificações em direção a dentina intertubular, entretanto, a estrutura da dentina não diferiu das demais espécies. A maior densidade de túbulos foi encontrada na região da parede pulpar, cerca de 50 - 100 μm da polpa, e em menor densidade próximo ao esmalte. Desta forma, foi concluído que o diâmetro e

número de túbulos dentinários das espécies estudadas foram similares ao do dente humano, podendo ser utilizados como substitutos para os testes de permeabilidade da dentina.

Os dentes bovinos têm configurado como excelente substituto para os dentes humanos e muito utilizado em ensaios de resistência de união ao esmalte e à dentina (Saunders, 1988). Isto se deve ao fato de possuírem um tamanho maior, que permite a obtenção de vários espécimes, de várias profundidades em um único elemento, facilidade de controlar a idade de abate, além de serem encontrados em grandes quantidades (Reis *et al.*, 2004; Retief *et al.*, 1990). Apresentam composição e características morfológicas similares aos dentes humanos (Tagami *et al.*, 1989) e a variação da permeabilidade é metade da encontrada nos dentes humanos. Isso favorece a padronização quanto às condições de adesão e permeabilidade (Schmalz *et al.*, 2001).

Nakamichi *et al.*, 1983; compararam a resistência de união (RU) de dentes bovinos e humanos, utilizando esmalte e dentina superficial de dentes humanos, dentina superficial e dentina profunda de dentes bovinos, aplicando diferentes cimentos e resinas compostas. Os resultados encontrados não mostraram diferença entre os materiais, quando utilizado esmalte e dentina superficiais entre os diferentes tipos de dentes utilizados. O menor número de túbulos, menor quantidade de dentina intertubular podem justificar a maior RU dos compósitos resinosos à dentina mais superficial (1,4 - 2,1 mm de espessura do remanescente dentinário) do que na camada mais profunda (0,2 – 0,9 mm) de dentes bovinos. Os autores concluíram que a camada mais superficial da dentina e o esmalte de dentes bovinos são melhores substitutos para o estudo da adesão da dentina humana.

Tagami *et al.*, 1989; utilizaram discos de dentina de dentes bovinos, dividindo-os em dois grupos, que posteriormente tiveram sua condutância hidráulica mensurada. Em um dos grupos, os discos tiveram o esmalte desgastado, mantendo o lado oposto inalterado e no outro grupo, os discos foram desgastados no lado da câmara pulpar, deixando o lado da dentina superficial inalterada. Após análise em MEV, constataram que na dentina superficial havia túbulos dentinários com menor densidade e diâmetro do que na dentina profunda. Sendo assim, concluíram que a permeabilidade da dentina

mais superficial de dentes bovinos é similar a dentina radicular humana, porém de seis a oito vezes menor do que a permeabilidade da dentina superficial de terceiros molares humanos inclusos.

Schmalz *et al.*, 2001; compararam a condutância hidráulica e fluxo de difusão de água de discos de dentina de dentes humanos e bovinos. Para tanto, os dentes foram cortados em discos com 100, 300, 500 e 700 μm de espessura, obtendo-se dos dentes bovinos duas fatias dos lados proximais mesial e distal. Do dente humano, retirou-se uma fatia paralela à superfície oclusal, considerando a sua região central. Observou-se o aumento da condutância e difusão da água após o condicionamento ácido. Os resultados encontrados para a permeabilidade e difusão da dentina bovina (permeabilidade = 30% e difusão = 22%) foi em torno da metade encontrada para a dentina humana (permeabilidade = 70% e difusão = 64%). Concluiu-se que, para a permeabilidade dentinária, a dentina bovina próxima a junção cimento-esmalte seria a melhor alternativa, na substituição da dentina humana superficial para teste *in vitro*.

Reis *et al.*, 2004; compararam a RU no esmalte e dentina de dentes humanos, bovinos e suínos, utilizando um sistema adesivo autocondicionante simplificado. Para tanto, os substratos foram micromorfológicamente comparados através de MEV. A análise estatística mostrou diferença significativa na RU no esmalte e a dentina de todas as espécies. A análise no MEV revelou uma similaridade entre as morfologias dentinárias para os dentes humanos, bovinos e suínos. Os adesivos têm sido estudados por meio de várias metodologias e substratos, e as principais *in vivo* e *in vitro* tem focado na durabilidade da união resina-dentina (Sano *et al.*, 1999; Reis *et al.*, 2010).

2.4 CLASSIFICAÇÃO DOS SISTEMAS ADESIVOS

Os adesivos são compostos por monômeros hidrófilos, que permitem a compatibilização do adesivo com a umidade do substrato dentinário, entretanto, tais moléculas conferem também, maior poder de absorção de água, que interfere na estabilidade ao longo do tempo. Os monômeros hidrófobos apresentam maior resistência mecânica, maior estabilidade ao produto, mais viscosidade e possuem maior peso molecular. Desta forma, para que se consiga a fluidez necessária para a

utilização do produto, são incorporados aos monômeros solventes orgânicos como acetona e etanol, diluentes resinosos e água. Fundamentado no conceito de selamento dentinário, um adesivo deveria ser composto preferencialmente, por apenas monômeros hidrófobos, sem adição de solventes ou água. Contudo, assumindo que o substrato dentinário e a técnica adesiva possuem características úmidas, este impõe a necessidade de uma técnica de adesão também úmida, conferindo aos adesivos formulações mais hidrófilas (Carvalho *et al.*, 2004).

O processo de adesão à dentina ocorre através da infiltração de monômeros adesivos que penetram ao longo da dentina desmineralizada, ao redor das fibrilas de colágeno e se polimerizado *in situ*, forma a camada híbrida, que está localizada no interior do substrato (Nakabayashi & Pashley, 1998; Van Meerbeek *et al.*, 2003, Carvalho *et al.*, 2004; Salz & Bock, 2010).

Os sistemas atuais podem ser classificados baseados na interação desses adesivos com o substrato dentário, ou seja, na sua estratégia de hibridização (sistemas adesivos convencionais ou autocondicionantes) e no número de etapas para a aplicação clínica (Van Meerbeek *et al.*, 2003). Os sistemas adesivos convencionais podem ser de 3 ou 2 passos de aplicação. A primeira etapa a se realizar, é o condicionamento com ácido fosfórico a 35% durante 15 segundos, seguido de lavagem com água abundante por 30 segundos, para garantir total remoção do ácido aplicado. Esta etapa remove totalmente a *smear layer*, abrindo a embocadura dos túbulos dentinários, expondo as fibrilas de colágeno. A segunda etapa consiste da aplicação do *primer* (hidrófilo), que prepara o substrato para a infiltração dos monômeros hidrófobos. Este passo pode ser individual (sistema adesivos convencionais de 3 passos) ou aplicado concomitantemente ao adesivo (sistema adesivo convencional de 2 passos), para a formação da camada híbrida (Carvalho *et al.*, 2004; Carvalho, 1998; Van Meerbeek *et al.*, 2003). No sistema em que o *primer* é aplicado individualmente, sua composição é de monômeros bifuncionais, com grupamentos hidrófilos e hidrófobos, diluídos em solvente orgânico, podendo conter água. A função do grupamento hidrófilo está relacionada à capacidade de penetração entre as fibrilas expostas (devido a sua afinidade pela dentina úmida), pois os solventes orgânicos se difundem facilmente entre a matriz colágena e permite a substituição da água presente (Van Landuyt *et al.*,

2007; Loguercio *et al.*, 2009), evaporando-a. O grupamento hidrófobo irá auxiliar na infiltração do adesivo hidrófobo na camada de dentina desmineralizada úmida preparada pelo *primer* (Carvalho, 1998). Com o intuito de simplificar a técnica, o *primer* foi misturado ao adesivo em único frasco, sendo necessário o balanceamento da fórmula, uma vez que monômeros hidrófilos e hidrófobos estarão presentes em único frasco. Sendo assim, devido à necessidade de obter-se uma formulação compatível ao substrato dentinário, que possui característica úmida, esse sistema possui maior quantidade de monômeros hidrófilos e solventes, para manter sua fluidez e capacidade de infiltrar-se na matriz colágena (Carvalho *et al.*, 2004).

A dificuldade em padronizar a quantidade de umidade ideal, e o número de passos de aplicação, torna a Técnica Úmida muito complexa para o profissional (Carvalho *et al.*, 2004). Isto se deve ao fato, de quando a dentina desmineralizada sofre secagem excessiva, ocorre o colapso da matriz de colágeno exposta, dificultando a infiltração do adesivo. Os trabalhos têm mostrado que essa inadequada infiltração na dentina desmineralizada, resulta em menores valores de RU (Inoue *et al.*, 2005; Hashimoto *et al.*, 2006). Contudo, outros fatores também interferem na durabilidade da união, como umidade excessiva, inadequada evaporação do solvente e da água residual. Esses últimos também podem interferir na polimerização do adesivo, que resulta na diluição ou separação de fases dos adesivos convencionais e comprometem a formação da camada híbrida (Hashimoto *et al.*, 2006).

Com o intuito de simplificar a técnica, reduzir o tempo de aplicação e minimizar possíveis erros de manipulação do sistema adesivo, foi desenvolvido o sistema adesivo autocondicionante (De Munck *et al.*, 2005; Van Meerbeek *et al.*, 2003; Nakabayashi & Pashley, 1998). Tais sistemas também podem ser divididos em 1 ou 2 passos. Nos sistemas autocondicionantes de 2 passos, o *primer* possui característica ácida (hidrófilo), que condiciona e infiltra entre a matriz de fibrilas colágenas, seguida da aplicação de um jato de ar para volatilização dos solvente e água residual. Em seguida, realiza-se a aplicação de adesivo hidrófobo, que permite o aumento do grau de conversão da resina adesiva e diminuição da característica hidrófila do agente de união (Garcia *et al.*, 2007).

Os sistemas autocondicionantes de passo único podem ser subdivididos em moderados ou agressivos. Os sistemas moderados possuem pH em torno de 2 (Van Meerbeek *et al.*, 2003), conservam a *smear layer* parcialmente, mantendo uma grande parte de cristais de hidroxiapatita no interior da camada híbrida (Van Landuyt *et al.*, 2007; De Munck *et al.*, 2005; Van Meerbeek *et al.*, 2003) e permitem que os túbulos permaneçam obliterados pela *smear plug*. Apesar de criar uma camada híbrida com forte adesão à dentina, a não uniformidade de espessura e composição heterogênea da *smear layer*, podem atrapalhar o autocondicionamento em determinadas regiões e a infiltração na camada de dentina subjacente (Carvalho, 1998). Os sistemas agressivos, possuem pH igual ou menor que 1, resultando em desmineralização profunda da dentina e formam camada híbrida com espessura similar aos sistemas adesivos convencionais (Van Meerbeek *et al.*, 2003). Alguns estudos demonstraram que esses sistemas autocondicionantes podem resultar em baixos valores de RU à dentina (Garcia *et al.*, 2007).

