

Josimeri Hebling

Desempenho adesivo de sistemas de união à dentina aplicados in vivo e in vitro. Efeito da pressão intrapulpar e profundidade dentinária



**Araraquara
2006**

Josimeri Hebling

Desempenho adesivo de sistemas de união à dentina aplicados in vivo e in vitro. Efeito da pressão intrapulpar e profundidade dentinária

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia
de Araraquara, da Universidade Estadual
Paulista – UNESP, para a obtenção do título
de Livre Docente em Ciências Odontológicas
– Área de Odontopediatria

Araraquara

2006

Hebling, Josimeri.

Desempenho adesivo de sistemas de união à dentina in vivo e in vitro. Efeito da pressão intrapulpar e profundidade dentinária / Josimeri Hebling. – Araraquara : [s.n.], 2006.

159 f. ; 30 cm.

Tese (Livre-docência) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia.

Adesivos dentinários 2. Dentina 3. Tração 4. Pressão intrapulpar I. Título

Josimeri Hebling

Desempenho adesivo de sistemas de união à dentina aplicados in vivo e in vitro. Efeito da pressão intrapulpar e profundidade dentinária

COMISSÃO JULGADORA

TESE PARA OBTENÇÃO DO GRAU DE LIVRE DOCENTE

Presidente (5º Examinador): Profa. Dra. Lourdes Aparecida Martins dos Santos Pinto

1º Examinador: Profa. Dra. Célia Regina Martins Delgado Rodrigues

2º Examinador: Prof. Dr. Ricardo Marins de Carvalho

3º Examinador: Profa. Dra. Regina Maria Puppim Rontani

4º Examinador: Profa. Dra. Rita de Cássia Loiola Cordeiro

Josimeri Hebling

DADOS CURRICULARES

Nascimento	25/11/1966, em Rio Claro, SP
Filiação	Miguel Arcanjo Hebling Cleivanir Hummel Hebling
1984 – 1987	Curso de graduação em Odontologia na Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP
1988 - presente	Professor da Disciplina de Odontopediatria, Departamento de Clínica Infantil, da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP
1990-1993	Mestrado em Odontopediatria na Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP
1993-1997	Doutorado em Odontopediatria na Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP
1997-1999	Pós-Doutorado na University of Michigan School of Dentistry, Ann Arbor, MI, EUA

Dedicatória



Dedico esse trabalho...

À DEUS

*Pelos presentes generosos,
especialmente saúde, família e trabalho,
os quais agradeço diariamente.
Pelos momentos felizes e até mesmo pelos tristes,
pois eles lapidam meu espírito e
me tornam hoje um ser humano melhor do que ontem.*

Aos meus pais, Sra. Cleivanir e Sr. Miguel (in memoriam)

*Pelo amor, carinho, atenção, compreensão, dignidade e
muitos outros sentimentos verdadeiros e nobres com os
quais me criaram. Pela constante e irrestrita confiança
na minha capacidade. Vocês sempre serão um exemplo.*

Ao meu querido esposo, Carlos Alberto de Souza Costa

*Por cada abraço, beijo e palavra de afeto, que aliviaram meu cansaço e
serviram de fonte de inspiração e conforto. Principalmente pela
paciência, compreensão, e acima de tudo pelos anos de companheirismo e
pela luz irradiada todos os dias para que eu possa encontrar meu porto
seguro.*

Aos meus filhos, Felipe e Guilherme

*Pelo beijo de cada manhã e de boa noite. Por cada
sorriso. Simplesmente por serem MEUS filhos.
Todo meu amor, o mais intenso que pude imaginar sentir.*

Agradecimentos Especiais



À Família.....de sangue e de coração

Meus irmãos, Josiane e Josiel, meu cunhado Reginaldo, minha futura cunhada Cintia, meus sobrinhos Raphael e Ricardo...

Meus sogros Sr. Adhemar e Sra. Maria Helena, minhas cunhadas Roseane e Lidiane, meu cunhado Reinaldo, meu sobrinho Giovani.

A todos vocês que me cercam de amor, carinho e atenção, despertando em mim a certeza de que nunca estarei sozinha.....nos momentos de cansaço e de desânimo, isso é fundamental.

Aos amigos encontrados na profissão

... especialmente aos colegas da disciplina de Odontopediatria, com os quais convivo diariamente, obrigada pelo apoio constante e pela certeza de que sempre posso contar com vocês. Também agradeço pelos ensinamentos e exemplos.

À Elisa (Professora Doutora Elisa Maria Aparecida Giro),
que mais do que amiga, tornou-se uma “irmã” de coração. Agradeço por seu exemplo de ser humano digno, honesto e nobre, e pela cumplicidade, desde os assuntos mais fúteis até os mais importantes.

À Sonia Maria Tircailo

Pela inestimável contribuição na montagem do meu Memorial.....mas acima de tudo, pelo sorriso de cada dia, pelo entusiasmo transparente e contagiante, e pelo exemplo de ser humano.

Aos Professores da Disciplina de Ortodontia, em especial ao ProfessorDoutor Luis Gonzaga Gandini Jr.

Por acreditar em minha competência e indicar os pacientes para que esse trabalho pudesse ser efetivado.

Aos pacientes,

Não poderia jamais deixar de agradecer àqueles que contribuíram de forma tão valiosa ao desenvolvimento desse trabalho.

Agradecimentos



À **Universidade Estadual Paulista – UNESP**, na pessoa de seu Magnífico Reitor Prof. Dr. Marcos Macari e vice-reitor, Prof. Dr. Herman Jacobus Cornelis Voorwald.

À **Faculdade de Odontologia de Araraquara - FOAr**, da Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho - UNESP, na pessoa de sua Diretora Profa. Dra. Rosemary Adriana Chiéríci Marcantonio e de seu vice-diretor, Prof. Dr. José Cláudio Martins Segalla.

Ao **Departamento de Clínica Infantil** da Faculdade de Odontologia de Araraquara representado pelo Chefe de Departamento Profa. Dra. Ângela Cristina Cilense Zuanon e pelo vice-chefe Profa. Dra. Lúcia Parsekian Martins.

Ao **Programa de Pós-graduação em Ciências Odontológicas** coordenado pela Profa. Dra. Rita de Cássia Loiola Cordeiro e Prof. Dr. Dirceu Barnabé Raveli.

À **University of Michigan School of Dentistry**, na pessoa do Prof. Dr. Robert Jon Feigal, pela inestimável contribuição à minha formação profissional e crescimento pessoal.

Aos professores da Disciplina de Odontopediatria, **Profa. Dra. Ângela Cristina Cilense Zuanon**, **Prof. Dr. Cyneu Aguiar Pansani**, **Profa. Dra. Elisa Maria Aparecida Giro**, **Prof. Dr. Fábio César Braga de Abreu e Lima**, **Profa. Dra. Lourdes Aparecida Martins dos Santos Pinto** e **Profa. Dra. Rita de Cássia Loiola Cordeiro**, pelo companheirismo e convivência diária.

Aos professores da Disciplina de Ortodontia, **Prof. Dr. Ary dos Santos Pinto**, **Prof. Dr. Dirceu Barnabé Raveli**, **Prof. Dr. João Roberto Gonçalves**, **Profa. Dra. Lúcia Parsekian Martins**, **Prof. Dr. Luiz Gonzaga Gandini Junior** e **Prof. Dr. Maurício Tatsuei Sakima**.

Aos funcionários do Departamento de Clínica Infantil **Sr. Antonio Parciaseppe Cabrini**, **Sra. Célia Ap. Brogna Braga da Silva**, **Sra. Dulce Helena de Oliveira da Silva**, **Sra. Sílvia Maria Sandanielo**, **Sra. Sônia Maria Tircailo**, **Sra. Odete Amaral**, **Sra. Regina Ap. Favarin Bausells**, **Sra. Cristina Ferreira Affonso**, **Sr. Arnaldo Cabrini Jr. (*in memorian*)**, **Sr. Edson Uesato (*in memorian*)** e **Sr. Pedro César Alves**. Também a **Sra. Tânia Ap. Moreira dos Santos**. Pessoas sempre disponíveis e solícitas que dão suporte a todas as atividades exercidas no Departamento, quer sejam elas acadêmicas, científicas e até mesmo de ordem pessoal.

Aos funcionários da Biblioteca, **Sra. Maria Helena Matsumoto Komasti Leves**, **Sra. Marley Cristina Chiusoli Montagnoli**, **Sra. Eliane Cristina Marques de Mendonça Spera**, **Sra. Maria Aparecida Capela Carvalho**, **Sra. Silvia Helena Acquarone Lavras**, **Sra. Maria Inês Carlos**, **Sr. Adriano Ferreira Luiz**, **Sra. Odete Aparecida Camilo**, e **Sra. Eliane Maria Sanches Scarso** pela simpatia e ajuda constante. Em especial à **Sra. Ceres Maria Carvalho Galvão de Freitas** pela revisão da formatação desse trabalho e elaboração da ficha catalográfica.

À **Disciplina de Materiais Dentários** do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese pela constante disponibilidade e confiança para a utilização de seus equipamentos, em especial ao **Prof. Dr. Luis Geraldo Vaz**, pelos conhecimentos transmitidos e auxílio durante o uso do Laboratório de Ensaios Mecânicos da Faculdade de Odontologia de Araraquara.

Ao **Núcleo de Apoio à Pesquisa/Microscopia Eletrônica** Aplicada à Pesquisa Agropecuária - NAP/MEPA, da ESALQ (Escola Superior de Agricultura Luís de

Queiroz) da Universidade de São Paulo – USP, representado pelo Prof. Dr. Elliot W. Kitajima, pelo auxílio durante a microscopia eletrônica de varredura.

A todas as Instituições de Ensino e Pesquisa que me abriram suas portas e contribuíram significativamente ao meu crescimento profissional.

Ao **Laboratório de Patologia Experimental** do Departamento de Patologia e Fisiologia da Faculdade de Odontologia de Araraquara - Unesp, coordenado pelo Prof. Dr. Carlos Alberto de Souza Costa, pela disponibilidade de sua estrutura física e equipamentos e materiais.

Ao **Dr. Fabrício Luscino Alves de Castro** pela amizade, constante incentivo, e valioso auxílio na leitura das fraturas.

Ao Sr. **Antonio Parciaseppe Cabrini** por estar sempre disponível a me socorrer durante a realização da fase experimental desse trabalho, não importante a hora ou dia da semana.

As senhoras **Arlete Fakhoury** e **Heleine Tolo Bombarda** da Divisão Técnico-Acadêmica (DTA) que com muito profissionalismo e competência me guiaram pelos caminhos administrativos do concurso de Livre Docência e trabalharam para garantir um concurso administrativamente perfeito. Obrigada pelo carinho, dedicação e paciência.

A todos os meus alunos, de graduação e pós-graduação, por permitirem que eu exerça minha profissão, pela qual sou completamente apaixonada.

À 3M ESPE pela doação do sistema adesivo Adper Single Bond, utilizado na metodologia desse trabalho.

A todos que direta ou indiretamente contribuíram para a realização desse trabalho.

Sumário



1	Introdução	13
2	Revisão da Literatura	17
3	Proposição	67
4	Material e Método	69
	4.1 Seleção e distribuição dos dentes	69
	4.2 Estabelecimento da pressão intra-pulpar	71
	4.3 Confecção dos preparos cavitários	73
	4.4 Procedimentos adesivos	75
	4.5 Preparo dos espécimes para o ensaio mecânico de microtração ..	77
	4.6 Ensaio mecânico de microtração	79
	4.7 Análise fractográfica	80
	4.8 Análise da união resina-dentina em MEV	81
	4.9 Tratamento estatístico dos dados	82
5	Resultados	85
6	Discussão	109
7	Conclusão	127
8	Referências	129
	Resumo	140
	Abstract	143
	Anexos	146
	A Certificado Comitê de Ética em Pesquisa	146
	B Termos de consentimento livre e esclarecido.....	147
	D Testes estatísticos	151

Introdução



1 Introdução

Um significativo percentual dos conhecimentos atuais sobre o mecanismo de adesão de resinas aos substratos dentários e o desempenho adesivo resultante dessa interação é sustentado por informações produzidas em estudos exclusivamente laboratoriais. De fato, a grande maioria das investigações nessa área são realizadas in vitro, e, embora necessárias para o descobrimento e validação de princípios relacionados à adesão aos tecidos dentários, são questionadas quanto a extrapolação de seus resultados para as condições clínicas.

A cavidade bucal representa um ambiente extremamente desafiador para o estabelecimento imediato e a integridade longitudinal de interfaces adesivas, o qual inclui fenômenos térmicos, químicos e biológicos (DE MUNCK et al., 2003) que podem ser de difícil reprodução em laboratório. Embora a morfologia de interfaces resina-dentina obtidas in vitro seja positivamente correlacionada com a morfologia de interfaces produzidas in vivo (FERRARI, 1994; FERRARI et al., 1994; GORACCI et al., 1994), mecanicamente, observa-se desempenho adesivo superior na primeira condição (PURK et al., 2004; DONMEZ et al., 2005). Testes de adesão à dentina realizados in vitro não são completamente eficientes em prever a efetividade in vivo de sistemas adesivos (FINGER, 1988; VAN NOORT, 1994).

Vários fatores estão envolvidos no processo de adesão à dentina, e entre eles, pressão intrapulpar e alterações morfológicas regionais desempenham significativo papel modificador do desempenho adesivo de sistemas de união aplicados a esse substrato (LELOUP et al., 2001). O estabelecimento da adesão dentinária na presença de pressão intrapulpar resulta em resistência de união inferior (TAO e PASHLEY, 1989; PRATI et al., 1991; PIOCH et al., 2001; MOLL e HALLER, 2000; LELOUP et al., 2001; SEGUN et al., 2003; ÖZOK et al., 2004; MOLL et al., 2005), assim

como seu estabelecimento em dentina profunda (YOSHIKAWA et al., 1999; GIANNINI et al., 2001; GIANNINI et al., 2002; UCEDA-GÓMEZ et al., 2003; SATTABANASUK et al., 2004; YANG et al., 2006).

Tanto pressão intrapulpar como profundidade em dentina são fatores diretamente relacionados com a regulação do volume de água presente durante o estabelecimento da adesão dentinária, proveniente do próprio substrato. A água exerce um papel antagônico no processo de adesão à dentina. Na dentina desmineralizada, a presença de água mantém a matrix plenamente expandida, uma vez que esse elemento forma ligações de hidrogênio com os peptídeos das fibrilas colágenas impedindo sua aproximação, devido ao seu elevado parâmetro de solubilidade ($\delta_h=37,3 \text{ J/cm}^3 \text{ }^{1/2}$) (CARVALHO et al., 1996; CARVALHO et al., 2003). Dessa forma, enquanto é inicialmente necessária para manter os espaços interfibrilares produzidos pela remoção ácida do componente inorgânico e promover a infiltração monomérica da dentina desmineralizada (NAKAJIMA et al., 2002), em excesso, pode afetar negativamente a integridade da união resina-dentina por favorecer a separação de fases dos componentes presentes no agente de união (ELIADES et al., 2001; SPENCER e WANG, 2002) e a infiltração incompleta da dentina desmineralizada, resultando na formação de uma camada híbrida com um maior número de imperfeições (WANG et al., 2006). Além do mais, o excesso de umidade influencia negativamente a evaporação dos solventes (YIU et al., 2005) e o processo de polimerização da resina (JACOBSEN e SÄDERHOLM, 1995), comprometendo a resistência da união resina-dentina à biodegradação.

Excesso de água pode ser facilmente ocasionado quando a contaminação da superfície de dentina pela umidade intrínseca desse substrato é somada à umidade extrínseca representada pela composição dos sistemas adesivos e técnica úmida de aplicação, recomendada para os sistemas convencionais contemporâneos.

Conseqüentemente, é relevante investigar a influência de fatores que regulam a umidade intrínseca da dentina durante o processo de adesão, como presença de pressão intrapulpal e profundidade em dentina, sobre o desempenho adesivo de sistemas de união a esse substrato, uma vez que a longevidade de interfaces adesivas é, de certa forma, dependente da qualidade imediata da adesão (WANG e SPENCER, 2003). Da mesma forma, é importante avaliar se a reprodução *in vitro* desses fatores pode ser utilizada para prever o desempenho adesivo desses sistemas quando aplicados à dentina *in vivo*.

Revisão da Literatura



2 Revisão da Literatura

Conceitos relacionados à morfologia e permeabilidade dentinária e aos efeitos dos anestésicos locais sobre a microcirculação pulpar são fundamentais para a compreensão e discussão dos resultados obtidos nesse estudo. Por essa razão, os dois primeiros tópicos dessa revisão (2.1 e 2.2) têm como objetivo discorrer sobre tais fundamentos.

Em seguida, serão apresentados trabalhos, os quais estão diretamente relacionados à proposição ou metodologia desenvolvida, ou são relevantes por oferecerem suporte científico aos resultados e discussão do presente estudo. Esses trabalhos foram selecionados baseados na sua importância ao assunto em questão, considerando-se fatores moduladores como a sua qualidade e a qualidade do periódico no qual foram publicados. Desta forma, os trabalhos selecionados foram divididos em tópicos os quais discorrem sobre o efeito da profundidade em dentina na resistência de união de sistemas adesivos aplicados a esse substrato (2.3), a influência da pressão intrapulpar no desempenho adesivos desses materiais (2.4) e a correlação entre estudos *in vivo* e *in vitro* (2.5). Os trabalhos que não estão diretamente relacionados à proposição ou metodologia do presente estudo, foram agrupados em um tópico denominado de estudos complementares (2.6).

2.1 Morfologia e permeabilidade dentinária

Embora esmalte e dentina apresentem componentes básicos comuns (Tabela 1), a composição da dentina é mais complexa e heterogênea do que a do esmalte (PASHLEY, 2002). Em peso, a água representa 10% dos constituintes da dentina (ca. 21% em volume), e exerce papel fundamental nos processos fisiológicos de manutenção da integridade desse substrato. Devido à presença de água, a dentina é

considerada um substrato intrinsecamente úmido, conferindo um maior desafio aos processos de adesão de sistemas de união a esse tecido. Sua microestrutura e propriedades físicas, as quais são reflexo de sua composição, são os principais moduladores de praticamente todos os procedimentos realizados em dentística operatória (MARSHALL et al., 1997), especialmente os que envolvem a adesão de materiais poliméricos a esse substrato.

Tabela 1 - Composição química básica comparativa entre esmalte e dentina

Conteúdo	Esmalte	Dentina
	% peso (% volume)	% peso (% volume)
Inorgânico	96 (86)	70 (49)
Orgânico	3 (2)	20 (30)
Água	1 (12)	10 (21)

Compilação de dados reproduzidos de Carvalho et al. (1996),
Marshall et al. (1997), Pashley (2002)

A principal característica morfológica da dentina é sua estrutura tubular presente em toda sua extensão, ou seja, da pré-dentina até a junção amelo-dentinária (PASHLEY e CARVALHO, 1997). No interior dos túbulos dentinários estão abrigados prolongamentos odontoblásticos, os quais estão diretamente relacionados com importantes mecanismos fisiológicos envolvidos na defesa do complexo dentino-pulpar. Além de prolongamentos celulares, os túbulos também contêm fluido semelhante ao soro sanguíneo originado a partir do fluido tissular presente no tecido pulpar, o qual apresenta proteínas como albumina, imunoglobulina e fibrinogênio. Ainda, no interior dos túbulos dentinários, são observadas fibras nervosas, e fibrilas de colágeno não mineralizadas, as quais estão presentes em 65% dos túbulos próximos ao tecido pulpar. Essas fibrilas podem agrupar-se em feixes que chegam a ocupar até um quinto da luz tubular (DAI et al., 1991).

Os túbulos dentinários convergem a medida que caminham para a superfície da câmara coronária e como consequência, sua densidade e orientação variam em função da localização em dentina (MARSHALL et al., 1997). Também seu diâmetro varia em função da distância em relação à superfície da câmara coronária (Tabela 2).

