

ADRIANA OLIVEIRA CARVALHO
Cirurgiã-Dentista

**EFEITO DO MODO DE APLICAÇÃO DE SISTEMAS ADESIVOS
AUTOCONDICIONANTES NA PERMEABILIDADE DENTINÁRIA**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do Título de Mestre em Materiais Dentários.

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Giannini

Piracicaba
2009

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

C253e	Carvalho, Adriana Oliveira, 1981- Efeito do modo de aplicação de sistemas adesivos autocondicionantes na permeabilidade dentinária. / Adriana Oliveira Carvalho. -- Piracicaba, SP: [s.n.], 2009. Orientador: Marcelo Giannini. Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba. 1. Materiais dentários. 2. Dentina. 3. Adesivos dentinários. I. Giannini, Marcelo. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título. (mg/fop)
-------	--

Título em Inglês: Effect of All-in-one Adhesive System Application Modes on Denti Permeability

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

Área de Concentração: Materiais Dentários

Titulação: Mestre em Materiais Dentários

Banca Examinadora: Alessandra Reis Silva, Alexandre Augusto Zaia, Marcelo Giannini

Data da Defesa: 13-02-2009

Programa de Pós-Graduação em Materiais Dentários



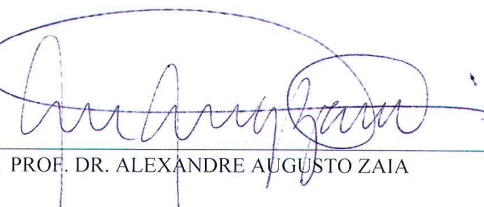
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de MESTRADO, em sessão pública realizada em 13 de Fevereiro de 2009, considerou a candidata ADRIANA OLIVEIRA CARVALHO aprovada.


PROF. DR. MARCELO GIANNINI


PROFa. DRa. ALESSANDRA REIS SILVA


PROF. DR. ALEXANDRE AUGUSTO ZAIA

DEDICO ESTE TRABALHO,

A **Deus**, por iluminar o meu caminho e me amparar nesta jornada...

Aos meus pais, **Adelço e Diana**, por não pouparem esforços na minha formação educacional e profissional. Por estarem sempre presentes, mesmo longe, em todos os momentos da minha vida, orientando minhas atitudes, e mais do que ninguém, torcendo sempre por mim.

Ao meu namorado **Roni**, pelo carinho, paciência e compreensão quanto à necessidade da minha ausência.

Aos meus irmãos **Del e Jorginho**, pela amizade, força e apoio em todas as minhas decisões.

A **Vó Iá** (*in memorian*), pela torcida incondicional pela minha vitória.

A **Dinda, Tio Luis, Keyla e Douglas** por estarem sempre torcendo pela realização deste sonho.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu orientador **Prof. Dr. Marcelo Giannini**, por me orientar em todos os passos, por todas as oportunidades oferecidas, ensinamentos e confiança em mim depositada. Seu exemplo de dedicação, competência e honestidade me deixam orgulhosa em dizer que és o meu orientador.

As grandes amigas **Leane** e **Lorena**, que tenho o imenso prazer de conviver diariamente, agradeço pelos incontáveis momentos de apoio, sempre me dando forças para continuar e por tornarem a saudade de casa mais amena.

AGRADECIMENTOS

À Universidade Estadual de Campinas, na pessoa do Reitor **José Tadeu Jorge**.

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, na pessoa do seu Diretor **Francisco Haiter Neto** e Diretor Associado **Marcelo de Castro Meneghini**.

À coordenação dos cursos de pós-graduação, na pessoa do coordenador **Prof. Dr. Jacks Jorge Júnior**.

À coordenadora do programa de pós-graduação em Materiais Dentários, **Prof^a. Dr^a. Regina Maria Puppim Rontani**, 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. Serei eternamente grata a vocês pelos momentos singulares vividos durante o curso.

Ao **Doctor Toru Nikaido** da Universidade de Tóquio (Japão), por ter me cedido alguns materiais e, em conjunto com meu orientador, ter desenvolvido este projeto.

Aos professores da minha banca de qualificação, **Prof^a. Dr^a Roberta Alonso, Prof^a. Dr^a Roberta Basting e Prof^a. Dr^a Vanessa Cavalli**, pelas sugestões que contribuíram com o enriquecimento deste trabalho.

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

A **Prof^a. Dr^a. Márcia Sepúlveda Noya** da Universidade Estadual de Feira de Santana pelos primeiros ensinamentos na pesquisa odontológica.

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

Ao Engenheiro Mecânico **Marcos Blanco Cangiani**, pela disposição, ajuda indispensável e seu extremo bom humor.

À funcionária **Selma Segalla**, sempre disposta a nos ajudar com muita competência, até mesmo em atividades que não correspondiam a sua função. Minha gratidão, admiração e eterna amizade.

À **Tia Cidinha**, por ser sempre tão prestativa e ter cuidadosamente revisado toda a minha dissertação.

A meu primo **Peu**, por ter sido muito prestativo quando precisei.

A toda a **minha família**, pelo carinho e atenção em todos os momentos.

Ao amigo **Ian Vieira** pela ajuda na obtenção das fotografias.

As minhas queridas amigas: **Paula Paes, Carla Arita e Aílla Lancelotti**, pela ajuda e por terem me proporcionado uma verdadeira amizade, que esse laço continue para sempre.

As minhas grandes amigas **Maya, Caliandra e Juliana** que mesmo distantes sempre estiveram presente me dando força e incentivo.

Aos colegas do mestrado: **Aílla Lancelotti, Ana Rosa Costa, Carla Arita, Cristiana Azevedo, Hilka Naoe, Karla Oliveira, Lucas**

Naves, Paula Paes, Rafael Vitti e Vanessa Macedo pelo companheirismo e amizade em todos os momentos.

Aos colegas do doutorado: **Ian Vieira, Lucas Garcia, Veridiana Novais, Andréia de Paula, Alberth Correa, Luciano Gonçalves, Marcelo Oliveira e William Brant**, pela experiência trocada.

Aos amigos da Dentística, **Sandrine Berger, Thaiane Aquiar, Vladimir, Marina Di Francescantonio e Cristiane Pinto** pela ajuda e convivência super agradável. Em especial ao amigo **Marcelo Oliveira** pela paciência em me ensinar e por me ajudar sempre que precisei.

A todos que direta ou indiretamente contribuíram para o desenvolvimento deste trabalho.

Meus sinceros agradecimentos.

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi avaliar a condutividade hidráulica da dentina após a aplicação de sistemas adesivos em diferentes condições. Selecionaram-se 120 incisivos bovinos cujas raízes foram seccionadas 1 mm abaixo da junção cimento-esmalte (JCE) e a polpa coronária removida. Foram realizados preparos para faceta de forma que todo o término ficasse em esmalte e a camada superficial da dentina fosse exposta. Os segmentos coronários preparados foram imersos em solução de EDTA (0,5 M / pH 7.4) por 5 minutos, lavados, colocados em cuba ultra-sônica por 12 minutos e assim, conectados ao dispositivo de medição da condutividade hidráulica (CH). A CH foi medida a uma pressão de 10 psi, antes (permeabilidade máxima) e após (permeabilidade mínima) a aplicação dos seguintes sistemas adesivos: G-Bond / GB (GC Corp.), Clearfil Tri-S-Bond / CTS (Kuraray Med.), Hybrid Coat / HY (Sun Medical), Bond Force / BF (Tokuyama), Adper Easy Bond / AEB (3M ESPE), Silorane / SI (3M ESPE), Clearfil SE Bond / CSE (Kuraray Med.) and Scotchbond Multi-Purpose / SMP (3M ESPE). Todos os adesivos foram aplicados das seguintes formas: 1) de acordo com as instruções dos fabricantes; 2) Duas camadas dos adesivos autocondicionantes de passo único (GB, CTS, HY, BF, AEB) ou o *primer* + duas camadas do *bond* para os outros adesivos (SI, CSE e o SMP); e 3) uma camada dos adesivos autocondicionantes de passo único + uma fina camada de resina composta de baixa viscosidade (Filtek Flow, 3M ESPE) ou o *primer* + uma fina camada da mesma resina composta *flow* substituindo o *bond* para os outros adesivos (SI, CSE e o SMP). Os dados obtidos foram submetidos à análise de variância a dois critérios e teste de Tukey ($\alpha = 0,05$). Nenhuma diferença estatisticamente significativa foi observada entre os modos de aplicação quanto à habilidade em reduzir a permeabilidade dentinária ($p < 0,05$). Nenhum dos sistemas adesivos mostrou completo selamento da dentina bovina. O SI mostrou menor permeabilidade quando comparado ao SMP, entretanto ambos não foram diferentes dos demais adesivos. Pode-se concluir que os sistemas adesivos autocondicionantes de passo único testados foram capazes de reduzir a condutividade

hidráulica da dentina de modo similar aos sistemas convencional de três passos e autocondicionante de dois passos.

Palavras-chave: adesivos dentinários, permeabilidade, dentina, simulação da pressão pulpar.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the dentin hydraulic conductance (HC) after adhesive system application under different conditions. This study included 120 bovine incisors; their roots were sectioned 1 mm below the cemento-enamel junction (CEJ) and the coronal pulp removed. Laminate cavity preparations were made exposing the dentin superficial layer with remaining enamel borderline. The crown segments were treated with an EDTA solution (0.5 M / pH 7.4) for 5 min, rinsed, and ultrasonicated for 12 min. HC was then measured using a hydraulic conductivity apparatus (10 psi) before (maximal permeability) and after (minimal permeability) bonding procedures considering the following adhesive systems: G-Bond / GB (GC Corp.); Clearfil Tri-S-Bond / CTS (Kuraray Med.); Hybrid Coat / HY (Sun Medical); Bond Force / BF (Tokuyama); Adper Easy Bond / AEB (3M ESPE); Silorane / SI (3M ESPE); Clearfil SE Bond / CSE (Kuraray Med.); and Scotchbond Multi-Purpose / SMP (3M ESPE). All adhesive systems were applied as follows: 1) according to manufacturers' instructions; 2) two coats of all-in-one self-etching adhesives (GB, CTS, HY, BF, AEB), or priming step plus two coats of bond resin for the other systems (SI, CSE and SMP); and 3) one coat of all-in-one self-etching adhesive systems plus a thin layer of a flowable composite (Filtek-Flow, 3M ESPE), or priming step (SI, CSE and SMP) plus a thin layer of the same flowable composite replacing the bonding step. Data were submitted to two-way ANOVA and Tukey's test ($\alpha = 0.05$). No statistically significant difference was observed among the application modes concerning their ability to reduce dentin permeability ($p < 0.05$). None of the adhesive systems tested showed a complete sealing of the bovine tooth dentin. SI showed lower permeability when compared to SMP; however, SI and SMP revealed permeability levels similar to those observed for the other systems. In conclusion, the all-in-one self-etching adhesive systems tested were similarly able to reduce dentin HC, when compared to the three-step etch-and-rinse and the two-step self-etching adhesive systems.

Key words: dentin bonding agents, permeability, dentin, simulated pulpal pressure.

SUMÁRIO

1 –	INTRODUÇÃO	1
2 –	REVISÃO DE LITERATURA	6
	2.1 – Características da dentina humana	6
	2.2 – Substratos substitutos para os dentes humanos	7
	2.3 – Permeabilidade Dentinária	12
	2.4 – Metodologias para mensuração da condutividade hidráulica	15
	2.5 – Classificação dos Sistemas Adesivos	16
	2.6 – Nanoinfiltração	21
	2.7 – Métodos para aumentar a estabilidade adesiva	24
3 –	PROPOSIÇÃO	27
4 –	MATERIAIS E MÉTODOS	28
	4.1 – Delineamento experimental	28
	4.2 – Seleção dos dentes	29
	4.3 – Preparação dos espécimes	30
	4.4 – Medições da condutividade hidráulica	34
	4.5 – Critérios para alocação dos espécimes nos grupos	36
	4.5 – Aplicação dos diferentes tratamentos	37
	4.6 – Metodologia estatística	45
5 –	RESULTADOS	46
6 –	DISCUSSÃO	48
7 –	CONCLUSÃO	59
	REFERÊNCIAS	60
	APÊNDICE I	70
	APÊNDICE II	71

1. INTRODUÇÃO

Um importante objetivo da Odontologia Adesiva é restaurar o selamento periférico da dentina que existia antes da remoção do esmalte (Pashley DH *et al.*, 2002) de forma a prevenir irritações pulpares e cáries recorrentes (De Munck *et al.*, 2005). A busca por um agente de união que promova um selamento marginal durável aos tecidos dentais e que seja de fácil aplicação tem sido um desafio (Reis *et al.*, 2006). O seu desempenho depende não somente de suas propriedades individuais, mas também das características do substrato. Assim, apesar dos avanços no desenvolvimento dos materiais, a adesão em dentina e o completo selamento da superfície exposta permanecem como uma problemática devido à natureza complexa e a alta hidratação do tecido dentinário (Ozok *et al.*, 2004).

A dentina é um tecido mineralizado, composto por uma série de túbulos dentinários que se estendem desde a câmara pulpar até a junção amelodentinária tornando-se assim, um substrato poroso (Carvalho, 1998). Esses canais são preenchidos por fluidos dentinários e aumentam em diâmetro e densidade em direção à polpa (Garberoglio & Brannstrom, 1976). A dentina entre os túbulos dentinários, rica em fibrilas de colágeno, é chamada de dentina intertubular e a, hipermineralizada, que está em volta dos túbulos é chamada de dentina intratubular ou peritubular (Ten Cate, 1998).

A combinação de uma maior densidade e maior diâmetro dos túbulos dentinários quando se aproxima da câmara pulpar é responsável pelo aumento da permeabilidade dentinária nesta direção. A implicação clínica desse fato é que, como a dentina é úmida, porosa e, conseqüentemente, permeável, preparos cavitários próximo à polpa aumentam o potencial de irritação à polpa por agentes químicos ou bacterianos. Assim, se materiais restauradores não forem capazes de selar a dentina de forma eficaz, haverá um movimento contínuo de fluido das margens do preparo através das fendas existentes entre o material restaurador e o dente para a dentina, como também, em direção oposta. Este movimento contínuo de líquido é responsável pela microinfiltração, sensibilidade dentinária e irritação pulpar (Pashley, 1991).

A eficácia de um sistema adesivo dentinário estará diretamente relacionada à sua maior ou menor sensibilidade às variações estruturais e biológicas do substrato. Contrariamente ao esmalte, toda superfície de dentina deve ser considerada como um substrato adesivo diferente (Carvalho, 1998). O sistema ideal seria aquele que proporcionasse uma boa adesão e um bom selamento tanto na dentina superficial quanto na dentina profunda, seja na presença ou ausência de pressão pulpar (Pashley DH *et al.*, 2002).

O princípio fundamental da adesão em dentina é baseado em um processo de mudança pelo qual o material inorgânico mineral é substituído por uma resina sintética (Van Meerbeek *et al.*, 2003). A fase mineral é total ou parcialmente removida para expor a matriz de colágeno da dentina intertubular, a qual é infiltrada com monômeros resinosos que se polimerizam em volta das fibrilas de colágeno, formando a camada híbrida (Nakabayashi *et al.*, 1982). A camada híbrida é completada pela criação de *tags* de resina dentro dos túbulos dentinários, causando a hibridização da dentina intratubular (Pashley DH *et al.*, 2002). As propriedades físicas e químicas desta nova zona são muito diferentes daquelas da estrutura original dos dentes. Quando adequadamente formada é uma zona ácido-resistente, ou seja, resiste ao desafio ácido, enquanto que, a dentina intacta é desmineralizada quando submetida a este desafio (Nakabayashi & Pashley, 1998).

Baseado na estratégia de hibridização, dois mecanismos de adesão à dentina estão, atualmente, em uso: 1 - os sistemas adesivos convencionais que envolvem o procedimento do condicionamento ácido separado, nos quais o ácido é aplicado e removido com água. Este passo, seguido pela aplicação do *primer* e da resina hidrófoba adesiva, resulta nos procedimentos de aplicação de três passos e, quando seguido pela aplicação combinada do *primer* e da resina adesiva em uma única aplicação, originam os sistemas adesivos convencionais simplificados de dois passos (De Munck *et al.*, 2005); e, 2 - os sistemas adesivos autocondicionantes, que são baseados no uso de monômeros ácidos que simultaneamente condicionam e infiltram os monômeros resinosos. Podem ser sistemas de dois ou de um passo dependendo se

o agente condicionador/*primer* está separado do adesivo ou combinado com ele de forma a permitir um procedimento de aplicação única (Van Meerbeek *et al.*, 2003).

Com o advento dos sistemas adesivos, criou-se o conceito de que esses materiais poderiam ser substitutos do esmalte em sua função de selar periféricamente a dentina exposta após o preparo cavitário. Este conceito origina-se da equivocada idéia de que os adesivos empregados para hibridizar a dentina seriam materiais não porosos e impermeáveis após a polimerização (Carvalho *et al.*, 2004).

Idealmente, a polimerização dos sistemas adesivos deveria selar completamente a dentina (Gregoire *et al.*, 2003), bloqueando, teoricamente, todos os túbulos dentinários pela formação de *tags* de resina hibridizados nas paredes dos túbulos (Pashley DH *et al.*, 2002) e bloqueando a dentina intertubular pela formação da camada híbrida (Pashley *et al.*, 1993). No entanto, a obtenção de uma camada híbrida contínua e uniforme e uma adequada hibridização dos *tags* de resina é difícil de ser conseguida (Wang & Spencer, 2003; Gregoire *et al.*, 2005), principalmente, em uma situação clínica, (Carvalho, 1998) já que a dentina é um substrato bastante heterogêneo. Assim, em áreas onde ocorrem imperfeições na hibridização da dentina, há movimentação de fluidos no sentido dentina / interface adesiva (Carvalho *et al.*, 2004).

A infiltração de água e de algumas moléculas muito pequenas, na ausência de fendas, através de espaços de tamanhos nanométricos criados durante a inserção dos compósitos pode ocorrer ao longo da interface adesiva (camada híbrida) e é chamada de nanoinfiltração (Pashley DH *et al.*, 2002, De Munck *et al.*, 2005). A ocorrência da nanoinfiltração na interface resina/dentina produzida pelos sistemas adesivos é difícil de ser evitada (Reis *et al.*, 2006). Suas manifestações variam consideravelmente, dependendo principalmente da composição, do modo de aplicação dos materiais utilizados e do tempo de armazenamento dos espécimes (Reis *et al.*, 2004a; Reis *et al.*, 2006). Vários trabalhos (Sano *et al.*, 1995; Tay *et al.*, 2002a; Reis *et al.*, 2004a; Tay *et al.*, 2004b) demonstram a ocorrência da nanoinfiltração em interfaces produzidas tanto pela técnica do condicionamento ácido prévio, quanto pela técnica autocondicionante.

Nos sistemas com o condicionamento ácido prévio, a nanoinfiltração pode ocorrer quando há uma discrepância entre a extensão da desmineralização da dentina e a extensão da infiltração dos monômeros resinosos. A camada híbrida formada apresentará regiões onde os espaços interfibrilares permanecerão preenchidos por água ao invés de monômeros resinosos, podendo funcionar como um sítio de posterior degradação da interface adesiva. Além disso, existe a possibilidade dos monômeros resinosos parcialmente infiltrados não estarem completamente polimerizados devido ao contato com a água (Carvalho, 1998) diminuindo, possivelmente, ainda mais a durabilidade da interface.

A tentativa dos fabricantes em simplificar os sistemas adesivos (sistemas convencionais de dois passos e os sistemas autocondicionantes) como resposta a demanda clínica por adesivos com aplicação mais rápida e de maior facilidade tem sido realizada pelo aumento na incorporação de monômeros resinosos hidrófilos e ácidos (Tay & Pashley, 2003, Cadenaro *et al.*, 2005), que os tornam mais susceptíveis à absorção de água e, conseqüentemente, à degradação hidrolítica (Malacarne *et al.*, 2006). Estes adesivos formam camadas híbridas que se comportam como membranas permeáveis, permitindo a movimentação de água através da interface adesiva mesmo após o adesivo ter sido polimerizado (Tay *et al.*, 2002b).

Muitos trabalhos (Nakaoki *et al.*, 2005; De Goes *et al.*, 2007a; Reis *et al.*, 2008) propõem modificações no modo de aplicação dos sistemas adesivos com o objetivo de melhorar o desempenho clínico destes materiais. Assim, a aplicação de múltiplas camadas dos adesivos autocondicionantes de passo único tem sido recomendada (Pashley EL. *et al.*, 2002). A finalidade da aplicação de mais de uma camada do adesivo seria saturar a superfície dentinária com monômeros resinosos, melhorando o selamento da dentina, uma vez que a hibridização formada por uma camada desses adesivos não formaria camada híbrida capaz de impedir a movimentação de fluidos dentinários (Tay *et al.*, 2002b).

Pela necessidade de se ter sistemas adesivos hidrófilos, pois são eles os responsáveis pela hibridização do substrato dentinário, tem-se também sugerido fortemente, a aplicação de uma resina hidrófoba sobre o componente hidrófilo (Tay *et*

al., 2004a; King *et al.*, 2005). Como a presença de alta concentração de monômeros hidrófilos nos adesivos simplificados de passo único resulta em baixa estabilidade hidrolítica (Breschi *et al.*, 2008), a aplicação da resina hidrófoba, seja ela de uma resina adesiva ou de uma resina composta de baixa viscosidade poderia melhorar o selamento da dentina e, conseqüentemente, a longevidade do procedimento adesivo (Garcia *et al.*, 2007; Reis *et al.*, 2008).