2.5 DEGRADAÇÃO DA UNIÃO

A formação de uma camada híbrida contínua, uniforme e com alto grau de conversão monomérica garantirá a adesão e o selamento dentinário. Contudo, tal qualidade não é controlada pela sua espessura, e sim pela eficiência de infiltração dos monômeros nos túbulos dentinários, com preenchimento dos espaços interfibrilares. Falhas precoces na união podem ocasionar a perfusão de água através da interface de adesão, plastificando a rede polímeros formada. (Inoue *et al.*, 2005; Gregoire *et al.*, 2005; Nakabayashi & Pashley, 1998).

A nanoinfiltração foi descrita por Sano *et al.*, em 1995. Eles examinaram em MEV a penetração do nitrato de prata na camada híbrida formada em dentina por sistemas adesivos. O local de impregnação do nitrato de prata sugere que a hibridização pode deixar espaços não preenchidos pelos monômeros, ou seja porosa. Além disso, áreas de baixo grau de polimerização dos adesivos e preenchidos por água também podem sofrer impregnação por prata.

Os efeitos da excessiva desidratação da dentina desmineralizada, que ocasiona o colapso das fibrilas de colágeno e provocam inadequada infiltração dos monômeros

dentro dessa matriz, também pode ser identificada nos estudos de nanoinfiltração. Além disso, áreas com incompleta evaporação da água e solventes e com separação das fases dos componentes resinosos também podem ser impregnadas pelo íon prata (Hashimoto *et al.*, 2006; Carvalho, 1998). Fibrilas de colágeno expostas no processo de desmineralização que permanecem desprotegidas e os polímeros com baixo grau de conversão podem sofrer ação de fluidos e degradação hidrolítica, que contribuem para a diminuição da RU ao longo do tempo (Carvalho *et al.*, 2004; Sano *et al.*, 1999, Vrochari *et al.*, 2010). A permeabilidade dentinária permite a conexão com a umidade pulpar, que pode levar maior contato do fluido tissular com a rede polimérica. O grau de conversão é dependente dos tipos dos monômeros envolvidos na polimerização. Os monômeros apresentam diferentes graus de hidrofília e a tendência parece ser a substituição do monômero tradicional HEMA, por monômeros menos hidrófilos (Silva e Souza Jr *et al.*, 2010).

Tradicionalmente, os adesivos autocondicionantes de passo único, possuem monômeros hidrófilos e ácidos, que facilitam a absorção de água que confere à camada híbrida uma característica de membrana permeável, isso é, permite a difusão de água (Silva e Souza Jr *et al.*, 2010; Orucoglu & Belli, 2008). A nanoinfiltração observada nesse tipo de sistema está mais relacionada ao fato da presença de regiões dentro da camada híbrida em que a água residual não foi totalmente volatilizada que a incompleta infiltração e impregnação dos monômeros. Esta água que infiltra pela hibridização e que adquire um aspecto morfológico próprio tem sido, denominado de *water tree* (Sauro *et al.*, 2007). Assim, a presença da água pode atuar como caminho para a movimentação de fluidos dentro da camada de adesivo e híbrida, causando aumento na permeabilidade, que reduz a durabilidade do material devido à precoce possibilidade de degradação hidrolítica das estruturas envolvidas na união (Tay *et al.*, 2002; Silva e Souza Jr. *et al.*, 2010, Tay & Pashley, 2003, Carvalho *et al.*, 2004). Cardenaro *et al.* (2005) mostraram que a permeabilidade e incompleta polimerização dos sistemas adesivos simplificados, ou seja, convencional de 2 passos ou autocondicionante de 1 passo, foram mais extensas, devido à presença de maior concentração de monômeros hidrófilos.

3. PROPOSIÇÃO

1. Avaliar a permeabilidade dentinária após a aplicação de diferentes sistemas adesivos, em dois tempos (24 horas e 6 meses);
2. Avaliar a resistência de união à dentina dos mesmos materiais testados na análise da permeabilidade dentinária (24 horas e 6 meses).

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 ESTUDO 1 – SELAMENTO DENTINÁRIO

4.1.1 DELINEAMENTO DO ESTUDO

- Delineamento experimental: aleatoriamente em esquema fatorial 4X2.
- Unidades experimentais: vinte incisivos bovinos.
- Fatores em estudo:
 1. Sistemas adesivos em 4 níveis: Adper Scotchbond Multi- Purpose, Adper Easy Bond, Bond Force e G-Bond Plus.
 2. Tempos de armazenamento das amostras em água: 1) após 24 horas da aplicação do adesivo; 2) armazenamento por 6 meses.
- Variável de resposta:
 1. Permeabilidade dentinária após a aplicação de diferentes sistemas adesivos em dois tempos de estudo.

4.1.2 SELEÇÃO DOS DENTES

Foram selecionados 20 dentes bovinos hígidos, recém extraídos de animais entre dois e quatro anos de idade, sendo os mesmos utilizados em até um mês da extração após seu armazenamento em timol a 0,1%. Os dentes foram primeiramente selecionados de acordo com a altura e comprimento aproximados da porção coronária e novamente acondicionados sob refrigeração e solução de timol até sua utilização.

4.1.3 PREPARO DOS ESPÉCIMES

As raízes de todos os elementos dentários foram seccionadas aproximadamente 1 mm abaixo da junção cimento-esmalte (JCE), com o auxílio de máquina de corte de precisão (Isomet, Buehler, Lake Bluff, IL, EUA) sob constante refrigeração a água. A polpa coronária foi extirpada cuidadosamente com lima tipo Hedström número 80, para não causar injúrias à superfície do teto da câmara pulpar.

Em seguida, realizaram-se preparos para faceta (Figura 1a) de forma que os termos cervical, mesial e distal estivessem em esmalte, expondo apenas a camada superficial da dentina, padronizando a espessura do remanescente dentinário vestibular entre 1,0 a 1,5mm (Nakamichi *et al.*, 1983; Saunders, 1988) (Figura 1b). Para tanto, foram utilizadas pontas diamantadas 4138 (KG SORENSEN, Ind. Com. Ltda, Barueri, SP) acopladas em alta rotação e sob constante irrigação com água e substituídas a cada cinco preparos (Figura 1c). Qualquer região de dentina exposta fora da área preparada, foi hibridizada com o sistema adesivo convencional de 3 passos Adper Scotchbond Multi-Purpose (3M ESPE, St. Paul, MN, EUA) pois é considerado o padrão ouro dentre os sistemas adesivos (Van Meerbeek *et al.*, 1996).



Figura 1a: Realização do Preparo da Faceta

Figura 1b: Espessura do remanescente dentinário (1,0 a 1,5 mm)

Figura 1c: Preparo Confeccionado

Figura 1. Preparo do segmento coronário.

Placas de acrílico com 30 X 30 X 5 mm de comprimento, largura e espessura respectivamente (Figura 2a), foram perfuradas na sua região central com broca de aço de 0,9 mm de diâmetro em uma furadeira de bancada (Ferrari, FG13, China) (Figura 2b). No orifício criado, foi encaixada uma cânula de aço inoxidável (18 gauge), com aproximadamente 2 cm de comprimento e fixada em posição com adesivo de cianoacrilato (Super Bonder, Loctite) (Figura 2c). Desta forma, os dentes preparados foram fixados pela sua porção radicular ao centro da placa de acrílico, utilizando o adesivo supracitado, cuidando para que a câmara pulpar fosse acessada livremente pela cânula de aço inoxidável. O mesmo adesivo foi colocado ao redor de toda a JCE, com o intuito de garantir o mais completo vedamento desta região.

Com os espécimes montados (conjunto: segmento coronário/placa) (Figura 2d), realizou-se um desgaste na face vestibular, com a ponta diamantada 3139 F em alta rotação sob constante refrigeração com água por 30 segundos (Belli *et al.*, 2010). O intuito de tal procedimento foi criar lama dentinária padronizada (*smear layer*), para simular a forma como o substrato é encontrado clinicamente. Assim sendo, os espécimes estavam prontos para a medição da sua permeabilidade mínima (P mín.).



Figura 2a: Placas de Acrílico



Figura 2b: Realização do orifício no centro da placa

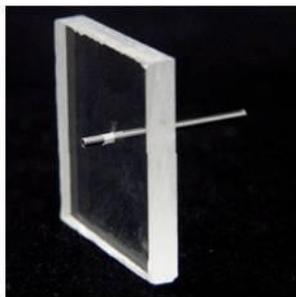


Figura 2c: Placa preparada para fixação do segmento coronário.



Figura 2d: Espécime preparado.

Figura 2: Montagem de Espécimes.

4.1.4 MEDIÇÕES DA CONDUTIVIDADE HIDRÁULICA

A condutividade hidráulica foi realizada através do método preconizado por Pashley & Depew, em 1986 e recentemente modificado por Sauro *et al.* (2007) e Cadenaro *et al.* (2009).

O espécime foi conectado ao dispositivo através de um sistema de tubos de polietileno. Em uma das extremidades, encontra-se o espécime e na extremidade oposta, outro capilar de polietileno conectado a um pressurizador de água com pressão constante de 10 psi. Todo o conjunto de tubos de polietileno é conectado através de uma porção central, correspondente a um tubo capilar de vidro (Drummond Scientific Company, Broomall, PA, EUA) com 65 mm de comprimento e capacidade de 25 μL . Entre o capilar de vidro e o tubo de polietileno conectado ao espécime, tem-se uma seringa milimetrada de Gilmont – GS 1200 (Gilmont Instruments, Barrington, IL, USA) ligada ao sistema.

Com o equipamento desligado, o sistema e a seringa de Gilmont foram preenchidos com água deionizada e acoplada uma amostra negativa, ou seja, uma placa de acrílico com o tubo de aço inoxidável totalmente vedado com adesivo de cianoacrilato. Desta forma, o sistema estava apto a ser ligado e ser verificado quanto a presença de bolhas de ar ou vazamentos que pudessem interferir e comprometer as medições subseqüentes.

A câmara pulpar dos espécimes foi preenchida com água deionizada de duas seringas de um centímetro cúbico (Figura 3a). Com o sistema ligado, a amostra negativa foi trocada pelo espécime, a fim de prevenir o aprisionamento de bolhas de ar. Deste modo, nova conferência quanto à presença de vazamento era realizada no espécime.

Através do acoplamento e desacoplamento da seringa de Gilmont, era incluída uma bolha de ar próxima ao capilar de vidro, assim como, permitiu-se o ajuste da posição da bolha no capilar (Figura 3b). Foi fixada uma régua milimetrada, paralela ao tubo capilar de vidro, a fim de mensurar a distância percorrida pela bolha. As medições iniciaram-se após 10 minutos do espécime ter sido unido ao sistema, no intuito de assegurar o total preenchimento de todas as áreas e garantir um equilíbrio no sistema.

Além disso, todas as avaliações foram executadas com os espécimes submersos em água e sempre no mesmo período do dia, com o intuito de não ter qualquer movimento de fluido por evaporação (King *et al.*, 2005).