Tabela 2 - Densidade e diâmetro tubular em função da distância da câmara coronária

Distância da câmara coronária (mm)	Densidade Tubular ($\times 10^6 \text{ cm}^2$)	Diâmetro Tubular (μm)
0	4,5	1,25
0,1-0,5	4,3	0,95
0,6-1,0	3,8	0,80
1,1-1,5	3,5	0,60
1,6-2,0	3,0	0,55
2,1-2,5	2,3	0,45
2,6-3,0	2,0	0,40
3,1-3,5	1,9	0,40

Dados reproduzidos do estudo de GARBEROGLIO e BRÄNNSTRÖM (1976)

Com dados relativos ao diâmetro e número de túbulos por unidade de área é possível calcular a área de dentina ocupada por túbulos (PASHLEY et al., 1995), os quais, por serem preenchidos por fluido dentinário, indiretamente permite estimar a área aproximada da superfície de dentina ocupada por água, uma vez que essa substância compoem 95% do conteúdo desse fluido. Desta forma, o conteúdo de água da dentina próxima à junção amelo-dentinária é cerca de 1%, enquanto próximo à superfície da câmara coronária, esta área aumenta de forma significativa para aproximadamente 20% (PASHLEY, 2002).

O conteúdo líquido do interior dos túbulos dentinários apresenta uma movimentação centrípeta (no sentido da junção amelo-dentinária) em função da pressão exercida pelo líquido tissular da polpa dentária, a qual, em polpas não inflamadas, é equivalente a uma coluna de 14 cm de água (CIUCCHI et al., 1995).

Desta forma, o tecido dentinário é considerado uma barreira permeável; entretanto, com permeabilidade variável, principalmente na superfície oclusal (Figura 1), em função da densidade tubular, espessura da dentina, idade da dentina e outros fatores que modulam a resposta do complexo dentino-pulpar à agressões externas (PASHLEY et al., 1987).

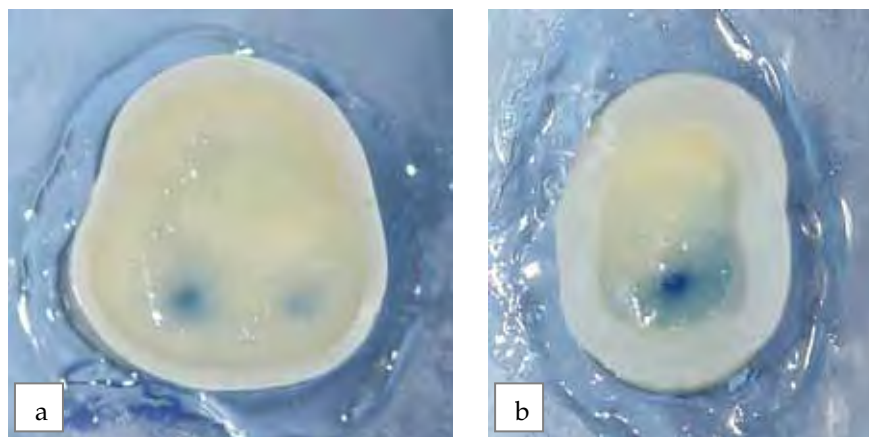


FIGURA 1 - Variabilidade regional da permeabilidade dentinária na superfície oclusal (a) de um molar e (b) de um pré-molar humano, evidenciada pela exudação de fluido (Triplan Blue em água destilada) via câmara coronária, sob pressão de 15 cm de água.

A permeabilidade dentinária pode ser dividida em duas principais categorias, transdentinária (ou intratubular) e intradentinária. Na primeira, ocorre a movimentação do conteúdo líquido intratubular, responsável pelo molhamento constante da superfície da dentina exposta e também pela sensibilidade dentinária, enquanto a segunda é representada pela infiltração da dentina por substâncias exógenas, como a penetração de monômeros adesivos para o interior da dentina desmineralizada (PASHLEY, 2002). A armazenagem in vitro de dentes humanos extraídos pode resultar em um pequeno aumento da permeabilidade transdentinária (OUTHWAITE et al., 1976).

A movimentação do fluido dentinário pode ocorrer em resposta a fluxos difusionais, convectivos e induzidos por osmose, e é de fundamental importância no

processo de adesão à dentina, uma vez que o desempenho adesivo de sistemas contemporâneos depende de sua infiltração nesse substrato (PASHLEY et al., 1993). Um exemplo de movimentação do fluido dentinário devido à fluxos convectivos ocorre durante a fotoativação dos sistemas adesivos. O aquecimento gerado determina uma inversão no sentido do fluxo no interior dos túbulos dentinários, fazendo com que a movimentação do fluido ocorra no sentido da câmara coronária (HASHIMOTO et al., 2005).

Sempre que a dentina é cortada, seja por instrumentos manuais ou rotatórios, ocorre a formação de uma camada composta de fragmentos minerais e matéria orgânica, a qual reflete a composição do substrato a partir do qual foi produzida. Essa camada amorfa denominada de smear layer, além de recobrir as paredes cavitárias, projeta-se para o interior dos túbulos dentinários (smear plugs). Sua presença ao término do preparo cavitário chega a oferecer até 86% de resistência à permeabilidade transdentinária (PASHLEY et al., 1978). Entretanto, como demonstrado em vários estudos, exudação de fluido dentinário ocorre mesmo na presença dessa camada (ITTHAGARUN e TAY, 2000; HASHIMOTO et al., 2004; KERDVONGBUNDIT et al., 2004). Embora pareça uma estrutura sólida, a smear layer é formada por partículas submicrométricas de debris resultantes do corte do substrato, os quais são fortemente compactados entre si e à dentina subjacente. Ao redor dessas partículas existem canais de difusão que tornam a smear layer uma estrutura semipermeável.

Em contraste, quando a superfície de dentina é condicionada com ácidos inorgânicos fortes como o fosfórico, a permeabilidade transdentinária aumenta consideravelmente em resposta à remoção completa da smear layer (PASHLEY et al., 1981; PASHLEY et al., 1983; HASHIMOTO et al., 2004) e alargamento da abertura dos túbulos dentinários pela dissolução da dentina peritubular. Associado a esses

fatores, a condição hipertônica desses agentes ácidos em relação ao fluido dentinário, induz a uma maior afluência para a superfície de dentina exposta.

2.2 Efeito de anestésicos locais sobre a microcirculação pulpar

O termo microcirculação é utilizado para o tecido pulpar porque ele não contém artérias e veias. Os vasos mais calibrosos nesse sistema são arteríolas e vênulas, os quais juntamente com os vasos linfáticos formam um sistema dinâmico que regula o fluxo sanguíneo em resposta a praticamente todos os eventos metabólicos, sejam eles, fisiológicos ou patológicos (SUDA e IKEDA, 2002).

A diferença positiva entre a pressão hidrostática capilar e intersticial favorece a filtração do fluido. Isso significa que a pressão no interior dos capilares pulpares é maior do que a pressão exercida externamente pelo fluido intersticial, o que resulta em movimentação centrífuga do fluido existente no interior dos túbulos dentinários. Em polpas humanas não inflamadas, a pressão intersticial tem sido descrita como equivalente a 11 mmHg, ou seja, a uma coluna de água de 14 cm de altura (CIUCCHI et al., 1995), enquanto em polpas inflamadas essa pressão aumenta significativamente, em média 15 mmHg (VAN HASSEL, 1971).

Todos os anestésicos locais injetáveis possuem algum grau de atividade vasodilatadora. A inclusão de vasoconstritores nessas drogas tem a finalidade de controlar a perfusão tecidual através do equilíbrio desse efeito vasodilatador. Devido a sua principal ação ser a redução do diâmetro dos vasos sanguíneos, os vasoconstritores diminuem o fluxo sanguíneo (perfusão) no local da sua administração, reduzem a absorção do anestésico local para o sistema cardiovascular, reduzem o risco de toxicidade anestésica local, mantêm o agente anestésico em contato com os nervos por períodos maiores e reduzem o sangramento local (MALAMED, 2005).

A infiltração local de 2% lidocaína com epinefrina (1:100.000) produz uma significativa redução no fluxo sanguíneo pulpar enquanto que a administração de mepivacaina 3% sem vasoconstritor produz aumento (KIM, 1986). A utilização de anestésico local com vasoconstritor reduz o fluxo sanguíneo pulpar em 72% quando injetado via infiltrativa e 67% quando injetado via bloqueio (KIM et al., 1984).

O cloridrato de mepivacaina é um anestésico local do tipo amida, o qual produz uma leve dilatação quando não associado à vasoconstritores. A duração da anestesia pulpar com esse agente gira em torno de 20 a 40 minutos, significativamente superior a mesma ação produzida pela lidocaína, apenas 5 minutos. A concentração eficaz para uso em Odontologia é de 3% quando não associada a um vasoconstritor e de 2% quando associada. Dois vasoconstritores são disponíveis com a mepivacaina, levonordefrina (1:20.000) e adrenalina (1:100.000), sendo que melhores efeitos hemostáticos são obtidos com o último (MALAMED, 2005).

2.3 Influência da profundidade em dentina na resistência de união

Em função da variabilidade morfológica e característica úmida inerentes à dentina, a adesão de materiais poliméricos a esse substrato não é tão segura e predizível quanto a adesão ao esmalte. A medida que as paredes cavitárias são estabelecidas em diferentes profundidades da dentina em relação à superfície externa da câmara coronária, alterações morfológicas e composicionais significantes ocorrem, as quais podem influenciar negativamente o processo de adesão. Dessa forma, inúmeros estudos investigaram a influência da profundidade em dentina sobre a resistência de união de sistemas adesivos aplicados a esse substrato.

O trabalho desenvolvido por Burrow et al. (1994) investigou a influência da profundidade e idade da dentina sobre o desempenho adesivo dos sistemas Scotchbond Multi-purpose (3M Dental Products), Superbond D-liner (Sun Medical Co.) e Liner Bond II (Kuraray Co.). Esses materiais foram aplicados sobre discos de dentina obtidos de molares humanos classificados pelos autores como jovens e velhos, e também obtidos de dentina superficial ou profunda. Os dados obtidos a partir dos testes de tração demonstraram que, embora a aplicação dos sistemas adesivos sobre dentina profunda tenha resultado em valores de resistência de união numericamente inferiores, esses foram estatisticamente diferentes apenas para o Superbond D-liner. Esse mesmo sistema também foi sensível ao grau de envelhecimento da dentina, com menores valores obtidos para a dentina jovem. O mesmo não foi observado para os outros materiais, Scotchbond e Liner Bond II, os quais não foram influenciados pela idade do substrato. Foi apresentada como conclusão do estudo, que a profundidade da dentina ou sua idade não exercem efeitos significantes na resistência de união dos novos sistemas adesivos, assim denominados pelos autores naquela época. Também avaliando as características da camada híbrida em MEV, os autores concluíram que a qualidade dessa estrutura é mais importante do que sua espessura.

A influência da espessura e permeabilidade da dentina sobre o desempenho adesivo dos sistemas All Bond 2 (Bisco), Clearfil Liner Bond (Kuraray), Scotchbond MP (3M Co.) e XR Bond (Kerr) foi investigada por Prati et al. (1995). Após a remoção do esmalte oclusal e da porção radicular de terceiros molares humanos, resultando em discos de dentina com espessura entre 4,5 mm e 5,0 mm, a dentina remanescente foi medida com auxílio de um paquímetro digital a partir do corno pulpar mais proeminente. Os dentes foram submetidos a pressão intrapulpar equivalente a uma

coluna de água de 70 cm (6,9 kPa) e a condutância hidráulica foi averiguada imediatamente após a obtenção da superfície oclusal em dentina, ou seja, na presença de smear layer e após a aplicação dos agentes condicionadores. Apenas para o sistema XR Bond, o qual não requer o condicionamento do substrato, a condutância hidráulica foi registrada após a aplicação e fotoativação do seu primer. Sobre a área utilizada para a medição da condutância hidráulica (3 mm de diâmetro) foi construído um cilindro em resina para que o conjunto fosse submetido ao ensaio mecânico de cisalhamento. Para todos os grupos, quanto mais profunda a dentina maior a sua permeabilidade. Todos os condicionadores dentinários resultaram em aumento significativo da permeabilidade dentinária quando comparada à registrada na presença da smear layer. Os sistemas adesivos Clearfil Liner Bond, All Bond 2 e Scotchbond MP não foram influenciados pelo aumento da profundidade em dentina e conseqüentemente da permeabilidade dentinária, enquanto o mesmo não foi observado para o sistema XR Bond. Em conclusão, apenas o sistema XR Bond foi sensível as variações da espessura e permeabilidade do substrato.

Yoshiyama et al. (1995) avaliaram a morfologia da interface e a resistência de união dos sistemas adesivos All-Bond 2 (Bisco) e Imperva Bond (Shofu) quando aplicados sobre dentina superficial e profunda. Para tanto, discos de dentina obtidos da região superficial ou profunda de coroas de terceiros molares humanos foram preparados e os sistemas adesivos foram aplicados de tal forma que os discos foram aderidos um ao outro de forma invertida, ou seja, a dentina mais profunda e a mais superficial ficaram voltadas para a camada de adesivo. Espécimes foram preparados para o ensaio mecânico de microtração e avaliação da morfologia da união adesivo-dentina em MEV. Camadas híbridas mais espessas (4-8 μm) foram formadas quando os sistemas adesivos foram aplicados em dentina profunda, quando comparadas as camadas híbridas formadas em dentina superficial (2-4 μm). Os mesmos materiais

aplicados sobre a dentina não condicionada, profunda ou superficial, produziram camadas híbridas muito finas em ambos os substratos. Entretanto, o desempenho adesivo desses sistemas não foi influenciado pela profundidade da dentina, o que equivale dizer que resistência de união comparável foi obtida em dentina profunda e superficial. Em conclusão, para ambos os sistemas adesivos convencionais, a espessura da camada híbrida foi maior em dentina profunda, entretanto, o mesmo não foi observado para a resistência adesiva.

Os efeitos da profundidade em dentina e configuração cavitária sobre a resistência de união de sistemas adesivos foram avaliados por Yoshikawa et al. (1999). Restaurações de resina composta foram aderidas à superfícies dentinárias preparadas em terceiros molares humanos, com os sistemas adesivos Clearfil Liner Bond II (Kuraray Co.), One-Step (Bisco Inc.) ou Super-Bond D liner (Sun Medical Co.). As superfícies dentinárias foram preparadas de tal forma que esses materiais foram aplicados em dentina superficial em cavidades com fator 1 de configuração ($C=1$), dentina profunda em cavidades também com fator 1 ($C=1$) e dentina profunda em cavidades com fator 3 ($C=3$). Após 24 horas de armazenagem dos dentes restaurados em água, os mesmos foram preparados para o ensaio mecânico de microtração, utilizando espécimes em forma de ampulheta com área de secção transversal de união de 1 mm^2 . A espessura média de dentina remanescente foi de 2,5 mm para a dentina superficial, 1,4 mm para a dentina profunda plana e de 1,3 para a dentina profunda criada com fator de configuração cavitária 3. O sistema adesivo mais afetado pelas variáveis fator de configuração cavitária e profundidade em dentina foi o Super-Bond D Liner, enquanto o Clearfil Liner Bond II foi indiferente a essas variáveis. A resistência de união do One-Step e Super-Bond D foi significativamente superior quando da sua aplicação em dentina superficial,

comparada a dentina profunda. Em relação ao fator de configuração cavitária, ou seja, dentina profunda plana e em forma de cavidade, esse exerceu influência apenas para o adesivo Super-Bond D Liner. Em conclusão, alguns adesivos não apresentam um bom desempenho adesivo em cavidades profundas, tornando-os mais susceptíveis as tensões geradas durante a contração de polimerização, as quais ocorrem em maior magnitude em cavidades com maior fator de configuração.

Giannini et al. (2001) determinaram a correlação entre a densidade tubular e a área de dentina intertubular com a resistência de união de um sistema convencional, Prime & Bond 2.1 (Dentispaly), e um sistema autocondicionante, Clearfil Liner Bond 2V (Kuraray). Superfícies planas de dentina foram obtidas das coroas de terceiros molares humanos de tal forma que, de acordo com a profundidade do corte, as mesmas foram divididas em superficial, média ou profunda. Os sistemas adesivos foram aplicados de acordo com as recomendações dos fabricantes, seguidos da construção de coroas em resina composta. Os dentes, após armazenagem por 24 horas foram cortados para a obtenção de espécimes com área de secção transversal de aproximadamente 0,7 mm², os quais foram submetidos ao ensaio mecânico de microtração. Após o teste, as porções referentes a dentina, foram desgastadas superficialmente com papel abrasivo, condicionadas com ácido fosfórico por 15 segundos e mantidas em temperatura ambiente até completa secagem. Por meio de MEV, o número de túbulos dentinários por mm² e a área de dentina sólida (intertubular) foi calculada nesses espécimes e correlacionada com os dados de resistência de união. De maneira geral, a resistência de união do sistema Prime & Bond 2.1 foi superior a resistência do Clearfil Liner Bond 2V. Correlação positiva significativa foi observada para ambos os materiais quando a resistência de união foi analisada em função da área de dentina sólida. Por outro lado, apenas o sistema

Prime & Bond 2.1 foi significativamente afetado pela densidade tubular, ou seja, sua resistência de união diminuiu drasticamente a medida que a densidade tubular aumentou. O desempenho adesivo desse sistema foi superior ao Clearfil Liner Bond 2V quando aplicado à dentina superficial e média, entretanto, foi similar quando aplicados à dentina profunda. Desta forma, os autores concluíram que variações regionais relacionadas à densidade tubular e área de dentina sólida podem afetar o desempenho adesivo tanto de sistemas convencionais como de autocondicionantes.

O objetivo do estudo desenvolvido por Giannini et al. (2002) foi avaliar a influência da profundidade em dentina no desempenho adesivo de um sistema autocondicionante. Para tanto, superfícies de dentina superficial, média e profunda foram obtidas das coroas de terceiros molares humanos, sobre as quais foi aplicado o sistema adesivo Etch & Prime 3.0 (Degussa Dental) após a criação da smear layer com lixas abrasivas. Uma coroa em resina foi construída e os dentes foram armazenados por 24 horas antes da obtenção de espécimes com área de secção transversal entre 0,36 mm² e 0,64 mm², submetidos ao ensaio mecânico de microtração. Os resultados obtidos demonstraram diferença estatisticamente significativa apenas entre os valores de resistência de união produzidos sobre a dentina superficial e as dentinas média e profunda, sem diferença entre elas. Foi concluído que o desempenho adesivo do sistema autocondicionante investigado foi afetado na dependência da profundidade da dentina sobre a qual a adesão foi promovida.

Toledano et al. (2003) aplicaram cinco sistemas adesivos à dentina superficial e profunda e investigaram a resistência de união resultante. As profundidades em dentina foram determinadas por cortes transversais realizados na coroa de terceiros

molares, sendo um realizado logo abaixo da junção amelo-dentinária (dentina superficial) e outro logo acima da junção amelo-cementária (dentina profunda). Os sistemas Single Bond (3M ESPE), Prime&Bond NT (Dentsply DeTrey), Excite (Vivadent), Clearfil SE Bond (Kuraray) e Etch & Prime 3.0 (Degussa) foram utilizados como recomendado pelos respectivos fabricantes. Espécimes com área de união de 1 mm² foram submetidos ao ensaio mecânico de microtração. Também foi realizada análise em microscopia eletrônica de transmissão (MET) da interface resina-dentina. Os sistemas Single Bond, Etch and Prime 3.0 e Clearfil SE Bond produziram valores de resistência de união comparáveis estatisticamente quando aplicados em dentina superficial e profunda, enquanto que os sistemas Prime&Bond NT e Excite apresentaram desempenho inferior quando utilizados sobre dentina superficial. A morfologia das interfaces produzidas em dentina superficial e profunda, com exceção da distribuição dos túbulos dentinários, foi semelhante para todos os sistemas adesivos. Os autores concluíram que a resistência de união à dentina é tanto adesivo quanto substrato dependente. Em linhas gerais, os sistemas autocondicionantes apresentaram desempenho adesivo semelhante independente da profundidade em dentina.