A durabilidade da interface dentina/adesivo está relacionada com a qualidade da camada híbrida que conecta o adesivo à dentina intacta subjacente (Wang & Spencer, 2003). Assim, a permeabilidade dos sistemas adesivos à água tem influência direta no sucesso dos procedimentos adesivos, principalmente em longo prazo. Este é um assunto de preocupação considerável, tornando-se pertinente estudar o comportamento quanto à capacidade de selamento de alguns sistemas adesivos comercialmente disponíveis, além de técnicas de aplicação que possam diminuir esta permeabilidade.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1 CARACTERÍSTICAS DA DENTINA HUMANA

A dentina é a porção de tecido duro do complexo dentino-pulpar. É composta quimicamente, em peso, de aproximadamente 70% de material inorgânico (hidroxiapatita), 20% de material orgânico (colágeno tipo I) e 10% de água e 45%, 33% e 22%, respectivamente, por volume, embora a composição possa mudar com a localidade das estruturas e até mesmo dentro de um dente (Ten Cate, 1998).

A dentina é um substrato vitalizado (Carvalho, 1998), com 3 a 3,5 mm de espessura (Pashley, 1991), caracterizado pela presença de múltiplos túbulos dentinários que atravessam toda a sua espessura chegando até a polpa (Ten Cate, 1998) tornando-a assim um substrato poroso (Carvalho, 1998). Os túbulos dentinários são canais extremamente longos e finos preenchidos por extensões citoplasmáticas dos odontoblastos e fluidos tissulares (Ten Cate, 1998). O esmalte e o cimento são responsáveis pelo vedamento dos túbulos e, uma vez removidos, permitem a difusão bidirecional de substâncias endógenas e exógenas podendo causar irritações no tecido pulpar. Além disso, a movimentação de fluidos pode provocar sensação dolorosa, segundo a teoria hidrodinâmica de Brannstrom (Pashley, 1991).

O volume de dentina na junção amelodentinária (JAD) é muito maior do que seu volume próximo à câmara pulpar. Dessa forma, os túbulos dentinários são forçados a se aproximarem durante a dentinogênese. Esta convergência dos túbulos em direção a câmara pulpar tem profunda influência, tanto na estrutura, quanto na função da dentina. Próximo à polpa, o número de túbulos por mm^2 é de aproximadamente 45.000 e o diâmetro médio dos túbulos de 2,5 μm . Em dentina de profundidade média, a densidade é de aproximadamente 29.500 por mm^2 e o diâmetro médio de 1,2 μm . Nas proximidades da JAD, o número de túbulos por mm^2 é de aproximadamente 20.000 e o diâmetro médio dos túbulos de 0,9 μm . Portanto, cada túbulo dentinário é um cone invertido com diâmetro menor (0,9 μm) localizado próximo a JAD e com um diâmetro maior (2,5 μm) próximo a polpa (Garberoglio & Brannstrom, 1976). Considerando que esses túbulos estão preenchidos pelo fluido dentinário (constituído essencialmente por

água), essas variações na densidade e diâmetro dos túbulos refletem também a variabilidade do conteúdo de água nos dois extremos da estrutura dentinária (Carvalho, 1998).

Dentro do túbulo dentinário existe um anel hipermineralizado de dentina chamado de dentina intratubular estreitando a luz do canal. A dentina localizada entre os túbulos é chamada de dentina intertubular e consiste em uma rede de colágeno tipo I, na qual os cristais de apatita são depositados (Ten Cate, 1998). Devido à disposição convergente dos túbulos em direção à polpa, a dentina intertubular diminui gradualmente da dentina superficial para a dentina profunda, diminuindo assim a quantidade de colágeno. Isto provavelmente ocorre porque na dentina profunda os túbulos são em maior quantidade e mais largos que na dentina superficial (Pashley, 1991; Nakabayashi & Pashley, 1998). Dessa forma a dentina próxima a JAD é relativamente seca e composta primariamente de dentina intertubular, enquanto que a dentina profunda é mais porosa, úmida e consiste predominantemente de dentina intratubular (Pashley, 1991).

2.2 SUBSTRATOS SUBSTITUTOS PARA OS DENTES HUMANOS

As pesquisas envolvendo órgãos humanos têm sido rigorosamente analisadas pelas Comissões de Bioética. Relativamente à Odontologia, dentes humanos necessários às pesquisas deveriam apresentar condições próximas das reais, o que nem sempre é possível, considerando que os “bancos de dentes” raramente apresentam dentes nas condições ideais (Dutra-Correa *et al.*, 2005) e em quantidades suficientes para a realização das pesquisas. Além disso, dentes humanos hígidos estão se tornando difíceis de obter devido ao progresso do tratamento odontológico conservador (Nakamichi *et al.*, 1983). No intuito de encontrar um substituto ideal para os dentes humanos, muitas pesquisas têm sido realizadas com ratos, gatos, cachorros, macacos, porcos e bois (Forssell-Ahlberg *et al.*, 1975; Nakamichi *et al.*, 1983; Saunders, 1988; Tagami *et al.*, 1989; Schilke *et al.*, 2000; Schmalz *et al.*, 2001; Reis *et al.*, 2004b; Dutra-Correa *et al.*, 2005; Dutra-Correa *et al.*, 2007).

Forssell-Ahlberg *et al.* investigaram, em 1975, através de fotomicrografias obtidas em Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV), o número e o diâmetro dos túbulos dentinários na parede pulpar e na dentina de dentes de ratos, gatos, cachorros e macacos. Em todos os dentes estudados, o maior diâmetro dos túbulos foi encontrado na parede pulpar. Além disso, nesta região o diâmetro dos túbulos foi mais uniforme, com exceção dos incisivos de ratos que podem apresentar ramificações estendendo-se para a dentina intertubular. Contudo a estrutura da dentina dos molares de ratos não diferiu da dentina das outras espécies estudadas. O maior número de túbulos por unidade de área foi encontrado a uma distância de 50-100 μm da polpa e na região da parede pulpar, enquanto o menor número na região cervical próximo ao esmalte. Assim, concluiu-se que o diâmetro e o número de túbulos dentinários nas espécies estudadas são similares ao do homem. Além disso, eles podem ser utilizados como substitutos dos dentes humanos em experimentos relacionados à permeabilidade da dentina e reações pulpares, uma vez que o transporte de várias substâncias e o volume de líquido que flui na dentina é dependente da existência de túbulos dentinários.

Os dentes bovinos têm se tornado um substituto popular para os dentes humanos em estudos sobre materiais adesivos (Tagami *et al.*, 1989). Eles têm sido amplamente utilizados em testes de resistência de união ao esmalte e à dentina (Saunders, 1988; Watanabe & Nakabayashi, 1994; Reis *et al.*, 2004b), principalmente devido ao seu tamanho (Dutra-Correa *et al.*, 2007) que permite obter área suficiente de substrato em várias profundidades (Nakamichi *et al.*, 1983), por possuírem características morfológicas similares as dos dentes humanos (Schilke *et al.*, 2000; Reis *et al.*, 2004b), por possuírem cerca de metade da variabilidade da permeabilidade dos dentes humanos (Schmalz *et al.*, 2001), pela facilidade em controlar a idade dos animais abatidos e ao fato de poder encontrá-los em grandes quantidades, sendo facilmente padronizados com relação às condições de adesão e características de permeabilidade (Watanabe & Nakabayashi, 1994; Schmalz *et al.*, 2001).

Nakamichi *et al.* (1983) com o intuito de encontrarem um substituto para os dentes humanos em testes de adesão, compararam a resistência de união de dentes

bovinos e humanos utilizando vários cimentos e resinas compostas. Os substratos utilizados foram o esmalte e a dentina superficial dos dentes humanos e o esmalte, a dentina superficial e a dentina profunda dos dentes bovinos. A união ao esmalte e à camada superficial de dentina com qualquer um dos materiais utilizados não mostrou diferença estatística entre os dentes humanos e bovinos. Houve uma maior resistência de união dos compostos resinosos à camada superficial (1,4 – 2,1 mm de espessura de remanescente dentinário) do que a camada mais profunda (0,2 – 0,9 mm) da dentina de incisivos bovinos. Uma maior densidade de túbulos e uma menor quantidade de dentina intertubular por unidade de área podem contribuir para a menor resistência de união na camada mais profunda. Assim, sugerem que a camada superficial da dentina e o esmalte de incisivos bovinos são as alternativas mais apropriadas para o estudo de adesão da dentina humana. No entanto, é importante observar que estes autores não utilizaram a dentina humana profunda neste estudo alegando que os dentes humanos eram pequenos, só havendo área suficiente de dentina na região próxima ao esmalte.

Saunders (1988) realizou um estudo com o objetivo de comparar a resistência ao cisalhamento de quatro agentes de união à dentina, utilizando tanto o substrato humano quanto o bovino. Todos os dentes foram cortados de forma a expor somente a camada superficial da dentina conforme proposto por Nakamichi *et al.* (1983). Os resultados obtidos com a dentina superficial bovina indicaram que este substrato pode ser utilizado como substituto adequado da dentina superficial humana em testes de cisalhamento utilizando esses agentes de união.

Tagami *et al.* (1989) investigaram a condutividade hidráulica de discos da dentina vestibular de incisivos bovinos uma vez que esta é a área utilizada em estudos de adesão. Os discos foram divididos em dois grupos, sendo que no grupo A os discos foram desgastados no lado do esmalte deixando o lado oposto intacto e, no grupo B os discos foram desgastados no lado da polpa deixando a superfície da dentina superficial intacta. A redução na espessura da dentina dos discos do lado do esmalte resultou em um maior aumento na permeabilidade que as reduções no lado pulpar. Através da microscopia eletrônica de varredura (MEV), observaram-se túbulos dentinários com diâmetros menores e em menor quantidade na dentina superficial que na dentina

profunda. Os autores concluíram que a permeabilidade da dentina coronal de incisivos bovinos é de seis a oito vezes menor que a permeabilidade da dentina coronal de terceiros molares humanos não irrompidos, mas similar a dentina radicular humana.

Informações detalhadas da morfologia da estrutura dentinária bovina e humana são importantes para a interpretação dos dados de pesquisas sobre a união dentina/material adesivo. Assim, Schilke *et al.*, em 2000, através de observações em microscopia eletrônica de varredura, compararam o número e o diâmetro dos túbulos dentinários de superfícies dentinárias de dentes bovinos (região coronária e radicular) e humanos (região coronária) decíduos e permanentes. Quanto à densidade dos túbulos dentinários, em todos os substratos coronários houve uma maior densidade dos túbulos na dentina profunda quando comparada a dentina de profundidade média, não havendo diferença estatística entre os substratos coronários. Apenas a dentina radicular bovina apresentou valores maiores e aproximadamente iguais para a dentina profunda e média, sendo diferentes estatisticamente dos outros substratos. O diâmetro médio dos túbulos de todos os substratos foi igual. Em todos eles, o diâmetro dos túbulos na dentina profunda foi maior do que na dentina de profundidade média. Isto sugere que em preparos padronizados, a dentina coronária de incisivos bovinos é capaz de substituir a dentina coronária humana.

Schmalz *et al.*, em 2001, realizaram um estudo que comparou lâminas de dentina de dentes humanos e bovinos quanto a sua condutividade hidráulica e fluxo de difusão de água. Os dentes foram cortados em fatias de diversas espessuras: 100, 300, 500 e 700 μm . Para cada dente bovino duas fatias de dentina foram cortadas em ambos os lados proximais (mesial e distal) usando-se apenas as áreas da junção cimento-esmalte. De cada dente humano uma fatia de dentina foi cortada paralelamente a superfície oclusal e, apenas a região central foi utilizada. Tanto para a dentina bovina quanto para a dentina humana, a condutividade hidráulica e a difusão de água aumentaram com o condicionamento ácido e, além disso, mostraram uma relação inversa com a espessura da dentina. A variabilidade dos dados referentes às características de permeação da dentina bovina foi mais baixa (perfusão = 30%, difusão = 22%) e cerca de metade dos dados referentes à dentina humana (perfusão =

70%, difusão = 64%) diferindo-se assim, estatisticamente. Eles concluíram que a dentina bovina próxima a junção cimento-esmalte parece ser uma alternativa adequada para substituir a dentina humana coronal em testes *in vitro*, com relação as características de permeabilidade transdentinária.

Reis *et al.* (2004b) realizaram testes de resistência de união de sistemas adesivos ao esmalte e a dentina de dentes humanos, bovinos e suínos, além de comparar substratos dentais micromorfológicamente por meio de MEV. Os resultados mostraram diferenças significativas para a resistência de união obtida entre o esmalte e a dentina das três espécies. Contudo, não houve diferença estatística significativa na resistência de união entre os dentes humanos, bovinos e suínos. A análise microscópica realizada em MEV revelou morfologia dentinária similar para as três espécies.

Embora a forma dos dentes dos animais seja um tanto diferente e embora a espessura de dentina varie amplamente, a permeabilidade dentinária, que é baseada no número e diâmetro dos túbulos dentinários, pode ser aproximadamente a mesma por unidade de área ou volume, a menos que os túbulos estejam obstruídos com algum material (Pashley, 1990).

Entretanto, Dutra-Correa *et al.*, em 2005, estudaram os aspectos micromorfológicos da dentina humana e bovina através do microscópio de luz e concluíram que apesar da dentina bovina apresentar maior número de túbulos dentinários na área próximo à polpa e menor número próximo ao esmalte, semelhante à dentina humana, ela apresentou maior diâmetro nas proximidades do esmalte e menor diâmetro nas proximidades da polpa, ao contrário da dentina humana. Dois anos após, Dutra-Correa *et al.* (2007) analisaram a densidade e o diâmetro dos túbulos dentinários em MEV. A análise foi conduzida nas regiões internas, medianas e externas dos dentes bovinos sob duas situações: sem condicionamento ácido e após o condicionamento ácido. Esta investigação tinha o mesmo intuito da anterior, determinar se a dentina bovina poderia substituir a dentina humana em testes laboratoriais. Seus resultados concordaram com o anterior, os túbulos dentinários foram mais amplos na

região externa do que na interna e a densidade dos túbulos foi maior na região interna do que na externa.

Todos os estudos odontológicos, preferencialmente, deveriam ser realizados *in vivo*. No entanto, isto é quase impossível. Existe, também, muita dificuldade em se obter dentes humanos mesmo após a extração (Watanabe & Nakabayashi, 1994). Como já visto, os dentes bovinos tem sido utilizados como substitutos para os dentes humanos em muitas pesquisas. Eles são facilmente encontrados, e em grande quantidade, o que torna possível realizar pesquisas com substratos padronizados (Schmalz *et al.*, 2001).

2.3 PERMEABILIDADE DENTINÁRIA

As propriedades biológicas e físicas dos materiais dentários que entram em contato com a dentina podem ser modificadas pela natureza da dentina (Schmalz *et al.*, 2001). O entendimento das características de permeabilidade da dentina fornece importantes discernimentos sobre o mecanismo de adesão dentinária (Pashley & Carvalho, 1997) e sobre o efeito biológico dos materiais dentários sobre a polpa (Pashley DH *et al.*, 2002).

Permeabilidade refere-se à facilidade com que uma substância pode se mover dentro ou através de uma barreira de difusão (substrato) (Eick *et al.*, 1997; Nakabayashi & Pashley, 1998). A dentina age como uma barreira de difusão ou adsorção, reduzindo, assim, a concentração de substâncias que podem alcançar a polpa e causar reações teciduais (Schmalz & Schweikl, 1994).

Dois tipos de permeabilidade dentinária devem ser considerados: a permeabilidade intratubular e a intertubular. A permeabilidade intratubular, também conhecida como permeabilidade transdentinária, é caracterizada pelo movimento de fluido dentro dos túbulos dentinários, conectando a polpa a JAD, sendo esta responsável pela sensibilidade dentinária e pela constante umidade da superfície da dentina exposta devido à pressão exercida pela polpa (Pashley DH *et al.*, 2002). A permeabilidade intertubular é responsável pela difusão de monômero na dentina intertubular desmineralizada (Pashley & Carvalho, 1997; Nakabayashi & Pashley,

1998). A infiltração da resina para dentro da dentina intertubular é altamente dependente da porosidade superficial apresentada após o condicionamento ácido (Pashley *et al.*, 1993). Se a matriz de fibrilas de colágeno colapsar devido à secagem com ar, a permeabilidade da zona desmineralizada pode ser muito reduzida (Pashley DH *et al.*, 2002). Ambos os tipos são importantes na adesão e selamento da dentina.

Existe uma relação direta entre resistência de união e ambas as permeabilidades intratubular e intertubular da dentina a resina. Para alcançar uma boa adesão e selamento da dentina, a resina deve infiltrar tanto na dentina intratubular quanto na intertubular para formar *tags* resinosos e uma camada híbrida contínua e uniforme, respectivamente. A infiltração intratubular da resina formará *tags* resinosos que irão aderir às paredes dos túbulos selando-os (Gregoire *et al.*, 2003) através da hibridização na embocadura dos mesmos. Isso previne a microinfiltração, bloqueia sensações dolorosas e fornece a retenção da resina. A ideal infiltração intertubular é alcançada quando as resinas são capazes de substituir completamente a água em volta das fibrilas de colágeno expostas pelo condicionamento ácido, envolvendo-as em uma extensão máxima, infiltrando em toda a área desmineralizada reforçando assim suas propriedades físicas e protegendo-as de ataques hidrolíticos. Assim, na dentina superficial, a qual possui uma menor quantidade de túbulos em relação à dentina profunda, a permeação da resina para dentro da dentina intertubular será responsável pela maior parte da resistência de união. Na dentina profunda, os túbulos dentinários são mais abundantes e por isso, a permeação intratubular da resina será a responsável pela maior fração da retenção e selamento total (Pashley & Carvalho, 1997).

A permeabilidade dentinária não é uniforme (Pashley, 1991). Ela está relacionada a vários fatores físicos: número de túbulos, diâmetro funcional dos túbulos, espessura da dentina remanescente, concentração de água e fluidos dentinários, presença de smear layer e outros precipitados (Pashley, 1990). Como foi visto anteriormente, o número de túbulos e o seu diâmetro aumenta quanto menor for a espessura de dentina remanescente e, conseqüentemente, nesta área haverá uma maior concentração de água e fluidos dentinários.

A *smear layer* é uma cobertura de lama dentinária de espessura variável, composta por fragmentos de esmalte, dentina, sangue e saliva, formada durante o preparo de cavidades. Quando a *smear layer* é forçada para dentro dos túbulos passa a ser chamada de *smear plug* (Pashley, 1991; Eick *et al.*, 1997; Marshall *et al.*, 1997). A lama dentinária permanece aderida à superfície do dente por forças desconhecidas, fortes o suficiente (5 MPa) para impedir que seja removida através da limpeza cavitária convencional com soluções neutras como água ou soro fisiológico (Pashley *et al.*, 1988).

Estudos têm mostrado que a *smear layer* e a *smear plug* contribuem de 85 a 90% na resistência ao movimento de fluidos dentro dos túbulos dentinários (Pashley, 1985). Juntos formam uma barreira fisiológica contra a movimentação de fluidos e a difusão de toxinas exógenas até a polpa (Pashley, 1991). Os primeiros adesivos eram aplicados diretamente sobre a *smear layer*. No entanto, não tiveram muito sucesso. Comumente, apresentavam uma resistência de união de 3 a 7 MPa (Eick *et al.*, 1997). Tao & Pashley (1988) através de observações em MEV demonstraram que as falhas na união entre a dentina e o material restaurador eram causadas coesivamente na *smear layer*, havendo partículas de *smear layer* em ambos os lados da fratura. Concluíram assim, que a *smear layer* era um substrato fraco.

A presença da *smear layer* e *smear plug* reduzem significativamente a permeabilidade da dentina tubular e intertubular, uma vez que obstruem os túbulos e reduzem a difusão de líquidos através da matriz de dentina subjacente (Pashley, 1984; Pashley, 1985; Tao & Pashley, 1989; Carvalho, 1998). Entretanto, agem como uma barreira entre os agentes adesivos e a estrutura sólida da dentina subjacente (Carvalho, 1998). Os atuais sistemas adesivos utilizam alguma forma de tratá-los e aumentar a resistência de união. Assim, ou removem completamente a *smear layer* e *smear plug* e condicionam a dentina peritubular e intertubular através de um condicionamento com ácido fosfórico ou dissolvem e modificam a *smear layer*, mantendo a *smear plug* para reduzir a permeabilidade, condicionando a dentina intertubular e infiltrando-se ao mesmo tempo em que desmineraliza (Marshall *et al.*, 1997).

2.4 METODOLOGIAS PARA MENSURAÇÃO DA CONDUTIVIDADE HIDRÁULICA

Permeabilidade dentinária tem sido definida como o movimento de fluidos ou moléculas através da dentina (Pashley & Depew, 1986). Seu estudo assume grande importância ao se considerar que a avaliação do movimento de fluidos dentinários pode ajudar a entender o mecanismo responsável pela dor, falhas nas restaurações e irritação pulpar (Prati, 1994).