Para cada espécime, foram realizadas 4 medições de 2 minutos cada, sendo que o valor final era alcançado pela soma dos dois últimos valores. Todavia, as medições só eram aceitas, após assumir 4 medidas com valores iguais, assegurando desta forma, que o fluxo estava constante. No entanto, caso o fluxo sofresse bruscas alterações, a mensuração era descontinuada e todo o sistema de capilares era checado na busca de vazamento ou bolhas que pudessem interferir, com o aumento ou diminuição do fluxo. Após a inspeção, novas medições eram feitas até obter-se a permeabilidade mínima do espécime.



Figura 3: Preparação do espécime para medição da permeabilidade máxima

4.1.5 PREPARO DO ESPÉCIME PARA MEDIÇÃO DA PERMEABILIDADE MÁXIMA

Posteriormente a obtenção dos valores de permeabilidade mínima, os segmentos coronários foram imersos em solução de EDTA (ácido etileno-diamino-tetra acético) (0,5 M / pH 7,4) durante 5 minutos (Figura 3c) (Tagami *et al.*, 1989; Pashley, 1990; Sauro *et al.*, 2007), trocada a cada espécime, para remoção da lama dentinária superficial, evitando a desmineralização da dentina subjacente (Brannstrom *et al* 1980). O mesmo era então lavado em água corrente, durante 1 minuto e disposto em cuba ultra-sônica por 12 minutos (Figura 3d). Assim, o espécime estava pronto para a medição da permeabilidade máxima (Figuras 4a e 4b).

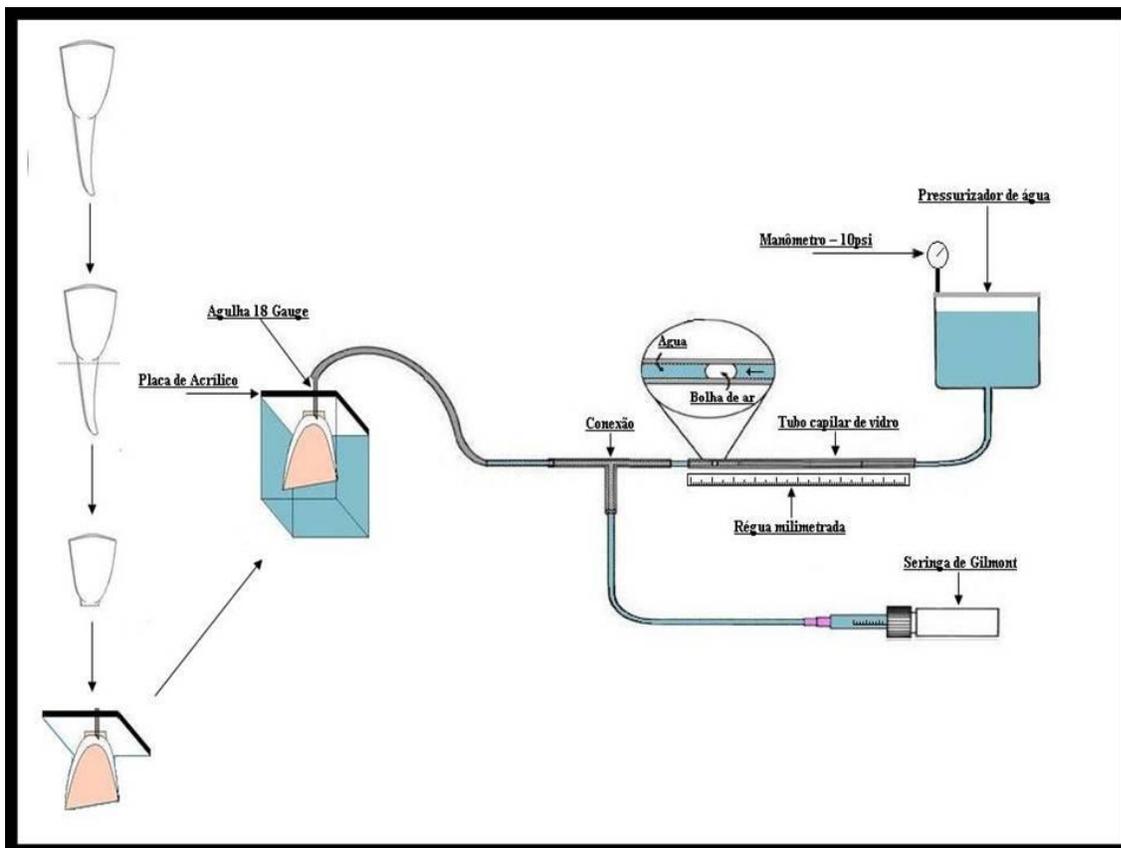


Figura 4a: Dispositivo de medição da condutividade hidráulica.



Figura4b: Transudação de fluidos (setas) na superfície dentária representando a permeabilidade máxima.

4.1.6 CRITÉRIOS PARA SELEÇÃO DOS ESPÉCIMES NOS GRUPOS

Devido a variabilidade biológica dos elementos dentários, houve grande variação nos valores de permeabilidade máxima dentinária (Schilke *et al.*, 2000; Schmalz., 2001). Desta forma, após a medição da condutividade máxima, realizava-se nova separação dos espécimes, sendo que cada grupo experimental continha no mínimo um espécime de cada subgrupo (Quadro 1). Isso foi feito para que todos os grupos possuíssem espécimes com médias aproximadas de permeabilidade máxima, obtendo-se grupos mais homogêneos nesse quesito (Ozok *et al.*, 2004).

Quadro 1: Distribuição dos espécimes em sub grupos de acordo com o intervalo de valores da permeabilidade máxima.

Sub grupos	Valor da Permeabilidade máxima (mm)
1	1 a 40
2	41 a 80
3	81 a 120
4	120 a 160

As medições da permeabilidade mínima e máxima foram realizadas seqüencialmente, sem desconectar o espécime do sistema.

4.1.7 APLICAÇÃO DOS DIFERENTES SISTEMAS ADESIVOS

Com o intuito de avaliar o selamento da dentina frente a aplicação dos diferentes sistemas adesivos, a pressão hidráulica foi suspensa e a superfície dentinária foi novamente abrasionada com ponta diamantada 3139 F em alta rotação durante 30 segundos, a fim de recriar a lama dentinária (Sauro *et al.*, 2007) e simulando condição clínica. Sendo assim, a aplicação dos adesivos foi realizada com pressão zero psi (King *et al.*, 2005), uma vez que após a aplicação de anestésico local com vasoconstritor, não há movimentação de fluidos e a pressão pulpar reduz para aproximadamente zero (Olgart & Gazellius, 1977).

Foram selecionados 4 sistemas adesivos (Quadro 2) sendo: 3 autocondicionantes de passo único, Adper Easy Bond / EB (3M ESPE, St Paul, MN, EUA), Bond Force / BF (Tokuyama Corp., Tóquio, Japão), G-Bond Plus / GB (GC Corp., Tóquio, Japão) e um convencional de 3 passos, Adper Scotchbond Multi-Purpose/ SBMP (3M ESPE, St Paul, MN, EUA). (Figura 5)

Quadro 2 – Composição química dos sistemas adesivos utilizados no presente estudo.

Sistemas Adesivos (Fabricantes)	Tipo / pH	Composição (Lote)	Modo de Aplicação
Adper Easy Bond (3M ESPE, St Paul, MN, EUA)	Autocondicionante de passo único / pH aproximadamente 3.	HEMA, Bis-GMA, ésteres fosfóricos metacrilatos, sílica (7nm), 1,6 hexanodiol dimetacrilato, Metacrilato do ácido polialcenóico (Co-polímero do vitrebond), álcool, água, canforoquinona, estabilizadores. (362007)	Aplicar por 20s, secar com leve jato de ar por 5s. e fotoativar por 10s.
Bond Force (Tokuyama Corp., Tóquio, Japão)	Autocondicionante de passo único / pH 2,3	Canforoquinona, monômeros ácidos fosfatados, Bis-GMA, HEMA, álcool, água, Flúor. (063)	Aplicar por 20s. (este tempo não está descrito pelo fabricante, contudo foi determinado para padronizar aplicação). Jato de ar indireto por 5s, e de forma direta por mais 5s, fotoativar por 10s.

<p>G-Bond Plus (GC Corp., Tóquio, Japão)</p>	<p>Autocondicionante de passo único / pH 2</p>	<p>4-MET, monômero éster fosfórico, UDMA, TEGDMA, acetona, água, sílica, carga, estabilizadores, fotoiniciadores. (0903051)</p>	<p>Aplicar por 20s.(este tempo não está descrito pelo fabricante, contudo foi determinado para padronizar a aplicação), esperar 5s., secar com leve jato de ar por 5s., fotoativar por 10s.</p>
<p>Adper Scotchbond Multi-Purpose (3M ESPE, St Paul, MN, EUA)</p>	<p>Convencional de 3 passos / Ácido fosfórico: pH 0,6 – Primer: pH 3,3 – Adesivo: pH 8,2.</p>	<p>Componente 1 (condicionamento): 35% H₃PO₄ (001/09) Componente 2 (Primer): HEMA, polímeros ácido polialcenóicos, água (9cc) Componente 3 (Adesivo): Bis-GMA, HEMA, copolímeros do ácido polialcenóico, EDMAB, fotoiniciadores (N098768)</p>	<p>Aplicar ácido fosfórico a 35% por 15s., lavar por 30s. e secar com papel absorvente. Aplicar o primer, secar levemente por 5s., aplicar o adesivo por 20s. (este tempo não está descrito pelo fabricante, contudo foi determinado para padronizar a aplicação) e fotoativar por 10s.</p>

Abreviaturas: 4-MET (Ácido 4-metacriloxietil trimetílico anidro), UDMA (Uretano dimetacrilato), TEGDMA (Trietilen glicol dimetacrilato), Bis-GMA (Bisfenol-Glicidil-Dimetacrilato), HEMA (Hidroxietil metacrilato), EDMAB (Etil 4-dimetil amino benzoato).