Com o objetivo de investigar a influência da profundidade em dentina e a desproteinização da mesma com hipoclorito de sódio sobre a resistência de união, Uceda-Gómez et al. (2003) utilizaram terceiros molares humanos e o sistema adesivo One Step (Bisco). Superfícies planas em dentina profunda e superficial foram obtidas para a aplicação do sistema adesivo, com ou sem a desproteinização da dentina desmineralizada. Para essa finalidade, foi utilizado hipoclorito de sódio a 10% por 60 segundos. Após a produção de coroas em resina composta, foram obtidos espécimes com área de secção transversal de 0,8 mm², os quais foram submetidos ao ensaio

mecânico de microtração. Ambas as variáveis, profundidade em dentina e desproteinização, exerceram, individualmente, efeito significativo sobre os valores de resistência de união do sistema One Step, enquanto sua interação não. Em outras palavras, independentemente da desproteinização ou não da dentina desmineralizada, valores superiores de resistência de união foram obtidos à dentina superficial quando comparados aos valores obtidos em dentina profunda. O mesmo raciocínio pode ser utilizado para a desproteinização do substrato, ou seja, independente da profundidade em dentina, a utilização de hipoclorito de sódio após o condicionamento ácido da dentina produziu valores estatisticamente inferiores de resistência de união. Foi concluído que a profundidade do substrato influenciou o desempenho adesivo do sistema investigado, sendo que melhores resultados foram observados para a dentina superficial. Também foi concluído que a desproteinização da dentina influenciou negativamente o desempenho adesivo do sistema One Step.

O estudo desenvolvido por Sattabanasuk et al. (2004) objetivou investigar a influência das características da dentina na adesão de agentes de união à esse substrato. Os materiais foram aplicados sobre superfícies de dentina preparadas em pré-molares humanos de tal forma que quatro grupos foram definidos para a superfície oclusal e outros quatro para a superfície cervical, túbulos dentinários paralelos à superfície, túbulos dentinários perpendiculares à superfície, ambos em dentina superficial ou profunda. Para a aplicação dos sistemas adesivos OptiBond Solo (Kerr) e Clearfil SE Bond (Kyraray Medical) em dentina com túbulos perpendiculares à superfície, foi utilizada a dentina obtida após a remoção da superfície oclusal, assim que todo o esmalte foi removido. Esse substrato foi definido com sendo dentina superficial, e para a obtenção da dentina profunda, o desgaste foi aprofundado aproximadamente 0,7 mm. Para túbulos posicionados paralelamente à

superfície, a coroa dentária foi seccionada ao meio no sentido vestibulo-lingual sendo que cada metade resultou em uma superfície plana de dentina. Cilindros em resina composta com diâmetro de 0,75 mm foram construídos nas áreas definidas e submetidos ao teste de micro-cisalhamento. Os resultados demonstraram que a localização em dentina, ou seja, dentina oclusal ou cervical, não influenciou os valores de micro-cisalhamento. Entretanto, a adesão dos materiais avaliados foi inferior em dentina profunda quando comparada à obtida em dentina superficial. Nesse último tipo de substrato, a orientação dos túbulos dentinários não influenciou o desempenho adesivo de nenhum dos sistemas investigados. Por outro lado, em dentina profunda, resistência de união superior foi obtida quando os túbulos dentinários foram cortados perpendicularmente quando o sistema Clearfil SE Bond foi aplicado. O inverso foi observado para o sistema OptiBond Solo, ou seja, melhor desempenho adesivo foi observado quando os túbulos estavam paralelos em relação à superfície. Os autores concluíram que a resistência ao micro-cisalhamento pode ser afetada pela profundidade em dentina, orientação dos túbulos dentinários e material adesivo utilizado, mas não pela localização em dentina.

Wang et al. (2006) compararam as características de interfaces obtidas pela aplicação de sistemas adesivos sobre a dentina superficial ou profunda. Inicialmente, superfícies planas de dentina superficial próxima à junção amelo-dentinária foram produzidas pelo desgaste do esmalte oclusal de terceiros molares humanos. Em seguida, esses dentes foram seccionados longitudinalmente ao meio, sendo que uma dessas metades teve a dentina oclusal exposta aprofundada em 4 mm na direção da junção amelo-cementária, a qual representou o grupo aderido à dentina profunda. As superfícies de dentina, superficial e profunda, receberam a aplicação do sistema adesivos Single Bond (3M ESPE Dental Products) ou Dentastic UNO (Pulpdent Co.),

ambos sistemas convencionais. Os espécimes foram então acoplados a um micrótomo de tecidos duros onde cortes com 3-5 μm de espessura foram obtidos e corados com tricrômico de Goldner. Após a obtenção dos cortes micrométricos, o material remanescente foi preparado para análise em MEV. Foi observado que em dentina superficial, a espessura da camada híbrida formada foi menor do que a espessura dessa estrutura formada em dentina profunda. Para ambos os sistemas adesivos quando aplicados em dentina superficial, uma camada híbrida de espessura homogênea foi observada entre a dentina mineralizada e a camada de adesivo. Entretanto, a coloração mais avermelhada dessa camada para o sistema Single Bond representa uma menor penetração do mesmo por entre as fibrilas colágenas. Quando aplicados em dentina profunda, uma camada híbrida bastante irregular foi observada, sendo que infiltração incompleta da dentina desmineralizada foi agora observada para ambos os sistemas. Em conclusão, a morfologia da interface adesivo/dentina foi mais complexa em dentina profunda, com a formação de camadas híbridas com um maior número de imperfeições e maior quantidade de colágeno exposto em sua base.

A resistência de união de cimentos resinosos à dentina superficial, profunda e cervical foi investigada por Yang et al. (2006). As diferentes regiões de dentina foram obtidas a partir de secções realizadas na coroa de terceiros molares humanos. A primeira foi estabelecida a 1 mm abaixo da junção amelo-dentinária (dentina superficial), enquanto que, para a obtenção da dentina profunda, uma segunda secção à 1 mm dos cornos pulpaes foi realizada. A dentina cervical foi estabelecida pelo desgaste da superfície vestibular até a profundidade de 0,5 mm da união amelo-dentinária. Cilindros de PMMA (polimetil metacrilato) com 1 mm de diâmetro foram aderidos às diferentes regiões de dentina com Super-Bond C&B (Sun Medical),

Panavia F 2.0 (Kuraray Medical Inc.) ou RelyX Unicem (3M ESPE), e submetidos ao ensaio mecânico de microtração. Os dados obtidos demonstraram que para todas as regiões de dentina, o cimento resinoso Super Bond C&B produziu os maiores valores de resistência de união. Entretanto, quando as regiões foram avaliadas, para todos os cimentos, valores inferiores de resistência de união foram produzidos em dentina profunda, sendo que os valores produzidos em dentina superficial e cervical foram comparáveis. A conclusão apresentada pelos autores foi a de que cimentos resinosos com diferentes composições químicas e formas de aplicação resultam em diferenças significantes de desempenho adesivo em função da região em dentina sobre a qual estão sendo aplicados.

2.4 Pressão intrapulpar e resistência de união à dentina

Tao e Pashley (1989) investigaram o efeito da pressão pulpar na resistência ao cisalhamento do sistema adesivo Scotchbond (3M Dental Products) e da combinação Gluma (Bayer AG)/Scotchbond, na presença e ausência de smear layer. Após a obtenção de discos de dentina coronária, os mesmos foram submetidos à simulação de pressão intrapulpar usando-se 5 mL de solução tamponada (PBS) em uma seringa descartável, posicionada à 32 cm de altura em relação à superfície de dentina. A remoção da *smear layer* no grupo Scotchbond foi realizada com ácido cítrico a 6% aplicado por 60 segundos, enquanto que no grupo Gluma/Scotchbond, a *smear layer* foi removida com EDTA 0,5M (pH 7,4) por 15 segundos. Dessa forma, considerando-se a interação das três variáveis, sistema adesivo, pressão intrapulpar e *smear layer*, oito grupos experimentais (n=10) foram definidos. Quando aplicados sobre a dentina coberta com *smear layer*, o fato de haver ou não pressão intrapulpar não influenciou o desempenho adesivo dos materiais. Entretanto, quando a *smear layer* foi removida, a resistência de união do Scotchbond foi reduzida em 78% sem pressão e em 97%

quando pressão intrapulpar foi simulada. Por outro lado, para a combinação Gluma/Scotchbond, a remoção da smear layer resultou em ganho de resistência de união na ausência de pressão e ao contrário, redução em 67% na presença de pressão intrapulpar. Em conclusão, na ausência de smear layer, redução significativa da resistência de união ocorreu quando pressão intrapulpar foi simulada.

A influência da pressão intrapulpar, assim como da profundidade em dentina, no desempenho adesivo de alguns cimentos ionoméricos e dos sistemas adesivos Scotchbond 2 (3M Dental Products), Scotchbond DC (3M Dental Products), Metafil Bonding Liner (Sun Medical Co.) e Gluma (Bayer Dental)/Scotchbond, foi investigada por Prati et al. (1991). Superfícies planas de dentina superficial e profunda foram produzidas na face vestibular de terceiros molares humanos, sobre as quais foram aplicados os sistemas adesivos mencionados acima, com ou sem a simulação de pressão intrapulpar. Essa foi conseguida pela conexão de um tubo de polietileno no interior da câmara coronária, o qual foi conectado pela sua outra extremidade a uma coluna de 36 cm de solução salina. O desempenho adesivo foi avaliado pelo método de cisalhamento. Quando aplicados em dentina superficial, apenas os sistemas MBL e Scotchbond 2 foram influenciados negativamente pela presença de pressão intrapulpar. Entretanto em dentina profunda, a resistência de união dos sistemas Clearfil PB e Scotchbond 2 foi significativamente reduzida na presença de pressão intrapulpar. Embora uma conclusão clara não tenha sido apresentada pelos autores, podemos especular pelos resultados apresentados que diferentes sistemas adesivos apresentam comportamento distinto frente as variáveis profundidade em dentina e presença de pressão intrapulpar.

Perfusão dentinária com soro bovino ou solução salina foi reproduzida por Nikaido et al. (1995) com o objetivo de investigar a influência dessas substâncias no

desempenho adesivo de dois sistemas de união à dentina, Scotchbond Multi-Purpose (3M Dental Products) e Clearfil Liner Bond II (Kuraray). Superfícies planas em dentina foram obtidas na superfície oclusal de terceiros molares humanos pelo desgaste do esmalte oclusal. O sistema utilizado para a reprodução da pressão intrapulpar foi semelhante ao descrito nos trabalhos acima, com exceção de que a altura da coluna de soro bovino ou solução salina (seringa descartável com 5 mL) foi estabelecida em 15 cm. Após aplicação dos sistemas adesivos segundo as recomendações dos respectivos fabricantes, os espécimes foram submetidos ao ensaio de tração. Valores de resistência de união estatisticamente superiores foram obtidos para ambos os materiais quando a perfusão dentinária foi realizada com soro bovino em comparação aos valores obtidos sob a perfusão com solução salina. Entretanto, nenhuma diferença foi observada quando os sistemas adesivos foram comparados entre si, independente da substância utilizada para simular a pressão intrapulpar. Os resultados obtidos sugerem que os primers dos sistemas adesivos investigados reduziram a permeabilidade dentinária quando o soro bovino foi utilizado como fluido dentinário pela precipitação de proteínas no interior dos túbulos dentinários, o que poderia ter permitido uma melhor penetração dos monômeros resinosos no substrato condicionado.

Enquanto a difusão de monômeros resinosos no substrato dentinário condicionado é importante para o processo de adesão polimérica, a mesma pode ser preocupante quando a biocompatibilidade desses componentes é avaliada. Gerzina e Hume (1995) investigaram a influência da pressão hidrostática sobre a difusão transdentinária de trietileno glicol dimetacrilato (TEGDMA) e 2-hidroxietil metacrilato (HEMA). Três condições de pressão intrapulpar foram simuladas, ausência de pressão, baixa pressão (15 cm de água ou 11,1 mm Hg) e alta pressão (36

cm de água ou 26,7 mm Hg). Cavidades profundas de classe I foram preparadas in vitro em terceiros molares humanos os quais, após a remoção da porção radicular, foram conectados ao sistema de pressão através de cânulas de polivinil introduzidas na câmara coronária. A outra extremidade foi conectada a uma seringa descartável contendo 1 mL de água destilada, posicionada à 15 ou 32 cm de altura em relação à parede pulpar cavitária. O sistema adesivo Scotchbond Multi Purpose (3M Dental Products) e a resina composta Z100 (3M Dental Products) foram utilizados para restaurar as cavidades. A liberação de TEGDMA e HEMA foi avaliada em alíquotas obtidas da câmara coronária em função do tempo, por meio de cromatografia líquida de alta eficiência (CLAE). Os resultados demonstraram que a difusão de HEMA foi muito maior do que a difusão de TEGDMA, sendo que apenas o último foi influenciado pela presença de alta pressão intrapulpar. Nesse caso, a capacidade de difusão do TEGDMA no sentido da câmara pulpar foi significativamente reduzida. Foi concluído que a presença de pressão intrapulpar não impediu a difusão transdentinária de ambos os monômeros.

Duas soluções foram utilizadas por Augustin et al. (1998) para simular a pressão intrapulpar em espécimes obtidos de terceiros molares humanos, solução salina e soro equino. O objetivo de seu trabalho foi investigar a influência dessas soluções sobre o desempenho adesivo de quatro sistemas adesivos aplicados à dentina, AllBond 2 (Bisco), ART Bond (Coltène-Whaledent), P-Bond (Kerr) e Syntac Plus (Vivadent). A pressão intrapulpar foi estabelecida por meio de uma coluna de água de 36 cm (25 mm Hg) e foi reduzida para 19,6 cm de água (13,6 mm Hg) durante os procedimentos adesivos, simulando a utilização clínica de um agente anestésico contendo vasoconstritor. Os sistemas adesivos foram aplicados e cilindros de resina foram construídos com área de união de 3 mm de diâmetro. O conjunto foi

submetido à 1500 ciclos térmicos de 5° C e 55° C com a manutenção da pressão intrapulpar simultaneamente, após os quais foi realizado o ensaio mecânico de microtração. Os valores de resistência de união para o sistema AllBond 2 não foram afetados pelo tipo de solução utilizada para perfundir a dentina. Entretanto, valores significativamente maiores foram obtidos para os sistemas ART Bond e Syntac quando a dentina foi perfundida sobre pressão com soro equino, enquanto melhores valores foram obtidos para P-Bond quando da perfusão com solução salina. Frente a diversidade de resposta dos sistemas investigados em função da solução empregada para simular a pressão intrapulpar in vitro, os autores foram incapazes de concluir qual seria a melhor alternativa para reproduzir as condições in vivo.

O estudo desenvolvido por Pereira et al. (1999) objetivou investigar a influência da umidade intrínseca sobre a adesão de dois sistemas adesivos, Clearfil Liner Bond II (Kuraray) e One Step (Bisco), quando aplicados em diferentes profundidades de dentina. Em relação a pressão intrapulpar, os adesivos foram aplicados sob ausência de pressão, pressão hidrostática positiva de 15 cm de água ou em dentina completamente desidratada. Após aplicação dos sistemas adesivos e reconstrução coronária em resina composta, os dentes foram seccionados em fatias de 0,7 mm de espessura e divididos em três grupos de acordo com a região, ou seja, sobre o corno pulpar, região central da coroa ou região periférica. Os resultados obtidos por meio de ensaio mecânico de microtração demonstraram que para o sistema autocondicionante Clearfil Liner Bond II, nenhum efeito regional foi observado, com ou sem presença de pressão intrapulpar. Por outro lado, para o sistema convencional One Step, resistência de união significativamente inferior foi observada para a região sobre o corno pulpar, ou seja, dentina profunda. Na ausência completa de umidade intrínseca, o desempenho adesivo de ambos os sistemas foi

significativamente reduzido, sem influência da região. Baseados nos resultados obtidos, os autores concluíram que tanto a umidade intrínseca como a região do substrato sobre a qual os sistemas adesivos são aplicados, podem afetar a adesão à dentina.

Moll e Haller (2000) avaliaram a influência da pressão intrapulpar (umidade intrínseca) sobre a eficiência adesiva de três sistemas adesivos, ART Bond (Coltène), OptiBond FL (Kerr) e Scotchbond 1 (3M Dental Products). Após a obtenção de superfícies planas em dentina e definição da ausência ou presença de pressão intrapulpar (30 cm de água) os sistemas adesivos foram aplicados sobre a dentina completamente seca ou úmida. Consequentemente, interagindo as variáveis sistema adesivo, pressão intrapulpar e umidade extrínseca da dentina, doze grupos experimentais foram definidos. Espécimes foram preparados para o ensaio mecânico de cisalhamento e os resultados demonstraram um efeito negativo da pressão intrapulpar positiva sobre o desempenho adesivo de todos os sistemas adesivos. Entretanto, esse efeito foi significativo apenas para os sistemas ART Bond e OptiBond FL. Umidade extrínseca presente, exerceu efeito indesejável para o sistema ART Bond, positivo para o sistema Scotchbond 1 e foi indiferente para o sistema OptiBond FL. Os autores concluíram que a umidade intrínseca contínua na forma de pressão pulpar hidrostática exerceu efeito adverso sobre o desempenho adesivo dos sistemas investigados, enquanto que a umidade extrínseca é aceitável ou até mesmo essencial.

Para testar a hipótese de que a simulação *in vitro* da pressão intrapulpar influencia a formação da camada híbrida, Pioch et al. (2001) aplicaram os sistemas adesivos Syntac Classic (Ivoclar-Vivadent), Gluma CPS (Bayer Dental) e Prime & Bond NT (Dentsply De Tray) sobre superfícies planas de dentina com ou sem a

simulação de pressão intrapulpar (34 cm água ou 25 mm Hg), e obtiveram dados referentes à resistência ao cisalhamento e espessura da camada híbrida. Para a última análise, rodamina B foi adicionada aos primers, a qual permitiu, através de fluorescência, a visualização da camada híbrida em microscopia confocal. Os resultados demonstraram que a simulação de pressão intrapulpar reduziu os valores de resistência de união significativamente para todos os sistemas adesivos, assim como a espessura da camada híbrida formada, especialmente nas regiões referentes aos cornos pulpare, quando comparados aos respectivos dados obtidos na ausência de pressão. Dessa forma, os autores concluíram que a simulação *in vitro* da pressão intrapulpar afeta qualitativamente a formação da camada híbrida e reduz a resistência de união à dentina.

O efeito da perfusão com água sobre a desmineralização dentinária foi investigado por Özok et al. (2002). Fragmentos coronários obtidos de dentes humanos foram perfundidos com uma pressão de 3,14 kPa pela elevação de um reservatório contendo água 32 cm de altura em relação ao fragmento coronário. Nesse fragmento, exposição de dentina foi realizada na face vestibular pela remoção do esmalte com um sequência de lixas abrasivas. Em seguida, toda a superfície foi coberta com verniz deixando uma janela de 3,0 x 3,0 mm de dimensões. A desmineralização da dentina foi obtida pela aplicação de 1 mL de solução desmineralizadora (2,2 mmol/L $\text{CaCl}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$; 2,2 mmol/L KH_2PO_4 ; 50 mmol/L CH_3COOH ; 1,5 mmol/L NaN_3 em pH 5,0) trocada diariamente por um período de 5 dias. Os resultados, baseados em análises realizadas em microrradiografia transversa (TMR) demonstraram que a perda mineral e a profundidade das lesões formadas foram reduzidas em 22% e 8% respectivamente, quando pressão intrapulpar positiva foi simulada, comparadas aos mesmos dados relativos aos espécimes sem pressão. A

espessura média da dentina remanescente para os grupos perfundido e não perfundido foi de respectivamente $1,49 \pm 0,34$ mm e $1,51 \pm 0,39$ mm. Em conclusão, o fluxo dentinário, resultante da pressão intrapulpar, oferece alguma proteção contra a perda mineral da dentina.