Um método conveniente de quantificar a permeabilidade da dentina é medir a sua condutividade hidráulica ou a facilidade com que um fluido pode atravessar os túbulos dentinários (Pashley DH *et al.*, 2002). Essa passagem de substâncias pela dentina pode ser por um mecanismo como a difusão, que é um deslocamento molecular de acordo com um diferente gradiente de concentração (Camps *et al.*, 2003; Carrilho *et al.*, 2009) ou por filtração, também chamado de perfusão, em que o movimento do fluido ocorre pela presença de um gradiente de pressão (Pashley & Depew, 1986). Segundo Merchant *et al.* (1977), o método de filtração é um método mais fácil, rápido, capaz de quantificar a transudação de fluidos e que proporciona maiores vantagens terapêuticas, sendo assim o mais usado (Gregoire *et al.*, 2003; Gregoire *et al.*, 2005; Silva, 2005; Sauro *et al.*, 2007; Cardoso *et al.*, 2008; Cadenaro *et al.*, 2009).

O primeiro aparato para avaliação da permeabilidade por mecanismo de infiltração consiste de um tubo capilar milimetrado conectado via tubos de polietileno à câmara pulpar de um espécime de um lado e, do outro lado, a um reservatório de água submetido a uma pressão constante com água. Uma bolha de ar é inserida no capilar e a permeabilidade do espécime é determinada quantitativamente através da medida do deslocamento da bolha de ar dentro do capilar de vidro preenchido com água. Esse deslocamento ao longo do capilar é registrado de forma visual por um operador (Pashley & Depew, 1986; De La Macorra & Escibano, 2002).

Outra forma de medir a condutividade hidráulica é através de um aparelho automatizado (FLODEC – System, De Marco Engineering, Genebra, Suíça). Este é dotado de detectores elétricos que são capazes de detectar o deslocamento da bolha no interior do capilar de vidro. Esta informação é transmitida a um computador

acoplado ao aparelho que por meio de um software específico, converte automaticamente esse deslocamento para dados do fluxo (De La Macorra & Escribano, 2002; Van Meerbeek *et al.*, 2003; Silva, 2005).

Como os dois sistemas têm sido bastante utilizados, De La Macorra & Escribano, (2002), desenvolveram um estudo em que a permeabilidade dentinária foi medida alternadamente com os dois métodos, o clássico e o automatizado (FLODEC), com o objetivo de correlacionar a exatidão dos seus resultados. Assim, submeteram os espécimes a medições de permeabilidade a uma pressão de 0, 5, 10, 15, 20, 25 e 29 cm H₂O. De acordo com os resultados concluíram que não há diferença estatisticamente significativa entre os dois métodos.

2.5 CLASSIFICAÇÃO DOS SISTEMAS ADESIVOS

Adesivos dentais são combinações de monômeros resinosos hidrófilos e hidrófobos, de diferentes pesos moleculares e viscosidades. A diluição dos monômeros de modo a se atingir a fluidez necessária para a aplicação clínica é conseguida pela adição de diluentes resinosos, solventes orgânicos como a acetona e o etanol, além da água. Os monômeros hidrófilos permitem que o adesivo seja compatível com a umidade natural do substrato dentinário, porém, conferem ao material maior absorção de água, o que pode ser prejudicial para sua estabilidade ao longo do tempo. Os monômeros hidrófobos, normalmente de maiores pesos moleculares e mais viscosos, são incorporados para conferir maior resistência mecânica e estabilidade ao produto. Idealmente, os adesivos dentais deveriam ser formulações à base de monômeros hidrófobos e de alto peso molecular, sem aditivos como solventes e água. Porém, admitindo que a dentina é um substrato naturalmente úmido e que requer uma técnica úmida de adesão, os adesivos tem adotado formulações cada vez mais hidrófilas (Carvalho *et al.*, 2004).

O mecanismo mais conhecido de adesão à dentina é através do processo de formação da camada híbrida (Nakabayashi & Pashley, 1998; Arrais & Giannini, 2002; Van Meerbeek *et al.*, 2003; Carvalho *et al.*, 2004; Stangel *et al.*, 2007). Este processo foi primeiramente descrito por Nakabayashi *et al.*, em 1982. Demonstraram que, sob

condições adequadas, monômeros adesivos podem penetrar profundamente na dentina desmineralizada e polimerizar-se em volta das fibrilas de colágeno formando uma nova estrutura chamada de camada híbrida. Esta estrutura resultante está localizada dentro do substrato e não na superfície (Nakabayashi & Pashley, 1998).

Os sistemas adesivos atuais são classificados, de acordo com a estratégia utilizada para a formação da camada híbrida (ou estratégia de adesão), em convencionais ou autocondicionantes (Van Meerbeek *et al.*, 2003). Os adesivos convencionais são caracterizados por empregar o condicionamento ácido do substrato separado (Carvalho *et al.*, 2004), preconizando assim a remoção da *smear layer* para a formação da camada híbrida. Os adesivos autocondicionantes não empregam o condicionamento ácido de forma isolada, já que não requerem uma remoção prévia da *smear layer* (Tay & Pashley, 2002). Estes adesivos modificam ou dissolvem a *smear layer* (Watanabe *et al.*, 1994; Ozok *et al.*, 2004) permitindo sua incorporação na formação da camada híbrida (Eick *et al.*, 1997; Arrais & Giannini, 2002).

Os adesivos convencionais podem ser divididos em duas categorias, de acordo com o número de passos operatórios: três passos ou dois passos. Em ambas as categorias, há o passo do condicionamento ácido da dentina com ácido fosfórico a 35% por 15 segundos, seguido de lavagem. Este procedimento além de remover inteiramente a *smear layer*, abre os túbulos dentinários e expõe as fibrilas de colágeno por entre as quais o agente resinoso deverá infiltrar e resultar na formação da camada híbrida (Eick *et al.*, 1997; Pashley & Carvalho, 1997; Carvalho, 1998). Para facilitar a infiltração da resina adesiva (hidrófoba) na rede de colágeno desmineralizada úmida (hidrófila), um agente preparador do substrato, o *primer*, é aplicado, sendo este considerado como um passo separado ou diretamente em conjunto (mesmo frasco) com a resina adesiva caracterizando, assim, os sistemas de três passos ou dois passos respectivamente (Arrais & Giannini, 2002).

Independente da forma de apresentação dos *primers*, sua aplicação é indispensável dentro de uma técnica na qual se empregou o condicionamento ácido prévio (Carvalho, 1998). Nos sistemas convencionais de três passos, o *primer*, considerado passo separado, é constituído de monômeros resinosos bifuncionais (com

grupamentos hidrófilos e hidrófobos) diluídos em solventes orgânicos, podendo ou não conter água na sua composição. Seu grupamento funcional hidrófilo tem alta afinidade pela dentina desmineralizada úmida (Giannini *et al.*, 2003) assim, é capaz de penetrar entre as fibrilas de colágeno expostas substituindo fisicamente a água que as mantém expandidas, ou seja, devido a sua alta solubilidade em água, os solventes orgânicos se difundem rapidamente por entre a trama de colágeno (Van Landuyt *et al.*, 2007), trazendo consigo os monômeros resinosos e, posteriormente, evaporam removendo a água residual. Seu grupamento hidrófobo tem afinidade pela resina adesiva hidrófoba que será aplicada em seguida, facilitando assim a infiltração do adesivo dentro da dentina desmineralizada e úmida preparada pelo *primer* (Eick *et al.*, 1997; Carvalho, 1998; Arrais & Giannini, 2002; Carvalho *et al.*, 2004; Stangel *et al.*, 2007).

Nos sistemas convencionais simplificados (dois passos) os monômeros hidrófilos do *primer* foram misturados com os monômeros resinosos hidrófobos do adesivo, permitindo que uma única solução (um frasco) seja compatível com o substrato naturalmente úmido da dentina desmineralizada e, que também seja capaz de copolimerizar diretamente com o material restaurador. Devido à necessidade de características hidrófilas, esses sistemas contêm quantidades maiores de solventes e monômeros hidrófilos de baixo peso molecular para que a formulação seja fluida o suficiente para infiltrar-se nos espaços interfibrilares. (Carvalho *et al.*, 2004).

Os adesivos convencionais são tecnicamente sensíveis (Tay & Pashley, 2003; Hashimoto *et al.*, 2006). Exigem atenção e habilidade do profissional para se obter bons resultados. Sua aplicação requer a utilização de uma “técnica úmida”, ou seja, requer a manutenção de certa quantidade de água na superfície da dentina desmineralizada (Kanca, 1992). Quantidade essa que seja suficiente para preencher todos os espaços interfibrilares da zona desmineralizada prevenindo o colapso das fibrilas de colágeno e, sem que haja excessos acima da superfície (Carvalho *et al.*, 2004). Quando a superfície de dentina desmineralizada sofre secagem em excesso, a matriz de colágeno colapsa, impedindo a completa infiltração do adesivo entre as fibrilas, ou seja, a zona desmineralizada não será completamente infiltrada e, conseqüentemente, resulta em baixos valores de resistência de união (Hashimoto *et*

al., 2006). Por outro lado, uma umidade excessiva também enfraquece as propriedades físicas da resina adesiva. A inadequada evaporação do solvente e/ou a presença de água residual durante o procedimento de adesão pode resultar na diluição, na incompleta infiltração e polimerização da resina adesiva ou na separação de fases dos componentes resinosos dos adesivos convencionais simplificados, provocando assim, sensibilidade pós-operatória e severas formações de nanoinfiltrações, o que configura menor durabilidade da união (Hashimoto *et al.*, 2006).

Com o intuito de diminuir as dificuldades da técnica e simplificar os procedimentos de aplicação dos adesivos, desenvolveram-se os sistemas adesivos autocondicionantes (Reis *et al.*, 2006). Estes dispensam a fase de condicionamento ácido, sendo aplicados, diretamente, sobre a dentina coberta com a *smear layer* (Ogata *et al.*, 2001) sem a necessidade de lavagem para remoção do material (Reis *et al.*, 2006). Estes fatos não só diminuem o tempo clínico, como também reduzem significativamente a sensibilidade da técnica, isto é, o risco de cometer erros durante a aplicação e manipulação do material (De Munck *et al.*, 2005). Outras vantagens destes sistemas adesivos é que como o processo de infiltração da resina ocorre simultaneamente com o processo de desmineralização da dentina, evita-se o colapso das fibrilas de colágeno pela secagem em excesso. O risco de discrepância entre ambos os processos é baixo ou inexistente (Tay *et al.*, 2002b; Van Meerbeek *et al.*, 2003), diminuindo teoricamente a incidência de sensibilidade pós-operatória e problemas relacionados ao movimento de fluidos dentinários durante o procedimento adesivo.

Os sistemas adesivos autocondicionantes são compostos por soluções aquosas de monômeros resinosos com grupamentos ácidos. Todos possuem água na sua composição já que esta serve como meio para a ionização e ação destes monômeros ácidos (Garcia *et al.*, 2007). Estes sistemas adesivos podem ser divididos quanto à aplicação em sistemas com dois passos, os *primers* autocondicionantes, ou com apenas um passo, os adesivos autocondicionantes (Carvalho *et al.*, 2004). Nos sistemas de dois passos os *primers* possuem característica ácida. Simultaneamente condicionam e infiltram entre as fibrilas de colágeno expostas (Eick *et al.*, 1997; Ogata

et al., 2001). A aplicação do *primer* ácido (hidrófilo) é sempre seguida pela aplicação de um breve jato de ar e de uma resina adesiva hidrófoba (Ogata *et al.*, 2001), sem solventes ou água na sua composição, semelhante àquela resina adesiva utilizada nos sistemas adesivos convencionais de três passos (Tay & Pashley, 2003; Stangel *et al.*, 2007). Esta resina hidrófoba aplicada sobre a dentina tratada com o *primer* ácido permite um aumento no grau de conversão da resina adesiva e redução da característica de hidrofília do agente de união (Garcia *et al.*, 2007).

Para simplificar ainda mais os sistemas autocondicionantes, os fabricantes desenvolveram os sistemas adesivos autocondicionantes de frasco único, os quais em uma única aplicação exercem as funções do condicionamento ácido (desmineralização), do *primer* (infiltração) e da resina adesiva (ligação ao material restaurador) (Tay & Pashley, 2003; Carvalho *et al.*, 2004; Stangel *et al.*, 2007). Dessa maneira, uma única solução contém os monômeros ácidos, solventes, diluentes e água. Os monômeros hidrófobos deixaram de ser parte significativa nesses materiais (Carvalho *et al.*, 2004), o que resulta em maior hidrofília e, conseqüentemente, menor estabilidade hidrolítica (Tay *et al.*, 2002c).

Os sistemas autocondicionantes, dependendo da sua acidez (concentração de monômeros ácidos hidrófilos), também podem ser classificados em sistemas adesivos autocondicionantes moderados ou agressivos. Os sistemas agressivos geralmente possuem um pH igual ou abaixo de 1 (Van Meerbeek *et al.*, 2003). A sua alta acidez resulta em uma profunda desmineralização da dentina sendo capaz de formar uma camada híbrida similar em espessura àquela formada com os adesivos convencionais (Tay & Pashley, 2001; Van Meerbeek *et al.*, 2003) cujo o condicionamento é realizado com ácido fosfórico, o qual possuem um pH próximo a 0,6 (ácido fosfórico a 35% / 3M ESPE / informações do fabricante). Tem sido frequentemente relatado que estes adesivos autocondicionantes com baixo pH resultam em baixos valores de resistência de união à dentina (Garcia *et al.*, 2007).

Os sistemas autocondicionantes moderados, em geral, possuem pH próximo de 2 (Van Meerbeek *et al.*, 2003). Eles conservam a *smear layer* parcialmente desmineralizada de forma que um número substancial de cristais de hidroxiapatita

permaneça dentro da camada híbrida (De Munck *et al.*, 2005; Van Landuyt *et al.*, 2007), permitem que os túbulos dentinários permaneçam obliterados pela *smear plug* (Hashimoto *et al.*, 2004b) e se difundem a uma curta distância dentro da dentina subjacente. Estas características resultam na criação de uma fina camada híbrida com forte adesão à dentina (Watanabe *et al.*, 1994). A sua desvantagem estaria relacionada a uma eventual não uniformidade da espessura e composição da *smear layer*, o que poderia determinar uma ineficiência do autocondicionamento através desta e não infiltração na dentina subjacente. Dessa maneira, alguns pontos da interface poderiam não atingir a adesão ideal (Carvalho, 1998). Além disso, estes adesivos demonstram uma adesão diminuída e deficiente selamento ao esmalte devido ao seu menor poder de condicionamento (Rosales-Leal *et al.*, 2007).

Como se pode notar, os sistemas adesivos se tornaram mais hidrófilos devido à simplificação e à necessidade de serem aplicados em meio úmido. Embora “simplificados”, suas formulações são quimicamente mais complexas, determinando um comprometimento na eficiência destes sistemas (Carvalho *et al.*, 2004) e afetando, principalmente, a sua durabilidade.

2.6 NANOINFILTRAÇÃO

A adesão e o selamento da superfície dentinária é alcançado pela formação de uma camada híbrida homogênea, contínua e uniforme (Gregoire *et al.*, 2005) e uma adequada hibridização dos *tags* de resina nas paredes dos túbulos dentinários (Gregoire *et al.*, 2003). A qualidade deste selamento não está relacionado à espessura da camada híbrida (Prati *et al.*, 1998) e sim, diretamente relacionado, à eficiência de penetração do monômero nos túbulos dentinários e espaços interfibrilares, ao completo envolvimento das fibrilas de colágeno expostas pelo condicionamento ácido, pela solução adesiva e ao grau de conversão do adesivo (Breschi *et al.*, 2008). Qualquer falha neste selamento poderá permitir a passagem de água pela interface adesiva (Gregoire *et al.*, 2005), que levará a plastificação da união.

Apesar dos avanços alcançados pelos sistemas adesivos dentinários, muitos trabalhos mostram uma possível degradação e redução das propriedades mecânicas

da união da resina composta aos tecidos dentais em estocagem em água (Giannini *et al.*, 2003; Garcia *et al.*, 2007; Hosaka *et al.*, 2007). Embora as interfaces resina/esmalte formadas pelos sistemas adesivos atuais não exibam alta taxa de nanoinfiltração inicial, todas as interfaces resina/dentina que tem sido avaliada têm exibido nanoinfiltração em algum grau (Pashley DH *et al.*, 2002; Chersoni *et al.*, 2004a; Chersoni *et al.*, 2004b; Reis *et al.*, 2004a; Reis *et al.*, 2006). Isso mostra que ainda há dificuldades em se conseguir uma hibridização “ideal” com os adesivos dentinários atualmente disponíveis (Wang & Spencer, 2003).

Microinfiltração é a difusão de bactérias, corantes e/ou outras substâncias para dentro de fendas marginais existentes entre o material restaurador e as paredes da cavidade. O tamanho destas fendas, frequentemente, são de 20 a 50 µm e, geralmente, originam-se da contração de polimerização, falta de adaptação e adesão dos materiais restauradores (Pashley DH *et al.*, 2002). Por outro lado, nanoinfiltração representa a permeação de fluidos através de espaços nanométricos abaixo ou na camada híbrida (Sano *et al.*, 1995) e/ou na camada do adesivo (Tay *et al.*, 2002a) mesmo sem a presença de fendas na interface de união.

A nanoinfiltração é observada através de estudos utilizando-se principalmente as microscopias eletrônicas de varredura e de transmissão para detectar a migração do nitrato de prata (Sano *et al.*, 1995) ou do nitrato de prata amoniacal (Tay *et al.*, 2002a; Reis *et al.*, 2004a; Hashimoto *et al.*, 2006) para dentro dos espaços existentes na interface entre a dentina e o agente de união e dentro da própria camada de adesivo (Tay *et al.*, 2002c). No entanto, também pode ser observada através da microscopia confocal de varredura a laser. Essa técnica mostra a penetração de um corante fluorescente (rodamina B) dentro da interface dentina/resina adesiva (Sauro *et al.*, 2008).

A descrição inicial de nanoinfiltração foi feita por Sano *et al.* (1995) que examinaram através da microscopia eletrônica de varredura a migração de nitrato de prata para dentro da camada híbrida produzida pelos sistemas que utilizam o condicionamento ácido prévio. A presença do nitrato de prata nesta região sugeriu que estes sistemas adesivos podem deixar uma camada porosa abaixo da interface

resina/dentina e que esta camada pode permitir que fluidos orais e dentinários permeiem lentamente até a interface, o que se acredita degradar a resina adesiva. Especula-se que estes espaços ou não foram devidamente preenchidos pela resina adesiva ou a resina infiltrada não foi adequadamente polimerizada podendo ser removida (ou lixiviada) pelos fluidos orais ou dentinários.

A dificuldade em estabelecer uma umidade uniforme em toda a cavidade (Carvalho *et al.*, 2004) e a completa evaporação da água e dos solventes orgânicos faz com que a aplicação dos adesivos convencionais seja considerada tecnicamente sensível. A secagem excessiva da dentina desmineralizada causa o colapso das fibrilas de colágeno, impedindo uma adequada infiltração dos monômeros resinosos dentro da rede de colágeno (Hashimoto *et al.*, 2006). A incompleta evaporação da água e/ou do solvente pode resultar na diluição (Hashimoto *et al.*, 2006), em uma pobre polimerização (Carvalho, 1998; Hashimoto *et al.*, 2006) e/ou na separação de fases dos componentes resinosos (Spencer & Wang, 2002), havendo assim, a possibilidade de ocorrer discrepância entre a zona de dentina desmineralizada e a profundidade de penetração do adesivo (Sano *et al.*, 1995). Este fenômeno permite que as fibrilas de colágeno expostas pela desmineralização fiquem desprotegidas da ação de fluidos (Carvalho *et al.*, 2004), sofrendo degradação e contribuindo para a redução da resistência de união com o passar do tempo (Tay & Pashley, 2003).

Estudos mais recentes demonstraram o fenômeno da nanoinfiltração também nos sistemas adesivos autocondicionantes (Tay *et al.*, 2002a; Tay *et al.*, 2002c; Chersoni *et al.*, 2004b; Reis *et al.*, 2004a; Malacarne *et al.*, 2006). A nanoinfiltração observada não ocorre necessariamente pela infiltração incompleta de monômeros resinosos na região de dentina desmineralizada já que estes simultaneamente desmineralizam e infiltram a dentina (Tay *et al.*, 2002c). O fenômeno ocorre devido à presença de regiões dentro da matriz resinosa polimerizada em que a água não foi totalmente removida. Essa presença de água é chamada de “*water tree*” (árvores de água), devido ao seu aspecto de manifestação na região de união, ou seja, são caminhos de nanoinfiltração (Reis *et al.*, 2006; Sauro *et al.*, 2007). Após a fotoativação dos adesivos, esta água ou solvente residual pode também tornar-se caminhos para a

movimentação de água dentro da camada híbrida ou do adesivo resultando em um aumento na permeabilidade (Tay *et al.*, 2002b) e conseqüente degradação hidrolítica. Além disso, a presença de água nestas regiões pode resultar em uma polimerização incompleta e/ou formação de hidrogéis, que aumenta a formação do “*water tree*” (Tay *et al.*, 2002a; Tay *et al.*, 2002c; Reis *et al.*, 2006).