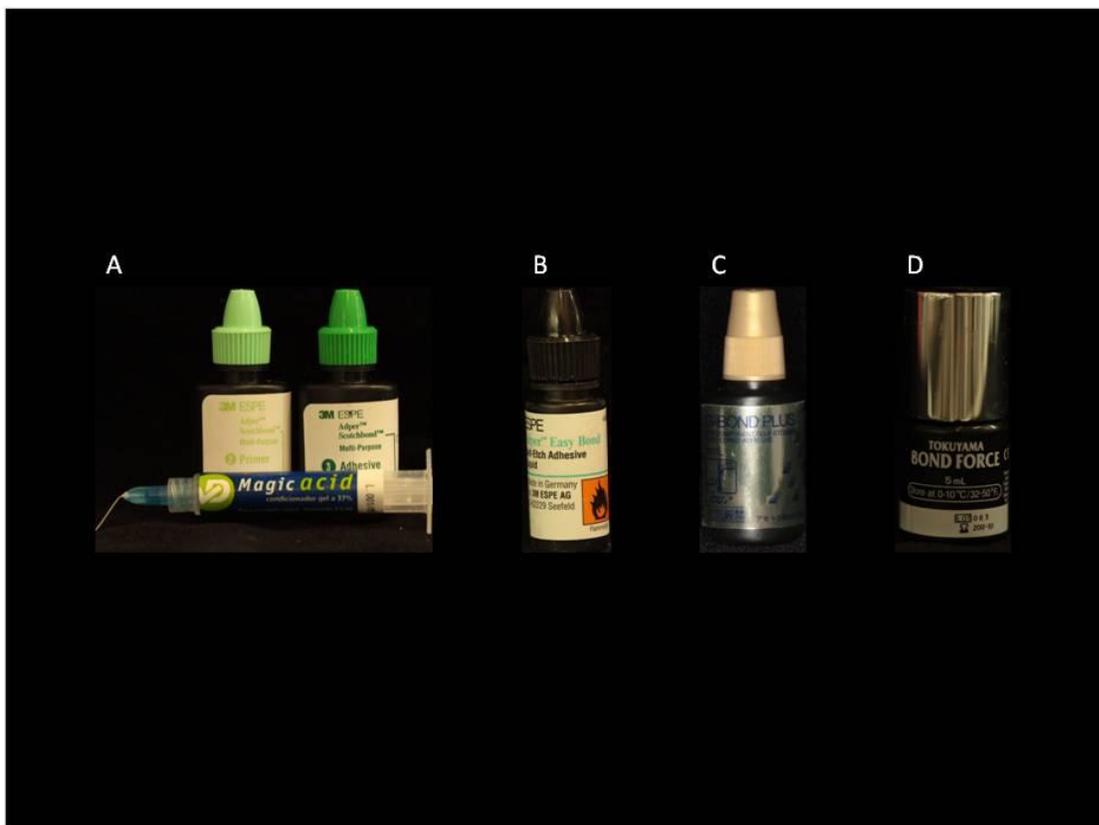


Figura 5: Sistema adesivos selecionados – A) Scotchbond Multi-Purpose B) Adper Easy Bond C) G-Bond Plus D) Bond Force

Desta forma, os espécimes foram alocados em cada um dos grupos experimentais descritos a seguir (n=5):

G1 e G5 – Adesivo SBMP – aplicação conforme orientação do fabricante, teste imediato (após 24 horas) e armazenado por 6 meses, respectivamente;

G2 e G6 – Adesivo EB – aplicação conforme orientação do fabricante, teste imediato (após 24 horas) e armazenado por 6 meses, respectivamente;

G3 e G7 – Adesivo BF – aplicação conforme orientação do fabricante, teste imediato (após 24 horas) e armazenado por 6 meses, respectivamente;

G4 e G8 – Adesivo GB – aplicação conforme orientação do fabricante, teste imediato (após 24 horas) e armazenado por 6 meses, respectivamente;

Os sistemas adesivos foram fotoativados com aparelho de lâmpada halógena Curing Light 2500 (3M ESPE, St. Paul, MN, EUA), apresentando densidade de potência de 550 mW/cm². A área do preparo foi dividida de acordo com a área da ponteira do aparelho fotopolimerizador, cuidando para que todo o preparo fosse adequadamente fotoativado. Após a aplicação dos diferentes sistemas adesivos e armazenamento por 6 meses, a permeabilidade da dentina foi novamente mensurada sob as mesmas condições experimentais citadas, obtendo-se assim a permeabilidade após aplicação do adesivo e armazenamento.

Os dados obtidos inicialmente em milímetro das medições dos fluxos, foram convertidos em µL/min fundamentado no conhecimento que o capilar de vidro utilizado possuía 65 mm de comprimento e capacidade de 25 µL. Cada espécime foi mensurado 4 vezes: a) permeabilidade mínima inicial (sem tratamento da superfície); b) após imersão no EDTA e cuba ultrassônica (permeabilidade máxima); c) após o selamento dentinário com os diferentes sistemas adesivos (permeabilidade mínima) e d) após o selamento dentinário com os diferentes sistemas adesivos e armazenamento por 6 meses (permeabilidade mínima armazenada) em água destilada, a 37°C com trocas mensais da água. As medições iniciais de cada dente foram consideradas “controle”, portanto cada elemento atuou como seu próprio controle. As respectivas variações de permeabilidade de cada espécime foram comparadas e expressas como porcentagem de selamento (%S) de acordo com a equação que segue:

$$\%S = 100 - [(P \text{ Mín.} / P \text{ Máx.}) * 100] \text{ ou } 100 [P \text{ Máx.} - P \text{ Mín.}] / P \text{ Máx.}$$

4.1.8 METODOLOGIA ESTATÍSTICA

Após análise exploratória dos dados pelo procedimento PROC LAB do programa estatístico SAS (SAS Institute, Cary, NC, USA), os mesmos foram submetidos à Análise de Variância (ANOVA) dois critérios (sistema adesivo e tempo) e teste de Tukey ($\alpha = 0,05$).

4.2 ESTUDO 2 – ENSAIO DE MICROTRAÇÃO

4.2.1 DELINEAMENTO DO ESTUDO

- Delineamento experimental: aleatório em esquema fatorial 4X2.
- Unidades experimentais: Quarenta incisivos bovinos.
- Fatores em estudo:
 1. Sistemas adesivos em 4 níveis: Adper Scotchbond Multi- Purpose, Adper Easy Bond, Bond Force e G-Bond Plus.

 2. Tempos de armazenamento das amostras em água: 1) após 24 horas da confecção do espécime; 2) armazenamento por 6 meses após a confecção do espécime.

- Variável de resposta:
 1. Resistência de união após a aplicação de diferentes sistemas adesivos avaliados pelo teste de microtração (MPa), em dois tempos distintos.

4.2.2 SELEÇÃO DOS DENTES

Foram selecionados 40 dentes bovinos hígidos, recém extraídos de animais entre dois e quatro anos de idade, sendo os mesmos utilizados em até um mês após seu armazenamento em timol a 0,1%. Os dentes foram primeiramente selecionados de acordo com a altura e comprimento aproximados da porção coronária e novamente acondicionados sob refrigeração e solução de timol até sua utilização.

4.2.3 PREPARO DOS ESPÉCIMES

As raízes de todos os elementos dentários foram seccionadas aproximadamente 1 mm abaixo da junção cimento-esmalte (JCE), com o auxílio de discos diamantados dupla face (KG SORENSEN, Ind. Com. Ltda, Barueri, SP) sob constante refrigeração. A superfície vestibular foi desgastada com lixas de Carbetto de Silício (SiC) de granulação 180, montadas em politriz APL-4 (Arotec) sob constante refrigeração a água a fim de expor a dentina superficial. Em seguida, foi planificada com lixas de SiC de granulação 600 até a obtenção remanescente dentinário com espessura entre 1,0 a 1,5 mm (Figura 6a a 6c).

Com o intuito de padronizar a camada de lama dentinária formada, a superfície vestibular foi abrasionada com lixas de SiC, 600 durante 10 segundos. Contudo, a fim de garantir a acurácia da medição final de remanescente de dentina, a superfície palatina foi totalmente desgastada até a exposição e esvaziamento da câmara pulpar.



Figura 6: Obtenção dos espécimes

4.2.4 APLICAÇÃO DOS DIFERENTES SISTEMAS ADESIVOS

Foram selecionados 4 sistemas adesivos sendo: 3 autocondicionantes de passo único, Adper Easy Bond / EB (3M ESPE, St Paul, MN, EUA), Bond Force / BF (Tokuyama Corp., Tóquio, Japão), G-Bond Plus / GB (GC Corp., Tóquio, Japão) e um convencional de 3 passos, Adper Scotchbond Multi-Purpose/ SBMP (3M ESPE, St Paul, MN, EUA).(Quadro 3).

Para o procedimento adesivo auxiliar realizado na câmara pulpar foi utilizado sistema autocondicionante de 2 passos, Clearfil SE Bond (Kuraray Medical Inc., Okayama, Japão) e a resina composta Evolu X (Quadro 5).

Quadro 3 – Composição química dos sistemas adesivos utilizados no presente estudo.

Sistemas Adesivos (Fabricantes)	Tipo / pH	Composição (Lote)	Modo de Aplicação
Adper Easy Bond (3M ESPE, St Paul, MN, EUA)	Autocondicionante de passo único / pH aproximadamente 3.	HEMA, Bis-GMA, ésteres fosfóricos metacrilatos, sílica (7nm), 1,6 hexanodiol dimetacrilato, Metacrilato do ácido polialcenóico (Co-polímero do vitrebond), álcool, água, canforoquinona, estabilizadores. (362007)	Aplicar por 20s, secar com leve jato de ar por 5s. e fotoativar por 10s.
Bond Force (Tokuyama Corp., Tóquio, Japão)	Autocondicionante de passo único / pH 2,3	Canforoquinona, monômeros ácidos fosfatados, Bis-GMA, HEMA, álcool, água, Flúor. (063)	Aplicar por 20s. (este tempo não está descrito pelo fabricante, contudo foi determinado para padronizar aplicação). Jato de ar indireto por 5s, e de forma direta por mais 5s, fotoativar por 10s.

<p>G-Bond Plus (GC Corp., Tóquio, Japão)</p>	<p>Autocondicionante de passo único / pH 2</p>	<p>4-MET, monômero éster fosfórico, UDMA, TEGDMA, acetona, água, sílica, carga, estabilizadores, fotoiniciadores. (0903051)</p>	<p>Aplicar por 20s.(este tempo não está descrito pelo fabricante, contudo foi determinado para padronizar a aplicação), esperar 5s., secar com leve jato de ar por 5s., fotoativar por 10s.</p>
<p>Adper Scotchbond Multi-Purpose (3M ESPE, St Paul, MN, EUA)</p>	<p>Convencional de 3 passos / Ácido fosfórico: pH 0,6 – Primer: pH 3,3 – Adesivo: pH 8,2.</p>	<p>Componente 1 (condicionamento): 35% H₃PO₄ (001/09) Componente 2 (Primer): HEMA, polímeros ácido polialcenóicos, água (9cc) Componente 3 (Adesivo): Bis-GMA, HEMA, copolímeros do ácido polialcenóico, EDMAB, fotoiniciadores (N098768)</p>	<p>Aplicar ácido fosfórico a 35% por 15s., lavar por 30s. e secar com papel absorvente. Aplicar o primer, secar levemente por 5s., aplicar o adesivo por 20s. (este tempo não está descrito pelo fabricante, contudo foi determinado para padronizar a aplicação) e fotoativar por 10s.</p>

Abreviaturas: 4-MET (Ácido 4-metacriloxietil trimetílico anidro), UDMA (Uretano dimetacrilato), TEGDMA (Trietilen glicol dimetacrilato), Bis-GMA (Bisfenol-Glicidil-Dimetacrilato), HEMA (Hidroxietil metacrilato), EDMAB (Etil 4-dimetil amino benzoato)

Quadro 4 – Composição química do compósito resinoso utilizado no procedimento restaurador para o ensaio de microtração.