Sengun et al. (2003) realizaram um estudo com o objetivo de investigar a influência da pressão intrapulpar simulada em laboratório sobre a resistência ao cisalhamento de um sistema adesivo autocondicionante, Clearfil Liner Bond II (Kuraray). As faces vestibular e lingual de terceiros molares humanos foram desgastadas de tal forma que superfícies planas de dentina e esmalte, respectivamente, fossem obtidas. Em seguida, metade dos dentes foram montados em uma máquina para simulação da pressão intrapulpar (15 cm H₂O), enquanto os demais foram utilizados como controle, ou seja, sem pressão intrapulpar simulada. O sistema adesivo foi aplicado sobre ambos, esmalte e dentina, segundo as recomendações do fabricante, seguido da construção de um cilindro de resina acrílica em cada superfície, com 2,5 mm de diâmetro. Os resultados do teste de cisalhamento foram que a resistência de união do sistema Clearfil Liner Bond II foi significativamente reduzida na presença de pressão intrapulpar, quando aplicado à dentina. Ao contrário, quando aplicado em esmalte, a presença de pressão intrapulpar aumentou de forma significativa seu desempenho adesivo. A conclusão desse estudo foi de que a presença de pressão intrapulpar foi prejudicial para a adesão em dentina, enquanto favorável para a adesão ao esmalte de um sistema autocondicionante.

O efeito da perfusão dentinária na capacidade de selamento e resistência de união de um sistema adesivo convencional e um autocondicionante foi avaliado por

Özok et al. (2004). A permeabilidade dentinária em cavidades de classe V preparadas na superfície vestibular de terceiros molares humanos foi mensurada em um aparelho para transporte de fluido, antes e após a aplicação dos sistemas adesivos Scotchbond 1 (3M Dental Products) ou Prompt L-Pop (3M Dental Products) e restauração das cavidades com resina composta. Esses materiais resinosos foram aplicados na condição com ou sem pressão intrapulpar, estabelecida em 15 cm de água (1,47 kPa). Adicionalmente, espécimes foram preparados para o ensaio mecânico de microtração, com área de secção transversal de 0,89 mm². Os resultados estatísticos revelaram que a presença de perfusão dentária reduziu drasticamente a capacidade de selamento do sistema Scotchbond 1, em outras palavras, o sistema não foi eficiente no controle da permeabilidade dentinária; enquanto que a presença de pressão intrapulpar foi indiferente para o sistema Prompt L-Pop. O mesmo foi observado em relação ao ensaio mecânico de microtração. Redução significativa de resistência de união foi obtida para o Scotchbond 1 quando a dentina foi perfundida com solução salina, enquanto o Prompt L-Pop não foi afetado. Quando o sistema Scotchbond 1 foi aplicado sob pressão intrapulpar, correlação linear positiva significativa foi obtida entre a capacidade de selamento dentinário e os valores de resistência de união. Os autores concluíram que a presença de fluido dentinário pode ter um efeito prejudicial na habilidade seladora dos agentes adesivos dependendo do material utilizado.

No estudo desenvolvido por Gernhardt et al. (2005), a influência da utilização de plasma humano para a perfusão dentinária sobre a adesão de materiais fotopolimerizáveis aplicados à dentina foi investigada. Discos de dentina com 3,5 mm de espessura foram obtidos das coroas de terceiros molares humanos de tal forma que a superfície oclusal dos mesmos ficassem à aproximadamente 1,3 mm

distantes da superfície da câmara coronária. Perfusão dentinária sob pressão de 30 cm de água foi estabelecida 60 minutos antes da aplicação dos materiais adesivos, com solução salina ou plasma humano. Os materiais Syntac (Vivadent); Prime & Bond NT (DeTrey), Solobond Plus (Voco), Compoglass SCA (Vivadent) e Dyract PSA (DeTrey) foram aplicados seguidos da construção de um cilindro de resina ou compômero com 4 mm de diâmetro (área de 12,57 mm²). Os resultados obtidos após o ensaio mecânico de tração demonstraram que a perfusão dentinária com soro humano favoreceu a produção de valores de resistência de união estatisticamente superiores para todos os materiais avaliados, quando comparados aos respectivos dados para a perfusão com solução salina. Para cada uma das soluções de perfusão, Syntac e Solobond Plus produziram os maiores valores de resistência à tração. Como conclusão, foi sugerido que a utilização de plasma humano poderia ser uma alternativa bastante interessante para reproduzir as condições in vivo de perfusão dentinária.

Moll et al. (2005) investigaram a influência da pressão intrapulpar no desempenho adesivo de sistemas autocondicionantes. Superfícies planas em dentina foram obtidas na superfície oclusal de terceiros molares humanos, sobre as quais, uma restauração de resina composta foi aderida com OptiBond FL (Kerr) após condicionamento dentinário com ácido fosfórico, OptiBond FL sem condicionamento ácido prévio, Clearfil SE Bond (Kuraray) ou Prompt L-Pop (3M ESPE). Antes da aplicação dos sistemas adesivos porém, pressão intrapulpar positiva correspondente à uma coluna de água de 37 cm de altura foi estabelecida em metade dos dentes. Espécimes em forma de ampulheta com área de união de 0,8 mm² foram obtidos e submetidos ao ensaio mecânico de microtração. Os resultados demonstraram que a resistência de união de todos os sistemas adesivos foi negativamente influenciada

pela presença de pressão intrapulpar, com exceção do sistema Clearfil SE Bond. A maior diferença em desempenho adesivo foi observada para o sistema OptiBond FL aplicado à dentina previamente condicionada com ácido fosfórico. Os autores concluíram que em situações clínicas, a umidade intrínseca da dentina pode afetar a resistência de união tanto de sistemas adesivos convencionais como de autocondicionantes.

2.5 Correlação entre estudos in vivo e in vitro

O objetivo do estudo desenvolvido por Ferrari (1994) foi investigar a relação micromorfológica entre resina e dentina em cavidades de Classe V confeccionadas in vivo e in vitro. Preparos cavitários com 2 mm de profundidade foram confeccionados em 20 incisivos humanos, sendo metade delas preparadas in vivo (anestésico com vasoconstritor) e a outra metade in vitro. Ainda, as cavidades foram divididas de acordo com o sistema adesivo aplicado, Scotchbond Multi-Purpose (3M Dental) ou Gluma 2000 (Bayer Dental). Após extração dos dentes tratados in vivo, todos foram imersos em solução de ácido hidrocloreídrico a 30% por 2 dias, para dissolução total dos tecidos duros dentários, possibilitando a observação em MEV apenas do conteúdo resinoso. Para todos os grupos, tags curtos de resina foram freqüentemente observados, com exceção de algumas áreas do assoalho cavitário, nas quais foram vistos longos tags, com aproximadamente 50 a 100 µm. Em conclusão, nenhuma diferença notável foi observada para as condições experimentais delineadas, ou seja, aplicação in vivo e in vitro, e sistema adesivo.

Cavidades de classe II foram preparadas por Ferrari et al. (1994) em molares humanos, com o objetivo de analisar a penetração de um sistema adesivo no substrato dentinário, in vivo e in vitro, semelhante ao estudo desenvolvido por

FERRARI, publicado no mesmo ano. Sobre as paredes cavitárias, após condicionamento ácido, foi aplicado o sistema adesivo Scotchbond Multi-Purpose (3M Dental) ou Gluma 2000 (Bayer Dental). Os dentes tratados in vivo foram anestesiados com anestésico contendo vasoconstritor. Após o seccionamento das coroas dentárias no sentido buco-lingual, perpendicularmente a união resina-dentina, os espécimes foram imersos em solução de ácido hidrocloreídrico a 30% por 2 dias, para dissolução total dos tecidos duros dentários, possibilitando a observação em MEV apenas do conteúdo resinoso. Para todos os grupos de estudo, foi observado uma reprodução fiel da dentina condicionada. Tags de resina curtos foram predominantes, enquanto que tags de aproximadamente 100 µm de comprimento foram esporadicamente observados na parede cavitária pulpar. A conclusão do estudo foi a de que diferenças morfológicas não foram encontradas entre as interfaces adesivas produzidas in vivo ou in vitro, assim como entre os sistemas adesivos investigados.

Cavidades de classe V foram preparadas por Goracci et al. (1994) em molares humanos, com o objetivo de analisar a penetração de um sistema adesivo no substrato dentinário, in vivo e in vitro. Sobre as paredes cavitárias, após condicionamento com ácido maleico a 10%, foi aplicado o sistema adesivo Scotchbond Multi-Purpose (3M Dental), e as cavidades foram restauradas com resina composta in vivo (anestésico local com vasoconstritor) ou in vitro. Após o seccionamento das coroas dentárias no sentido buco-lingual, perpendicularmente a união resina-dentina, os espécimes foram preparados para análise em MEV. A espessura da camada híbrida produzida in vitro e in vivo foi similar, aproximadamente 5 µm. Entretanto, longos tags de resina (ca. 100 µm) foram observados em algumas áreas da interface produzidas in vitro, enquanto que, tags

com diâmetro constante e superfície mais lisa de aproximadamente 20 µm de comprimento, foram produzidos *in vivo*. Nenhuma conclusão objetiva foi apresentada pelos autores.

A resistência ao cisalhamento de quatro sistemas adesivos foi avaliada *in vivo* e *in vitro*, por Mason et al. (1996). Após anestesia local com vasoconstritor (noradrenalina), a superfície oclusal de 32 dentes foi desgastada expondo uma superfície plana em dentina, sem sinais de exposição do tecido pulpar. A espessura de dentina remanescente entre a superfície de dentina e os cornos pulpares foi verificada em radiografias e estabelecida entre 1,5 a 2,0 mm. Os dentes foram divididos em grupos de acordo com o sistema adesivo aplicado, All Bond 2 (Bisco), Clearfil Liner Bond (Kuraray), Optibond (Kerr) ou Scotchbond Multipurpose (3M). Esses mesmos sistemas adesivos foram aplicados em 28 dentes adicionais preparados *in vitro* da mesma forma. Um cilindro de resina composta com 6 mm de diâmetro foi construído após a aplicação dos sistemas adesivos. Os dentes restaurados *in vivo* foram extraídos 7 dias após os procedimentos adesivos, enquanto os dentes tratados *in vitro* foram mantidos em água destilada por 10 dias após os quais, foram submetidos ao ensaio mecânico de cisalhamento. Dos sistemas utilizados, diferença estatisticamente significativa entre a aplicação *in vivo* e *in vitro* foi obtida apenas para o All Bond 2, com valores superiores produzidos nos dentes tratados *in vivo*. Para os demais sistemas, embora valores maiores de resistência de união tenham sido produzidos *in vitro*, os mesmos não foram estatisticamente superiores aos obtidos *in vivo*. Foi concluído pelos autores que a aplicação *in vitro* dos sistemas investigados não resultou em desempenho adesivo diferente daquele observado quando de sua aplicação *in vivo*.

Schneider et al. (2000) compararam o padrão de interação entre dentina e sistema adesivo em interfaces produzidas in vivo e in vitro. Cavidades de classe V foram confeccionadas nas faces vestibular e lingual de pré-molares humanos tanto in vivo como in vitro. As cavidades foram restauradas com resina composta, aderida ao substrato com o sistema adesivo convencional simplificado Prime&Bond 2.1 (DeTrey Dentsply). Os dentes foram seccionados perpendicularmente à interface adesiva e os espécimes preparados para avaliação em MEV. Em alguns deles, os tecidos dentários foram dissolvidos pela imersão em ácido hidrocloreídrico 0,1 N seguido da aplicação de hipoclorito de sódio a 10%. As mesmas características quanto a espessura da camada híbrida, da camada de adesivo e comprimentos de tags de resina foram observadas para as condições in vivo e in vitro. Camadas híbridas de aproximadamente 3,0 μm de espessura foram formadas e longos tags de resina ($\geq 190 \mu\text{m}$) foram observados. Os autores concluíram que existe uma boa correlação entre as características morfológicas de interfaces adesivas produzidas in vivo e in vitro.

Vongsavan et al. (2000) compararam a permeabilidade da dentina humana in vivo e in vitro. Tecido dentinário foi exposto em 12 pré-molares humanos, sendo que metade desses foi tratado in vivo e a outra metade in vitro. A exposição da dentina foi realizada por dois métodos diferentes, desgaste com broca da ponta da cúspide vestibular para os dentes inferiores e vestibular e lingual para os dentes superiores; ou pela fratura da porção oclusal das cúspides após a confecção de canaletas de orientação. No primeiro método, a dentina foi posteriormente condicionada com ácido fosfórico para a remoção da smear layer. Os dentes tratados in vitro foram armazenados por 1 hora antes da realização dos mesmos procedimentos. Sobre a região dentária removida, foi aderida com cimento de hidróxido de cálcio, uma matriz de acrílico, previamente confeccionada em modelos plásticos obtidos dos

pacientes. Essa matriz continha uma abertura de 2 mm de diâmetro, a qual foi preenchida com uma gota de Evans blue (52 mmol/L). A solução foi mantida em contato com a dentina por 15 segundos, após os quais, foi removida por lavagem seguida da extração imediata do dente. Secções de 0,5 mm de espessura no sentido vestibulo-lingual foram realizadas e a distância de penetração do corante quantificada. Os resultados demonstraram que o método de obtenção da superfície de dentina não exerceu influência sobre os dados coletados. A penetração do corante nos dentes tratados in vivo foi em média de $1,9 \pm 1,4$ mm, enquanto que os dentes tratados in vitro foi de $2,9 \pm 0,5$ mm. Foi concluído que a difusão dentinária in vivo foi controlada pela movimentação centrífuga de fluído no interior dos túbulos.

Uma investigação comparativa entre a variabilidade da união resina-dentina produzida in vivo e in vitro foi conduzida por Hannig e Friedrichs (2001). Os autores prepararam cavidades de classe V nas faces vestibular e lingual de terceiros molares humanos, de tal forma que, uma das cavidades foi preparada e restaurada in vivo, sendo o dente imediatamente extraído. A outra cavidade foi preparada e restaurada in vitro após armazenagem do elemento dental em solução salina por algumas horas. Os dentes foram divididos em cinco grupos de acordo com o sistema adesivo/resina restauradora utilizada, Clearfil Liner Bond 2/Clearfil AP-X (Kuraray), Resulcin AquaPrime+Monobond/MFR-Merz (Merz Dental), Prime&Bond 2.1/Dyract AP (Dentsply DeTrey) e Scotchbond Multi-Purpose/Z100 (3M). Os dentes foram cortados ao meio, perpendicularmente à união resina-dentina e réplicas em resina epóxica foram obtidas para análise da presença de fendas na interface em MEV. Os resultados demonstraram que a porcentagem de formação de fendas foi maior in vivo do que in vitro, para três das combinações estabelecidas, Resulcin AquaPrime+Monobond/MFR-Merz, Prime&Bond 2.1/Dyract AP (Dentsply DeTrey)

e Scotchbond Multi-Purpose/Z100. Apenas para o sistema autocondicionante Clearfil Liner Bond 2 a frequência de fendas foi comparável para as duas condições de aplicação. Foi concluído que a formação de uma interface resina-dentina livre de fendas não pode ser consistentemente obtida, sendo que para a maioria das combinações investigadas, resultados significativamente melhores foram obtidos *in vitro* quando comparados aos obtidos *in vivo*.

A resistência de união de alguns sistemas adesivos foi avaliada por Purk et al. (2004) quando aplicados *in vivo* ou *in vitro* em cavidades de classe II. Os autores também investigaram a influência regional da dentina, parede gengival versus parede axial, sobre essa propriedade mecânica. As cavidades de classe II foram preparadas em pré-molares humanos *in vivo* ou *in vitro*, obedecendo exatamente os mesmos procedimentos operatórios e restauradores. Restaurações de resina composta foram aderidas aos substratos com o sistema adesivo Scotchbond Multi Purpose (3M Dental). Os dentes foram posteriormente seccionados em espécimes com área de união de 0,5 mm² para testes de microtração. Diferença estatisticamente significativa foi observada quando os espécimes preparados *in vivo* foram comparados aos preparados *in vitro*, assim como entre a parede axial e gengival das cavidades. Valores de resistência de união obtidos *in vitro* foram estatisticamente maiores do que os obtidos *in vivo* para ambas as regiões, entre as quais, valores superiores foram observados para a parede axial. Em conclusão, a adesão à parede gengival foi marcadamente mais fraca do que a adesão à parede axial. Da mesma forma, os procedimentos realizados *in vivo* resultaram em desempenho adesivo significativamente inferior quando comparado ao desempenho adesivo dos espécimes preparados *in vitro*.

Donmez et al. (2005) investigaram a correlação entre a degradação de interfaces adesivas produzidas com sistemas autocondicionantes *in vivo* e *in vitro*. Cavidades profundas de classe I (3 mm) foram preparadas *in vivo* e restauradas com resina composta aderida aos substratos dentários com o sistema Clerfil SE Bond ou Clearfil Protect Bond (ambos da Kyraray Medical Inc.) e mantidas na cavidade bucal por 24 horas ou 1 ano. Exatamente os mesmos procedimentos foram repetidos em dentes extraídos, os quais também foram armazenados por 24 horas ou 1 ano em saliva artificial. Decorridos os períodos experimentais, os dentes foram preparados para ensaio mecânico de microtração (área adesiva de 0,81 mm²) e avaliação em MET. Para cada período de avaliação, a aplicação *in vitro* dos sistemas adesivos produziu valores de resistência de união significativamente superiores quando comparados aos valores produzidos *in vivo*. Entretanto, redução expressiva desses valores foi observado após o envelhecimento dos dentes por 1 ano, seja *in vitro* ou *in vivo*, entretanto apenas para o sistema adesivo Clearfil SE Bond. Os autores concluíram que, quando degradação ocorre, não existe diferença em seu mecanismo para interfaces envelhecidas *in vivo* ou *in vitro*.

2.6 Estudos complementares

O objetivo do estudo desenvolvido por Beech et al. (1991) foi investigar a influência do tempo de armazenagem pós-extração na resistência de união de um cimento ionomérico e um sistema adesivo à dentina humana. Dentro de no máximo 15 minutos da extração, superfícies planas em dentina foram preparadas na superfície lingual ou bucal pelo desgaste com lixas abrasivas. Sobre essas superfícies foram aplicados o cimento ionomérico Fuji II (GC) ou o sistema adesivo Scotchbond Self Cure (3M). Os mesmos procedimentos foram realizados em um segundo grupo de dentes, os quais foram armazenados em água por 3 meses. Os dados obtidos pelo

ensaio mecânico de tração demonstraram que os valores de resistência de união para o cimento ionomérico foram negativamente influenciados em função do tempo de armazenagem, enquanto resultados contrários foram observados para o sistema adesivo. Em relação a esse último material, foi concluído que o período de armazenagem de três meses favoreceu o seu desempenho adesivo.

Um novo método, não destrutivo, para a avaliação morfológica da união resina-dentina foi proposto por Spencer e Swafford (1999). Superfícies planas de dentina foram criadas em molares permanentes humanos extraídos, sobre as quais foi aplicado um dos seguintes sistemas adesivos: Scotchbond Multi-Purpose, após condicionamento com ácido maleico a 10%, Scotchbond Multi-Purpose Plus ou Single Bond, ambos após aplicação de ácido fosfórico a 35% por 15 segundos. Espécimes foram obtidos por meio de cortes perpendiculares a interface adesiva, dos quais secções de 3 µm de espessura foram produzidas em micrótomo equipado com lâmina de carbeto de tungstênio (micrótomo para tecidos duros). Os cortes foram corados com Tricômico de Goldner, o qual é capaz de evidenciar fibrilas de colágeno desprovidas de mineral na cor vermelho, a parte mineral na cor verde e o primer ou adesivo na cor laranja. Dessa forma, presença de colágeno exposto na base da camada híbrida foi observada para todos os sistemas adesivos. Para o sistema Scotchbond Multi-Purpose a espessura da zona de dentina desmineralizada foi de 0,7 µm, enquanto que para os demais sistemas, Scotchbond Multi-Purpose Plus e Single Bond a espessura dessa zona foi de 2 µm. O método proposto foi eficaz em demonstrar a presença de dentina desmineralizada residual na base da camada híbrida, a qual representa uma área vulnerável à degradação.