Cadenaro *et al.*, em 2005, desenvolveram um estudo com o objetivo de analisar a extensão da polimerização do filme de diferentes sistemas adesivos em relação a sua permeabilidade. Independente do sistema adesivo utilizado e do número de passos necessários para a sua aplicação, todos os sistemas exibiram certo grau de incompleta polimerização o que foi correlacionado com a sua permeabilidade. A incompleta polimerização e a permeabilidade dos sistemas adesivos foram mais extensas nos sistemas adesivos simplificados, seja ele convencional de dois passos ou autocondicionante de passo único, como resultado da presença da alta concentração de monômeros hidrófilos.

O fluxo de água no sentido polpa / dentina pode ocorrer pela grande quantidade de moléculas não reagidas (monômeros livres) localizadas na interface do adesivo com a resina e no próprio adesivo. Essa concentração molecular elevada determina que a interface apresente-se hipertônica em relação à dentina subjacente e, por diferenças no gradiente osmótico, induza a movimentação de água da dentina em direção a interface resina/adesivo. A água se difunde através do adesivo e acumula-se na interface resina/adesivo formando bolhas que acabam por comprometer a união entre ambos (Carvalho *et al.*, 2004).

Os adesivos simplificados, devido à presença em sua composição de monômeros resinosos hidrófilos e ácidos (Tay & Pashley, 2002), tornam-se mais susceptíveis à absorção de água (Malacarne *et al.*, 2006) e comportam-se como membranas permeáveis, permitindo a difusão de água através da interface adesiva (Tay *et al.*, 2002b; Tay *et al.*, 2004a). Além disso, como esses adesivos não possuem o passo de aplicação de uma camada adicional de resina adesiva hidrófoba, após a sua polimerização, a camada superficial que se mantém não polimerizada devido à inibição pelo oxigênio contém monômeros ácidos que podem entrar em contato direto com a

resina química ou dual e inativa as aminas terciárias, isto é, reagem com estas aminas, que possuem caráter alcalino, consumindo-as e impedindo que elas atuem como catalisadores da reação de polimerização da resina (Carvalho *et al.*, 2004). Assim, a incompatibilidade química aliada ao comportamento como membranas permeáveis destes adesivos resultam em uma pobre união entre o adesivo e as resinas de polimerização química ou dual (Tay *et al.*, 2002b).

2.7 MÉTODOS PARA AUMENTAR A ESTABILIDADE ADESIVA

Como a resistência de união e a durabilidade das restaurações adesivas parecem estar relacionadas com a qualidade da camada híbrida (Breschi *et al.*, 2008), diferentes técnicas clínicas têm sido propostas com o intuito de melhorar a infiltração de monômeros, reduzir a taxa de absorção de água, reduzir a permeabilidade e, conseqüentemente, reduzir a degradação do colágeno :

1. Uso de uma camada de resina adesiva hidrófoba: a incorporação de monômeros hidrófilos e ácidos nos adesivos simplificados (adesivos convencionais de dois passos e adesivos autocondicionantes de passo único) reduz drasticamente a longevidade da união (Breschi *et al.*, 2008). Uma cobertura hidrófoba com uma camada de adesivo insolúvel ou com uma resina composta fluida (técnica do *Resin Coating*) parece reduzir a absorção de água, a incompatibilidade química com as resinas químicas e duais (King *et al.*, 2005; Reis *et al.*, 2008a) resultando em um aumento da resistência de união (De Goes *et al.*, 2008) e uma estabilidade da camada híbrida ao longo do tempo, pois permite um maior grau de conversão da resina adesiva e redução da característica hidrófila e ácida do agente de união (Garcia *et al.*, 2007).
2. Estender o tempo de polimerização: estendendo-se o tempo de polimerização dos adesivos simplificados acima daquele recomendado pelos fabricantes resulta em uma maior profundidade de polimerização e reduzida permeabilidade, o que pode melhorar o desempenho destes sistemas adesivos (Cadenaro *et al.*, 2005).

3. Uso de inibidores das metaloproteinases (MMPs): a evidência de atividade colagenolítica na matriz de colágeno da dentina desmineralizada foi indiretamente provada pela existência de MMPs na dentina humana (Sulkala *et al.*, 2007). Acredita-se que os procedimentos adesivos sejam responsáveis pela liberação e subsequente ativação dessas enzimas endógenas que agem degradando as fibrilas de colágeno não infiltradas da camada híbrida na ausência de contaminação por bactérias (De Munck *et al.*, 2003). Assim, a aplicação de inibidores das MMPs, como a clorexidina, sobre a dentina humana condicionada resulta em uma preservação do colágeno dentro da camada híbrida (Mazzoni *et al.*, 2006).
4. Melhorar a impregnação: vários métodos têm sido propostos para aumentar a impregnação da dentina por monômeros resinosos isto é, prolongar o tempo de aplicação (Reis *et al.*, 2008b), técnica de esfregamento vigoroso (Do Amaral *et al.*, 2008) e aplicação do adesivo assistido por impulsos elétricos (Breschi *et al.*, 2008).
5. Aplicação de várias camadas: múltiplas camadas do adesivo são recomendadas para otimizar os resultados alcançados, principalmente, com os adesivos autocondicionantes de frasco único, pois assegura que a superfície de dentina exposta e os túbulos dentinários sejam cobertos com uma camada de adesivos adequadamente polimerizada (Pashley EL. *et al.*, 2002) e, ao mesmo tempo diminui a nanoinfiltração (Hashimoto *et al.*, 2004a; Hashimoto *et al.*, 2005; Nakaoki *et al.*, 2005).

A simplificação de procedimentos oferecida pelos adesivos reflete o desejo do profissional por eficiência e redução de tempo clínico, mas não vem acompanhada de uma genuína evolução tecnológica. A simplificação deveria ser alcançada sem que houvesse comprometimentos da qualidade e confiabilidade da união, mas, infelizmente, essas situações existem (Carvalho *et al.*, 2004). Como os fabricantes estão sempre tentando superar estas desvantagens, este trabalho tem como objetivo avaliar a condutividade hidráulica da dentina após diferentes protocolos de aplicação de alguns sistemas adesivos autocondicionantes.

3. PROPOSIÇÃO

OBJETIVO GERAL

Avaliar a condutância hidráulica da dentina antes e após diferentes protocolos de aplicação de alguns sistemas adesivos: 1) de acordo com as instruções dos fabricantes; 2) duas camadas dos adesivos autocondicionantes de passo único ou duas camadas do “*bond*” para os adesivos com mais de um passo; e 3) uso de uma resina composta de baixa viscosidade sobre uma camada do adesivo autocondicionante de passo único ou sobre o *primer* dos adesivos autocondicionantes de dois passos e sobre o primer do adesivo convencional de três passos.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Avaliar a condutância hidráulica dentinária após a aplicação de alguns sistemas adesivos de acordo com as respectivas instruções dos fabricantes;
2. Avaliar se a aplicação de duas camadas dos adesivos autocondicionantes de passo único diminui a condutividade hidráulica da dentina;
3. Avaliar o efeito da aplicação de duas camadas do “*bond*” para os adesivos autocondicionantes de dois passos e o adesivo convencional de três passos;
4. Avaliar se a aplicação de uma camada de resina composta de baixa viscosidade sobre a camada de adesivo autocondicionante de passo único diminui a permeabilidade dentinária;
5. Avaliar se a substituição da camada de resina adesiva hidrófoba (“*bond*”, recomendada pelos fabricantes) por uma camada de resina composta de baixa viscosidade diminui a permeabilidade dentinária;
6. Testar a hipótese que existe diferença no selamento da dentina entre os sistemas adesivos autocondicionantes de passo único, e convencional, quando aplicados de acordo com as instruções dos fabricantes e técnicas alternativas.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 DELINEAMENTO DO ESTUDO

- Delineamento experimental: inteiramente ao acaso em esquema fatorial 8X3.
- Unidades experimentais: cento e vinte incisivos bovinos.
- Fatores em estudo:
 1. Sistemas adesivos em 8 níveis: G-Bond, Clearfil Tri-S-Bond, Hybrid Coat, Bond Force, Adper Easy Bond, Silorane, Clearfil SE Bond e o Adper Scotchbond Multi-Purpose;
 2. Condições de aplicação em 3 níveis: 1) de acordo com as instruções dos fabricantes; 2) duas camadas dos adesivos autocondicionantes de passo único ou duas camadas do “*bond*” dos adesivos com mais de um passo; e 3) uso de uma resina composta de baixa viscosidade sobre uma camada do adesivo autocondicionante de passo único ou sobre o *primer* dos adesivos autocondicionantes de dois passos e do adesivo convencional de três passos.
- Variável de resposta:
 1. Avaliação da permeabilidade dentinária após a aplicação de sistemas adesivos sob diferentes condições.

4.2 SELEÇÃO DOS DENTES

Foram selecionados 120 dentes bovinos hígidos recém extraídos de animais entre dois e quatro anos de idade, sendo esses utilizados não mais que um mês após o armazenamento. Os dentes possuíam altura e comprimento aproximados, principalmente na porção coronária. A partir desta primeira seleção, os dentes foram mantidos sob refrigeração e conservados em timol a 0,1% até o momento em que foram utilizados (Figura 1).



Figura 1. Incisivos bovinos hígidos com tamanho e comprimento aproximados.

4.3 PREPARAÇÃO DOS ESPÉCIMES

Todos os dentes tiveram suas raízes seccionadas aproximadamente 1 mm abaixo da junção cimento-esmalte (JCE), usando uma máquina de corte (Isomet) sob refrigeração em água (Figura 2a). A polpa coronária foi cuidadosamente removida com uma lima tipo Hedstroem número 80, evitando alterações à superfície do teto da câmara pulpar (Figura 2b).

Foram realizados preparos para faceta com os terminos cervical, mesial e distal em esmalte de forma a expor a camada superficial da dentina (Nakamichi *et al.*, 1983; Saunders, 1988). Para isto foi utilizada a ponta diamantada 4138 (KG SORENSEN, Ind. Com. Ltda, Barueri - São Paulo) em alta rotação e sob irrigação constante com água. Estas pontas foram substituídas a cada cinco preparos (Figuras 2c a 2e). Toda a área abaixo da JCE assim, como qualquer área de dentina exposta fora da área do preparo cavitário foi hibridizada com o sistema adesivo convencional Adper Scotchbond Multi-Purpose (3M ESPE, Sumaré, Brasil) já que é considerado o padrão ouro dentre os sistemas adesivos (Van Meerbeek *et al.*, 1996) (Figura 2f e 2g).

Placas de acrílico de 30 X 30 X 5 mm foram perfuradas na região mais central com broca de aço de 0,9 mm de diâmetro em uma furadeira de bancada (Ferrari, FG13, China) (Figuras 3a e 3b). Neste orifício, foi introduzida uma cânula de aço inoxidável (18 gauge) de aproximadamente 2 cm de comprimento, que foi fixada em posição com adesivo de cianoacrilato (Super Bonder, Loctite) (Figuras 3c a 3f). Os segmentos coronários preparados foram fixados, pela porção radicular, ao centro da placa de acrílico com o auxílio do mesmo adesivo de forma que a câmara pulpar fosse acessada pela cânula de aço inoxidável (Figura 3g). Este adesivo também foi colocado em volta de toda a região da JCE de forma a garantir um melhor vedamento desta região (Figura 3h e 3i).

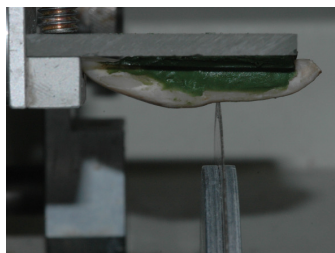


Figura 2a. Seccionamento da raiz.



Figura 2b. Remoção da polpa coronária.

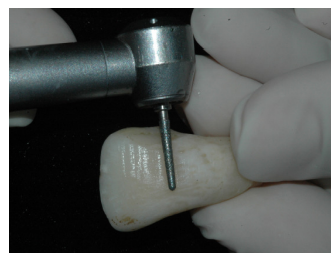


Figura 2c. Realização do preparo para faceta.



Figura 2d. Redução incisal.

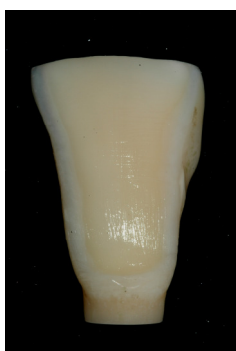


Figura 2e. Preparo confeccionado.



Figura 2f. Condicionamento ácido da JCE.



Figura 2g. Hibridização da JCE.

Figura 2. Preparação do segmento coronário

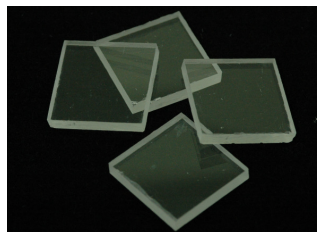


Figura 3a. Placas de acrílico.

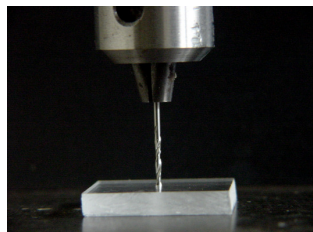


Figura 3b. Realização do orifício no centro da placa.

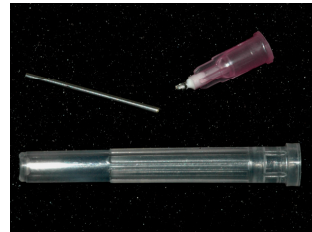


Figura 3c. Agulha 18 gauge utilizada para obtenção do tubo de aço inoxidável.

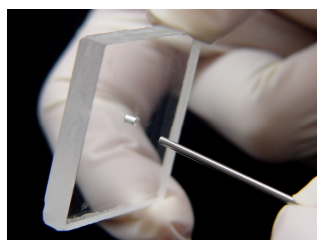


Figura 3d. Colocação do tubo na placa.

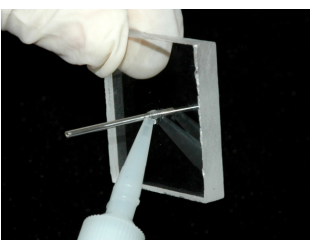


Figura 3e. Fixação do tubo.

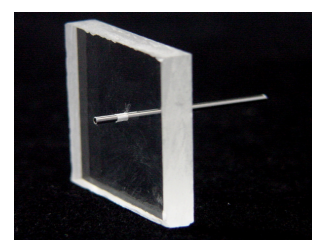


Figura 3f. Placa preparada para fixação do segmento coronário.

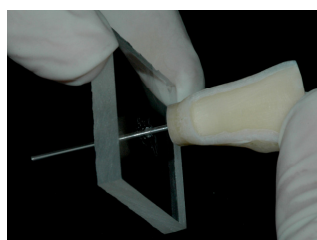


Figura 3g. Fixação do segmento coronário na placa

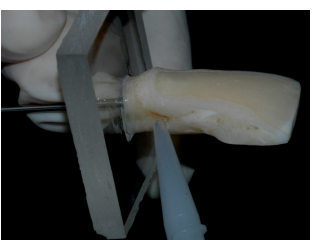


Figura 3h. Selamento da JCE e de áreas de dentina exposta com adesivo de cianoacrilato.

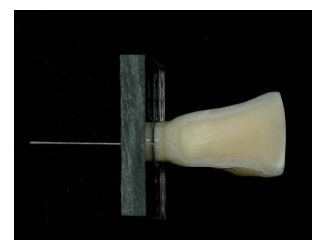


Figura 3i. Espécime preparado.

Figura 3. Montagem dos espécimes.

Com os espécimes montados (segmento coronário/ placa), os segmentos coronários foram imersos em solução de EDTA (ácido etileno-diamino-tetra acético) (0,5 M / pH 7,4) por 5 minutos (Tagami *et al.*, 1989; Pashley, 1990; Sauro *et al.*, 2007) para a remoção da *smear layer* superficial sem causar a desmineralização da dentina

subjacente (Brannstrom *et al.*, 1980), lavados por 1 minuto em água corrente e colocados em cuba ultra-sônica por 12 minutos (Figura 4a a 4c). Dessa forma, os espécimes estavam preparados para a medição da sua permeabilidade máxima (P Máx.). A solução de EDTA foi trocada para cada espécime. Utilizou-se esta solução porque, por princípio, não causa prejuízos significativos à posterior aplicação dos sistemas adesivos, principalmente para os autocondicionantes (Carvalho *et al.*, 2004).

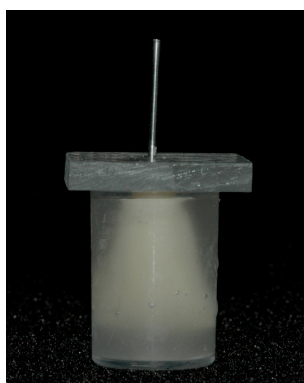


Figura 4a. Espécime imerso em solução de EDTA.



Figura 4b. Cuba ultra-sônica.

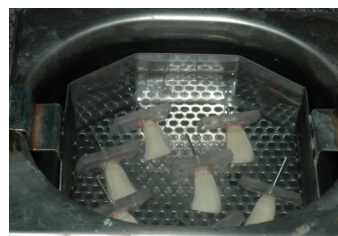


Figura 4c. Espécimes na cuba ultra-sônica.

Figura 4. Preparo do espécime para medição da permeabilidade máxima.

4.4 MEDIÇÕES DA CONDUTIVIDADE HIDRÁULICA

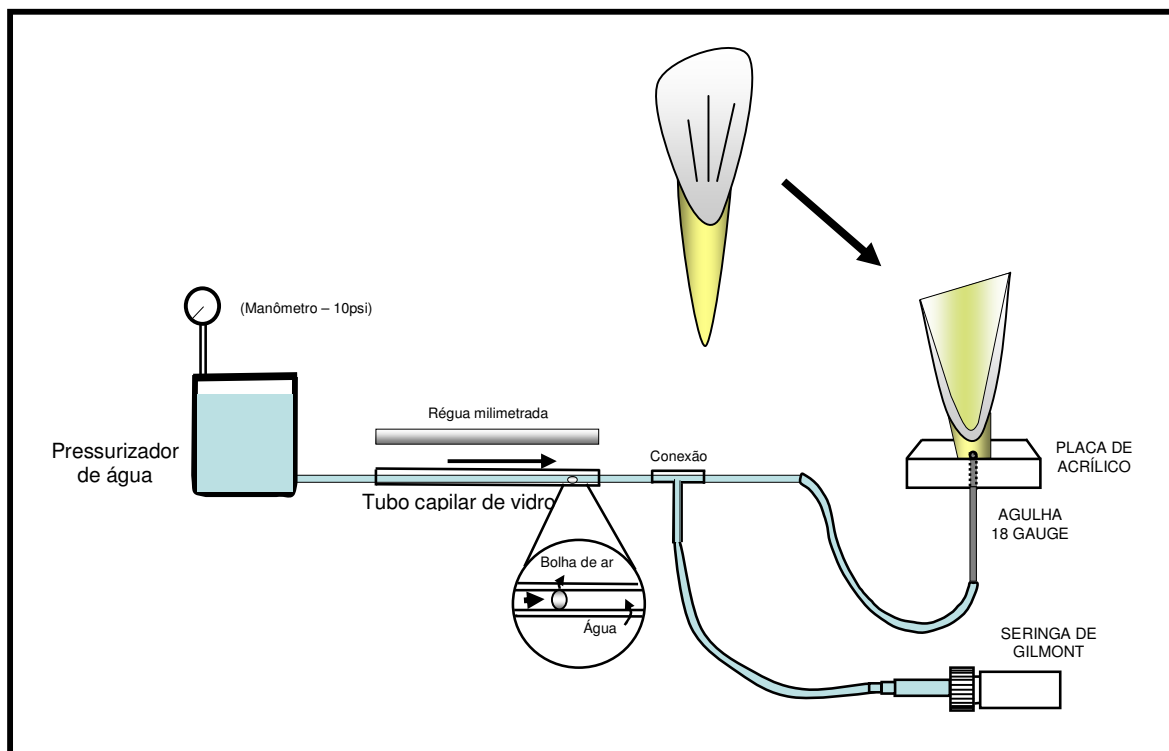


Figura 5. Dispositivo de medição da condutividade hidráulica.

A condutividade hidráulica foi mensurada pelo método proposto por Pashley & Depew, em 1986 e também utilizado por Silva (2005), Sauro *et al.* (2007) e Cadenaro *et al.* (2009).

O espécime foi conectado a uma das extremidades do dispositivo de medição da condutividade hidráulica por meio de um sistema de tubos de polietileno. Na extremidade oposta do dispositivo, outro capilar de polietileno foi conectado a um pressurizador de água com pressão constante de 10 psi. Todo o sistema de tubos de polietileno é conectado por uma porção central, que corresponde a um tubo capilar de vidro (Drummond Scientific Company, Broomall, PA, USA) de 65 mm de comprimento e capacidade de 25 μ L. Entre o tubo capilar de vidro e o tubo de polietileno ligado ao espécime, tem-se uma seringa milimetrada de Gilmont -GS 1200 (Gilmont Instruments, Barrington, IL, USA) conectada ao sistema (Figura 5) (Figura 6a).