Resina Composta do procedimento restaurador	Composição (Lote)	Modo de aplicação
Resina Filtek Z350 (cor A2) (3M ESPE, St.Paul, MN, EUA)	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, Bis-EMA, partículas inorgânicas de agregados de matriz zircônia/sílica de 0,6 a 1,4 microns, sílica não aglomerada de 20 nm, partícula primário de 5 a 20 nm. (N124853)	Inserção de forma incremental, com espessura de até 2 mm e fotoativação por 20s.

Abreviaturas: Bis-GMA (Bisfenol-glicidil-dimetacrilato), UDMA (Uretano dimetacrilato), TEGDMA (Trietileno glicol dimetacrilato), Bis-EMA (Etoxilado Bisfenol A-glicol-dimetacrilato).

Quadro 5 – Composição química dos materiais auxiliares utilizados para restauração da câmara pulpar.

Procedimento Restaurador da câmara pulpar	Composição (Lote)	Modo de aplicação
<p>Clearfil SE Bond (Kuraray Medical Inc., Okayama, Japão)</p>	<p>Primer: 10-MDP, HEMA, dimetacrilato hidrófilo, fotoiniciador, água, etanol. Adesivo: 10-MDP, HEMA, Bis-GMA, dimetacrilato hidrófobo, fotoiniciador, sílica coloidal silanizada.</p>	<p>Aplicar o primer, esperar 20s. e aplicar leve jato de ar. Aplicar o Bond de forma ativa, leve jato de ar por 5s. (este tempo não está descrito pelo fabricante, contudo foi determinado para padronizar a aplicação) e fotoativar por 10s.</p>
<p>Resina EvoluX (cor A 3,5) (Dentsply Ind. e Com. Ltda., Petrópolis, RJ)</p>	<p>Vidro de bário alumínio borosilicato silanizado, vidro de bário fluoralumínio borosilicato silanizado, Bis-GMA, Bis-EMA Dimetacrilato, sílica nanopartículada (111779B)</p>	<p>Inserção de forma incremental de até 2 mm de espessura e fotoativar por 20s.</p>

Abreviaturas: MDP (Metacriloiloxidecil dihidrogênio fosfato), Bis-GMA (Bisfenol-Glicidil-Dimetacrilato), Bis-EMA (Etoxilado Bisfenol A-glicol-dimetacrilato), HEMA (Hidroxietil metacrilato)

4.2.5 PROCEDIMENTO RESTAURADOR

A aplicação dos sistemas adesivos foi realizada conforme as orientações dos fabricantes e a sequência restauradora foi determinada aleatoriamente. Após a aplicação dos sistemas adesivos, os mesmos foram fotoativados pelo aparelho de luz halógena Curing Light 2500 (3M ESPE, St. Paul, MN, EUA), com potência de 550 mW/cm². Posteriormente, foi confeccionado um bloco de compósito resinoso (Filtek Z350 na cor A2, 3M ESPE, St. Paul, MN, EUA) com medidas aproximadas de 8 X 4 X 4 mm de comprimento, largura e altura, respectivamente, sobre as superfícies tratadas (Quadro 4). A câmara pulpar foi preenchida utilizando-se o sistema adesivo Clearfil SE Bond (Kuraray Medical Inc., Okayama, Japão), conforme orientação do fabricante e restaurada com compósito resinoso diferente do avaliado (EvoluX na cor A 3,5, Dentsply Ind. e Com. Ltda., Petrópolis, RJ). O procedimento restaurador foi realizado através da técnica incremental, sendo cada camada de 2 mm de espessura fotoativada por 20 segundos com aparelho fotopolimerizador de luz halógena Curing Light 2500 (3M ESPE, St. Paul, MN, EUA) com potência de 550 mW/cm². Os dentes restaurados foram armazenados em água destilada durante 24 horas à 37 °C (Figuras 7a a 7d).



Figura 7a: Aplicação do sistema Adesivo



Figura 7b: Aparelho Fotopolimerizador



Figura 7c: Fotoativação do sistema adesivo



Figura 7d: Dente restaurado

Figura 7: Procedimento restaurador.

4.2.6 OBTENÇÃO DOS CORPOS –DE- PROVA

Após o armazenamento por 24 horas, os dentes restaurados foram fixados com auxílio de cera pegajosa, em placas acrílicas e acoplados a máquina metalográfica de precisão (Isomet 1000, Buehler Ltd., Lake Bluff, IL, EUA) para serem seccionados sob constante refrigeração com água. Os cortes foram realizados nos sentidos vestibulo-lingual e mesio-distal, perpendicularmente a interface de união. Desta forma, obteve-se espécimes em forma de palitos com área na secção transversal de aproximadamente 1 mm², conseguindo de 8 a 10 palitos por dente (Figura 8a a 8d).

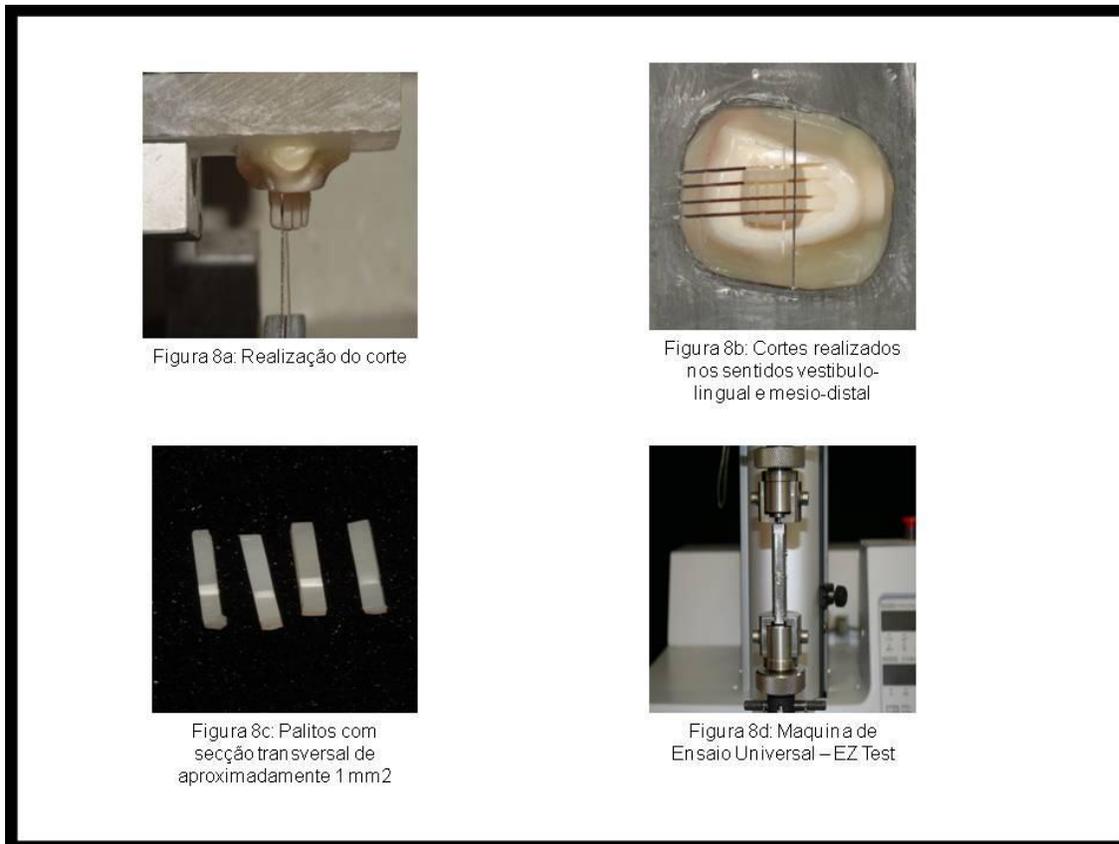


Figura 8: Obtenção dos corpos- de- prova para ensaio de microtração.

4.2.7 GRUPOS EXPERIMENTAIS

Metade dos espécimes foram alocados em tubos de polietileno “ependorfs” contendo água destilada e armazenados por 24 horas e a outra metade alocada da mesma forma, porém, armazenada por 6 meses em estufa à 37°C, até o momento do ensaio mecânico.

Desta forma, os espécimes formaram os seguintes grupos (n=10):

GA e GE – Adesivo SBMP – aplicação conforme orientação do fabricante, teste imediato (após 24 horas) e armazenado por 6 meses, respectivamente;

GB e GF – Adesivo EB – aplicação conforme orientação do fabricante, teste imediato (após 24 horas) e armazenado por 6 meses, respectivamente;

GC e GG – Adesivo BF – aplicação conforme orientação do fabricante, teste imediato (após 24 horas) e armazenado por 6 meses, respectivamente;

GD e GH – Adesivo GB – aplicação conforme orientação do fabricante, teste imediato (após 24 horas) e armazenado por 6 meses, respectivamente;

4.2.8 ENSAIO DE MICROTRAÇÃO

Os espécimes em forma de palito, foram fixados ao dispositivo de microtração com o auxílio de adesivo de cianoacrilato (Super Bonder, Loctite) e o conjunto (espécime/dispositivo) foi acoplado na máquina de ensaio universal (EZ Test, Shimadzu Co., Kyoto, Japão). Carga de tração foi aplicada perpendicularmente à interface de união, à velocidade de 0,5 mm / min até o momento da fratura da área de união (Figura 9).