Para avaliar a relação entre a espessura da camada híbrida e a resistência de união, Hashimoto et al. (2000) aplicaram o sistema adesivo Scotchbond Multi Purpose (3M Dental Products) sobre superfícies planas de dentina obtidas de dentes pré-molares humanos. O substrato foi condicionado com ácido fosfórico a 35% por 15, 60, 120 ou 180 segundos. Espécimes seccionados na forma de ampulheta com área adesiva de 1 mm² foram obtidos e submetidos ao ensaio mecânico de microtração. Após as fraturas dos espécimes, foram feitas as observações em MEV, bem como a análise da interface. A resistência de união foi menor quanto maior o tempo de condicionamento ácido. Entretanto, não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos 15 e 60, e 120 e 180 segundos, apesar de diferenças evidentes terem sido detectadas quanto à espessura da camada híbrida. Segundo os autores, o aumento do tempo de condicionamento ácido resulta em aumento da espessura da camada híbrida, favorecendo a manutenção de zonas de dentina desmineralizada sem a incorporação de monômeros resinosos, o que por sua vez, resulta em redução da resistência de união.

O objetivo do estudo desenvolvido por Itthagarun e Tay (2000) foi comparar as características da dentina profunda in vivo, após o condicionamento ácido. Anestesia local foi realizada com agentes contendo ou não vasoconstritor, Lidocaína 2% com epinefrina (1:80.000) e Mepivacaína 3% respectivamente. Cavidades profundas de classe I foram confeccionada em vinte molares humanos, os quais apresentavam lesão de cárie oclusal. Após o condicionamento ácido da dentina com ácido fosfórico a 32 % por 15 segundos, sua lavagem e suave secagem da superfície, uma moldagem com vinil polisiloxano (President light body, Coltène) foi registrada do preparo. Uma segunda moldagem foi realizada após a aplicação e fotoativação do sistema One Step (Bisco). Em três dentes, considerados controles, a moldagem foi

realizada antes do condicionamento ácido, ou seja, com a superfície coberta por smear layer. Nesse grupo, os dentes foram anestesiados sem vasoconstritor e ao exame em MEV apresentaram a parede pulpar totalmente coberta por smear layer de aparência granular e sem túbulos expostos. Exudação de fluído dentinário não foi observada nos controles. Após condicionamento do substrato, exudação de fluído foi observada para todos os espécimes do grupo sem vasoconstritor, em regiões relacionadas com o corno pulpar e periféricas. Por outro lado, no grupo com vasoconstritor, presença de fluído na superfície da parede pulpar foi eventualmente observada nas áreas relacionadas com os cornos pulpares. Os autores concluíram que após anestesia local incluindo vasoconstritores, a redução da pressão intrapulpar ou mesmo a reversão do fluxo dentinário resultou em exsudação mínima de fluidos para a superfície da parede pulpar.

Eliades et al. (2001) investigaram a ocorrência de separação monomérica em sistemas convencionais simplificados. Quatro sistemas adesivos, One-Step (Bisco), Prime&Bond 2.1 (Dentsply), Scotchbond 1 (3M) e Syntac-Sprint (Ivoclar Vivadent) foram aplicados sobre superfícies planas de dentina obtidas de pré-molares humanos. Utilizando espectroscopia no infravermelho médio com transformada de Fourier (MRI FTIR), espécimes obtidos a partir de cortes perpendiculares à interface adesiva, foram analisados após o condicionamento ácido e após a aplicação dos adesivos. Os espectros obtidos foram comparados entre si e aos obtidos de cada sistema adesivo. Esses últimos foram considerados como referência, ou seja, onde mistura perfeita entre componentes hidrofílicos e hidrofóbicos é esperada. Os resultados demonstraram que todos os sistemas adesivos apresentaram separação de fases variando entre 68,7 a 81,9% em comparação às respectivas referências (0%), sendo que os piores resultados foram obtidos para Prime&Bond 2.1. Como conclusão, pôde ser estabelecido que separação monomérica em fases ocorreu para

todos os sistemas avaliados. Essa distribuição heterogênea ao longo da camada híbrida pode afetar a qualidade de polimerização do adesivo dentinário no interior da dentina desmineralizada, comprometendo as propriedades mecânicas e a estabilidade química dessa zona de interação.

Tay e Pashley (2001) propuseram avaliar a capacidade de diferentes sistemas autocondicionantes de penetrar em smear layers com variadas espessuras e desmineralizar a dentina subjacente. Superfícies planas em dentina humana foram desgastadas com lixas de carvão de silício de granulação 60 ou 600 para a produção de smear layers espessas e delgadas, respectivamente. Sobre essas superfícies cobertas pela smear layer, foram aplicados os sistemas autocondicionantes Clearfil Mega Bond (Clearfil SE Bond, Kuraray), NRC/Prime&Bond NT (Dentisply) ou Prompt L-Pop (3M ESPE), como recomendado pelos fabricantes. A análise das interfaces produzidas, em MEV, demonstrou que para o sistema Clearfil Mega Bond a espessura da camada híbrida autêntica produzida mediu em torno de 0,4 a 0,5 μm , sendo que tanto a smear layer como as *smear plugs* foram hibridizadas. Para o sistema NRC/Prime&Bond NT a camada híbrida variou de 1,2 a 2,2 μm , com a dissolução completa da smear layer e *smear plugs* quando a superfície foi desgastada com lixa de granulação 600. Entretanto, quando desgastadas com lixa 60, foi observada incorporação de partículas na área hibridizada. O sistema Prompt L-Pop produziu as camadas híbridas mais espessas, variando entre 2,5 e 5 μm , e resultou na dissolução completa da smear layer e *smear plugs*, independente da espessura da smear layer criada. Portanto, os autores classificaram os sistemas adesivos autocondicionantes como suave, moderado e agressivo, em função da sua capacidade de solubilizar a smear layer e desmineralizar a dentina subjacente.

Uma meta-análise foi realizada por Leloup et al. (2001) considerando os fatores com provável implicação na aderência de materiais poliméricos à dentina. Esses fatores foram categorizados em: relacionados ao substrato dentinário, ao tipo de compósito e área de união, as condições de armazenagem dos espécimes e ao tipo de teste e velocidade do atuador. Entre os incluídos na primeira categoria, estavam a profundidade de dentina e pressão intrapulpar. Setenta e cinco estudos publicados entre 1992 e 1996 foram considerados para a análise. Em relação aos dois fatores diretamente implicados com o presente estudo, tanto a profundidade em dentina como a pressão intrapulpar foram fortemente correlacionados com a resistência de união de sistemas adesivos convencionais à dentina. Correlação negativa foi observada quanto à profundidade, ou seja, quanto mais profunda a dentina, menores os valores de resistência de união. Para a pressão intrapulpar, a sua presença influenciou negativamente o desempenho adesivo de sistemas denominados de 3ª e 4ª geração (nomenclatura adotada pelos autores). Os autores concluíram que devido a influência de vários fatores sobre os resultados obtidos em estudos os quais avaliam a resistência de união de sistemas adesivos à dentina, alguns desses deveriam ser padronizados. Infelizmente, as variáveis relacionadas ao substrato são as menos controláveis, embora essas exerçam influência considerável sobre a resistência de união.

Spencer e Wang (2002) investigaram a ocorrência de separação de fases em misturas de BisGMA/HEMA e em um sistema adesivo comercialmente disponível e seu efeito na qualidade da camada híbrida. Misturas com diferentes concentrações de BisGMA/HEMA foram laboratorialmente preparadas, assim como misturas foram preparadas a partir do sistema adesivo Single Bond, contendo diferentes concentrações de água. Espécimes foram produzidos com essas misturas a partir de

moldes preparados em superfícies de vidro, após fotoativação por 20 segundos. Esses espécimes foram avaliados por micro Raman espectroscopia. Espécimes adicionais foram obtidos pela aplicação das misturas de Single Bond sobre superfícies planas de dentina produzidas em terceiros molares humanos. Esses espécimes foram avaliados em MEV e também em espectroscopia Raman. Raman espectrogramas obtidos das misturas laboratoriais de BisGMA/HEMA, as quais apresentaram separação macroscópica de fases, indicaram que a aglomeração BisGMA formando partículas dispersas em HEMA. Em MEV, as interfaces adesivas apresentaram grande quantidade de porosidades, enquanto a espectroscopia Raman dessas interfaces indicou que a contribuição de BisGMA foi reduzida em 50% logo no primeiro micrometro. Em conclusão, a combinação das análises em MEV e Raman, sugerem que como resultado da separação de fases, a camada híbrida formada não é uma estrutura tridimensional impermeável, mas sim, altamente porosa, com partículas compostas de BisGMA distribuídas em uma matriz hidrofílica rica em HEMA.

O objetivo do estudo desenvolvido por Wang e Spencer (2003) foi determinar a qualidade e estrutura molecular da união resina-dentina formada com a adesão úmida. Espécimes de dentina foram obtidos de terceiros molares humanos, os quais foram completamente desmineralizados em EDTA (ácido etilenodiamino tetra acético) e então hibridizados pela imersão no sistema adesivo Single Bond. Esses espécimes representaram o controle, onde hibridização perfeita foi identificada pela análise em espectroscopia Raman. Espécimes adicionais foram preparados a partir dos mesmos dentes, e o sistema adesivo foi convencionalmente aplicado segundo as instruções do fabricante. Espectrogramas foram obtidos da interface adesiva, com 1 μm de intervalo. Alguns espécimes foram preparados para coloração com tricrômico de Goldner. Presença de uma linha vermelha com $8,0 \pm 0,6 \mu\text{m}$ de espessura na base

da camada híbrida, indicativa de colágeno exposto reagido com o corante, foi observada nos espécimes experimentais. Nos espécimes do grupo controle, o mesmo não foi observado, demonstrando a impregnação perfeita da matriz de colágeno desmineralizada. Da mesma forma, os resultados da espectroscopia Raman indicaram que para o grupo controle houve predomínio de bandas representativas de matriz dentinária infiltrada por adesivo, enquanto que no grupo experimental, houve predomínio de colágeno. Redução da impregnação por BisGMA e HEMA foi observada na direção da base da camada híbrida, sendo que a porcentagem de penetração do monômero hidrofóbico foi superior a 50% apenas nos dois primeiros micrometros. Os autores concluíram que o componente dimetacrilato (BisGMA), o qual é o principal contribuinte para a estabilidade hidrolítica do adesivo polimérico, infiltra apenas uma pequena fração do total da dentina intertubular desmineralizada.

Kerdvongbundit et al. (2004) avaliaram o efeito de alterações na pressão do tecido pulpar sobre o molhamento da superfície de dentina exposta *in vitro*. Pequenas cavidade foram preparadas na cúspide vestibular de pré-molares humanos (3 mm diâmetro e 3 mm de profundidade). Em metade dos dentes, a cavidade foi condicionada com ácido fosfórico por 15 segundos enquanto na outra metade, as cavidades foram mantidas sem condicionamento. Todas foram seladas com uma camada de guta percha seguida de um cimento ionomérico (Cavition, GC Corporation). Imediatamente após o selamento da cavidade, os dentes foram extraídos e seccionados na região amelo-cementária para possibilitar a remoção do tecido pulpar. Os dentes foram montados de tal forma a permitir a reprodução *in vitro* da pressão intrapulpar, os materiais seladores foram removidos e uma pressão positiva de 30 mmHg foi imposta por 30 segundos, 2 ou 5 minutos. Moldagens em silicone foram realizadas após cada período e os modelos obtidos em resina epóxica

foram avaliados em MEV. Os mesmos procedimentos foram repetidos sob pressão atmosférica e 5 mmHg abaixo da pressão atmosférica. Quando a pressão foi estabelecida em 30 mmHg acima da atmosférica, nenhuma presença de exudação transdentinária foi observada nos dentes condicionados após 30 segundos ou 2 minutos. Entretanto, após 5 minutos, foi evidente o acúmulo de gotículas de água na superfície da parede pulpar. Sob pressão atmosférica e 5 mmHg abaixo dessa, nenhuma exudação foi observada para esses espécimes. Para os dentes não condicionados, exudação foi observada logo após 30 segundos sob pressão de 30 mmHg, exudação essa que aumentou em função do aumento do tempo de avaliação. Nesses espécimes também não foi detectada a presença de umidade na superfície da smear layer após a alteração da pressão para zero (atmosférica) e 5 mmHg abaixo de zero. A espessura de dentina remanescente para os grupos condicionado e não condicionado foi de $1,06 \pm 0,40$ mm e $1,10 \pm 0,24$ mm, respectivamente. Contaminação da dentina por umidade foi observada apenas quando a pressão intrapulpar foi estabelecida em 30 mmHg, sendo essa mais rápida para espécimes não condicionados.

A movimentação de fluídos através da união resina-dentina durante e após o processo de adesão foi investigada por Hashimoto et al. (2004). Os autores obtiveram discos de dentina (0,3 mm de espessura) da porção média de coroas de terceiros molares humanos não erupcionados, os quais foram montados em câmaras pulpares artificiais. Antes porém, o lado correspondente a camara coronária foi condicionado com ácido fosfórico por 15 segundos para a remoção da smear layer. O fluxo de fluído através do disco de dentina foi avaliado durante e após a aplicação dos sistemas adesivos em uma área estabelecida de $0,28 \text{ mm}^2$ por meio de um dispositivo automático (Flodec, DeMarco Engineering, Geneva, Suíça). Os sistemas investigados

foram dois convencionais, Single Bond (3M ESPE) e Prime & Bond NT (Dentsply DeTrey) e dois autocondicionantes, Clearfil Protect Bond (Kuraray Co.) e Adper Prompt L-Pop (3M ESPE). A medida da condutância hidráulica, isso é, o fluxo de fluido em uma área estabelecida sob uma pressão hidrostática constante (20 cm de água) em um determinado período de tempo, foi realizada imediatamente antes da aplicação dos adesivos (dentina coberta por smear layer), após o condicionamento da dentina com ácido fosfórico, após a aplicação do sistema adesivo e após sua fotoativação. Mesmo na presença de smear layer houve um pequeno movimento de fluido para a superfície da dentina, o qual, após condicionamento com ácido fosfórico, foi ampliado em aproximadamente 10 vezes. Quando a pressão hidrostática foi reduzida a zero, o movimento cessou. A secagem com ar produziu movimentação centrífuga de fluido, enquanto o processo de fotoativação produziu movimentação no sentido oposto, ou seja, para o interior da câmara pulpar. Após a aplicação dos sistemas adesivos, a movimentação centrífuga de fluido foi bastante elevada para Prime & Bond NT, semelhante a movimentação observada após o condicionamento ácido da dentina. Para Single Bond, essa foi de aproximadamente 40% a observada após a utilização do ácido fosfórico, enquanto que para o sistema Prompt L-Pop o fluxo foi duas vezes maior do que o observado para a dentina coberta por smear layer. Apenas o sistema Clearfil Protect Bond foi capaz de reduzir a permeabilidade dentinária a um valor próximo de zero. Como conclusão, os autores demonstraram que a movimentação de fluido através da união adesiva foi menor quando sistemas autocondicionantes foram aplicados sobre a dentina, se comparada a movimentação observada para os sistemas convencionais.

No estudo de Oliveira et al. (2004), foram elaboradas duas propostas, investigar o grau de desmineralização da dentina promovido pela aplicação de

sistemas autocondicionantes, e determinar propriedades nanomecânicas ao longo da união adesivo-resina para detectar a presença de áreas de infiltração incompleta. Para responder à primeira proposta, foram utilizados discos de dentina obtidos de terceiros molares, sobre os quais foi aplicado o primer acidificado do sistema Clearfil SE Bond ou ácido fosfórico pH 1.94 em apenas metade da superfície. A outra metade, a qual foi protegida com fita adesiva para evitar o contato com os agentes condicionadores, serviu como controle para a avaliação da profundidade de desmineralização. Após 20 segundos de contato com a dentina, os agentes condicionantes foram apenas secos por 5 segundos e os espécimes foram embebidos em etanol 100%, imediatamente após 5 minutos, 2 horas ou 12 horas. Para determinar as propriedades nanomecânicas, através da nanoindentação, novos discos de dentina foram divididos em 2 grupos. No grupo 1, o primer do sistema Clearfil SE Bond foi aplicado por 20 segundos e seco por 5 segundos, seguido da aplicação imediata da resina adesiva e resina composta. Esse espécimes foram mantidos em 100% de umidade a 37°C, por 5 minutos, 2 ou 12 horas e imersos em solução tamponada para limitar a reação ácida. No grupo 2, os procedimentos foram semelhantes aos do grupo 1, exceto pelo fato de que os espécimes foram mantidos em 100% de umidade pelos mesmo períodos, antes da aplicação da resina adesiva. Aumento significativo da profundidade de desmineralização foi observado para ambos agentes condicionadores em função do tempo, especialmente para o período de 2 horas. Para todos os grupos, as propriedades mecânicas da zona imediatamente abaixo da camada híbrida (módulo de elasticidade e dureza) foram inferiores quando comparadas às da dentina hígida. Essa zona foi identificada como dentina desmineralizada. Os autores concluíram que ocorre uma suave desmineralização adicional após os 20 segundos de contato do primer acidificado com a dentina, mesmo após a aplicação da resina adesiva e sua fotoativação.

As características das interfaces adesivas produzidas por três sistemas adesivos convencionais simplificados que possuem diferentes proporções na composição hidrofílica/hidrofóbica, foram analisadas por Spencer et al. (2004). Os sistemas Single Bond, Prime&Bond NT, e Uno foram aplicados de acordo com as recomendações dos fabricantes, em dentina de dentes extraídos. Secções histológicas com 3 µm de espessura foram coradas com o tricômico de Goldner e avaliadas em microscópio de luz. Para o sistema Single Bond, foi observada uma distinta zona de 4-5 µm de espessura, dos quais 1 a 2 µm representava a dentina desmineralizada que foi parcialmente protegida pela difusão de monômeros. Os resultados demonstraram que o sistema Uno foi capaz de penetrar em toda a extensão da dentina desmineralizada enquanto que o sistema Prime&Bond NT conseguiu penetrar até 85% da rede de colágeno exposta pelo condicionamento ácido. Em termos gerais, quanto maior a proporção dos componentes hidrofílicos/hidrofóbicos, melhor foi a penetração do adesivo na dentina desmineralizada. Os autores concluíram que a composição dos sistemas convencionais de frasco único, incluindo a proporção de componentes hidrofílicos/hidrofóbicos e solventes, têm um efeito substancial na estrutura da união adesivo-dentina.

Yoshida et al. (2004) caracterizaram comparativamente a interação de monômeros funcionais com a hidroxiapatita sintética para testar a hipótese de que o mecanismo de adesão dos sistemas autocondicionantes envolve interação química, em adição a hibridização micromecânica. Foram utilizados os monômeros funcionais 4 MET (4-metacrilóxi-etil tri-metílico), fenil-P (2-metacrilóxi-etil fenil hidrogênio fosfato) e 10-MDP (10-metacrilóxi-decil, di-hidrogênio fosfato) e seus respectivos sais de cálcio, 4METCa, phenyl-PCa e 10-MDPCa. Para cada monômero funcional foram

preparadas soluções à 15% incluindo 45% de etanol e 40% de água por peso. Essas soluções foram utilizadas para o tratamento da hidroxiapatita artificial por 30 segundos ou 30 minutos, seguida da análise em espectroscopia de raios X. Soluções preparadas com os sais de cálcio foram utilizadas para determinar a estabilidade da reação química dos monômeros com esse elemento à água. Todos os monômeros funcionais investigados reagiram quimicamente com a hidroxiapatita após 30 segundos de contato, entretanto, os melhores resultados foram observados para o monômero 10-MDP. Essa adesão foi bastante estável, uma vez que o seu sal formado com íon cálcio apresentou baixa dissolução em água. O potencial adesivo do 4-MET foi substancialmente menor, enquanto que a adesão do monômero fenil-P à hidroxiapatita não se apresentou hidroliticamente estável. Foi concluído pelos autores que além de condicionarem e impregnarem a dentina, monômeros funcionais específicos apresentam união química ao substrato, a qual pode contribuir ao seu desempenho adesivo.