Antes de ser ligado, o sistema era totalmente preenchido com água deionizada, inclusive a seringa de Gilmont, e acoplado a uma amostra negativa, ou seja, a uma placa de acrílico com o tubo de aço inoxidável totalmente vedado com adesivo de cianoacrilato (Figura 6b). Assim, o sistema era ligado e checado quanto à presença de bolhas de ar ou vazamentos que pudessem comprometer as medições da condutividade hidráulica que seriam feitas a seguir.



Figura 6. Aparatos do dispositivo.

A câmara pulpar dos espécimes era cuidadosamente preenchida com água deionizada através de uma seringa de um centímetro cúbico (Figura 7a). A amostra negativa foi trocada pelo espécime com o sistema ainda ligado para evitar o aprisionamento de bolhas de ar. Nova checagem quanto à presença de vazamento era realizada, agora em volta de todo o espécime.

No interior do capilar de vidro, era introduzida uma pequena bolha de ar pela desconexão e re-conexão da seringa de Gilmont próxima ao capilar de vidro. Através da seringa podia-se também ajustar a posição da bolha no capilar (Figura 7b). Paralelo ao tubo capilar de vidro tinha-se uma régua milimetrada utilizada para medir a distância percorrida pela bolha. As medições só eram iniciadas 10 minutos após o espécime ter sido acoplado ao sistema para que se tivesse certeza do total preenchimento de todas as áreas e houvesse um equilíbrio no sistema. Todas as medições eram realizadas

com os espécimes imersos em água, para prevenir qualquer movimento de fluido por evaporação (Camps *et al.*, 2003; King *et al.*, 2005) (Figura 7c).

Em cada espécime eram realizadas quatro medições de 2 minutos cada sendo que o valor final era a soma dos dois últimos valores. Entretanto, estas quatro medições somente eram aceitas após a obtenção de medidas com valores iguais o que garantia que o fluxo estivesse constante. Se o fluxo sofresse alterações bruscas, a medição era interrompida e todo o sistema de capilares era checado à procura de vazamento ou bolhas que pudessem estar causando o aumento ou a diminuição do fluxo. Após essa verificação, nova medição era realizada e finalmente obtinha-se a permeabilidade máxima do espécime (após a remoção da *smear layer* superficial).

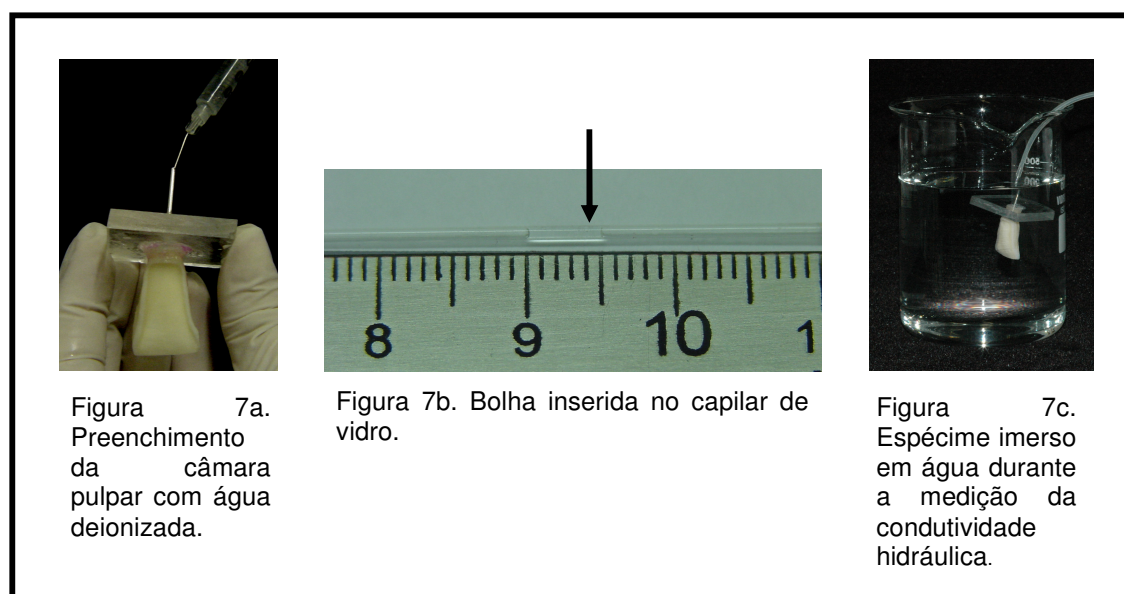


Figura 7. Particularidades do dispositivo de medição da condutividade hidráulica.

4.5 CRITÉRIOS PARA ALOCAÇÃO DOS ESPÉCIMES NOS GRUPOS

Como era esperado devido à variabilidade biológica dos dentes, a permeabilidade máxima da dentina variou consideravelmente entre eles (Schilke *et al.*, 2000; Schmalz *et al.*, 2001). Por isso, após a mensuração da condutividade máxima do espécime, designava-se a qual grupo este seria alocado de forma que todos os grupos possuísem médias aproximadas de permeabilidade máxima, obtendo-se assim grupos

mais homogêneos em termo de permeabilidade (Ozok *et al.*, 2004). As medições da permeabilidade máxima e mínima foram realizadas de forma seqüencial sem desconectar o espécime do dispositivo.

4.6 APLICAÇÃO DOS DIFERENTES TRATAMENTOS

Para avaliar o efeito da aplicação dos diferentes tratamentos sobre a permeabilidade dentinária, após a medida da condutividade hidráulica máxima do espécime (i.e., após a remoção da *smear layer* superficial), a pressão induzida era fechada e a superfície de dentina era novamente desgastada com a ponta diamantada 3139F em alta rotação por 30 segundos. O intuito deste novo desgaste era que uma nova *smear layer* fosse criada antes dos tratamentos experimentais para simular o estado em que o substrato geralmente é encontrado clinicamente. O procedimento adesivo foi realizado a uma pressão de zero psi (King *et al.*, 2005) já que clinicamente a pressão pulpar cai aproximadamente à zero, não havendo movimentação de fluidos quando é aplicada anestesia local com vasoconstrictor (Olgart & Gazelius, 1977).

Foram selecionados oito sistemas adesivos sendo: cinco autocondicionantes de passo único, G-Bond / GB (GC Corp., Tóquio, Japão), Clearfil Tri-S-Bond / CTS (Kuraray Medical Inc., Tóquio, Japão), Hybrid Coat / HY (Sun Medical, Co, Moriyama Shiga, Japão), Bond Force / BF (Tokuyama Corp., Tóquio, Japão) e o Adper Easy Bond / AEB (3M ESPE, St Paul, MN, EUA), 2 autocondicionantes de 2 passos, o Silorane / SI (3M ESPE, Seefeld, Alemanha) e o Clearfil SE Bond / CSE (Kuraray Medical Inc., Okayama, Japão) e um convencional de 3 passos, o Adper Scotchbond Multi-Purpose / SMP (3M ESPE, St Paul, MN, USA) (Figura 8).

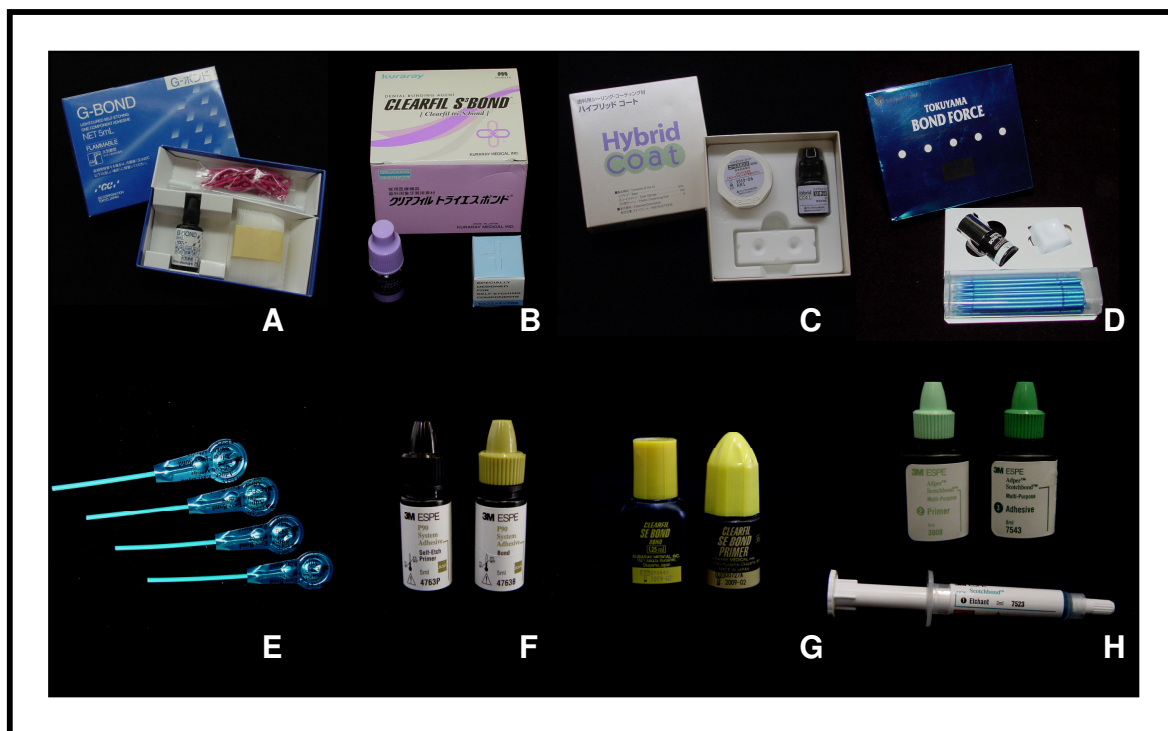


Figura 8. Sistemas adesivos selecionados: **A.** G-Bond, **B.** Clearfil Tri-S-Bond, **C.** Hybrid Coat, **D.** Bond Force, **E.** Adper Easy Bond, **F.** Silorane, **G.** Clearfil SE Bond, **H.** Adper Scotchbond Multi-Purpose.

Sistemas Adesivos (Fabricantes)	Tipo / pH	Composição (Lote)	Modo de Aplicação
G-Bond (GC Corp, Tóquio, Japão)	Autocondicionante de passo único / pH 2	4-MET, monômero éster fosfórico, UDMA, TEGDMA, acetona, água, sílica, carga, estabilizadores, fotoiniciadores (0701201).	Aplicar, esperar 5 s, secar com leve jato de ar por 5 s e fotoativar por 10 s.
Clearfil Tri-S-Bond (Kuraray Medical Inc., Tóquio, Japão.)	Autocondicionante de passo único / pH 2,7*	MDP, Bis-GMA, HEMA, fotoiniciadores, etanol, água, sílica coloidal silanizada (00089A).	Aplicar, esperar 20 s, secar com leve jato de ar por 5 s e fotoativar por 10 s.
Hybrid Coat (Sun Medical, Co, Moriyama Shiga, Japão.)	Autocondicionante de passo único / pH 2,7*	Base: água, acetona, 4-META, acrilato polifuncional, monometacrilatos, fotoiniciadores, estabilizadores. Esponja: sódio p-toluenosulfonado e amina aromática absorvidas (RS2).	Aplicar, esperar 20 s, secar com leve jato de ar por 10 s e fotoativar por 10 s.
Bond Force (Tokuyama Corp., Tóquio, Japão.)	Autocondicionante de passo único / pH 2,3*	Canforoquinona, monômeros ácidos fosfatados, Bis-GMA, HEMA, álcool, água, Flúor (023).	Aplicar, esfregar 20 s (Este tempo não está dentro da aplicação!). Jato de ar de forma indireta por 5 s e de forma direta por mais 5 s. Fotoativar por 10 s.
Adper Easy Bond (3M ESPE, St Paul, MN, EUA.)	Autocondicionante de passo único / pH aproximadamente igual a 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 (298122).	Aplicar por 20 s, secar com leve jato de ar por 5 s e fotoativar por 10 s.

* pH fornecido pelo fabricante.

† Este pH foi mensurado com o uso das tiras do indicador de pH Merck (Darmstadt, Alemanha)

Silorane (3M ESPE, Seefeld Alemanha.)	Autocondicionante de 2 passos / Primer: pH 2,7*	Primer – Metacrilatos fosforilados, canforoquinona, HEMA, Bis-GMA, água, álcool, sílica silanizada, copolímeros do Vitrebond™, estabilizadores (7AM). Adesivo – Canforoquinona, dimetacrilatos hidrófobos, metacrilatos fosforilados, TEGDMA, sílica silanizada, estabilizadores (7AH).	Aplicar o primer por 15 s, leve jato de ar e fotoativar por 10 s. Aplicar o Bond, leve jato de ar e fotoativar por 10 s.
Clearfil SE Bond (Kuraray Medical Inc., Okayama, Japão.)	Autocondicionante de 2 passos / Primer: pH 2*.	Primer: 10-MDP, HEMA, dimetacrilato hidrófilo, fotoiniciador, água, etanol (00727A). Adesivo: 10-MDP, HEMA, Bis-GMA, dimetacrilato hidrófobo, fotoiniciador, sílica coloidal silanizada (01044A).	Aplicar o primer, esperar 20 s e jogar leve jato de ar. Aplicar o Bond, jogar leve jato de ar e fotoativar por 10 s.
Adper Scotchbond Multi-Purpose (3M ESPE, St Paul, MN, USA.)	Convencional de 3 passos / Ácido fosfórico: pH 0,6* - Primer: pH 3,3* - Adesivo: pH 8,2*	Componente 1: (condicionamento): 35% H ₃ PO ₄ (7KK). Componente 2: (Primer) HEMA, polímeros ácido polialcenólicos, água (7BL). Componente 3: (Adesivo) Bis-GMA, HEMA, copolímeros do ácido polialcenólico, EDMAB, fotoiniciadores (7RA).	Aplicar ácido fosfórico a 35% por 15 s, lavar por 30 s e secar com papel absorvente. Aplicar o primer, secar levemente por 5 s, aplicar o adesivo e fotoativar por 10 s.

Quadro 1 – Composição química dos sistemas adesivos utilizados no estudo. Abreviaturas: 4-MET (Ácido 4-metacriloxietil trimetílico anidro), UDMA (Uretano dimetacrilato), TEGDMA (Trietileno glicol dimetacrilato), MDP (Metacrilóiloxidecil dihidrogênio fosfato), Bis-GMA (Bisfenol-Glicidil-Dimetacrilato), HEMA (Hidroxietil metacrilato), 4-META (Ácido 4-metacriloxietil trimetílico), EDMAB (Etil 4-dimetil amino benzoato).

* pH fornecido pelo fabricante.

Resina Composta de Baixa Viscosidade	Composição (Lote)
Resina Filtek Flow Z350 (cor A2)	Bis-GMA, TEGDMA, Bis-EMA, polímero de dimetacrilato, cargas nanométricas de sílica não-aglomeradas / não-agregadas de 75 nm; cargas nanométricas de zircônia não-aglomeradas / não-agregadas de 15-20 nm e de nanoaglomerados de zircônia/sílica, aglomerados ligados livremente, constituídos por aglomerados de partículas primárias de zircônia/sílica de 5-20 nm. O tamanho da partícula do aglomerado varia entre 0,6 e 1,4 microns (8FW).

Quadro 2. Composição química da resina composta de baixa viscosidade utilizada no estudo. Abreviatura: Bis-EMA (Etoxilado Bisfenol A-glicol-dimetacrilato).

Os sistemas adesivos foram aplicados sobre a superfície dentinária em três diferentes condições:

- 1- De acordo com as instruções dos fabricantes (Quadro 1).
- 2- Duas camadas dos adesivos autocondicionantes de passo único (GB / CTS / HY / BF / AEB) sendo cada camada fotoativada separadamente; ou aplicação do *primer* (o *primer* do SI é fotoativado) e de duas camadas do *Bond* ou da resina hidrófoba (cada camada fotoativada separadamente) para os sistemas adesivos autocondicionantes de dois passos (SI e CSE); ou condicionamento ácido por 15 segundos e aplicação do *primer* seguido de duas camadas do *Bond* ou da resina hidrófoba (cada camada fotoativada separadamente) para o sistema adesivo convencional de três passos (SMP).
- 3- Uma camada dos adesivos autocondicionantes de passo único seguida da aplicação de uma fina camada de resina composta de baixa viscosidade (Filtek Flow Z350, 3M ESPE – St. Paul. MN, USA) (Quadro 2), sendo cada material fotoativado separadamente; ou aplicação de uma fina camada de resina composta fluida ao invés do *Bond* após o *primer* para os sistemas adesivos autocondicionantes de dois passos (SI e CSE); ou condicionamento

ácido por 15 segundos, aplicação do *primer* e da resina *flow* substituindo o *Bond* para o sistema adesivo convencional de três passos (SMP). A aplicação desta resina foi realizada com um pincel descartável com a finalidade de obter uma camada de espessura uniforme em toda a superfície dentinária (Figura 9a).

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

Grupos 1 ao 8:

- G1 - Adesivo GB – aplicação de acordo com as instruções do fabricante.
- G2 - Adesivo CTS – aplicação de acordo com as instruções do fabricante.
- G3 - Adesivo HY – aplicação de acordo com as instruções do fabricante.
- G4 - Adesivo BF – aplicação de acordo com as instruções do fabricante.
- G5 - Adesivo AEB - aplicação de acordo com as instruções do fabricante.
- G6 - Adesivo SI - aplicação de acordo com as instruções do fabricante.
- G7 - Adesivo CSE – aplicação de acordo com as instruções do fabricante.
- G8 - Adesivo SMP - aplicação de acordo com as instruções do fabricante.

Grupos 9 ao 16:

- G9 - Adesivo GB – duas camadas.
- G10 - Adesivo CTS – duas camadas.
- G11 - Adesivo HY – duas camadas.
- G12 - Adesivo BF – duas camadas.
- G13 - Adesivo AEB – duas camadas.
- G14 - Adesivo SI – duas camadas do “Bond” após o Primer.
- G15 - Adesivo CSE - duas camadas do “Bond” após o Primer.
- G16 - Adesivo SMP – condicionamento ácido por 15 segundos + Primer + duas camadas do “Bond”.

Grupos 17 ao 24:

- G17 - Adesivo GB – uma camada + Resina Fluida.
- G18 - Adesivo CTS – uma camada + Resina Fluida.
- G19 - Adesivo HY – uma camada + Resina Fluida.

G20 - Adesivo BF – uma camada + Resina Fluida.

G21 - Adesivo AEB - uma camada + Resina Fluida.

G22 - Adesivo SI - Self etch Primer + Resina Fluida.

G23 - Adesivo CSE – Self etch Primer + Resina Fluida.

G24 - Adesivo SMP – Condicionamento ácido por 15 segundos + Primer + Resina Fluida.

Os sistemas adesivos e a resina *Flow* de baixa viscosidade foram fotoativados pelo aparelho de luz halógena Demetron LC (Kerr Corporation, Middleton, WI, USA) com densidade de potência de 550 mW/cm² (Figura 9b). A área do preparo foi dividida em cinco partes iguais de acordo com a área da ponteira do aparelho fotopolimerizador de forma que todo o preparo fosse adequadamente fotopolimerizado (Figura 9c). Após a aplicação dos diferentes tratamentos, a permeabilidade da dentina de cada espécime foi novamente medida sob as mesmas condições experimentais anteriores, obtendo-se assim, a permeabilidade mínima.

Os dados das medições dos fluxos em milímetro foram convertidos em µL/min baseado no conhecimento de que o capilar de vidro utilizado tinha 65 mm de comprimento e capacidade para 25 µL. Para cada espécime, a permeabilidade foi mensurada duas vezes: a) após imersão no EDTA e cuba ultrasonica (Permeabilidade máxima) e b) após o selamento da dentina com os tratamentos propostos (Permeabilidade mínima) (Figuras 10 e 11). A mensuração inicial de cada dente foi considerada o “controle”, o qual foi levado em consideração nos cálculos finais do estudo. Assim, cada dente serviu como seu próprio controle. As respectivas variações de permeabilidade máxima (P Máx.) e mínima (P Mín.) de cada espécime foram comparadas e expressas como porcentagem de selamento (%S) de acordo com a seguinte equação:

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



Figura 9a. Aplicação da resina *Flow*.



Figura 9b. Aparelho de luz halógena – Demetron LC (Kerr).

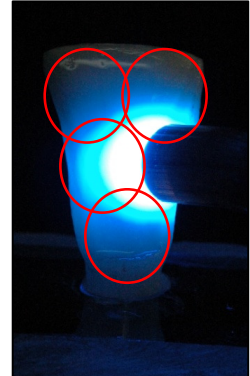


Figura 9c. Divisão da área a ser fotoativada.

Figura 9. Uso da resina *Flow*, aparelho fotopolimerizador e área do preparo a ser fotoativada.

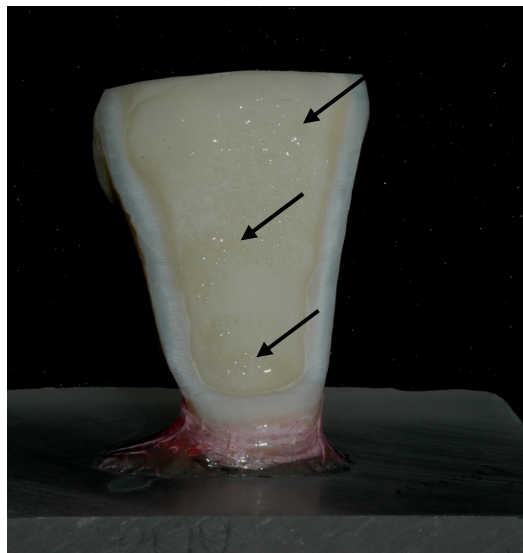


Figura 10. Transudação de fluidos na superfície dentinária representando a permeabilidade máxima.