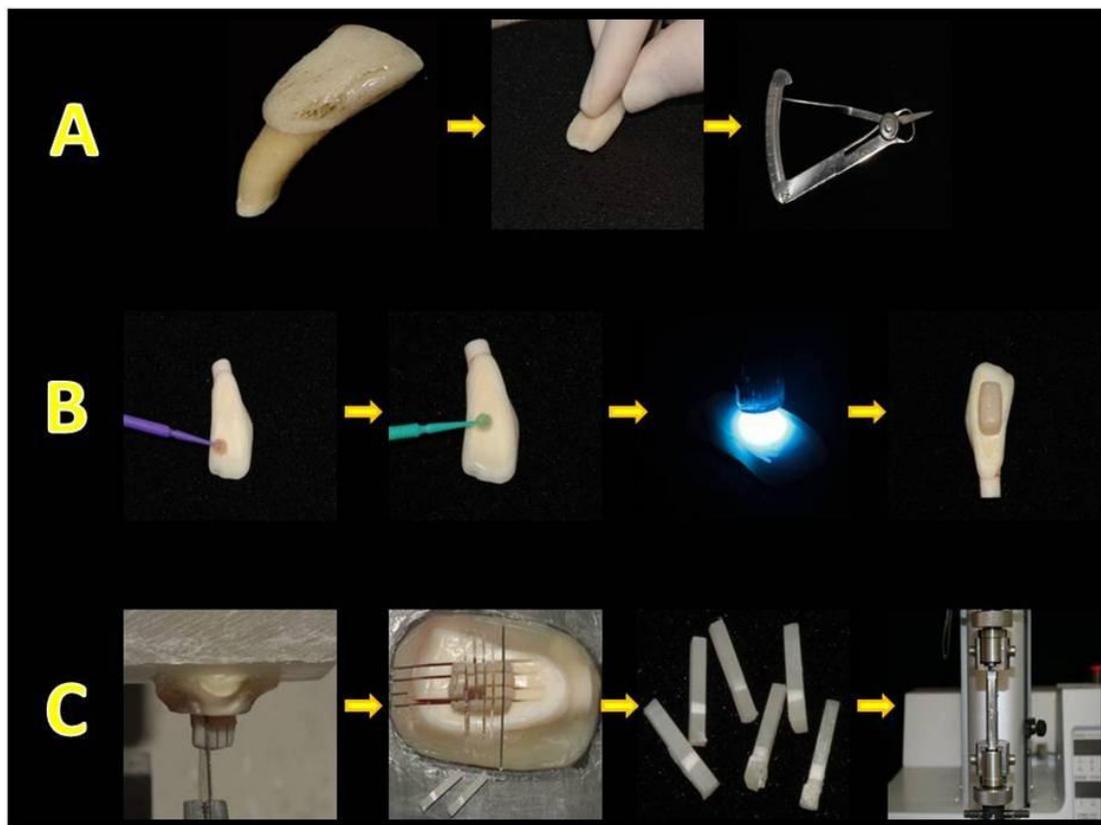


Figura 9: Esquema para ensaio de microtração. A- preparação do dente; B- aplicação SA e confecção do bloco de resina; C- obtenção dos espécimes e teste de microtração.

Após o teste, os espécimes foram removidos cuidadosamente do dispositivo, e com o auxílio de um paquímetro digital (STARRET 727-6/150, STARRET, São Paulo, SP, Brasil) foram tomadas as medidas da secção transversal do plano de fratura. Juntamente ao valor expresso em quilograma-força (Kgf) pela máquina de ensaio universal, os dados foram utilizados para o cálculo dos valores em Mega Pascal (MPa).

4.2.9 METODOLOGIA ESTATÍSTICA

Após análise exploratória dos dados pelo procedimento PROC LAB do programa estatístico SAS (SAS Institute, Cary, NC, USA), os mesmos foram submetidos à Análise de Variância (ANOVA) dois critérios (sistema adesivo e tempo) e teste de Tukey ($\alpha = 0,05$).

5 RESULTADOS

5.1 RESULTADOS SELAMENTO DENTINÁRIO

A análise de variância aplicada aos dados obtidos nesse estudo (Anexo 1) mostrou haver diferença estatística significativa para o fator “Tempo” ($p < .0001$) e “Tratamento” ($p < 0001$). Entretanto, a interação dos fatores “Tempo e Tratamento” ($p = 0.7106$), não foi significativa. Os valores médios de selamento da superfície dentinária (em %) estão expressos na Tabela 2, para todas as condições experimentais.

Todos os sistemas adesivos produziram alta porcentagem de selamento dentinário com redução significativa da condutividade hidráulica. Contudo, o selamento não atingiu o percentual de 100% quando induzida uma pressão de 10 psi após a polimerização e reduziu significativamente após 6 meses de armazenamento para todos os adesivos.

O teste de Tukey revelou haver diferença estatística entre o sistema adesivo SBMP e os demais adesivos, em ambos os tempos de avaliação. O selamento da dentina para os adesivos simplificados não apresentou diferença estatística nos tempos inicial e 6 meses, respectivamente (Easy Bond (95% e 80%), Bond Force (96,6% e 67%) e G-Bond Plus (95,8% e 85,8%).

Tabela 1. Média de porcentagem de selamento dentinário nos tempos Inicial e após 6 meses.

Adesivos	Inicial	6 meses
SBMP	75,2%(21,4)Ba	-70,2% (71,2)Aa
Easy Bond	95% (8,4)Bb	80% (17,2)Ab
Bond Force	96,6% (1,3)Bb	67% (18,2)Ab
G-Bond Plus	95,8% (3,8)Bb	85,8% (12,1)Ab

Médias seguidas de letras distintas (maiúsculas na horizontal e minúsculas na vertical) diferem entre si ($p < 0,05$).

5.2 RESULTADOS RESISTÊNCIA DE UNIÃO

A análise de variância aplicada aos dados obtidos deste estudo (Anexo 1) mostrou haver diferença estatística significativa para o fator “Tratamento” ($p < 0001$). O fator “Tempo” não foi significativo e apresentou valor de $p = 0.4637$. Assim, os adesivos não tiveram redução da resistência de união após 6 meses. A interação entre os fatores de estudo “Tempo e Tratamento” ($p = 0.9855$) não foi significativa. Os valores médios de resistência de união em dentina nos tempos inicial e 6 meses para todos os grupos experimentais, estão presentes na Tabela 2.

O teste de Tukey revelou diferença estatística entre os adesivos. O adesivo G-Bond Plus apresentou o menor valor de resistência de união, quando comparado aos demais sistemas adesivos, em ambos tempos de avaliação. Os sistemas adesivos SBMP, Easy Bond e Bond Force não apresentaram diferença estatística significativa entre si nos diferentes tempos de armazenagem.

Tabela 2. Resistência de união média (desvio padrão) dos diferentes adesivos aplicados em dentina nos tempos Inicial e após 6 meses (MPa).

Adesivos	Inicial	6 meses
SBMP	42,0 (6,2)Aa	42,9 (6,4)Aa
Easy Bond	38,1 (6,5)Aa	39,9 (4,4)Aa
BondForce	37,4 (4,2)Aa	37,7 (6,3)Aa
G-Bond Plus	24,8 (7,8)Ab	26,0 (9,9)Ab

Médias seguidas de letras distintas (maiúsculas na horizontal e minúsculas na vertical) diferem entre si ($p < 0,05$).

6- DISCUSSÃO

Com o intuito de avaliar a capacidade de selar a superfície dentinária expostas num preparo cavitário dos sistemas adesivos, foi realizada a metodologia de condutância hidráulica (Pashley & Depew, 1986). Este método tem sido amplamente utilizado na avaliação da permeabilidade dentinária (Sauro *et al.*, 2007; Grégoire *et al.*, 2005; Cardoso *et al.*, 2008), simulando as condições *in vivo* (Salz & Bock, 2010) e configurando como ferramenta importante na avaliação dos sistemas adesivos. Foi utilizada também a Resistência de União (RU) por meio do ensaio mecânico de microtração, que também configura como metodologia amplamente aceita e utilizada para tal finalidade (Salz & Bock, 2010; Pashley *et al.*, 1999; Sano *et al.*, 1994). Este ensaio analisa a capacidade de retenção do sistema adesivo na superfície dentinária, utilizando área de união com dimensões reduzidas, possibilitando obter vários espécimes do mesmo dente, que podem ser testados imediatamente e após armazenamento. Além disso, permite medir a RU em diferentes regiões do dente, e algumas vezes apresenta maior RU quando comparada aos outros ensaios mecânicos. Com isso, as médias e variâncias podem ser calculadas para cada dente e as falhas são predominantemente adesivas que coesivas na dentina ou no material restaurador (Pashley *et al.*, 1999).

A condutância hidráulica é determinada em função da taxa de filtração ($\mu\text{L}/\text{min}$) e geralmente são utilizadas 3 mensurações, sendo a primeira com a presença da *smear layer*, a segunda após o condicionamento com ácido fosfórico (30 a 40%) e a terceira após a aplicação do produto a ser testado. Contudo, neste estudo foram realizadas 4 medições: sendo a primeira com a presença da *smear layer*; a segunda após tratamento da superfície com EDTA, a terceira após aplicação dos sistemas adesivos e a última após armazenamento em água por 6 meses. A primeira medição com *smear layer* foi realizada, pois é comprovado que a sua presença reduz significativamente a permeabilidade dentinária (Pashley, 1984) e atuaria como parâmetro de comparação em relação à permeabilidade alcançada após aplicação do sistema adesivo. Além disso, o EDTA foi escolhido como condicionador dentinário, pois é um fraco agente

quelante e com pH neutro. Essa solução preserva a matriz colágena e remove parcialmente a *smear layer*, e os *smear plugs*, sem que sejam observadas alterações morfológicas consideráveis que poderiam (Jacques & Heblin, 2005) comprometer os resultados principalmente para os sistemas adesivos autocondicionantes.

Almeja-se que os sistemas adesivos sejam hábeis em hibridizar a dentina e desta forma produzir alta RU com redução significativa da permeabilidade dentinária (Salz & Bock, 2010). Todos os sistemas adesivos analisados foram capazes de reduzir a permeabilidade dentinária em até 96,6% logo após as suas aplicações. Entretanto, nenhum deles foi capaz de impedir completamente a transudação de água através da dentina hibridizada após a polimerização (Hashimoto *et al.*, 2005; Orucoglu & Belli, 2008; Sauro *et al.*, 2007, Carvalho, 2009).

Contudo, pode-se observar nos resultados encontrados que todos os adesivos autocondicionantes apresentaram média de selamento dentinário similares em ambos os tempos avaliados, enquanto o sistema adesivo convencional de 3 passos diferiu para menos dos demais, nos dois tempos de mensuração (imediate e após 6 meses). Era esperado que os sistemas adesivos autocondicionantes simplificados apresentassem maior permeabilidade, permitindo maior passagem de água pela dentina hibridizada, pois a composição básica desses adesivos possui alta concentração de monômeros ácidos hidrófilos. Segundo Reis *et al.* (2007), com o aumento da hidrofilia, a união formada entre a dentina e a resina pode se tornar mais suscetível à degradação hidrolítica, pois esses componentes monoméricos tem a propriedade de absorver maior quantidade de água que os materiais mais hidrofóbicos (Tanaka *et al.*, 1999). Na comparação entre os tempos, os adesivos autocondicionantes tiveram redução do selamento dentinário em aproximadamente 3 vezes para o adesivo G-Bond Plus e 7 vezes para o adesivo Bond Force. A maior perda do selamento dentinário foi observada para o sistema adesivo Scotchbond Multi-Purpose, que iniciou com valores médios similares aos dados de seis meses dos autocondicionantes e teve perda de aproximadamente de 8 vezes.