O objetivo do estudo desenvolvido por Miranda et al. (2005) foi investigar o efeito do tempo de armazenagem pós-extração na resistência de união de um sistema adesivo à dentina. Terceiros molares humanos foram extraídos e armazenados em água destilada pelos períodos de 1, 24 horas, 7, 30 dias, 1 ou 2 anos. Decorrido o período específico, superfícies planas em dentina foram obtidas pela remoção do terço oclusal das coroas dentárias. Sobre essas superfícies foi aplicado o sistema adesivo Excite (Ivoclar-Vivadent) de acordo com as recomendações do fabricante, seguido da reconstrução coronária em resina composta. Espécimes com área de união de 0,7 mm² foram obtidos e submetidos ao ensaio mecânico de microtração. Nenhuma diferença foi obtida entre os períodos de avaliação. Em conclusão, dentes humanos armazenados por longos períodos de tempo podem ser utilizados para a

avaliação *in vitro* da resistência de união por meio de ensaio mecânico de microtração.

O estudo desenvolvido por Perdigão et al. (2005) objetivou comparar o desempenho adesivo ao esmalte de pares de sistemas adesivos produzidos pelos mesmos fabricantes, entretanto com mecanismos de adesão à dentina distintos, ou seja, sistemas convencionais e sistemas autocondicionantes. Os pares de sistemas Single Bond/Prompt L-Pop (3M ESPE), Excite/AdheSE (Ivoclar Vivadent), Prime & Bond NT/Xeno III (Dentsply Caulk), One Step/Tyrian SPE Uni-Dose-One Step Plus (Bisco) e OptiBond Solo Plus/OptiBond Solo Plus SE foram aplicados sobre superfícies de esmalte obtidas das faces proximais de terceiros molares. As superfícies de esmalte foram utilizadas sem desgaste prévio ou com desgaste por broca diamantada. Espécimes foram preparados para o teste de microtração, com área de união de 0,8 mm². Os resultados obtidos demonstraram que os sistemas adesivos autocondicionantes produziram valores inferiores de resistência de união quando aplicados ao esmalte não desgastado, diferença essa significativa para os sistemas Tyrian-One Step Plus e AdheSE. Quando os adesivos do mesmo fabricante foram comparados, a maioria dos sistemas convencionais demonstraram melhor desempenho adesivo ao esmalte do que seus correspondentes autocondicionantes.

Shirai et al. (2005) investigaram o efeito do estresse gerado pela contração de polimerização sobre a durabilidade de interfaces adesivas. Para alcançar esse objetivo, os autores produziram superfícies planas de dentina assim como cavidades de classe I, sobre as quais foram aplicados quatro diferentes sistemas adesivos: OptiBond FL (Kerr), Scotchbond 1 (3M ESPE), Clearfil SE Bond (Kuraray) e Adper Prompt (3M ESPE). Dois cimentos ionoméricos também foram investigados, os quais

não serão considerados nesse resumo. A resistência de união, investigada por meio de ensaio mecânico de microtração, foi avaliada 24 horas para a dentina plana e cavidades de classe I, e também 1 ano após armazenagem em água apenas em cavidades de classe I. Os resultados demonstraram que no período de 24 horas, apenas o sistema Adper Prompt produziu valores de resistência de união inferiores quando comparados aos demais sistemas adesivos. Quando aplicados em cavidades de classe I, ainda para o período de 24 horas, OptiBond FL e Clearfil SE Bond produziram os maiores valores de resistência de união. Após 1 ano de armazenagem, entretanto, seu desempenho adesivo foi significativamente reduzido, assim como dos demais sistemas adesivos investigados. Considerando a configuração cavitária, ou seja, superfície plana e cavidade de classe I no período de 24 horas, apenas os sistemas Scotchbond 1 e Adper Prompt foram negativamente influenciados pelo aumento na complexidade desse fator. Piores resultados foram obtidos para cavidades de classe I. Em conclusão, o sistema adesivo convencional de três passos (OptiBond FL) foi o mais efetivo e menos sensível ao aumento do estresse gerado pela contração de polimerização, seguido pelo sistema autocondicionante de dois passos (Clearfil SE Bond). Os demais sistemas adesivos, Scotchbond 1 e Adper Prompt foram bastante sensíveis ao fator de configuração cavitária e ao envelhecimento em água.

A sensibilidade de sistemas adesivos a condição de hidratação do substrato dentinário foi investigada por Schulze et al. (2005). Clearfil SE Bond e Single Bond foram aplicados sobre superfícies planas de dentina obtidas de terceiros molares humanos, as quais apresentavam-se com excesso visível de umidade, úmida (remoção do excesso de água com papel absorvente) ou seca. Para o sistema Single Bond, essas condições de hidratação foram estabelecidas após o condicionamento

da dentina com ácido fosfórico. Após os procedimentos adesivos, os dentes foram cortados no sentido perpendicular ao da interface adesiva para a obtenção dos espécimes. Por meio de microscopia de força atômica, nanoindentações foram realizadas perpendicularmente em relação à união resina-dentina com intervalos de 1-2 micrometros, as quais foram utilizadas para o cálculo da dureza e módulo de elasticidade da camada híbrida e zona de desmineralização abaixo dessa. Espécimes adicionais foram preparados para análise em MEV da espessura da camada híbrida formada com os sistemas adesivos sob as três condições de hidratação da dentina. Para o sistema Clearfil SE Bond, a condição de hidratação da dentina não influenciou o módulo de elasticidade e dureza da camada híbrida, enquanto o contrário foi observado para o Single Bond. Da mesma forma, diferença significativa foi observada para a espessura da dentina desmineralizada na base da camada híbrida e da própria camada híbrida para esse sistema. Na dentina ressecada, uma camada híbrida mais fina foi observada, com menor módulo de elasticidade e dureza, em contraste a uma maior zona de dentina desmineralizada. Pôde ser concluído que o sistema Clearfil SE Bond não exibiu alterações evidentes nas propriedades mecânicas da camada híbrida (módulo de elasticidade e dureza) em função da condição de hidratação do substrato, enquanto o sistema Single Bond foi diretamente afetado por essa variação, especialmente quando a dentina foi mantida seca.

Van Landuyt et al. (2006) investigaram a resistência de união de um sistema autocondicionante aplicado ao esmalte e dentina com ou sem condicionamento ácido prévio. Superfícies de esmalte e dentina foram obtidas de dentes molares humanos, as quais foram divididas ao meio. Sobre uma das metades, previamente à aplicação do sistema adesivo Clearfil SE Bond (Kuraray), o substrato com condicionado com ácido fosfórico por 15 segundos, enquanto sobre a outra metade, o mesmo sistema foi

aplicado de acordo com as recomendações do fabricante. Após a construção de um cilindro de resina composta, espécimes foram obtidos para o ensaio mecânico de microtração (área adesiva = 1,1 mm²). Os resultados demonstraram que o condicionamento ácido do esmalte previamente à aplicação do sistema adesivo aumentou de forma significativa os valores de resistência de união à esse substrato. Resultado inverso foi observado para a dentina, onde valores de resistência menores foram produzidos quando esse substrato foi previamente condicionado com ácido fosfórico. A conclusão dos autores foi a de que a efetividade adesiva do sistema Clearfil SE Bond pode ser melhorada pelo condicionamento das margens cavitárias em esmalte com ácido fosfórico. O condicionamento entretanto, deve ser limitado ao esmalte, uma vez que quando realizado em dentina, resulta na produção de uma camada híbrida de inferior qualidade e susceptível à nanoinfiltração.

Proposição



3 Proposição

Geral

Investigar, por meio de ensaio mecânico de microtração, a resistência de união à dentina de um sistema adesivo autocondicionante e um convencional.

Específica

Investigar a influência das seguintes variáveis na resistência de união à dentina dos sistemas adesivos:

1. Aplicação in vivo ou in vitro;
2. Pressão intrapulpar (nula ou positiva);
3. Características regionais do substrato relacionadas com a profundidade da dentina.

Materials e Métodos



4 Material e método

4.1 Seleção e distribuição dos dentes

Quarenta e oito pré-molares superiores humanos indicados para extração por razões ortodônticas foram coletados de 24 sujeitos (2 dentes por sujeito) com idade entre 14 e 24 anos, após obtenção do termo de consentimento livre e esclarecido (Anexo B, p.145) assinado, o qual foi, juntamente com o projeto de pesquisa, aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos (CEP) da Faculdade de Odontologia de Araraquara, UNESP (Protocolo no.02/04, Anexo A, p.144). Foram selecionados apenas dentes hígidos (Figura 2A) e sem alterações radiográficas indicativas de patologias (Figuras 2B e 2C), incluindo imagens radiopacas no interior da câmara pulpar, sugestivas de nódulos de calcificação ectópica.

Os pares de dentes pertencentes ao mesmo sujeito foram aleatoriamente distribuídos, inicialmente, em 4 grupos de investigação (6 pares por grupo) em função do tipo de sistema adesivo, Adper Single Bond (3M ESPE, St. Paul, MN, EUA) ou Clearfil SE Bond (Kuraray Med. Inc., Osaka, Japão), e pressão intrapulpar, ausente ou presente. Em seguida, para cada par de dentes, foi realizado um segundo sorteio aleatório para determinar qual seria tratado *in vivo* e qual seria tratado *in vitro* (Figura 1). Desta forma, ao final, oito grupos experimentais (6 dentes por grupo) foram definidos, segundo as variáveis sistema adesivo, pressão intrapulpar e condição experimental (*in vivo* ou *in vitro*). Os grupos segundo as variáveis determinadas no estudo estão apresentados na Tabela 3.

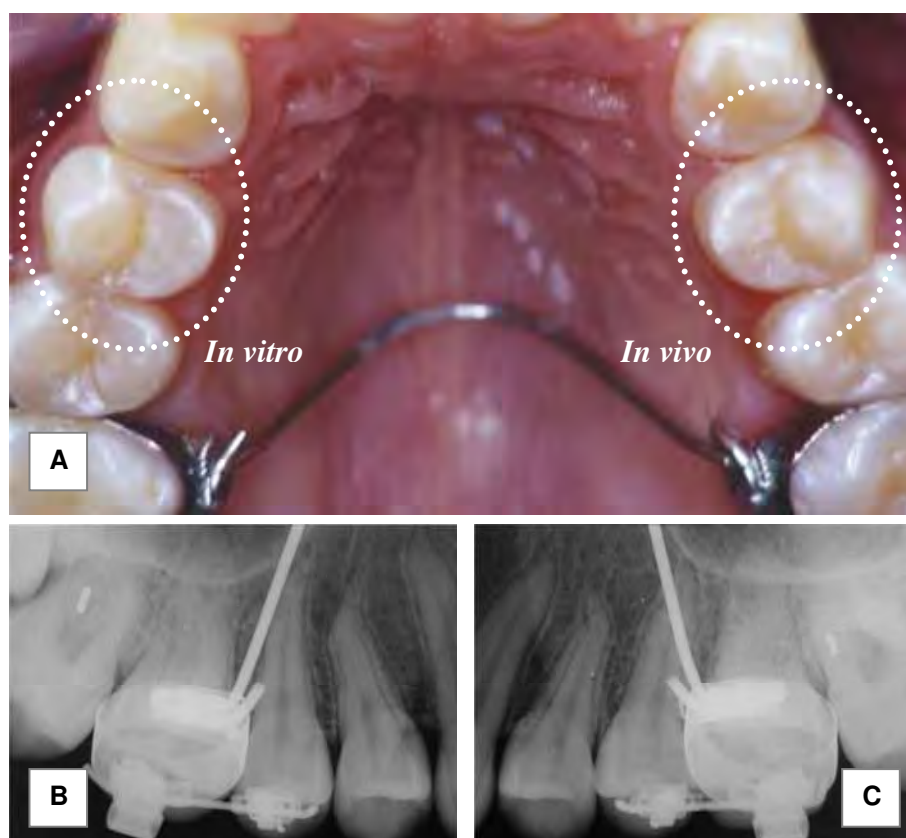


FIGURA 2 - (A) Aspecto clínico do arco superior, com destaque (círculos) aos primeiros pré-molares, os quais, após definição do tipo de sistema adesivo e presença ou ausência de pressão intrapulpar, foram aleatoriamente designados para tratamento in vivo ou in vitro. (B) Imagem radiográfica do primeiro pré-molar superior direito e (C) do primeiro pré-molar superior esquerdo.

Tabela 3 - Definição dos grupos de estudo em função das variáveis sistema adesivo, pressão intrapulpar e condição experimental

Sistema adesivo	Pressão intrapulpar	Condição experimental		TOTAL
		In vivo	In vitro	
Single Bond	Ausente	6 (G1)*	6 (G2)	12
	Presente	6 (G5)	6 (G6)	12
Clearfil SE Bond	Ausente	6 (G3)	6 (G4)	12
	Presente	6 (G7)	6 (G8)	12
TOTAL		24	24	48

* número de dentes (identificação do grupo)

4.2. Estabelecimento da pressão intrapulpar

Para os dentes tratados *in vivo*, a pressão intrapulpar foi fisiologicamente controlada pela utilização de anestésico local contendo ou não vasoconstritor. Desta forma, para os grupos onde os sistemas adesivos foram aplicados *in vivo* com pressão intrapulpar nula (ausente), ou seja, G1 e G3, a anestesia local foi realizada com mepivacaína 2% com noradrenalina 1:200.000 (Mepivacaína, DFL, São Paulo, Brasil), sendo dois terços de um tubete anestésico aplicados na região de vestibulo e o terço restante na região palatina, na altura do ápice radicular. Os dentes tratados *in vivo* com pressão intrapulpar positiva (presente), ou seja, G5 e G7, foram anestesiados com a infiltração local do mesmo agente anestésico à 3%, porém sem vasoconstritor (Mepivacaína 3%, DFL, São Paulo, Brasil).

Para os dentes tratados *in vitro*, seis meses após sua extração, a pressão intrapulpar positiva (presente) foi simulada segundo o método descrito por Ciucchi et al. (1995) nos grupos G6 e G8. Desta forma, após a remoção dos dois terços apicais da raiz dentária (Figura 3A), com auxílio de uma lima endodôntica, o tecido pulpar foi mecanicamente e cuidadosamente extirpado, evitando-se tocar as paredes internas da câmara coronária. Em seguida, a câmara coronária foi abundantemente irrigada com solução salina até que não fossem observados restos teciduais presentes na solução de irrigação. Os dentes foram fixados com cola de cianoacrilato (Superbond gel, Loctite, São Paulo, Brasil) em uma base acrílica transfixada no seu centro por uma cânula metálica (Figuras 3B e 3C), preparada a partir de agulhas hipodérmicas descartáveis gauge 18 (12x40), de tal forma que a extremidade da cânula ficasse contida no interior da câmara coronária, a qual foi preenchida com solução salina. Em seguida, a extremidade oposta da cânula metálica foi conectada à uma sonda de

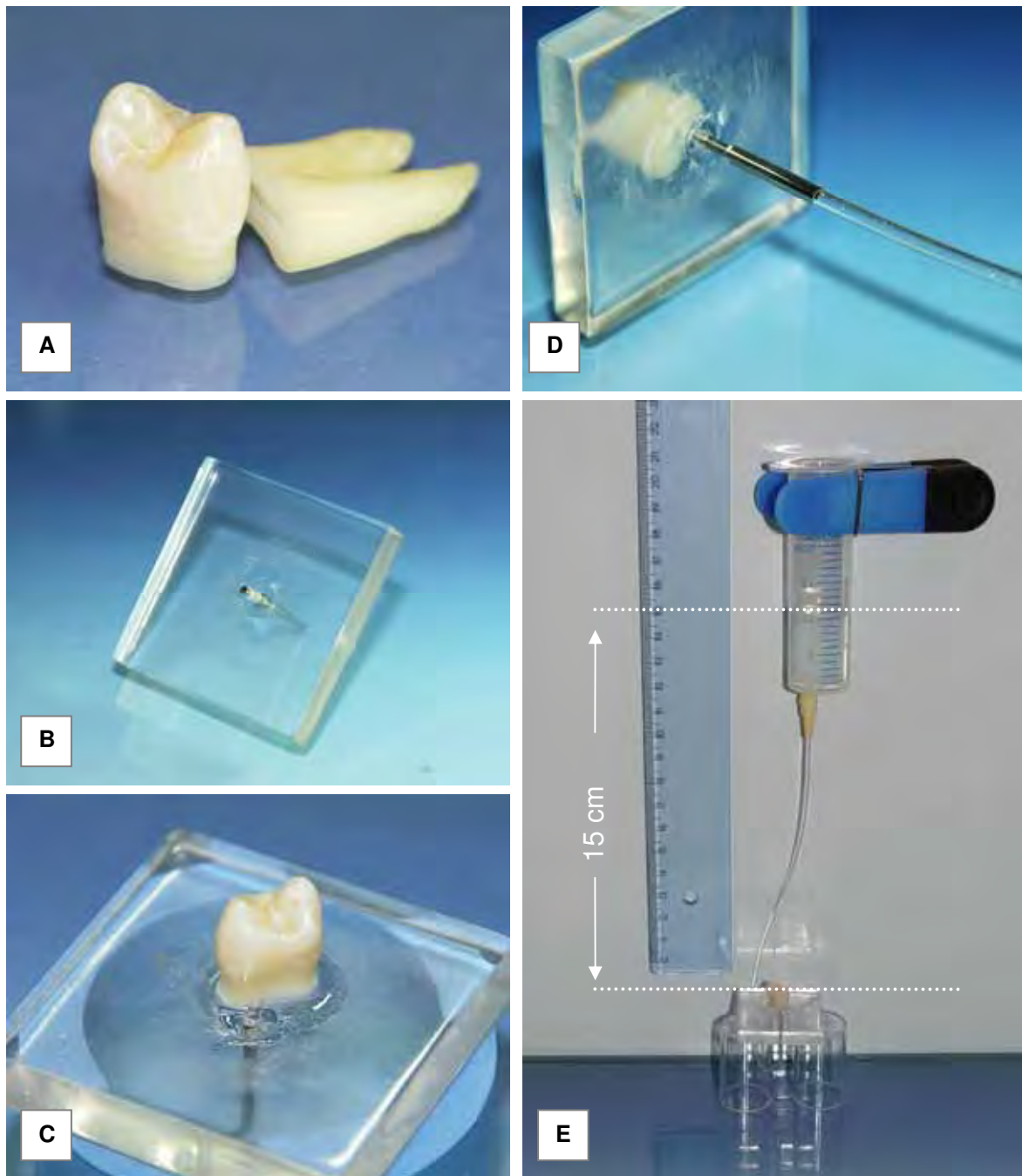


FIGURA 3 - Montagem dos dentes para simulação in vitro da pressão intrapulpar. (A) Dente após remoção dos dois terços apicais da raiz; (B) base de acrílico transfixada em seu centro pela cânula metálica; (C) fixação do dente na base e vedamento periférico com cola de cianoacrilado; (D) conexão da sonda de polietileno na extremidade livre da cânula metálica; (E) sistema completo, com a conexão da extremidade livre da sonda a uma seringa descartável de 20 mL posicionada à 15 cm de altura em relação à coroa dentária.

polietileno (Figura 3D), a qual por sua vez, estava conectada à uma seringa hipodérmica de 20 mL contendo 10 mL de soro fisiológico 0,9% e posicionada à 15 cm de altura em relação à coroa dentária (Figura 3E). Os dentes foram mantidos sob pressão intrapulpar simulada por 24 horas antes da confecção dos preparos cavitários e durante a realização dos procedimentos adesivos.

Os dentes pertencentes aos grupos G2 e G3, ou seja, tratados *in vitro* com Single Bond e Clearfil SE Bond respectivamente, porém sem pressão intrapulpar, foram apenas removidos da solução de armazenagem e lavados abundantemente em água corrente imediatamente antes da confecção dos preparos cavitários e realização dos procedimentos adesivos.

4.3 Confeção dos preparos cavitários

Para os dentes tratados *in vivo* (Figura 4A), após anestesia local com o agente anestésico correspondente ao grupo, foi realizado isolamento absoluto do campo operatório (Figura 4B) seguido de profilaxia com pedra pomes em água (Figura 4C), lavagem abundante e assepsia do campo operatório com solução de clorexidina a 0,12%. Para os tratados *in vitro*, foi realizada apenas profilaxia com pedra pomes em água, removida abundantemente com água destilada.