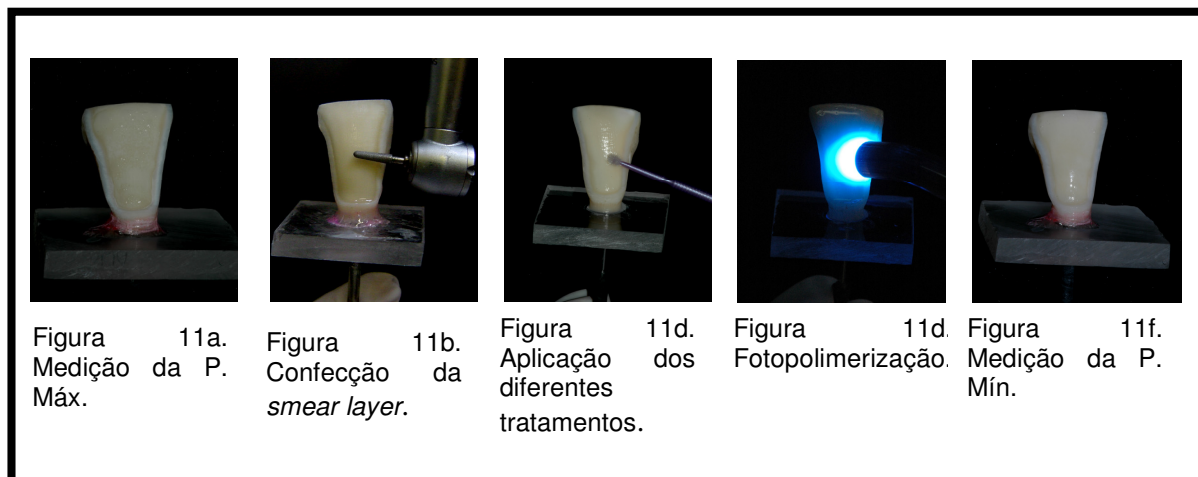


Figura 11. Seqüência das medições da condutividade hidráulica.

4.7 METODOLOGIA ESTATÍSTICA

Após análise exploratória dos dados pelo procedimento PROC LAB do programa estatístico SAS (SAS institute, Carg, NC, USA), os mesmos foram submetidos à Análise de variância (ANOVA) a dois critérios (sistema adesivo e condição de aplicação dos adesivos) e teste de Tukey ($\alpha=0,05$).

5. RESULTADOS

A análise de variância aplicada aos dados obtidos neste estudo (Anexos 1 e 2) mostrou que houve diferença estatística significativa para o fator “Sistema Adesivo” ($p = 0,0495$). Entretanto, não foram observadas diferenças estatísticas para o fator “Condição de Aplicação dos Adesivos” ($p = 0,1006$), nem para a interação entre os fatores em estudo ($p = 0,6321$). Os valores médios de selamento da superfície dentinária (em %) para todos os grupos experimentais estão presentes na Tabela 1.

Todos os sistemas adesivos e as condições de aplicação desses materiais produziram alta porcentagem de selamento imediato da superfície da dentina com redução significativa da condutividade hidráulica. Entretanto, o selamento não atingiu o valor total de 100%, quando uma pressão foi induzida imediatamente após a polimerização. Os valores de selamento obtidos para os grupos experimentais variaram entre 88,7% a 97,6%.

Como não houve diferença estatística entre as “Condições de Aplicação dos Adesivos”, foi realizada a média a partir das três condições para cada sistema adesivo, com a finalidade de mostrar as diferenças entre eles (Tabela 1). O teste de Tukey revelou apenas uma diferença estatística, que foi entre o adesivo Silorane (96,6%) e o adesivo ScotchBond Multipurpose (92,4%). Esses dois adesivos tiveram a % de selamento da dentina similar aos demais adesivos (G-Bond (95,4%), Clearfil Tri-S Bond (95,1%), Hybrid Bond (94,9%), Bond Force (94,4%), Adper Easy Bond (95,7%), Clearfil SE Bond (95,7%).

Tabela 1. Médias (DP) das porcentagens de selamento da dentina proporcionadas pelos diferentes tratamentos.

Sistemas Adesivos	Médias $\pm$ DP			Média das porcentagens de selamento das 3 condições.	Tukey
	Condição 1	Condição 2	Condição 3		
G-Bond	94,9 $\pm$ 1,9	94,5 $\pm$ 4,2	96,4 $\pm$ 2,4	95,3 $\pm$ 2,8	ab
Clearfil Tri-S-Bond	94,5 $\pm$ 3,8	94,6 $\pm$ 3,5	96,3 $\pm$ 2,6	95,1 $\pm$ 3,3	ab
Hybrid Bond	93,9 $\pm$ 3,1	95,9 $\pm$ 2,5	94,9 $\pm$ 2,6	94,9 $\pm$ 2,7	ab
Bond Force	94,9 $\pm$ 3,1	93,5 $\pm$ 3,8	94,7 $\pm$ 4,7	94,4 $\pm$ 2,3	ab
Adper Easy Bond	94,6 $\pm$ 3,1	95,6 $\pm$ 2,6	96,9 $\pm$ 1,2	95,7 $\pm$ 2,3	ab
Silorane	96,4 $\pm$ 2,4	97,6 $\pm$ 1,8	95,8 $\pm$ 3,6	96,6 $\pm$ 2,6	a
Clearfil SE Bond	95,1 $\pm$ 3,5	96,6 $\pm$ 2,2	95,4 $\pm$ 2,9	95,7 $\pm$ 2,9	ab
Adper Scotchbond					b
Multi-purpose	88,7 $\pm$ 5,1	93,9 $\pm$ 5,5	94,7 $\pm$ 2,7	92,4 $\pm$ 4,4	
ANOVA	A	A	A		

Médias seguidas de letras distintas (maiúsculas na horizontal comparando as condições e minúsculas na vertical comparando os adesivos) diferem entre si pela ANOVA e teste de Tukey ($p \leq 0,05$).

6. DISCUSSÃO

A condutividade hidráulica é uma técnica utilizada para avaliar o selamento dentinário promovido pelos materiais restauradores (Pashley, 1990). O selamento proporcionado pelos sistemas adesivos é de grande importância, pois irá influenciar nas demais propriedades da camada adesiva e conseqüentemente no sucesso clínico da técnica restauradora. No presente trabalho a condutividade hidráulica foi determinada em função da taxa de filtração ($\mu\text{L} / \text{min}^{-1}$), sendo este método simples e capaz de quantificar a transudação de fluidos. Além disso, é a metodologia mais descrita e o mais comumente utilizado descrito na literatura para se avaliar a permeabilidade dentinária (Merchant *et al.*, 1977; Gregoire *et al.*, 2003; Gregoire *et al.*, 2005; Silva, 2005; Sauro *et al.*, 2007; Cardoso *et al.*, 2008; Cadenaro *et al.*, 2009).

Geralmente, os trabalhos de permeabilidade realizam três medições: a primeira, com a presença da *smear layer*, a segunda após o condicionamento ácido com ácido fosfórico e após a aplicação dos tratamentos propostos na superfície dentinária (terceira). Entretanto, neste estudo foram realizadas apenas duas medições: após a aplicação do EDTA e após a aplicação dos tratamentos propostos. Antes da aplicação dos tratamentos propostos e após a primeira leitura, uma nova lama dentinária foi produzida com uma ponta diamantada de granulação fina. Não foi realizada a medição com a presença da *smear layer* porque é bem comprovado que a sua presença reduz consideravelmente a permeabilidade dentinária (Pashley, 1984; Tao & Pashley, 1989; Carvalho, 1998). Foi usado o EDTA ao invés do ácido fosfórico para observar a permeabilidade dentinária máxima, pois o EDTA remove apenas a *smear layer* e o *smear plug* sem desmineralizar a dentina subjacente (Brannstrom *et al.*, 1980) e, assim, não exerceria influência nos resultados obtidos para os sistemas adesivos autocondicionantes.

É desejável que os sistemas adesivos dentinários reduzam a permeabilidade dentinária ou ao menos não a aumentem (Tao & Pashley, 1989). Todos os sistemas adesivos utilizados nas três condições propostas neste estudo foram capazes de reduzir consideravelmente a permeabilidade dentinária (88,7% a 97,6%). Contudo,

nenhum foi capaz de selá-la completamente após a polimerização, o que está de acordo com Hashimoto *et al.*, (2005) que afirmam que todos os sistemas adesivos são permeáveis à água, mas em diferentes níveis.

A depender do ponto de vista, estes resultados são contrários aos resultados de vários outros trabalhos anteriormente realizados, que afirmam que os sistemas adesivos autocondicionantes de passo único são membranas altamente permeáveis (Tay *et al.*, 2002b; Chersoni *et al.*, 2004b; Sauro *et al.*, 2007) e que os sistemas adesivos autocondicionantes de dois passos juntamente com os sistemas adesivos convencionais de três passos promovem o melhor desempenho hermético (Bouillaguet *et al.*, 2000; Momoi *et al.*, 2003; De Munck *et al.*, 2005). A partir destas afirmações, algumas variações no modo de aplicação dos sistemas adesivos, com o intuito de tentar aumentar o selamento promovido pelos sistemas autocondicionantes de passo único, foram propostas neste estudo. De acordo com os resultados obtidos, os sistemas adesivos autocondicionantes de passo único não diferiram estatisticamente dos demais tipos de adesivos e, além disso, nenhuma das condições de aplicação propostas diferiu estatisticamente do modo de aplicação recomendado pelos respectivos fabricantes.

O comportamento clínico dos sistemas adesivos depende das suas propriedades e da qualidade dos seus componentes (composição química) (Van Landuyt *et al.*, 2007). Idealmente, eles devem ser formulações à base de monômeros hidrófobos e de alto peso molecular, sem aditivos como solventes e água (Carvalho *et al.*, 2004; De Munck *et al.*, 2005). No entanto, a natureza úmida da dentina somente permite um bom molhamento e penetração entre as fibrilas de colágeno na dentina desmineralizada quando componentes hidrófilos e solventes são incorporados à composição destes materiais (Van Landuyt *et al.*, 2007).

Os adesivos autocondicionantes de passo único são constituídos de misturas de monômeros ácidos, monômeros hidrófilos e hidrófobos, aditivos, solventes orgânicos e obrigatoriamente contêm água na composição (Silva, 2005). Trabalhos têm relatado (Tay *et al.*, 2002b; Hashimoto *et al.*, 2004a; Tay *et al.*, 2004b) que a alta hidrofília dos polímeros formados por estes adesivos permite a difusão de água da dentina ou do meio externo através da camada híbrida. Tal fato não foi observado com tanta

intensidade neste estudo, o qual avaliou a condutância hidráulica após imediata aplicação e fotoativação dos adesivos na dentina. Os adesivos autocondicionantes de passo único não diferiram estatisticamente dos adesivos autocondicionantes de dois passos, como também do adesivo convencional de três passos, considerado aqui como grupo controle e na literatura como “padrão ouro” para essa categoria de materiais (Van Meerbeek *et al.*, 1996; De Munck *et al.*, 2005).

A semelhança apresentada com os adesivos autocondicionantes de dois passos se deve ao fato de todos os adesivos autocondicionantes de passo único utilizados possuírem pH próximo de 2, ou seja, em termos de poder de desmineralização são considerados de *agressividade* ácida moderada (Van Meerbeek *et al.*, 2003). Nesse caso, a *smear layer* é apenas dissolvida e modificada e o *smear plug* preservado durante o procedimento adesivo. A permanência do *smear plug* permite que os túbulos permaneçam obliterados, prevenindo a movimentação de fluidos através da dentina (Hashimoto *et al.*, 2004b). O *smear plug* hibridizado age como uma importante barreira na permeabilidade dentinária superando o fato da formação de uma camada híbrida com polímeros hidrófilos. Estudos têm mostrado que as versões moderadas de acidez dos adesivos autocondicionantes de passo único oferecem um pH apropriado para a durabilidade em longo prazo da união igualando-os aos sistemas autocondicionantes de dois passos e aos sistemas convencionais (Mortier *et al.*, 2004; Garcia *et al.*, 2007).

O Silorane foi o adesivo que proporcionou a maior porcentagem de selamento da dentina, diferindo estatisticamente do Scotchbond Multi-Purpose. Isto, provavelmente, ocorreu porque o Silorane além de ser um adesivo autocondicionante de agressividade ácida moderada, não possui monômeros hidrófilos e/ou solventes na sua última camada, que é corresponde à aplicação de uma resina fluida hidrófoba ou o *bonding resin*. Sua moderada agressividade ácida permite que ele desmineralize e infiltre na dentina simultaneamente na mesma profundidade. Isso previne a incompleta penetração do adesivo dentro da rede de colágeno exposta e desmineralizada, como pode acontecer com os adesivos com o condicionamento ácido separado (ácido fosfórico 30-50% por 15 segundos) (Sano *et al.*, 1995). O Silorane possui dois passos na sua aplicação: o primeiro passo envolve a aplicação de um *primer* autocondicionante

hidrófilo polimerizável. A função deste *primer* é selar a dentina e convertê-la a partir de uma superfície hidrófila úmida para uma superfície hidrófoba seca, que possa se ligar ao adesivo hidrófobo do Silorane (passo 2) (Sauro *et al.*, 2008). O passo 2 é constituído apenas pela aplicação do adesivo hidrófobo, que contém partículas de sílica. Estes monômeros promovem a formação de um polímero com maior densidade de ligações cruzadas e estabilidade hidrolítica (Van Landuyt *et al.*, 2007). Um recente estudo concluiu que o 3,4-epoxi-clohexiletil-ciclopilimetilsiloxane (Tet-Sil), monômero presente no Silorane, é estável quando mantido em solução aquosa (Eick *et al.*, 2006). Estes monômeros não são solúveis em água. A natureza hidrófoba do adesivo Silorane foi relatada por Sauro *et al.*, em 2008, num estudo *in vitro* sobre a micropermeabilidade dentinária. Observaram baixa difusão de água (a partir do uso laboratorial do nitrato de prata) e ausência de absorção do corante rodamina B pela camada de adesivo produzida por este sistema.

Devido à presença de partículas de cargas (partículas de sílica) de tamanho nanométrico, tanto na solução do *primer*, quanto na solução da resina adesiva do sistema adesivo Silorane, supõe-se que, ao penetrar entre as fibrilas de colágeno e nos túbulos dentinários, os monômeros resinosos levam consigo as partículas nanométricas de sílica. Uma vez entre as fibrilas e no interior dos túbulos, estas irão reforçar a camada híbrida e os *tags* de resina (De Goes *et al.*, 2007b) diminuindo a permeabilidade dentinária. Além disso, a adição de cargas nanométricas nos adesivos aumenta a sua viscosidade, resultando em uma camada adesiva mais espessa que previne a formação de uma camada adesiva muito delgada antes da fotopolimerização (Pashley EL *et al.*, 2002). Camadas muito finas de adesivos podem ficar pobremente polimerizadas devido à influência do oxigênio atmosférico em contato com a superfície do material, que inibe a polimerização (Rueggeberg & Margeson, 1990).

As partículas de carga presentes nos sistemas adesivos devem ser menores do que 20 nm, uma vez que esta é a distância média entre as fibrilas expandidas (Pashley DH *et al.*, 2002). Quando maiores do que 20 nm, além de não penetrarem, as partículas de carga poderão prejudicar a infiltração de monômeros na rede de colágeno e túbulos dentinários, pois ficam depositadas na superfície da dentina (Tay *et al.*, 1999).

No caso dos sistemas adesivos autocondicionantes que são aplicados sobre as redes colapsadas (técnica seca) este espaço entre as fibrilas é ainda menor (Carvalho *et al.*, 1996).

O sistema adesivo convencional de três passos utilizado neste estudo (Scotchbond Multi-Purpose) foi o que promoveu menor selamento dentinário quando uma pressão pulpar foi induzida imediatamente após a sua polimerização. Como já foi dito, este adesivo apesar de ter sido diferente estatisticamente do Silorane, não diferiu dos demais sistemas adesivos autocondicionantes de passo único ou do Clearfil SE Bond. A técnica úmida recomendada para aplicação deste sistema requer que após a lavagem do ácido seja mantida certa quantidade de água na superfície da dentina, previamente a aplicação do *primer* (Kanca, 1992). A função da água é manter os espaços interfibrilares, que perderam os cristais de hidroxiapatita pela dissolução ácida, impedindo o colapso da matriz orgânica e, conseqüentemente, favorecer a infiltração dos monômeros resinosos. Essa água deve ser removida (evaporada) juntamente com o solvente antes da aplicação do adesivo hidrófobo (Carvalho *et al.*, 2004).

Vários trabalhos relatam a superioridade das propriedades mecânicas, do selamento dentinário e durabilidade da união para os sistemas adesivos convencionais de três passos com relação aos adesivos autocondicionantes de passo único (Van Meerbeek *et al.*, 1996; De Munck *et al.*, 2005). No entanto, os resultados encontrados não confirmaram tais evidências. Por outro lado, estudos comentam sobre a dificuldade de padronização da umidade dentinária pós-condicionamento com ácido fosfórico, tornando-os mais difíceis de serem aplicados que os adesivos autocondicionantes (Carvalho *et al.*, 2004). Ou seja, são mais susceptíveis ao erro durante a aplicação, que pode comprometer a formação de uma efetiva camada híbrida. Esta técnica mais complexa de adesão está relacionada ao número de passos operatórios, à dificuldade de interpretação do que seria o adequado manejo clínico da umidade ideal de superfície, evaporação do solvente e a discrepância entre o tecido desmineralizado e a proporção de infiltração dos monômeros resinosos.

A pressão pulpar pode interferir no sucesso do protocolo dos sistemas adesivos dentinários dependendo da composição e técnica requerida por estes (Sauro *et al.*,

2007). Os adesivos convencionais são os sistemas que mais podem sofrer influência desta pressão (Cardoso *et al.*, 2008), pois apesar de requererem certa quantidade de água na superfície da dentina para o sucesso do procedimento adesivo, a transudação de fluidos através dos túbulos dentinários expostos pelo condicionamento ácido pode causar um sobre molhamento prejudicando a interação entre o adesivo e o substrato dentinário (Carvalho *et al.*, 2004). Cardoso *et al.*, em 2008, avaliaram o efeito da ausência ou presença da pressão pulpar sobre a efetividade adesiva desses sistemas. Segundo eles os adesivos autocondicionantes não sofrem influência da pressão pulpar uma vez que a presença do *smear plug* previne o movimento de fluidos através dos túbulos dentinários. De forma a simular a ação de anestésicos com vasoconstrictores, que são capazes de inibir quase que completamente a pressão pulpar (Olgart & Gazelius, 1976), os procedimentos adesivos neste trabalho foram realizados sem a indução de pressão pulpar, pois esta poderia prejudicar o adesivo SMP.

O ácido fosfórico necessário para a aplicação do adesivo Scotchbond Multi-Purpose possui um pH muito baixo e é capaz de modificar fisiologicamente e morfolologicamente a superfície da dentina (Ozok *et al.*, 2004). Assim, acredita-se que o efeito do condicionamento ácido foi importante para o resultado final do selamento da dentina. Sem lama dentinária obliterando os túbulos, a permeabilidade da dentina aumenta de quatro a nove vezes dependendo do diâmetro dos túbulos e da sua densidade no local da avaliação (Pashley *et al.*, 1978). Isso pode levar a uma diluição dos componentes do *primer*, prejudicando a infiltração dos monômeros resinosos na dentina desmineralizada. Neste estudo, este fato pode ocorrer apesar da pressão pulpar induzida durante o procedimento adesivo ter sido reduzida à zero, simulando a ação de anestésicos com vasoconstrictor (Olgart & Gazelius, 1977). A aplicação do sistema adesivo sobre a superfície dentinária pode gerar diferenças no gradiente de concentração osmótico tendo como consequência o movimento de fluidos da câmara pulpar em direção à superfície dentinária exposta (Carvalho *et al.*, 2004). Portanto, se o selamento não for perfeito, ou seja, caso não haja uma adequada penetração e hibridização dos monômeros resinosos na zona de dentina desmineralizada e no interior dos túbulos dentinários, a falta da *smear layer* e *smear plug* pode ser o fator

responsável pela permeação de produtos da dentina até a polpa e vice-versa (Tao & Pashley, 1989).