Os adesivos convencionais de três passos, como o Scotchbond Multi-Purpose, tem sido considerados como os agentes de união de maior durabilidade e, portanto o

padrão ouro. Entretanto, de acordo com os resultados obtidos neste estudo, o sistema adesivo convencional de 3 passos, diferiu dos demais devido a alguns fatores, sendo o principal a complexidade para a aplicação na dentina. Esse adesivo necessita da umidade pós-condicionamento (Carvalho *et al.*, 2004; Van Landuyt *et al.*, 2009), que pode comprometer a qualidade da camada híbrida formada. A umidade na superfície da dentina é importante para manter os espaços interfibrilares, que impedem o colapso das fibrilas de colágeno da matriz orgânica e permitem a difusão dos monômeros resinosos do *primer*. Essa água residual deveria ser volatilizada juntamente com o solvente do adesivo para a aplicação da resina hidrófoba do adesivo, entretanto, parte dela ainda é mantida, pois é impossível a remoção completa da umidade no tecido dentinário (Carvalho *et al.*, 2004). Vale a pena ressaltar que o sistema adesivo convencional foi feito conforme orientação do fabricante e também foi feito com o sistema de condutância hidráulica desligado, ou seja, sem a indução de pressão pulpar.

Os túbulos dentinários expostos pelo condicionamento ácido aumentam a permeabilidade dentinária, pois permitem maior saída de água, que aumenta o molhamento da superfície dentinária e prejudica a interação do adesivo com a dentina (Carvalho *et al.*, 2004). A etapa do condicionamento com ácido fosfórico a 35%, que possui pH baixo, é capaz de modificar morfológica e fisiologicamente a superfície dentinária (Ozok *et al.*, 2004), remover a *smear layer*, dissolver os cristais de hidroxiapatita e ampliar a abertura dos túbulos dentinários pela remoção da dentina peritubular (Jacques & Hebling, 2005). Com isso, tem-se o aumento da permeabilidade dentinária de quatro a nove vezes, variando com o diâmetro dos túbulos e densidade dos mesmos de acordo com o local do dente avaliado (Pashley *et al.*, 1978). Além disso, após esse condicionamento ácido cria-se uma zona desmineralizada de dentina, a qual se for insuficientemente infiltrada pelos monômeros resinosos do sistema adesivo tem sido considerado como local onde a degradação da interface poderá ter início (Inoue *et al.*, 2005). Isto porque, a área desmineralizada e inadequadamente infiltrada pelo adesivo é tida como ponto fraco da adesão, pois as fibrilas de colágeno permanecerão expostas e mais fáceis de serem afetadas pela hidrólise e ataque

enzimático (Inoue *et al.*, 2005). A degradação hidrolítica da união ocorre pela difusão de água através dessas estruturas e tem sido descrita como fenômeno de “*water trees*” (Tay *et al.*, 2002; Tay & Pashley, 2003). Clinicamente, esse processo de degradação química da união pode ser exacerbado pelo carregamento oclusal, com o dente restaurado em função mastigatória (Orucoglu & Belli, 2008).

Os adesivos autocondicionantes eliminam a fase de condicionamento ácido, remoção do ácido com água e controle da umidade residual. Tudo isso reduz o tempo clínico da técnica adesiva e a complexidade de aplicação do adesivo, minimizando a possibilidade de erros durante a fase restauradora (Van Meerbeek *et al.*, 2003). Outra característica que diferencia dos adesivos convencionais é a forma de hibridização do substrato, pois os monômeros ácidos dos adesivos autocondicionantes desmineralizam e infiltram a dentina simultaneamente, minimizando o risco de deixar dentina desmineralizada não infiltrada pelo adesivo (Nakabayashi & Pashley, 1998). No mecanismo autocondicionante, a *smear layer* é apenas dissolvida e modificada, enquanto o *smear plug* é preservado. Isso permite a manutenção dos túbulos dentinários obliterados e dificulta a movimentação de fluidos (Rosales-Leal *et al.*, 2007). O *smear plug* é infiltrado pelos monômeros ácidos levando a hibridização do mesmo. Essa estrutura pode atuar como barreira à permeabilidade dentinária, apesar da formação de uma camada híbrida com polímeros predominantemente hidrófilos. A literatura mostra que a acidez moderada de alguns sistemas adesivos autocondicionantes de passo único formam a união dentina-resina com maior durabilidade ao longo do tempo, tornando os sistemas mais confiáveis que sistemas adesivos convencionais.

O teste de RU por microtração pode ser realizado utilizando-se diferentes formatos dos espécimes, como o “palito” ou paralelepípedo, “halter” ou ampulheta (Scherrer *et al.*, 2010). A escolha da forma do espécime para este estudo foi baseada nos objetivos de testar a RU imediata e após seis meses a partir de amostras do mesmo dente restaurado. Espécimes em formato de palito permitem distribuição mais uniforme das tensões durante o ensaio mecânico numa área de união pré-definida (Pashley *et al.*, 1999). Limitações desta técnica também devem ser destacadas, uma

vez que uniões com resistência menor que cinco MPa podem sofrer fratura pré-teste durante as secções com disco de diamante, levando a perda dos espécimes (Salz & Bock, 2010). A capacidade de molhamento da superfície da dentina do adesivo, a presença de pressão pulpar e a espessura da dentina são fatores importantes durante os procedimentos adesivos, principalmente no ensaio de RU de materiais *in vitro* que visam simular uma condição *in vivo* (Sauro *et al.*, 2007; Pioch *et al.*, 2001). Portanto, a RU depende de algumas condições relacionadas à formação de camada híbrida, tais como a sua espessura e a hidridização dos prolongamentos resinosos (*tags*) na parede dos túbulos. Independente do tipo do sistema adesivo, a adequada infiltração dos monômeros resinosos na dentina intertubular e peritubular, a evaporação dos solventes residuais e da água (Giannini *et al.*, 2008) e uma alta taxa de polimerização desses monômeros *in situ* são fundamentais para se obter bons resultados de RU (Salz & Bock, 2010). Embora vários trabalhos relatem a superioridade dos adesivos convencionais de 3 passos em relação às demais categorias, quando considerada suas propriedades mecânicas e durabilidade da união (De Munck *et al.*, 2005; Reis *et al.*, 2010), os resultados encontrados neste estudo não confirmaram tal tendência. Conforme Tabela 2, o estudo do selamento dentinário promovido pelos mesmos adesivos, o sistema convencional considerado padrão ouro pela literatura, não foi superior aos adesivos autocondicionantes, exceto para o G-Bond Plus. Esses resultados são considerados importantes, pois representam um avanço na Odontologia Restauradora Adesiva, visto que os adesivos simplificados obtiveram desempenho similar ou superior que o adesivo convencional, em ambos ensaios realizados.

Não foram observadas diferenças na RU inicial e após 6 meses para nenhum sistema adesivo estudado. Embora o adesivo autocondicionante G-Bond Plus tenha mostrado bons resultados no selamento da dentina, ele apresentou os menores valores de RU em ambos tempos de avaliação. O adesivo G-Bond Plus possui uma composição peculiar, pois o seu monômero principal é o 4-MET e não contém o monômero HEMA tradicionalmente encontrado na maioria dos adesivos. A ausência do HEMA implica na redução da sorção de água ao longo do tempo, por possuir menor quantidade de monômeros hidrófilos. Em alguns estudos, este adesivo também

chamado de HEMA-“free” foi o que apresentou menor queda dos valores de RU com o tempo, sendo considerado o mais estável quanto à degradação hidrolítica (Sauro *et al.*, 2007). Ele apresenta acetona associada à água como solvente, com a função de aumentar a pressão de vapor da água e sua volatilização que diminui a água residual (Van Landuyt *et al.*, 2007). A acetona diminui a viscosidade da solução do adesivo e com isso melhora o molhamento da superfície a ser aderida e a penetração do adesivo na matriz de dentina. Mesmo assim, notou-se que o produto apresenta a maior viscosidade entre os materiais. A presença de cargas nanométricas está relacionada com o reforço da resistência da camada híbrida.

O adesivo Easy Bond também possui cargas nanométricas em sua composição, com a finalidade de reforço da camada híbrida e dos *tags* de resina formados (De Goes *et al.*, 2007b). Além disso, possui copolímeros do Vitrebond, que possibilitam uma união química à hidroxiapatita, formando um complexo com íons cálcio, que podem auxiliar o desempenho clínico do material, segundo o fabricante.

O adesivo Bond Force possui o monômero HEMA em uma solução aquosa e foi o único sistema em que o fabricante recomenda aplicação ativa e secagem direta do produto. Em estudos que avaliaram a influência do modo de aplicação dos sistemas adesivos autocondicionantes simplificados na RU e na nanoinfiltração em dois tempos de avaliação (imediate e 6 meses), os adesivos apresentaram melhores resultados quando aplicados de forma ativa (Do Amaral *et al.*, 2009). Isto se deve ao fato, da aplicação ativa promover uma maior impregnação dos monômeros resinosos na dentina, promovendo a formação de uma camada híbrida mais resistente e menos susceptível à passagem de água. A secagem direta permite melhor evaporação do solvente e água, diminuindo o aprisionamento destas na interface adesiva (Ikeda *et al.*, 2008).

Teoricamente, deveria existir forte correlação entre selamento dentinário e a RU, pois o mecanismo de degradação dos adesivos envolve o aumento da passagem de água pela camada híbrida, com a redução da RU pela deterioração hidrolítica da cadeia polimérica formada na dentina (Silva e Souza Jr, 2010). Tecnicamente não é possível estabelecer tal correlação devido às metodologias utilizadas não permitirem

executar as análises nos mesmos corpos- de- prova (Sauro *et al.*, 2007). Entretanto, numa tentativa de comparar selamento dentinário *versus* a RU, percebe-se não haver correlação entre as duas variáveis em estudo. Exemplificando, o adesivo Scotchbond Multi-Purpose que inicialmente não apresentou bom selamento e diminuição significativa após 6 meses, mas manteve a sua RU sem alteração ao longo do tempo. Outro exemplo é o G-Bond Plus, que produziu bom selamento dentinário, mas mostrou os menores valores médios de RU. Comportamento semelhante foi observado para os demais adesivos autocondicionantes estudados. De modo contrário ao obtido neste estudo, o trabalho de Sauro *et al.* (2007) demonstrou que a pressão pulpar pode causar redução significativa da RU entre a dentina e o adesivo.

Nesses últimos anos muitos estudos têm objetivado avaliar sistemas adesivos. A simplificação desses sistemas para o uso clínico com menor número de passos e uma técnica menos complexa tem motivado empresas e dentistas. Contudo, ainda não foi possível obter um balanceamento adequado na composição desses materiais que garantam ao mesmo tempo um eficiente selamento dentinário e altos valores de RU ao longo do tempo. Os relatos sobre o desempenho clínico dos sistemas adesivos poderá mostrar a real capacidade desses materiais odontológicos de resistir aos desafios do meio bucal.

7. CONCLUSÃO

De acordo com os resultados obtidos e análise estatística aplicada aos dados do presente estudo, pode-se concluir que:

1. Os sistemas adesivos autocondicionantes de passo único obtiveram melhor selamento dentinário imediato e após armazenamento por 6 meses que o adesivo convencional de 3 passos.

2. Todos os sistemas adesivos utilizados não foram capazes de selar completamente a dentina após sua polimerização.

3. Após 6 meses de armazenamento em água, o selamento dentinário foi reduzido para todos os adesivos.

4. A resistência de união (resina- dentina) dos sistemas adesivos Adper Scotchbond Multi-Purpose, Adper Easy Bond e Bond Force, foram similares em ambos os tempos de estudo.