Em todos os dentes foram confeccionados preparos cavitários de classe I com auxílio de brocas diamantadas (no. 1092, KG Sorensen, São Paulo, Brasil). A cada quatro preparos, a broca foi trocada por uma nova. A crista marginal mesial foi utilizada como referência para a padronização da profundidade das cavidades (Figura 4D). Desta forma, o início do preparo cavitário foi sempre estabelecido junto à essa estrutura anatômica, até que a quantidade de tecido removido em profundidade fosse relativo à metade da extremidade ativa da broca diamantada

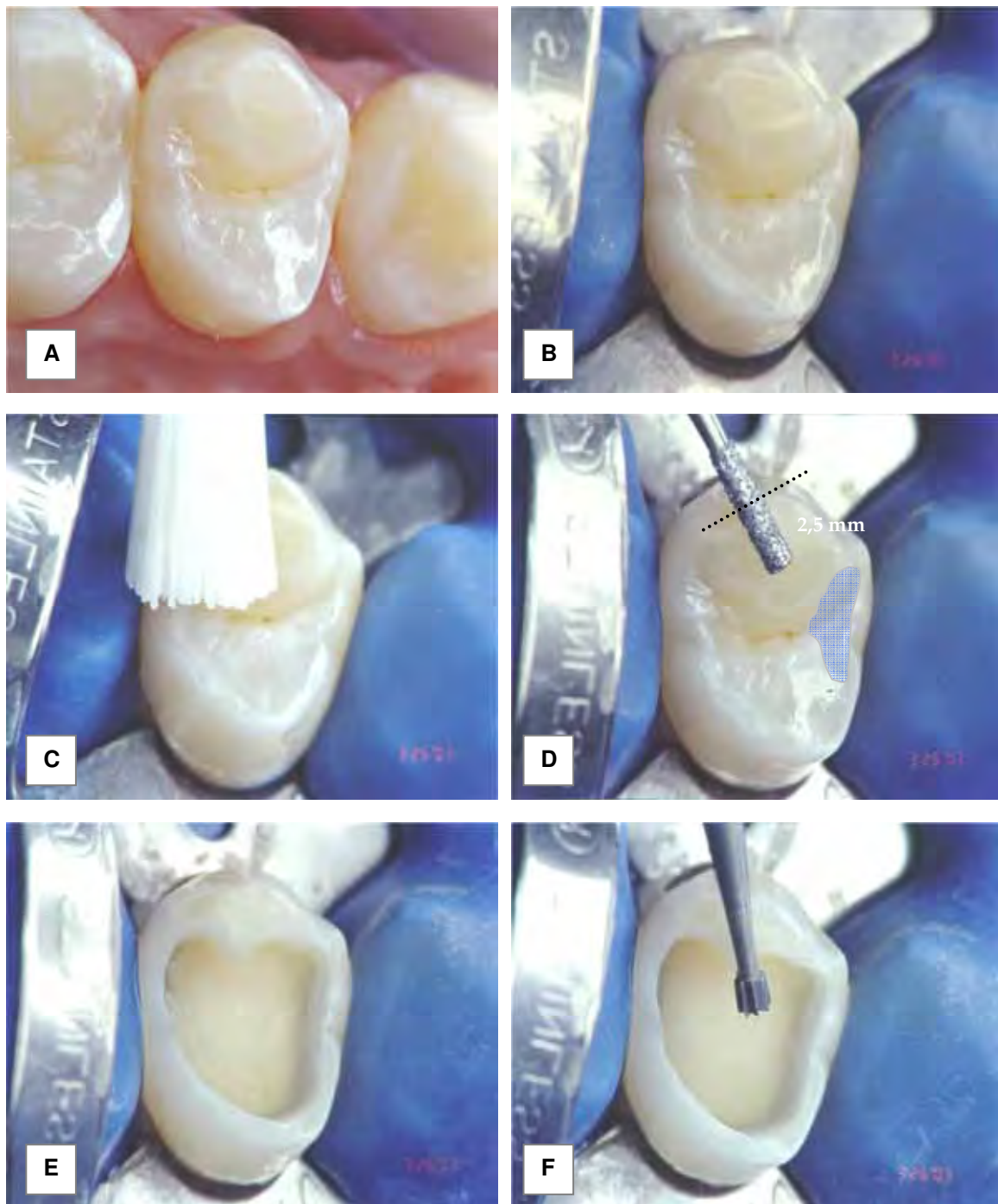


FIGURA 4 - Passos incluídos na confecção dos preparos cavitários. (A) Primeiro pré-molar superior direito, (B) isolado e (C) recebendo profilaxia com pedras pomes em água; (D) região de início do preparo cavitário correspondente a crista marginal mesial e broca diamantada; (E) aspecto final da cavidade de classe I e (F) aplainamento da parede pulpar com broca carbide em baixa rotação.

(ca. 2,5 mm, Figura 4D). A partir desse ponto, o preparo era estendido na mesma profundidade em todas as direções. Uma vez definida a cavidade de classe I (Figura 4E), a parede pulpar era planificada com brocas carbide em baixa rotação (no. 35, KG Sorensen, São Paulo, Brasil) sob irrigação abundante (Figura 4F).

Todos os preparos cavitários confeccionados *in vivo* e *in vitro*, assim como os procedimentos adesivos, foram realizados pelo mesmo operador.

4.4 Procedimentos adesivos

Os principais componentes dos sistemas adesivos utilizados nesse estudo, assim como os respectivos fabricantes, classificação, passos de aplicação e lotes, estão apresentados na Tabela 4. Ambos os sistemas foram aplicados segundo as recomendações dos respectivos fabricantes.

Desta forma, findo o preparo cavitário, o mesmo foi abundantemente lavado com água destilada com auxílio de uma seringa tríplice seguido de secagem com ar. Para o sistema Single Bond, foi inicialmente realizado o condicionamento dos substratos dentários, esmalte e dentina, com ácido fosfórico a 35% por 30 e 15 segundos respectivamente. Após lavagem abundante, a cavidade foi preenchida com algodão hidrófilo previamente esterilizado, e o esmalte foi vigorosamente seco com jato de ar até a obtenção de uma superfície opaca. A dentina foi mantida úmida. Uma primeira camada do adesivo foi aplicada sobre todas as paredes cavitárias com auxílio de um *microbrush*, seguida da aplicação de uma segunda camada (Figura 5A) e secagem com leves jatos de ar por 5 segundos para a evaporação dos solventes. O material foi fotoativado por 10 segundos.

Tabela 4. Sistemas adesivos usados. Nome comercial, fabricante classificação, principais componentes, passos de aplicação e lote.

Sistema adesivo	Classificação	Principais componentes	Passos de aplicação	Lote
Adper Single Bond (3M ESPE, St. Paul, MN, EUA)	Convencional simplificado	Bis-GMA, HEMA, dimetacrilatos, fotoiniciador, copolímero, metacrilato funcional do ácido poliacrílico e politacônico, etanol e água. Ph 4,2	1. condicionamento com ácido fosfórico 35% por 15'	1105
			2. lavagem e secagem (dentina úmida) 3. aplicação da primeira camada do adesivo 4. aplicação da segunda camada 5. jatos de ar (5') 6. fotoativação por 10'	
Clearfil SE Bond (Kuraray, Tokyo, Japão)	Auto condicionante	Primer: MDP, HEMA, dimetacrilato hidrofílico, canforoquinona, N-N-dietanol toluidina, água. Adesivo: MDP, Bis-GMA, HEMA, dimetacrilato hidrofóbico, canforoquinona, N-N-dietanol-p- toluidina, sílica coloidal silanizada. Ph 2,0 (mistura final)	1. aplicação do primer passivamente por 20'	00195A
			2. leves jatos de ar (5') 3. aplicação do adesivo 4. leves jatos de ar (5') 5. fotoativação por 10'	00193A

Abreviaturas: Bis-GMA: Bisfenol-glicidil-metacrilato; HEMA: 2-hidroxi-etil-metacrilato; MDP: 10-metacrilóil-oxidec-il-dihidrogênio-fosfato

O sistema Clearfil SE Bond foi utilizado sobre a dentina seca. O componente primer foi aplicado sobre todas as paredes cavitárias e mantido passivamente por 20 segundos, após os quais foi utilizado um leve jato de ar por 5 segundos. O componente adesivo foi então aplicado, também sobre todas as paredes, com auxílio de um *microbrush* (Figura 5A), submetido a leves jatos de ar para a evaporação do solvente e fotoativado por 10 segundos. Após a aplicação dos sistemas adesivos, o preparo cavitário era cuidadosamente inspecionado quanto ao aspecto brilhante que deveria ser observado sobre todas as superfícies (Figura 5B).

Após a fotoativação dos sistemas adesivos, a cavidade foi preenchida incrementalmente com resina composta (Z250, 3M ESPE, St. Paul, MN, EUA) de tal forma que a quantidade de material excedesse aquele necessário para a realização da restauração convencional (Figuras 5C, 5D e 5E). Isso teve como objetivo garantir uma espessura adequada de resina para posicionar os espécimes no dispositivo de microtração. Cada incremento foi fotoativado por 20 segundos. Todos os procedimentos envolvendo fotoativação foram realizados com um mesmo aparelho fotopolimerizador, Optilux 500 (Kerr, Orange, CA, EUA), o qual foi avaliado quanto à intensidade de luz emitida (ca. 450 mW/cm²), imediatamente antes de cada dente ser restaurado.

Ao término da restauração de resina composta, ambos os dentes pertencentes ao mesmo par/paciente, foram extraídos (Figura 5F) com auxílio de fórceps (no. 150, Quinelato, São Paulo, Brasil). O dente tratado in vivo foi mantido em estufa a 37 °C por 24 horas, enquanto seu contra lateral foi mantido em solução contendo 0,1% timol em refrigerador por 6 meses antes dos mesmos procedimentos restauradores serem realizados.

4.5 Preparo dos espécimes para o ensaio mecânico de microtração

Inicialmente os dentes foram individualmente fixados com godiva de baixa fusão em bases de madeira (6 cm x 6 cm) para serem levados à máquina de cortes (ISOMET 1000, Buehler Ltd, Lake Bluf, IL, EUA) equipada com disco diamantado (Diamond Wafering Blade, Buehler Ltd, Lake Bluf, IL, EUA) de 0,3 mm de espessura. Todos os cortes foram realizados sob refrigeração constante, peso de 200 gf e velocidade de 300 rpm.

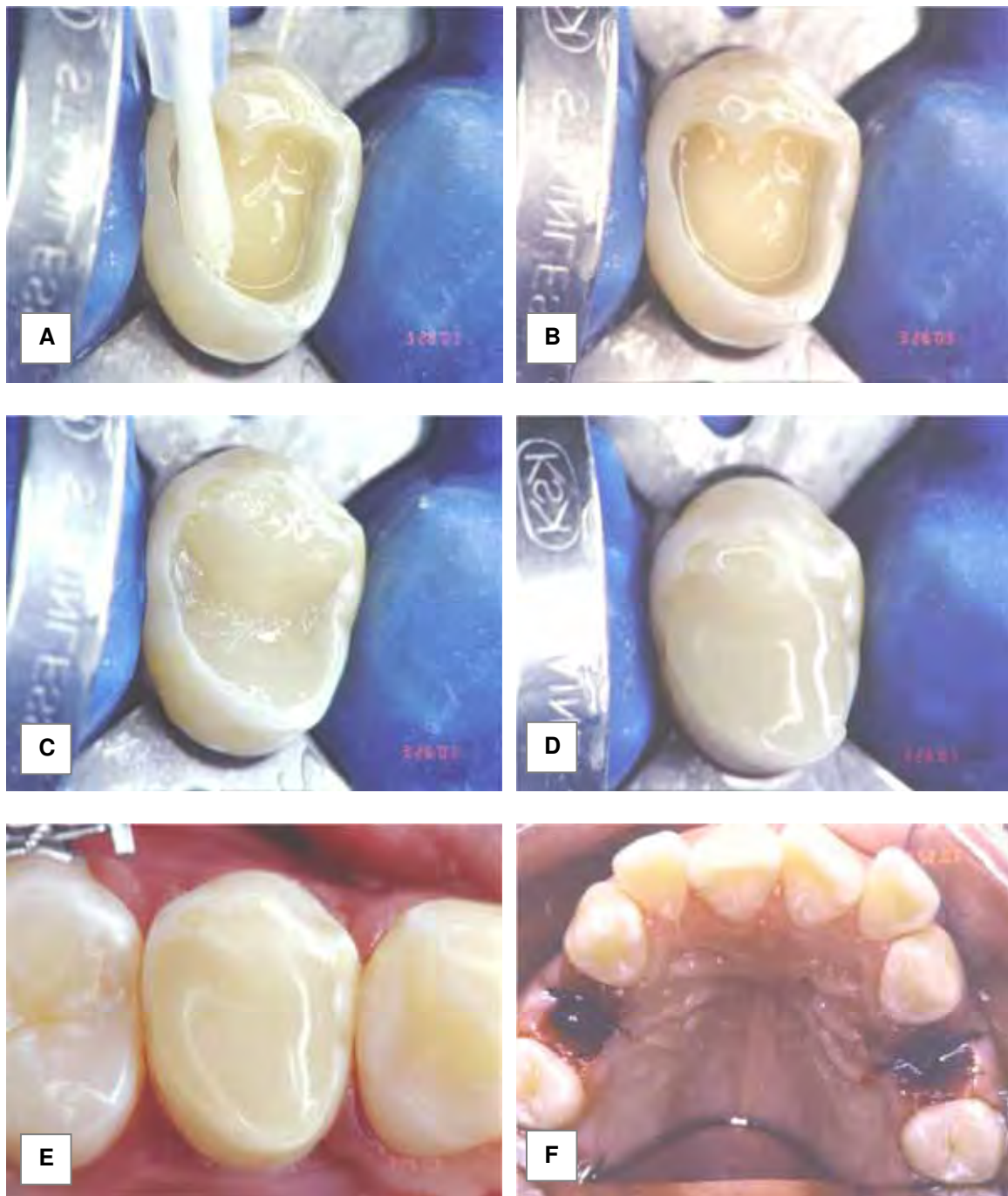


FIGURA 5 - (A) Aplicação do componente *bond* do sistema adesivo Clearfil SE Bond; (B) aspecto do brilho superficial após a fotoativação do sistema adesivo; (C) restauração da cavidade de classe I com resina composta; (D) aplicação de uma camada excedente de resina composta; (E) aspecto clínico final e (F) lojas cirúrgicas após a exodontia dos primeiros pré-molares superiores.

Cortes paralelos ao longo eixo do dente e perpendiculares a união resina-dentina foram iniciados junto à uma das superfícies proximais, para a obtenção de fatias com 1,0 mm de espessura, até que se atingisse a superfície proximal oposta. Em seguida, o dente foi rotacionado em 90° e uma nova série de cortes foi realizada, também com 1,0 mm de distância entre eles. Ao final, os espécimes em forma de palitos com área transversal de secção de aproximadamente 1,0 mm² foram separados da porção radicular do dente com um corte transversal realizado aproximadamente 2 mm abaixo da junção amelo-cementária.

Cada espécime foi cuidadosamente inspecionado em lupa estereoscópica (SZ2-ILST, Olympus, Tokyo, Japão) com aproximadamente 30X de aumento. Todos os que apresentaram interfaces defeituosas, com irregularidades ou bolhas nas proximidades da união resina-dentina, presença de esmalte ou inclinação excessiva da interface de união, foram excluídos da amostra. Os espécimes selecionados tiveram sua área adesiva individualmente mensurada com paquímetro digital (Mod. 500-144B, Mytutoyo Sul Americana Ltda., SP, BR) com resolução de 0,01 mm, e os que apresentaram área demasiadamente grande ou pequena ($0,97 \text{ mm}^2 < \text{área adesiva} < 1,03 \text{ mm}^2$), também foram excluídos da amostra. Esse processo de seleção permitiu, em média, a utilização de 4-8 espécimes por dente, totalizando para cada grupo aproximadamente 24-48 espécimes. Para os espécimes selecionados, a espessura de dentina foi mensurada por meio de um paquímetro digital com resolução de 0,01 mm.

4.6 Ensaio mecânico de microtração

Os testes de microtração foram realizados em máquina de ensaios mecânicos (Material Testing System, MTS 810, Mineapolis, EUA) (Figura 6A) previamente ajustada para forças de tração com célula de carga de capacidade máxima de 1 kN.

Os espécimes foram individualmente fixados com adesivo de cianoacrilato (Super Bond Gel e Ativador 7456, Henkel Loctite Ltda, São Paulo, Brasil) associado a um acelerador à base de cianoacrilato, a um dispositivo metálico (Figura 6B), o qual foi adaptado na máquina de ensaios mecânicos para o teste de microtração, atuando com a velocidade de 0,5 mm/min. Os movimentos de tração foram iniciados através de um programa computadorizado (Test Works, Star IV, MTS System Corporation, MN, EUA) específico, até o momento do rompimento do espécime (Figura 6C), quando o movimento foi cessado e os valores de carga máxima registrados.

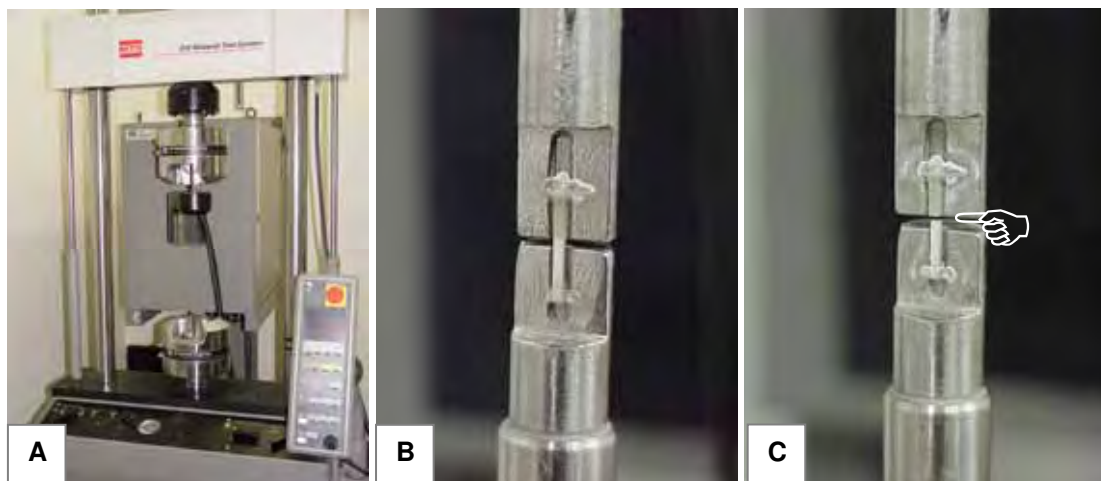


FIGURA 6 - (A) Máquina para ensaio mecânico MTS-810. (B) Espécime colado ao dispositivo metálico confeccionado para ensaio mecânico de microtração e (C) espécime fraturado (*pointer*) ao término do teste.

4.7 Análise fractográfica

Após a fratura dos espécimes no ensaio mecânico de microtração, ambas as porções (dentina e resina) foram armazenadas em glutaraldeído 2% por 48 horas. Em seguida, foram transferidas para tubos de *ependorf* de 0,5 mL e mantidas a seco. As porções de cada espécime foram analisadas conjuntamente em lupa estereoscópica (SZ2-ILST, Olympus, Tokyo, Japão) em aumentos de 25 a 50x para a determinação do tipo de falha ocorrida. As falhas foram classificadas em: coesiva em resina, coesiva

em dentina, adesiva e mista. As leituras foram realizadas em duplicata por um mesmo examinador, com intervalo de 15 dias, e a determinação da concordância intra-examinador foi verificada pela aplicação do teste de Kappa.