O último passo do sistema Scotchbond Multi-Purpose está livre de solventes, mas, além dos monômeros hidrófobos (Bis-GMA), possui em sua composição monômeros hidrófilos como o 2-hidroxietil-metacrilato (HEMA) (Van Landuyt *et al.*, 2007), os quais são introduzidos na composição para melhorar a capacidade de molhamento da dentina pelo adesivo (Tay & Pashley, 2003) e a resistência de união (Nakaoki *et al.*, 2000). No entanto, tanto no seu estado não polimerizado ou mesmo polimerizado, o HEMA naturalmente absorverá água devido ao seu caráter hidrófilo, que pode diminuir a estabilidade hidrolítica da união (Van Landuyt *et al.*, 2007). O Scotchbond Multi-Purpose é o único dos sistemas utilizados que possui somente a água como solvente no *primer*. Todos os outros possuem a água aliada ao álcool ou acetona, que são solventes com alta pressão de vapor (Van Landuyt *et al.*, 2007), portanto, podem remover água residual mais facilmente. A presença do HEMA associado à água no *primer* do Scotchbond Multi-Purpose pode diminuir ainda mais a pressão de vapor da água, fazendo com que haja uma maior dificuldade em removê-la da superfície dentinária resultando em sua retenção ou aprisionamento na camada híbrida. Segundo Hashimoto *et al.* (2005), a evaporação do solvente antes da polimerização reduz a permeabilidade da camada de resina adesiva. Assim, a permanência do solvente pode prejudicar a polimerização (Hashimoto *et al.*, 2006) e a camada híbrida formada pode ser uma estrutura porosa incapaz de impedir o fluxo dentinário. Embora várias vantagens relatadas aos sistemas convencionais tenham sido descritas, desvantagens também têm sido mostradas e isso pode ser responsável pela igualdade de valores médios de selamento dentinário aos sistemas adesivos autocondicionantes de passo único e ao adesivo Clearfil SE Bond. Segundo Giannini *et al.* (2008), a eliminação da água e solventes residuais da camada do adesivo é fundamental para garantir adequada polimerização e conseqüente desempenho do material, sendo que isso é válido para todos os sistemas adesivos.

Cada adesivo autocondicionante de passo único utilizado contém componentes, principalmente, um monômero hidrófilo funcional específico que pode determinar sua

performance e estabilidade hidrolítica com o tempo (Garcia *et al.*, 2007). O G-Bond e o Hybrid Coat são adesivos que possuem como monômeros promotores de adesão o 4-MET e o 4-META, respectivamente. Eles são adesivos livres de HEMA, ou seja, estão menos propensos a absorção de água ao longo do tempo, pois possuem menor quantidade de monômeros hidrófilos. Isto pode ser comprovado pelo estudo de Sauro *et al.* (2007), em que o G-Bond, único adesivo livre de HEMA utilizado, foi o que menos teve sua resistência de união diminuída com o tempo, sendo considerado por eles o mais estável quanto à degradação hidrolítica. Além disso, ambos possuem a acetona aliada a água como solvente em sua composição. O papel da acetona é diminuir a viscosidade da solução, melhorando a penetração do agente adesivo na matriz de dentina desmineralizada. A mistura da acetona com a água aumenta a pressão de vapor da água, promovendo maior evaporação da mistura que diminui a quantidade de água residual (Van Landuyt *et al.*, 2007).

O G-Bond, assim como o adesivo Easy Bond, possui cargas nanométricas em sua composição, o que reforça a camada híbrida e os *tags* de resina (De Goes *et al.*, 2007b), auxiliando no selamento dentinário. Além disso, segundo o fabricante, o Easy Bond possui co-polímeros do Vitrebond em sua composição que possibilita uma união química com a hidroxiapatita. Essa união forma um complexo com os íons cálcio que auxilia em um melhor desempenho clínico do material.

Segundo o estudo de Reis *et al.* (2007), o adesivo Clearfil Tri-S Bond foi o adesivo autocondicionante de passo único que apresentou menor nanoinfiltração quando armazenado em água. Seu monômero funcional é o 10-MDP. Este monômero é relativamente estável à hidrólise (Van Landuyt *et al.*, 2007) e, é capaz de formar uma forte ligação iônica com o cálcio da hidroxiapatita. Segundo o fabricante, este adesivo apresenta uma “Tecnologia de Dispersão Molecular”, em que as duas fases líquidas dos componentes hidrófobos e hidrófilos podem ser mantidas em um estado homogêneo a nível molecular mesmo quando o solvente é evaporado, melhorando a qualidade da união.

O adesivo Bond Force apesar de possuir o HEMA associado à água na sua composição, foi o único adesivo utilizado que o fabricante recomendou uma aplicação

de forma ativa e secagem de forma direta. Tem sido relatado que tais procedimentos podem maximizar o desempenho do material. Do Amaral *et al.* (2008), realizaram um trabalho para avaliar o efeito do modo de aplicação dos sistemas adesivos autocondicionantes de passo único sobre a resistência de união e nanoinfiltração imediata e após seis meses. De acordo com seus resultados, todos os adesivos tiveram uma melhor performance adesiva quando aplicados de forma ativa. A forma de aplicação ativa pode levar a uma maior impregnação de monômeros na dentina formando uma camada híbrida mais resistente e menos susceptível à passagem de água. Além disso, a secagem com ar (Ikeda *et al.*, 2008) auxilia na evaporação do solvente e da água diminuindo o aprisionamento da mesma na interface adesiva.

Muitos trabalhos (Pashley EL *et al.*, 2002; Nakaoki *et al.*, 2005; De Goes *et al.*, 2007a; Do Amaral *et al.*, 2008) propõem modificações na aplicação dos sistemas adesivos com o intuito de melhorar o desempenho destes materiais. Como já foi relatado, a aplicação de uma camada de resina adesiva hidrófoba livre de solventes melhora a efetividade dos adesivos (Tay *et al.*, 2004a; Reis *et al.*, 2008a). Assim foi proposto neste estudo a substituição dessa resina adesiva por uma resina composta de baixa viscosidade, uma vez que esta não possui solventes e nem monômeros hidrófilos em sua composição. Entretanto, a aplicação desta camada de resina composta de baixa viscosidade não modificou os resultados, proporcionando o mesmo selamento que o modo de aplicação sugerido pelos fabricantes dos adesivos utilizados. A aplicação e dificuldade em espalhar esta resina sobre a superfície dentinária de forma a se conseguir uma camada uniforme e de espessura compatível com aquela formada pelos sistemas adesivos pode ter sido a causa desta técnica não ter atingido um completo selamento da superfície. Comparando com a resina adesiva, ela possui uma maior viscosidade, já que possuem uma maior porcentagem de cargas micrométricas em sua composição.

A aplicação de múltiplas camadas tem sido recomendada para que um melhor desempenho seja alcançado com os sistemas adesivos autocondicionantes de passo único (Pashley EL *et al.*, 2002). Estas aplicações adicionais podem saturar a superfície com o adesivo e melhorar a infiltração dos monômeros resinosos dentro da dentina

desmineralizada (Nakaoki *et al.*, 2005), além de assegurar que a superfície de dentina exposta e os túbulos dentinários abertos sejam cobertos com uma camada de adesivo adequadamente polimerizada (Pashley EL *et al.*, 2002). Seguindo-se a técnica de aplicação de duas camadas dos adesivos autocondicionantes de passo único proposto por Albuquerque *et al.*, (2008), para aumentar a resistência de união à dentina, em nossos estudos essa aplicação da segunda camada para todos os adesivos testados não implicou em um aumento do selamento dentinário, ou seja, uma única aplicação do adesivo produziu o mesmo selamento que as duas outras formas propostas de uso de sistemas adesivos. Nossos resultados estão de acordo com Nakaoki *et al.* (2005), que compararam a aplicação de uma única camada com a aplicação de duas camadas dos adesivos autocondicionantes de passo único e não encontraram diferença estatisticamente significativa na resistência de união por cisalhamento dos adesivos testados. No presente estudo, cada camada foi fotopolimerizada separadamente, assim a segunda camada não aumentaria a penetração de monômeros resinosos já que a primeira camada polimerizada age como uma barreira. No entanto, a segunda camada pode aumentar o grau de conversão da primeira camada que está em contato e infiltrada na dentina (De Goes *et al.*, 2008). Também aumenta a espessura da camada do adesivo (Hashimoto *et al.*, 2004a), que pode influenciar na maior durabilidade da união em longo prazo quando comparada à técnica de única aplicação (Reis *et al.*, 2008).

Os preparos para laminados cerâmicos e facetas de resina composta são procedimentos estéticos muito indicados atualmente. Compreendem procedimentos mais conservadores que os preparos para coroas totais e possibilitam composições estéticas com um menor desgaste dentário. Assim, a atual tendência por preparos relacionados aos procedimentos estéticos e mais conservadores foi o motivo pelo qual se optou pelo preparo para faceta e em dentina superficial. Neste substrato onde a umidade intrínseca é menor, pode não ter produzido o mesmo efeito que seria esperado no substrato profundo, onde se tem uma maior umidade dentinária (Pashley 1991). Essa umidade pode resultar na diminuição da resistência de união e em um

menor selamento da dentina, uma vez que a água pode prejudicar a penetração e a polimerização do adesivo (Hashimoto *et al.*, 2004; Cadenaro *et al.*, 2005).

Os cirurgiões-dentistas e as empresas de materiais dentários têm priorizado cada vez mais o uso de sistemas adesivos simplificados por serem materiais de fácil aplicação, com menor número de passos operatórios e menor sensibilidade da técnica (Van Meerbeek *et al.*, 2003). Entretanto, a efetividade destes materiais ainda tem sido questionada, o que torna válido estudar a performance desta categoria de adesivos frente a diferentes metodologias (Loguercio *et al.*, 2007, Albuquerque *et al.*, 2008, do Amaral *et al.*, 2008), pois ainda existem controvérsias quanto ao desempenho clínico destes materiais.

7. CONCLUSÃO

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

1. Os sistemas adesivos utilizados de acordo com as respectivas instruções dos fabricantes não foram capazes de selar completamente a dentina após a sua polimerização, entretanto reduziram a permeabilidade dentinária em mais de 88%.
2. A aplicação de dupla camada dos adesivos autocondicionantes de passo único não proporcionou maior selamento dentinário, quando comparado à aplicação preconizada pelos fabricantes;
3. A aplicação de duas camadas da resina adesiva dos sistemas autocondicionantes de dois passos ou da resina adesiva do adesivo convencional de três passos utilizados não proporcionaram maior selamento dentinário, quando comparado à aplicação preconizada pelos fabricantes;
4. A aplicação de uma camada de resina composta de baixa viscosidade sobre a camada de adesivo autocondicionante de passo único não proporcionou maior selamento, quando comparado à aplicação de acordo com as instruções dos fabricantes;
5. A substituição da camada de resina adesiva por uma camada de resina composta de baixa viscosidade para os sistemas com mais de um passo não proporcionou maior selamento, quando comparado à aplicação de acordo com as instruções dos fabricantes;
6. Os sistemas adesivos autocondicionantes de passo único tiveram comportamento imediato similar aos adesivos autocondicionantes de dois passos e ao adesivo convencional de três passos.

REFERÊNCIAS*

1. Albuquerque M, Pegoraro M, Mattei G, Reis A, Loguercio AD. Effect of double-application or the application of a hydrophobic layer for improved efficacy of one-step self-etch systems in enamel and dentin. *Oper Dent*. 2008; 33(5): 564-70.
2. Arrais CA, Giannini M. Morphology and thickness of the diffusion of resin through demineralized or unconditioned dentinal matrix. *Pesqui Odontol Bras*. 2002; 16(2): 115-20.
3. Bouillaguet S, Duroux B, Ciucchi B, Sano H. Ability of adhesive systems to seal dentin surfaces: an in vitro study. *J Adhes Dent*. 2000; 2(3): 201-8.
4. Brannstrom M, Nordenvall KJ, Glantz PO. The effect of EDTA-containing surface-active solutions on the morphology of prepared dentin: an in vivo study. *J Dent Res*. 1980; 59(7): 1127-31.
5. 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.
6. Cadenaro M, Antoniolli 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.
7. Cadenaro M, Breschi L, Rueggeberg FA, Agee K, Di Lenarda R, Carrilho M *et al*. Effect of adhesive hydrophilicity and curing time on the permeability of resins bonded to water vs. ethanol-saturated acid-etched dentin. *Dent Mater*. 2009; 25 (1): 39-47.
8. Camps J, About I, Gouirand S, Franquin JC. Dentin permeability and eugenol diffusion after full crown preparation. *Am J Dent*. 2003; 16(2): 112-6.
9. Cardoso MV, Moretto SG, de Carvalho RC, Russo EM. Influence of intrapulpal pressure simulation on the bond strength of adhesive systems to dentin. *Braz Oral Res*. 2008; 22(2): 170-5.

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

10. Carrilho MR, Tay FR, Donnelly AM, Agee KA, Carvalho RM, Hosaka K *et al.* Membrane permeability properties of dental adhesive films. J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater 88B: 2009; 312 – 320.
11. Carvalho RM, Yoshiyama M, Brewer PD, Pashley DH. Dimensional changes of demineralized human dentine during preparation for scanning electron microscopy. Arch Oral Biol. 1996; 41(4): 379-86.
12. Carvalho RM. Adesivos Dentinários: Fundamentos para aplicação clínica. Revista de Dentística Restauradora. 1998; 1(2): 62-96.
13. Carvalho RM, Carrilho MR, Pereira L, Garcia F, Marquezíni Jr L, Silva S *et al.* Sistemas adesivos: fundamentos para aplicação clínica Biodonto. 2004; 2(1): 9 - 86.
14. Chersoni S, Suppa P, Breschi L, Ferrari M, Tay FR, Pashley DH *et al.* Water movement in the hybrid layer after different dentin treatments. Dent Mater. 2004a; 20(9): 796-803.
15. Chersoni S, Suppa P, Grandini S, Goracci C, Monticelli F, Yiu C *et al.* In vivo and in vitro permeability of one-step self-etch adhesives. J Dent Res. 2004b; 83(6): 459-64.
16. De Goes MF, Giannini M, Daronch M, Arrais CAG, Di Hipolito V, Rueggeberg FA. Bond strength and monomer conversion of bonding agents mixed with restorative composites prior to light exposure. Journal of Adhesion. 2007a; 83(1-3): 105-16.
17. 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. 2007b;
18. De Goes MF, Giannini M, Di Hipolito V, Carrilho MR, Daronch M, Rueggeberg FA. Microtensile bond strength of adhesive systems to dentin with or without application of an intermediate flowable resin layer. Braz Dent J. 2008; 19(1): 51-6.
19. De La Macorra JC, Escibano NI. Comparison of two methods to measure permeability of dentin. J Biomed Mater Res. 2002; 63(5): 531-4.
20. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans 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.

21. De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Suzuki K *et al*. Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. J Dent Res. 2003; 82(2): 136-40.
22. 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.
23. Dutra-Correa M, Anauate-Netto C, Arana-Chavez VE. Density and diameter of dentinal tubules in etched and non-etched bovine dentine examined by scanning electron microscopy. Arch Oral Biol. 2007; 52(9): 850-5.
24. Dutra-Correa M, Anauate-Netto C, Youssef MN, Do Carmo ARP, Kuchinski FB. Comparative study by light microscopic of the morphology of human and bovine dentin. Rev ABO Nac. 2005; 13(3): 179-83.
25. Eick JD, Gwinnett AJ, Pashley DH, Robinson SJ. Current concepts on adhesion to dentin. Crit Rev Oral Biol Med. 1997; 8(3): 306-35.
26. Eick JD, Smith RE, Pinzino CS, Kostoryz EL. Stability of silorane dental monomers in aqueous systems. J Dent. 2006; 34(6): 405-10.
27. Forssell-Ahlberg K, Brannstrom M, Edwall 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.
28. Garberoglio R, Brannstrom M. Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. Arch Oral Biol. 1976; 21(6): 355-62.
29. 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.
30. Giannini M, Arrais CA, Vermelho CA, Reis RS, dos Santos LP, Leite ER. Effects of the solvent evaporation technique on the degree of conversion of one-bottle adhesive systems. Oper Dent. 2008; Mar-Apr; 33(2):149-54.
31. Giannini M, Seixas CA, Reis AF, Pimenta LA. Six-month storage-time evaluation of one-bottle adhesive systems to dentin. J Esthet Restor Dent. 2003; 15(1): 43-8.
32. 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.

33. 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.
34. Hashimoto M, De Munck J, Ito S, Sano H, Kaga M, Oguchi H *et al*. In vitro effect of nanoleakage expression on resin-dentin bond strengths analyzed by microtensile bond test, SEM/EDX and TEM. *Biomaterials*. 2004a; 25(25): 5565-74.
35. Hashimoto M, Ito S, Tay FR, Svizero NR, Sano H, Kaga M *et al*. Fluid movement across the resin-dentin interface during and after bonding. *J Dent Res*. 2004b; 83(11): 843-8.
36. Hashimoto M, Tay FR, Ito S, Sano H, Kaga M, Pashley DH. Permeability of adhesive resin films. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2005; 74(2): 699-705.
37. 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.
38. Hosaka K, Tagami J, Nishitani Y, Yoshiyama M, Carrilho M, Tay FR *et al*. Effect of wet vs. dry testing on the mechanical properties of hydrophilic self-etching primer polymers. *Eur J Oral Sci*. 2007; 115(3): 239-45.
39. Ikeda T, De Munck J, Shirai K, Hikita K, Inoue S, Sano H *et al*. Effect of air-drying and solvent evaporation on the strength of HEMA-rich versus HEMA-free one-step adhesives. *Dent Mater*. 2008; 24(10): 1316-23.
40. Kanca J. Resin bonding to wet substrate. I. Bonding to dentin. *Quintessence Int*. 1992; 23: 39-41.
41. King NM, Tay FR, Pashley DH, Hashimoto M, Ito S, Brackett WW *et al*. Conversion of one-step to two-step self-etch adhesives for improved efficacy and extended application. *Am J Dent*. 2005; 18(2): 126-34.
42. Loguercio AD, Bittencourt DD, Baratieri LN, Reis A. A 36-month evaluation of self-etch and etch-and-rinse adhesives in noncarious cervical lesions. *J Am Dent Assoc*. 2007; 138(4): 507-14; quiz 35-7.
43. Malacarne J, Carvalho RM, de Goes MF, Svizero N, Pashley DH, Tay FR *et al*. Water sorption/solubility of dental adhesive resins. *Dent Mater*. 2006; 22(10): 973-80.
44. Marshall GW, Jr., Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent*. 1997; 25(6): 441-58.

45. Mazzoni A, Pashley DH, Nishitani Y, Breschi L, Mannello F, Tjaderhane L *et al.* Reactivation of inactivated endogenous proteolytic activities in phosphoric acid-etched dentine by etch-and-rinse adhesives. *Biomaterials*. 2006; 27(25): 4470-6.
46. Merchant VA, Livingston MJ, Pashley DH. Dentin permeation: comparison of diffusion with filtration. *J Dent Res*. 1977; 56(10): 1161-4.
47. Momoi Y, Akimoto N, Kida K, Yip KH, Kohno A. Sealing ability of dentin coating using adhesive resin systems. *Am J Dent*. 2003; 16(2): 105-11.
48. Mortier E, Gerdolle DA, Jacquot B, Panighi MM. Importance of water sorption and solubility studies for couple bonding agent--resin-based filling material. *Oper Dent*. 2004; 29(6): 669-76.
49. 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.
50. Nakabayashi N, Pashley D. Hybridization of dental hard tissues. 1. Tokyo: Quintessence Publishing Co, 1998.
51. Nakamichi I, Iwaku M, Fusayama T. Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test. *J Dent Res*. 1983; 62(10): 1076-81.
52. Nakaoki Y, Sasakawa W, Horiuchi S, Nagano F, Ikeda T, Tanaka T *et al.* Effect of double-application of all-in-one adhesives on dentin bonding. *J Dent*. 2005; 33(9): 765-72.
53. Ogata M, Harada N, Yamaguchi S, Nakajima M, Pereira PN, Tagami J. Effects of different burs on dentin bond strengths of self-etching primer bonding systems. *Oper Dent*. 2001; 26(4): 375-82.
54. Olgart L, Gazelius B. Effects of adrenaline and felypressin (octapressin) on blood flow and sensory nerve activity in the tooth. *Acta Odontol Scand*. 1977; 35(2): 69-75.
55. 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.
56. 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.

57. Pashley DH. Smear layer: Physiological Considerations. Oper Dent. 1984; Suppl 3; 13 -29.
58. Pashley DH. Dentin-predentin complex and its permeability: physiologic overview. J Dent Res. 1985; 64; 613-20.
59. Pashley DH, Depew DD. Effects of the smear layer, Copalite, and oxalate on microleakage. Oper Dent. 1986; 11(3): 95-102.
60. Pashley DH, Tao L, Boyd L, King GE, Horner JA. Scanning electron microscopy of the substructure of smear layers in human dentine. Arch Oral Biol. 1988; 33(4): 265-70.
61. Pashley DH. Dentin Permeability: Theory and practice. In: Spangberg L (ed). Experimental Endodontics. Boca Raton, FL: CRC Press 1990: 19 – 49.
62. Pashley DH. Clinical correlations of dentin structure and function. J Prosthet Dent. 1991; 66(6): 777-81.
63. Pashley DH, Ciucchi B, Sano H, Horner JA. Permeability of dentin to adhesive agents. Quintessence Int. 1993; 24(9): 618-31.
64. Pashley DH, Carvalho RM. Dentine permeability and dentine adhesion. J Dent. 1997; 25(5): 355-72.
65. 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.
66. Pashley EL, Agee KA, Pashley DH ,Tay FR. Effects of one versus two applications of an unfilled, all-in-one adhesive on dentine bonding. J Dent. 2002; 30(2-3): 83-90.
67. Prati C. What is the clinical relevance of in vitro dentine permeability tests? J Dent. 1994; 22(2): 83-8.
68. Prati C, Chersoni S, Mongiorgi R, Pashley DH. Resin-infiltrated dentin layer formation of new bonding systems. Oper Dent. 1998; 23(4): 185-94.
69. Reis A, Albuquerque M, Pegoraro M, Mattei G, Bauer JR, Grande RH *et al.* Can the durability of one-step self-etch adhesives be improved by double application or by an extra layer of hydrophobic resin? J Dent. 2008a; 36(5): 309-15.