5. A resistência de união do sistema adesivo G-Bond Plus, foi inferior aos demais sistemas adesivos, em ambos os tempos de estudo.

6. O tempo de armazenamento não influenciou a RU para nenhum dos adesivos.

REFERÊNCIAS*

Belli R, Baratieri LN, Braem M, Petschelt A, Lohbauer U. Tensile and bending fatigue of the adhesive interface to dentin. *Dent. Mater.* 2010; 26: 1157-65.

Bortolotto T, Ferrari M, Susin A, Krejci I. Morphology of the smear layer after the application of simplified self-etch adhesives on enamel and dentin surfaces created with different preparation methods. *Clin Oral Invest.* Springer-Verlag 2009

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.

Cadenaro M, Antonioli F, Sauro S, Tay FR, Di Lenarda R, Prati C et al. Degree of conversion and permeability of dental adhesives. *Eur J Oral Sci.* 2005; 113(6): 525-30.

Cardoso MV, Moretto SG, Carvalho RCR, Russo EMA. Influence of intrapulpal pressure simulation on the bond strength of adhesive system to dentin. *Braz Oral Res.* 2008; 22(2): 170-5.

Carvalho RM. Adesivos Dentinários: Fundamentos para a aplicação clínica. *Revista de Dentística Restauradora.* 1998; 1(2): 62-96.

Carvalho RM, Carrilho M, Pereira L, Garcia F, Marquezíni Jr L, Silva S et al. Sistemas Adesivos: Fundamentos para a aplicação clínica. *Biodonto.* 2004; 2(1): 9-86.

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

De Goes MF, Di Hipolito V, Reis A, Carrilho M, Mitra S. Interaction morphology and bond strength of nanofilled adhesives to dentin [abstract 866]. IADR/AADR/CADR 85th General Session and Exhibition. 2007.

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

Do Amaral RC, Stanislawczuk R, Zander-Grande C, Michel MD, Reis A, Loguercio AD. Active application improves the bonding performance of self-etch adhesives to dentin. *J Dent.* 2009; 37(1): 82-90.

Forsell-Ahlberg K, Brännström M, Edwass L. The diameter and number of dentinal tubules in rat, cat, dog and monkey. A comparative scanning electron microscopic study. *Acta Odontol Scand.* 1975; 33(5): 243-50.

Garberoglio R, Brännström M. Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. *Arch Oral Biol.* 1976; 21: 355-62.

Garcia RN, De Goes MF, Giannini M. Effect of water storage on bond strength of self-etching adhesives to dentin. *J Contemp Dent Pract.* 2007; 8(7): 46-53.

Gregoire G, Guignes P, Millas A. Effect of self-etching adhesives on dentin permeability in a fluid flow model. *J Prosthet Dent.* 2005; 93(1): 56-63.

Gregoire G, Joniot S, Guignes P, Millas A. Dentin permeability: self-etching and one-bottle dentin bonding systems. *J Prosthet Dent.* 2003; 90(1): 42-9.

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

Hashimoto M, Tay FR, Svizero NR, De Gee AJ, Feilzer AJ, Sano H et al. The effects of common errors on sealing ability of total-etch adhesives. *Dent Mater.* 3rd. 2006; 22(6): 560-8.

Inoue S, Koshiro K, Yoshida Y, De Munck J, Nagakane K, Suzuki K et al. Hydrolytic stability of self-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res.* 2005; 84(12): 1160-64.

Jacques P, Hebling J. Effect of dentin conditioners on the microtensile bond strength of a conventional and a self-etching primer adhesive system. *Dent Mater.* 2005; 21: 103-9.

Jacobsen T, Söderholm KJ. Some effects of water on dentin bonding. *Dent Mater.* 1995; 11(2): 132-6.

Loguercio AD, Loeblein F, Cherobin T, Ogliari F, Piva E, Reis A. Effect of solvent removal on adhesive properties of simplified etch-and-rinse systems and on bond strengths to dry and wet dentin. *J Adhes Dent.* 2009; 213-19.

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

Mjör I. Dentin Permeability: The basis for understanding pulp reactions and adhesive technology. *Braz Dent J.* 2009; 20(1): 3-16.

Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res.* 1982; 16(3): 265-73.

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

Nakabayashi N, Pashley D. Hybridization of dental hard tissues. 1. Tokyo: Quintessence Publishing Co, 1998.

Orucoglu H, Belli S. Evaluation of the effect of four self-etching adhesives on dentin permeability. *J Biomed Res Part B: Appl Biomater* 90B. 2009: 110-15

Ozok AR, Wu MK, De Gee AJ, Wesselink PR. Effect of dentin perfusion on the sealing ability and microtensile bond strengths of a total-etch versus an all-in-one adhesive. *Dent Mater.* 2004; 20(5): 479-86.

Panighi M, G'Sell C. Effect of tooth microstructure on the shear bond strength of a dental composite. *J Biomed Mater Res.* 1993; 27: 975-81.

Pashley DH, Livingston MJ, Reeder OW, Horner J. Effects of the degree of tubule occlusion on the permeability of human dentine in vitro. *Arch Oral Biol.* 1978; 23(12): 1127-33.

Pashley DH. Smear layer: Physiological Considerations. *Oper Dent.* 1984; 3; 13-29.

Pashley DH, Depew DD. Effects of the smear layer, Copalite and oxalate on microleakage. *Oper Dent.* 1986; 11(3): 95-102.

Pashley DH. Clinical correlations of dentin structure and function. *J Prosthet Dent.* 1991; 66(6): 777-81.

Pashley DH, Pashley EL, Carvalho RM, Tay FR. The effects of dentin permeability on restorative dentistry. *Dent Clin North Am.* 2002; 46(2): 211-45, v-vi.

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

Pegado REF, Amaral FLB, Flório FM, Basting RT. Effect of different bonding strategies on adhesion to deep and superficial permanent dentin. *Eur J Dent.* 2010; 4: 110-17.

Reis AF, Giannini M, Kavaguchi A, Soares CJ, Line SR. Comparison of microtensile bond strength to enamel and dentin of human, bovine and porcine teeth. *J Adhes Dent.* 2004b; 6(2): 117-21.

Reis AF, Carrilho MRO, Ghaname E, Pereira PNR, Giannini M, Nikaido T et al. Effects of water-storage on the physical and ultramorphological features of adhesives and primer/adhesive mixtures. *Dent Mater J* 2010; 29(6): 697-05.

Retief DH, Mandras RS, Russell CM, Denys FR. Extracted human versus bovine teeth in laboratory studies. *Am J Dent.* 1990; 3: 253-58.

Rosales-Leal JI, de la Torre-Moreno FJ, Bravo M. Effect of pulp pressure on the micropermability and sealing ability of etch & rinse and self-etching adhesives. *Oper Dent.* 2007; 32-3: 242-50.

Salzs U, Bock T. Testing adhesion of direct restoratives to dental hard tissue – A review. *J Adhes Dent.* 2010; 12: 343-71.

Saunders WP. The shear impact retentive strengths of four dentine bonding agents to human and bovine dentine. *J Dent.* 1988; 16(5): 233-8.

Sauro S, Pashley DH, Montanari M, Chersoni S, Carvalho RM, Toledano M et al. Effect of simulated pulpal pressure on dentin permeability and adhesion of self-etch adhesives. *Dent Mater.* 2007; 23(6): 705-13.

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

Scherrer SS, Cesar PF, Swain MV. Direct comparasion of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dent Mater.* 2010; 26: e78-93.

Silva e Souza Jr MH, Carneiro KKG, Lobato MF, Silva e Souza PAR, De Goes MF. Adhesive systems: important aspects related to their composition and clinical use. *J Appl Oral Sci.* 2010; 18(3): 207-14.

Schmalz G, Hiller KA, Nunez LJ, Stoll J, Weis K. Permeability characteristics of bovine and human dentin under different pretreatment conditions. *J Endod.* 2001; 27(1): 23-30.

Tagami J, Tao L, Pashley DH, Horner JA. The permeability of dentin from bovine incisors in vitro. *Archs Oral Biol.* 1989; 34: 773-77.

Tay FR, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Itthagarun A. Single-step adhesives are permeable membranes. *J Dent.* 2002; 30(7-8): 371-82.

Ten Cate A. *Histologia Bucal: Desenvolvimento, Estrutura e Função.* Rio de Janeiro: Guanabara Kooga, 1998.

Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials.* 2007; 28(26): 3757-85.

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

Van Landuyt KL, Mine A, De Munck J, Jaecques S, Peumans M, Lambrechts P et al. Are one-step adhesives easier to use and better performing? Multifactorial assessment of contemporary one-step self-etching adhesives. *J Adhes Dent.* 2009; 11: 175-90.

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. 2003; 28(3): 215-35.

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

Anexo 1

Metodologia estatística

A análise exploratória dos dados indicou a transformação logarítmica para permeabilidade, já a variável resistência de união atendeu as pressuposições de uma análise paramétrica. Foi aplicada análise de variância (ANOVA) “ 2 way” e teste de Tukey considerando o nível de significância de 5%.

Resultados

RESISTÊNCIA

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Tto	3	3632.120000	1210.706667	27.29	<.0001
Tempo	1	24.045455	24.045455	0.54	0.4637
Tempo*Tto	3	6.532727	2.177576	0.05	0.9855

Tabela 1. Resistência de união média (desvio padrão) de diferentes adesivos aplicados em dentina nos tempos Inicial e após 6 meses.

Adesivos	Inicial	6 meses
SBMP	42,0 (6,2)Aa	42,9 (6,4)Aa
Easy Bond	38,1 (6,5)Aa	39,9 (4,4)Aa
Bond Force	37,4 (4,2)Aa	37,7 (6,3)Aa
G-Bond Plus	24,8 (7,8)Ab	26,0 (9,9)Ab

Médias seguidas de letras distintas (maiúsculas na horizontal e minúsculas na vertical) diferem entre si ($p < 0,05$)

PERMEABILIDADE

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Tto	3	35.96812868	11.98937623	11.38	<.0001
Tempo	1	29.58193719	29.58193719	28.07	<.0001
Tempo*Tto	3	1.46144978	0.48714993	0.46	0.7106

Tabela 2. Permeabilidade média (desvio padrão) de diferentes adesivos aplicados em dentina nos tempos Inicial e após 6 meses.

Adesivos	Inicial	6 meses
SBMP	24,8(21,4)Ba	170,2(71,2)Aa
Easy Bond	5,0 (8,4)Bb	20 (17,2)Ab
Bond Force	3,4 (1,3)Bb	23,0(18,2)Ab
G-Bond Plus	4,2 (3,8)Bb	14,2 (12,1)Ab

Médias seguidas de letras distintas (maiúsculas na horizontal e minúsculas na vertical) diferem entre si ($p < 0,05$)