70. Reis A, Cardoso PC, Vieira LCC, Baratieri LN, Grande RHM, Loguercio AD. Effect of prolonged application times on the durability of resin-dentin bonds. *Dental Materials*. 2008b; 24: 639-644.
71. Reis AF, Arrais CA, Novaes PD, Carvalho RM, De Goes MF, Giannini M. Ultramorphological analysis of resin-dentin interfaces produced with water-based single-step and two-step adhesives: nanoleakage expression. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2004a; 71(1): 90-8.
72. 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.
73. Reis AF, Cassoni A, Kiriata M, Sapata ASP, Atuí RAFL, Pereira PNR, Giannini M. Degradação das interfaces resina-dentina: uma revisão da literatura. *Rev Odontol UNESP*. 2006; 35(3): 191-99.
74. Reis AF, Bedran-Russo AK, Giannini M, Pereira PN. Interfacial ultramorphology of single-step adhesives: nanoleakage as a function of time. *J Oral Rehabil*. 2007; 34(3): 213-21.
75. Rosales-Leal JI, De La Torre-Moreno FJ, Bravo M. Effect of pulp pressure on the micropermeability and sealing ability of etch & rinse and self-etching adhesives. *Oper Dent*. 2007; 32(3): 242-50.
76. Rueggeberg FA, Margeson DH. The effect of oxygen inhibition on an unfilled/filled composite system. *J Dent Res*. 1990; 69(10): 1652-8.
77. Sano H, Takatsu T, Ciucchi B, Horner JA, Matthews WG, Pashley DH. Nanoleakage: leakage within the hybrid layer. *Oper Dent*. 1995; 20(1): 18-25.
78. Saunders WP. The shear impact retentive strengths of four dentine bonding agents to human and bovine dentine. *J Dent*. 1988; 16(5): 233-8.
79. 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.
80. Sauro S, Pashley DH, Mannocci F, Tay FR, Pilecki P, Sherriff M *et al*. Micropermeability of current self-etching and etch-and-rinse adhesives bonded to deep dentine: a comparison study using a double-staining/confocal microscopy technique. *Eur J Oral Sci*. 2008; 116(2): 184-93.

81. Schilke R, Lisson JA, Bauss O, Geurtsen W. Comparison of the number and diameter of dentinal tubules in human and bovine dentine by scanning electron microscopic investigation. *Arch Oral Biol.* 2000; 45(5): 355-61.
82. 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.
83. Schmalz G, Schweikl H. Characterization of an in vitro dentin barrier test using a standard toxicant. *J Endod.* 1994; 20(12): 592-4.
84. Silva SMA. Avaliação in vitro dos efeitos da aplicação de sistemas adesivos, do oxalato de potássio, ou a combinação de ambos, na permeabilidade dentinária [Dissertação]. Bauru: USP / FOB; 2005.
85. Spencer P, Wang Y. Adhesive phase separation at the dentin interface under wet bonding conditions. *J Biomed Mater Res.* 2002; 62(3): 447-56.
86. Stangel I, Ellis TH, Sacher E. Adhesion to tooth structure mediated by contemporary bonding systems. *Dent Clin North Am.* 2007; 51(3): 677-94, vii.
87. Sulkala M, Tervahartiala T, Sorsa T, Larmas M, Salo T, Tjaderhane L. Matrix metalloproteinase-8 (MMP-8) is the major collagenase in human dentin. *Arch Oral Biol.* 2007; 52(2): 121-7.
88. Tagami J, Tao L, Pashley DH, Horner JA. The permeability of dentine from bovine incisors in vitro. *Arch Oral Biol.* 1989; 34(10): 773-7.
89. Tao L, Pashley DH. The relationship between dentin bond strengths and dentin permeability. *Dent Mater.* 1989; 5(2): 133-9.
90. Tao L, Pashley DH. Shear bond strengths to dentin: effects of surface treatments, depth and position. *Dent Mater.* 1988; 4(6): 371-8.
91. Tay FR, Moulding KM, Pashley DH. Distribution of nanofillers from a simplified-step adhesive in acid-conditioned dentin. *J Adhes Dent.* 1999; 1(2): 103-17.
92. Tay FR, Pashley DH. Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dent Mater.* 2001; 17(4): 296-308.
93. Tay FR, Pashley DH. Dental adhesives of the future. *J Adhes Dent.* 2002; 4(2): 91-103.

94. Tay FR, King NM, Chan KM, Pashley DH. How can nanoleakage occur in self-etching adhesive systems that demineralize and infiltrate simultaneously? *J Adhes Dent*. 2002a; 4(4): 255-69.
95. Tay FR, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Itthagarun A. Single-step adhesives are permeable membranes. *J Dent*. 2002b; 30(7-8): 371-82.
96. Tay FR, Pashley DH, Yoshiyama M. Two modes of nanoleakage expression in single-step adhesives. *J Dent Res*. 2002c; 81(7): 472-6.
97. Tay FR, Pashley DH. Have dentin adhesives become too hydrophilic? *J Can Dent Assoc*. 2003; 69(11): 726-31.
98. Tay FR, Frankenberger R, Krejci I, Bouillaguet S, Pashley DH, Carvalho RM *et al*. Single-bottle adhesives behave as permeable membranes after polymerization. I. In vivo evidence. *J Dent*. 2004a; 32(8): 611-21.
99. Tay FR, Pashley DH, Suh B, Carvalho R, Miller M. Single-step, self-etch adhesives behave as permeable membranes after polymerization. Part I. Bond strength and morphologic evidence. *Am J Dent*. 2004b; 17(4): 271-8.
100. Ten Cate A. *Histologia Bucal: Desenvolvimento, Estrutura e Função*. Rio de Janeiro: Guanabara Kooga; 1998.
101. 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.
102. Van Meerbeek B, Peumans M, Gladys S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Three-year clinical effectiveness of four total-etch dentinal adhesive systems in cervical lesions. *Quintessence Int*. 1996; 27(11): 775-84.
103. 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.
104. Wang Y, Spencer P. Hybridization efficiency of the adhesive/dentin interface with wet bonding. *J Dent Res*. 2003; 82(2): 141-5.
105. Watanabe I, Nakabayashi N. Measurement methods for adhesion to dentine: the current status in Japan. *J Dent*. 1994; 22(2): 67-72.

106. Watanabe I, Nakabayashi N, Pashley DH. Bonding to ground dentin by a phenyl-P self-etching primer. *J Dent Res.* 1994; 73(6): 1212-20.

Apêndice I

The SAS System

The GLM Procedure

Dependent Variable: var

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	23	333.575667	14.503290	1.35	0.1554
Error	96	1028.288000	10.711333		
Corrected Total	119	1361.863667			

R-Square	Coeff Var	Root MSE	var Mean
0.244941	3.444648	3.272817	95.01167

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
condicao	2	50.3871667	25.1935833	2.35	0.1006
Adesivo	7	158.2690000	22.6098571	2.11	0.0495
condicao*Adesivo	14	124.9195000	8.9228214	0.83	0.6321

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
condicao	2	50.3871667	25.1935833	2.35	0.1006
Adesivo	7	158.2690000	22.6098571	2.11	0.0495
condicao*Adesivo	14	124.9195000	8.9228214	0.83	0.6321

Apêndice II

Tabela 2. Valores individuais das conversões das permeabilidades máximas e permeabilidades mínimas; valores individuais das porcentagens de selamento; média das porcentagens de selamento e desvio-padrão por grupo.

Condição 1

Grupo 1 – GB

Dente	P Máx (mm)	P Mín (mm)	P Máx (μL)	P Mín (μL)	P Máx (μL/min)	P Mín (μL/min)	%P Selamento	Média	DP
25	28	1,5	10,769	0,577	2,692	0,144	94,64	94,9	1,9
49	49	3	18,846	1,154	4,712	0,288	93,88		
73	22	1,5	8,462	0,577	2,115	0,144	93,18		
97	108	2	41,538	0,769	10,385	0,192	98,15		
121	38	2	14,615	0,769	3,654	0,192	94,74		

Grupo 2 – TS

Dente	P Máx (mm)	P Mín (mm)	P Máx (μL)	P Mín (μL)	P Máx (μL/min)	P Mín (μL/min)	%P Selamento	Média	DP
26	75,5	1,5	29,038	0,577	7,260	0,144	98,01	94,5	3,8
50	90	6	34,615	2,308	8,654	0,577	93,33		
74	40	0,5	15,385	0,192	3,846	0,048	98,75		
98	28	2	10,769	0,769	2,692	0,192	92,86		
122	24	2,5	9,231	0,962	2,308	0,240	89,58		

G3 – HB

Dente	P Máx (mm)	P Mín (mm)	P Máx (μL)	P Mín (μL)	P Máx (μL/min)	P Mín (μL/min)	%P Selamento	Média	DP
27	81	3	31,154	1,154	7,788	0,288	96,30	93,9	3,1
51	36	2	13,846	0,769	3,462	0,192	94,44		
75	26	2	10,000	0,769	2,500	0,192	92,31		
99	14	1,5	5,385	0,577	1,346	0,144	89,29		
123	98	3	37,692	1,154	9,423	0,288	96,94		

G4 – BF

Dente	P Máx (mm)	P Mín (mm)	P Máx (μL)	P Mín (μL)	P Máx (μL/min)	P Mín (μL/min)	%P Selamento	Média	DP
28	50	2	19,231	0,769	4,808	0,192	96,00	94,9	3,1
52	86	2	33,077	0,769	8,269	0,192	97,67		
76	28	2	10,769	0,769	2,692	0,192	92,86		
100	16	1,5	6,154	0,577	1,538	0,144	90,63		
124	80	2	30,769	0,769	7,692	0,192	97,50		

G5 – AEB

Dente	P Máx (mm)	P Mín (mm)	P Máx (μL)	P Mín (μL)	P Máx (μL/min)	P Mín (μL/min)	%P Selamento	Média	DP
29	48	2,5	18,462	0,962	4,615	0,240	94,79	94,6	3,1
53	184	2	70,769	0,769	17,692	0,192	98,91		
77	12	1	4,615	0,385	1,154	0,096	91,67		
101	18	1,5	6,923	0,577	1,731	0,144	91,67		
125	36	1,5	13,846	0,577	3,462	0,144	95,83		

G6 – SI

Dente	P Máx (mm)	P Mín (mm)	P Máx (μL)	P Mín (μL)	P Máx (μL/min)	P Mín (μL/min)	%P Selamento	Média	DP
30	76	2,5	29,231	0,962	7,308	0,240	96,71	96,4	2,4
54	36	1	13,846	0,385	3,462	0,096	97,22		
78	120	1,5	46,154	0,577	11,538	0,144	98,75		
102	13	1	5,000	0,385	1,250	0,096	92,31		
126	50	1,5	19,231	0,577	4,808	0,144	97,00		

G7 – SE

Dente	P Máx (mm)	P Mín (mm)	P Máx (μL)	P Mín (μL)	P Máx (μL/min)	P Mín (μL/min)	%P Selamento	Média	DP
31	62	2	23,846	0,769	5,962	0,192	94,44	95,1	3,5
55	20	2	7,692	0,769	1,923	0,192	90,00		
79	18	1	6,923	0,385	1,731	0,096	94,44		

103	116	2	44,615	0,769	11,154	0,192	98,28
127	66	1	25,385	0,385	6,346	0,096	98,48

G8 – SM

Dente	P Máx (mm)	P Mín (mm)	P Máx (µL)	P Mín (µL)	P Máx (µL/min)	P Mín (µL/min)	%P Selamento	Média	DP
32	86	12	33,077	4,615	8,269	1,154	86,05	88,7	5,1
56	31	3,5	11,923	1,346	2,981	0,337	88,71		
80	116	3	44,615	1,154	11,154	0,288	97,41		
104	42	6	16,154	2,308	4,038	0,577	85,71		
128	12	1,75	4,615	0,673	1,154	0,168	85,42		

Condição 2

G9 – GB

Dente	P Máx (mm)	P Mín (mm)	P Máx (µL)	P Mín (µL)	P Máx (µL/min)	P Mín (µL/min)	%P Selamento	Média	DP
33	23	2	8,846	0,769	2,212	0,192	91,30	94,5	4,2
57	100	2	38,462	0,769	9,615	0,192	98,00		
81	28	3	10,769	1,154	2,692	0,288	89,29		
105	55	0,5	21,154	0,192	5,288	0,048	99,09		
129	40	2	15,385	0,769	3,846	0,192	95,00		

G10 – TS

Dente	P Máx (mm)	P Mín (mm)	P Máx (µL)	P Mín (µL)	P Máx (µL/min)	P Mín (µL/min)	%P Selamento	Média	DP
34	39	3	15,000	1,154	3,750	0,288	92,31	94,6	3,5
58	54	2	20,769	0,769	5,192	0,192	96,30		
82	92	1	35,385	0,385	8,846	0,096	98,91		
106	33	1,5	12,692	0,577	3,173	0,144	95,45		
130	25	2,5	9,615	0,962	2,404	0,240	90,00		

G11 – HB

Dente	P Máx (mm)	P Mín (mm)	P Máx (μL)	P Mín (μL)	P Máx (μL/min)	P Mín (μL/min)	%P Selamento	Média	DP
35	96	4	36,923	1,538	9,231	0,385	95,83	95,9	2,5
59	38	1	14,615	0,385	3,654	0,096	97,37		
83	140	2,5	53,846	0,962	13,462	0,240	98,21		
107	20	0,75	7,692	0,288	1,923	0,072	96,25		
131	12	1	4,615	0,385	1,154	0,096	91,67		

G12 – BF

Dente	P Máx (mm)	P Mín (mm)	P Máx (μL)	P Mín (μL)	P Máx (μL/min)	P Mín (μL/min)	%P Selamento	Média	DP
36	32,5	2,5	12,500	0,962	3,125	0,240	92,31	93,5	3,8
60	156	5	60,000	1,923	15,000	0,481	96,79		
84	12	1,5	4,615	0,577	1,154	0,144	87,50		
108	54	2	20,769	0,769	5,192	0,192	96,30		
132	28	1,5	10,769	0,577	2,692	0,144	94,64		

G13 – AEB

Dente	P Máx (mm)	P Mín (mm)	P Máx (mL)	P Mín (μL)	P Máx (μL/min)	P Mín (μL/min)	%P Selamento	Média	DP
37	130	4	50,000	1,538	12,500	0,385	96,92	95,6	2,6
61	15	1	5,769	0,385	1,442	0,096	93,33		
85	26	2	10,000	0,769	2,500	0,192	92,31		
109	72	1,5	27,692	0,577	6,923	0,144	97,92		
133	40	1	15,385	0,385	3,846	0,096	97,50		

G14 – SI

Dente	P Máx (mm)	P Mín (mm)	P Máx (μL)	P Mín (μL)	P Máx (μL/min)	P Mín (μL/min)	%P Selamento	Média	DP
38	18	1	6,923	0,385	1,731	0,096	94,44	97,6	1,8
62	29	0,5	11,154	0,192	2,788	0,048	98,28		
86	48	1	18,462	0,385	4,615	0,096	97,92		

110	120	1,5	46,154	0,577	11,538	0,144	98,75
134	42	0,5	16,154	0,192	4,038	0,048	98,81

G15 – SE

Dente	P Máx (mm)	P Mín (mm)	P Máx (μL)	P Mín (μL)	P Máx (μL/min)	P Mín (μL/min)	%P Selamento	Média	DP
39	29	2	11,154	0,769	2,788	0,192	93,10	96,6	2,2
63	51	1,5	19,615	0,577	4,904	0,144	97,06		
87	26	1	10,000	0,385	2,500	0,096	96,15		
111	88	1	33,846	0,385	8,462	0,096	98,86		
135	63	1,5	24,231	0,577	6,058	0,144	97,62		

G16 – SM

Dente	P Máx (mm)	P Mín (mm)	P Máx (μL)	P Mín (μL)	P Máx (μL/min)	P Mín (μL/min)	%P Selamento	Média	DP
40	16	2	6,154	0,769	1,538	0,192	87,50	93,9	5,4
64	32	1	12,308	0,385	3,077	0,096	96,88		
88	168	2	64,615	0,769	16,154	0,192	98,81		
112	35	4	13,462	1,538	3,365	0,385	88,57		
136	49	1	18,846	0,385	4,712	0,096	97,96		

Condição 3

G17 – GB

Dente	P Máx (mm)	P Mín (mm)	P Máx (μL)	P Mín (μL)	P Máx (μL/min)	P Mín (μL/min)	%P Selamento	Média	DP
41	13	1	5,000	0,385	1,250	0,096	92,31	96,4	2,4
65	33	1	12,692	0,385	3,173	0,096	96,97		
89	104	2	40,000	0,769	10,000	0,192	98,08		
113	44	1,5	16,923	0,577	4,231	0,144	96,59		
137	84	1,5	32,308	0,577	8,077	0,144	98,21		

G18 – TS

Dente	P Máx (mm)	P Mín (mm)	P Máx (μL)	P Mín (μL)	P Máx (μL/min)	P Mín (μL/min)	%P Selamento	Média	DP
42	76	1,25	29,231	0,481	7,308	0,120	98,36	96,3	2,6
66	146	2,5	56,154	0,962	14,038	0,240	98,29		
90	44	1	16,923	0,385	4,231	0,096	97,73		
114	26	1,5	10,000	0,577	2,500	0,144	94,23		
138	14	1	5,385	0,385	1,346	0,096	92,86		

G19 – HB

Dente	P Máx (mm)	P Mín (mm)	P Máx (μL)	P Mín (μL)	P Máx (μL/min)	P Mín (μL/min)	%P Selamento	Média	DP
43	134	5	51,538	1,923	12,885	0,481	96,27	94,9	2,6
67	60	2,5	23,077	0,962	5,769	0,240	95,83		
91	38	2	14,615	0,769	3,654	0,192	94,74		
115	21	2	8,077	0,769	2,019	0,192	90,48		
139	17	0,5	6,538	0,192	1,635	0,048	97,06		

G20 – BF

Dente	P Máx (mm)	P Mín (mm)	P Máx (μL)	P Mín (μL)	P Máx (μL/min)	P Mín (μL/min)	%P Selamento	Média	DP
44	16	1	6,154	0,385	1,538	0,096	93,75	94,7	4,7
68	208	0,5	80,000	0,192	20,000	0,048	99,76		
92	38	2	14,615	0,769	3,654	0,192	94,74		
116	12	1,5	4,615	0,577	1,154	0,144	87,50		
140	44	1	16,923	0,385	4,231	0,096	97,73		

G21 – AEB

Dente	P Máx (mm)	P Mín (mm)	P Máx (μL)	P Mín (μL)	P Máx (μL/min)	P Mín (μL/min)	%P Selamento	Média	DP
45	26	0,5	10,000	0,192	2,500	0,048	98,08	96,9	1,2
69	12	0,5	4,615	0,192	1,154	0,048	95,83		
93	112	2	43,077	0,769	10,769	0,192	98,21		
117	81	3	31,154	1,154	7,788	0,288	96,30		

141	38	1,5	14,615	0,577	3,654	0,144	96,05
-----	----	-----	--------	-------	-------	-------	-------

G22 – SI

Dente	P Máx (mm)	P Mín (mm)	P Máx (μL)	P Mín (μL)	P Máx (μL/min)	P Mín (μL/min)	%P Selamento	Média	DP
46	36	1	13,846	0,385	3,462	0,096	97,22	95,8	3,6
70	42	1	16,154	0,385	4,038	0,096	97,62		
94	152	1	58,462	0,385	14,615	0,096	99,34		
118	20	2	7,692	0,769	1,923	0,192	90,00		
142	14	0,75	5,385	0,288	1,346	0,072	94,64		

G23 – SE

Dente	P Máx (mm)	P Mín (mm)	P Máx (μL)	P Mín (μL)	P Máx (μL/min)	P Mín (μL/min)	%P Selamento	Média	DP
47	24	1,5	9,231	0,577	2,308	0,144	93,75	95,4	2,9
71	18	1,5	6,923	0,577	1,731	0,144	91,67		
95	38	2	14,615	0,769	3,654	0,192	94,74		
119	76	1	29,231	0,385	7,308	0,096	98,68		
143	124	2,5	47,692	0,962	11,923	0,240	97,98		

G24 – SM

Dente	P Máx (mm)	P Mín (mm)	P Máx (μL)	P Mín (μL)	P Máx (μL/min)	P Mín (μL/min)	%P Selamento	Média	DP
48	22	1,5	8,462	0,577	2,115	0,144	93,18	94,7	2,7
72	38	1,5	14,615	0,577	3,654	0,144	96,05		
96	27	2,5	10,385	0,962	2,596	0,240	90,74		
120	152	5	58,462	1,923	14,615	0,481	96,71		
144	48	1,5	18,462	0,577	4,615	0,144	96,88		