4.8 Análise da união resina-dentina em microscopia eletrônica de varredura (MEV)

Oito dentes adicionais (1 por grupo) foram preparados da mesma forma descrita anteriormente para cada grupo, e seccionados em fatias de 1,0 mm no sentido vestibulo-lingual. As duas fatias mais centrais foram selecionadas e embebidas em resina epóxica (Epoxide, Buehler Ltd, Lake Bluf, IL, EUA) deixando exposta a superfície a ser analisada. Os blocos foram polidos com lixas de carbureto de silício de granulação decrescente (600, 1200, 1500 e 2000), para redução das irregularidades superficiais. Em seguida foram submetidos ao tratamento com ácido clorídrico 6N (HCl) por 15 segundos, e aplicação de hipoclorito de sódio 1% (NaOCl) por 10 minutos. Após esse procedimento foi realizada a desidratação dos mesmos por meio de imersão em soluções de concentração crescente de etanol (30%, 50%, 75%, 95% e 100%). O tempo de permanência em cada solução foi de 30 minutos, sendo que para as duas últimas, foram realizadas duas imersões. Em seguida os espécimes foram tratados com hexametildisilazano (HMDS, UltraChem® Scientific Products, New Jersey, EUA) a 98% por 30 minutos e armazenados em dessecadora à vácuo por 24 horas.

Decorrido esse período, as bases com os espécimes foram aderidas a *stubs* e levadas em estufa à 60° C por 2 a 3 minutos antes da metalização para a remoção de qualquer eventual umidade presente. Os espécimes foram metalizados com uma camada de ouro de 20 nm (180 segundos) e avaliados em microscopia eletrônica de

varredura (MEV, DSM 960, Zeiss, West Germany). Fotomicrografias ilustrativas da união resina-dentina foram realizadas em aumentos de 500X à 2000X.

4.9 Tratamento estatístico dos dados

Os valores de carga máxima obtidos no ensaio mecânico de microtração foram transformados em valores de resistência de união (MPa*) pela divisão dos primeiros pelas áreas dos respectivos espécimes. Para tanto, o teste estatístico de Kruskal-Wallis foi aplicado aos dados de área adesiva para avaliar a ausência de diferença estatística entre as áreas médias dos oito grupos de estudo. Uma vez verificada igualdade das áreas ($p > 0,05$) e obtidos os dados de resistência de união, testes estatísticos de t-student foram utilizados para a comparação do desempenho adesivo dos sistemas avaliados, Single Bond e Clearfil SE Bond. Em seguida, análise de variância a dois critérios fixos (pressão intrapulpar e aplicação in vivo ou in vitro) foi aplicada para verificar a influência desses critérios sobre o desempenho adesivo de cada sistema separadamente. Quando necessário, testes de comparação múltipla de Tukey foram aplicados para pares de grupos.

Para verificar a correlação entre a espessura de dentina remanescente (EDR) e a resistência de união, testes de Pearson foram aplicados a cada grupo de estudo. Posteriormente, essa variável foi estratificada de acordo com a espessura de dentina remanescente, em dentina superficial ($EDR \geq 3$ mm), média ($1 \text{ mm} < EDR < 3$ mm) e profunda ($EDR \leq 1$ mm) e análises de variância a um critério fixo foram utilizadas para verificar a influência da profundidade em dentina na resistência de união dos sistemas adesivos investigados.

* Megapascal = $10,19 \text{ Kgf/cm}^2 = 0,1019 \text{ Kgf/mm}^2$

Todos os testes estatísticos foram considerados ao nível de significância de 5% ($\alpha = 0,05$) e aplicados para verificar a hipótese nula (H_0) de que o desempenho adesivo dos sistemas Single Bond e Clearfil SE Bond não é influenciado pela pressão intrapulpar ou sua aplicação in vivo ou in vitro, assim como a hipótese nula de que a profundidade em dentina não exerce efeito sobre a resistência de união desses sistemas à dentina.

Resultados



5 Resultados

Sem perdas devido à falha prematura, duzentos e quarenta e dois (n=242) espécimes foram submetidos ao ensaio mecânico de microtração. A distribuição dos mesmos nos grupos de estudo, assim como alguns dados descritivos para as variáveis área de união, resistência de união e espessura de dentina remanescente estão apresentados na Tabela 5.

Tabela 5 - Média e desvio padrão dos dados de área de união (mm²), resistência de união (MPa) e espessura de dentina remanescente (EDR) segundo os grupos resultantes da interação sistema adesivo, aplicação in vivo ou in vitro e pressão intra-pulpar

Grupo	Descrição	N	Área de união	Resistência de união		EDR
			(mm ²)	(MPa)		(mm)
			Média±DP	Média±DP	CV*	Média±DP
G1	SB in vivo sem pressão	24	0,99±0,02 a	24,5±9,7	0,40	2,47±1,08 b
G2	SB in vitro sem pressão	39	1,00±0,02 a	31,3±8,7	0,28	2,34±1,35 b
G3	CSE in vivo sem pressão	28	1,00±0,01 a	22,8±6,1	0,26	1,98±0,82 b
G4	CSE in vitro sem pressão	37	1,00±0,01 a	23,5±7,2	0,31	3,27±1,33 b
G5	SB in vivo com pressão	28	0,99±0,01 a	25,2±7,2	0,28	2,81±1,04 b
G6	SB in vitro com pressão	25	1,00±0,02 a	31,5±7,1	0,22	2,92±1,17 b
G7	CSE in vivo com pressão	33	1,00±0,01 a	24,8±8,2	0,33	3,35±1,40 b
G8	CSE in vitro com pressão	28	1,00±0,01 a	26,2±6,9	0,26	2,94±1,23 b
	TOTAL	242	1,00±0,02	26,1±8,4	0,32	2,77±1,27

* coeficiente de variação

^a valores de área de união e espessura de dentina remanescente seguidos por letras iguais não diferem estatisticamente (Kruskal-Wallis e ANOVA, p>0,05)

As áreas de união foram comparadas estatisticamente pela aplicação do teste de Kruskal-Wallis e o resultado demonstrou não haver diferenças estatísticas entre os grupos (p>0,05), possibilitando a obtenção dos dados de resistência de união pela divisão dos valores de carga máxima pela área de união do respectivo espécime.

A comparação dos sistemas adesivos demonstrou que quando aplicados in vitro, o sistema Single Bond apresentou valores de resistência de união estatisticamente superiores aos do sistema Clearfil SE Bond (Tabela 6, t-student, $p < 0,05$), independente da presença ou não de pressão intra-pulpar. Por outro lado, desempenho adesivo comparável foi observado para ambos os sistemas quando utilizados in vivo (t-student, $p > 0,05$), também independente da presença ou ausência de pressão intra-pulpar. A comparação dos sistemas adesivos está graficamente representada na Figura 7.

Tabela 6 - Comparação do desempenho adesivo dos sistemas adesivos Single Bond e Clearfil SE Bond segundo a condição de aplicação

Sistema adesivo	Condição de aplicação			
	In vivo sem pressão	In vivo com pressão	In vitro sem pressão	In vitro com pressão
Single Bond	24,5±9,7 a	25,2±7,2 a	31,3±8,7 a	31,5±7,0 a
Clearfil SE Bond	22,8±6,1 a	24,8±8,2 a	23,5±7,2 b	26,2±6,9 b

a Nas colunas, valores de resistência de união identificados por letras iguais representam grupos estatisticamente não diferentes (t-student, $p > 0,05$)

Para o sistema adesivo Single Bond, apenas o fator aplicação in vitro ou in vivo exerceu efeito significativo sobre os valores de resistência de união (Anova, $p < 0,05$, poder do teste=0,98). Desta forma, avaliando os dados apresentados na Tabela 7, pode ser dito que quando aplicado in vitro, independente da presença ou ausência de pressão intra-pulpar, esse sistema apresentou desempenho adesivo notoriamente superior quando comparado a sua aplicação in vivo (ANOVA, $p < 0,05$). Esses dados podem ser graficamente observados na Figura 8.

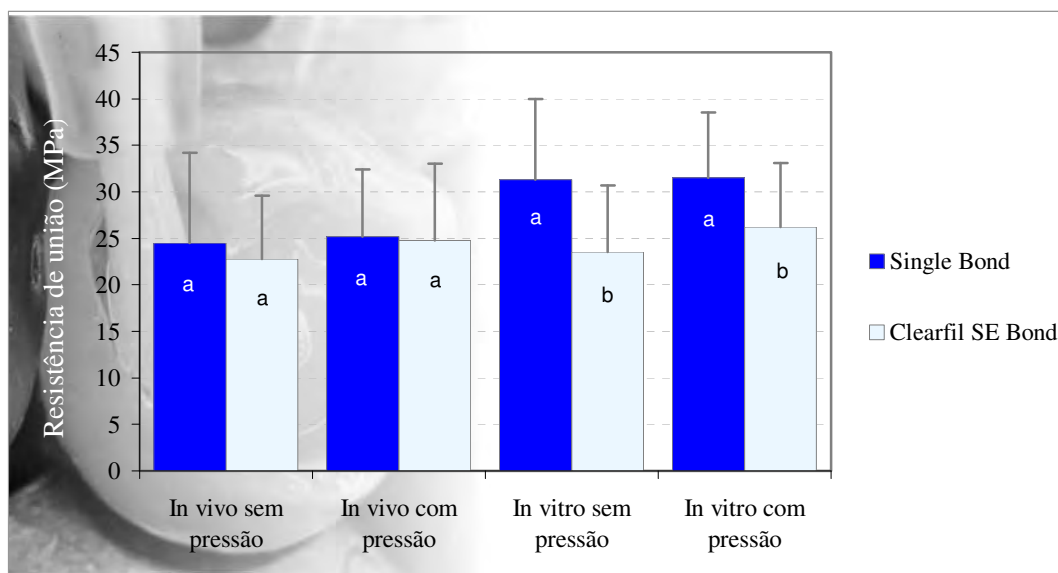


FIGURA 7 - Comparação do desempenho adesivo dos sistemas adesivos Single Bond e Clearfil SE Bond segundo a condição de aplicação. Colunas identificadas com letras iguais representam grupos os quais não diferem estatisticamente (t-sudent, $p>0,05$). Barra de erro = desvio padrão

Tabela 7 - Influência dos fatores pressão intrapulpar e local de aplicação sobre os valores de resistência de união obtidos com o **sistema adesivo Single Bond**

Pressão intrapulpar	Condição de aplicação	
	In vivo	In vitro
Sem pressão	24,5±9,7 (24)* a	31,3±8,7 (39) b
Com pressão	25,2±7,2 (28) a	31,5±7,1 (25) b

* média±desvio padrão (número de espécimes)

a Valores de resistência de união seguidos por letras iguais representam grupos que não diferem estatisticamente (Tukey, $p>0,05$)

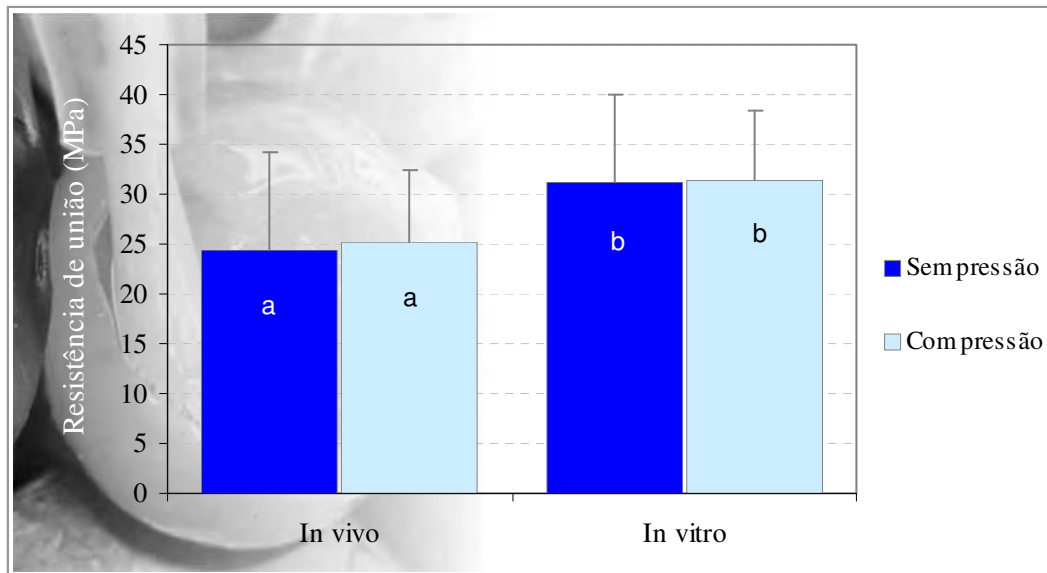


FIGURA 8 - Influência dos fatores pressão intrapulpar e local de aplicação sobre os valores de resistência de união obtidos com o **sistema adesivo Single Bond**. Colunas identificadas por letras iguais representam grupos que não diferem estatisticamente (Tukey, $p > 0,05$). Barra de erro = desvio padrão

Para o sistema Clearfil SE Bond, nenhum dos fatores, pressão intrapulpar e aplicação in vivo ou in vitro, exerceu efeito significativo sobre os valores de resistência de união (Anova, $p > 0,05$, poder do teste=0,66). Da mesma forma, a interação entre eles não foi significativa. Essas inferências podem ser observadas na Tabela 8, e graficamente observadas na Figura 9.

Tabela 8 - Influência dos fatores pressão intrapulpar e local de aplicação sobre os valores de resistência de união obtidos com o **sistema adesivo Clearfil SE**

Bond

Pressão intrapulpar	Local de aplicação	
	In vivo	In vitro
Sem pressão	22,8±6,1 (28)* a	23,5±7,2 (37) a
Com pressão	24,8±8,2 (33) a	26,2±6,9 (28) a

* média±desvio padrão (número de espécimes)

a Valores de resistência de união seguidos por letras iguais representam grupos que não diferem estatisticamente (Tukey, $p>0,05$)

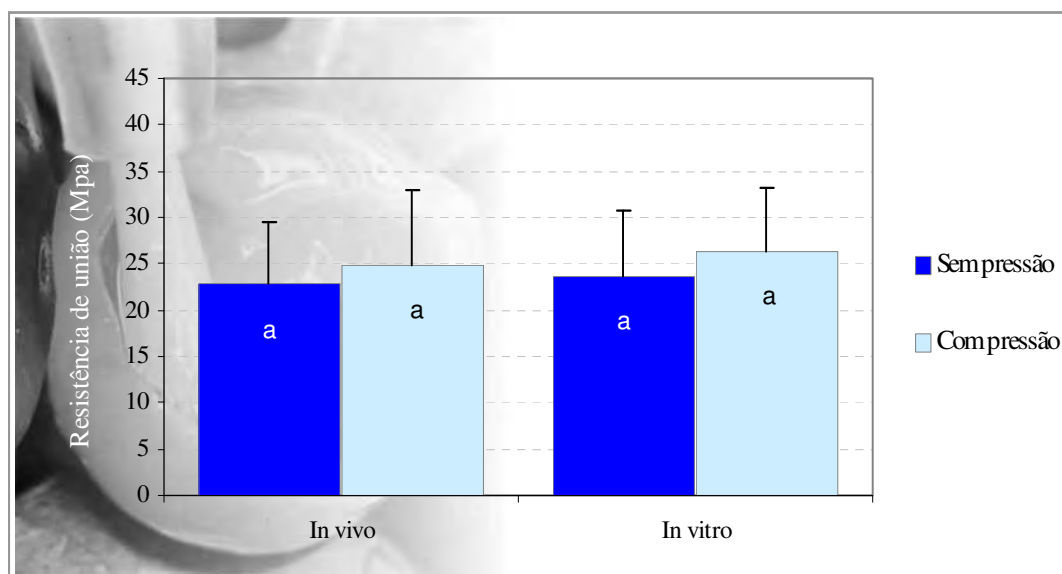


FIGURA 9 - Influência dos fatores pressão intrapulpar e local de aplicação sobre os valores de resistência de união obtidos com o **sistema adesivo Clearfil SE Bond**. Colunas identificadas por letras iguais representam grupos que não diferem estatisticamente (Tukey, $p>0,05$). Barra de erro = desvio padrão

A média de espessura de dentina remanescente (EDR) foi estatisticamente semelhante para todos os grupos (ANOVA, $p>0,05$). Correlação significativa entre esta variável e a resistência de união foi obtida apenas para o grupo onde o sistema

adesivo Single Bond foi aplicado in vivo com pressão intrapulpar, ou seja, após anestesia local com agente anestésico sem vasoconstritor (G5, Correlação de Pearson, $r=0,524$, $p<0,05$). A Figura 10 ilustra a dispersão dos dados desse grupo segundo as variáveis resistência de união e espessura de dentina remanescente.

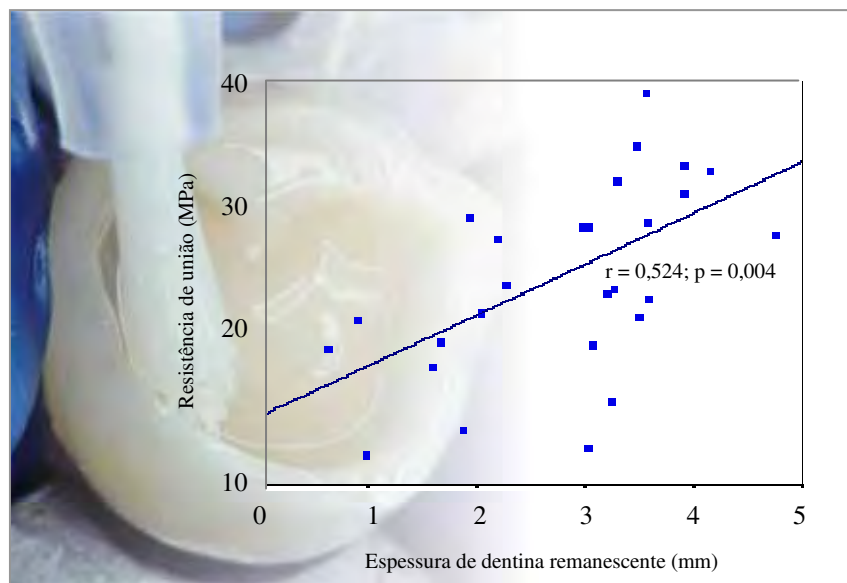


FIGURA 10 - Correlação entre resistência de união (MPa) e espessura de dentina remanescente (EDR, mm) para o sistema Single Bond aplicado in vivo com pressão intrapulpar (G5).

Quando os dados de resistência de união foram avaliados segundo a estratificação da espessura de dentina remanescente em dentina profunda ($EDR \leq 1$ mm), média ($1 \text{ mm} < EDR < 3 \text{ mm}$) e superficial ($EDR \geq 3 \text{ mm}$), houve uma tendência matemática a maiores valores de resistência de união à dentina superficial quando comparada à dentina profunda para todos os grupos (Tabela 9). Entretanto, essa diferença foi estatisticamente significativa apenas para os grupos onde o sistema Single Bond foi aplicado sob pressão intrapulpar, tanto in vivo como in vitro (Tabela 9).

Tabela 9 - Comparação dos valores de resistência de união (MPa) para os grupos de acordo com a estratificação da espessura de dentina remanescente (EDR)

Grupo	Descrição	Espessura de dentina remanescente (EDR)		
		EDR≤1 mm	1 mm<EDR<3 mm	EDR≥3 mm
G1	SB in vivo sem pressão	23,9±1,9 (3)* a	24,3±10,6 (10) a	25,8±10,5 (11) a
G2	SB in vitro sem pressão	30,1±5,3 (5) a	28,3±9,6 (18) a	34,8±7,7 (16) a
G3	CSE in vivo sem pressão	24,1±0,3 (2) a	19,7±6,4 (22) a	27,6±7,1 (4) a
G4	CSE in vitro sem pressão	19,6±6,9 (4) a	23,3±7,4 (8) a	24,2±6,5 (25) a
G5	SB in vivo com pressão	18,0±5,1 (3) a	23,7±8,0 (10) ab	27,7±6,0 (15) b
G6	SB in vitro com pressão	20,1±1,4 (3) a	34,1±6,4 (13) b	31,4±5,5 (9) b
G7	CSE in vivo com pressão	20,2±5,4 (3) a	25,3±12,2 (8) a	24,5±6,1 (22) a
G8	CSE in vitro com pressão	26,0±1,2 (4) a	23,2±7,6 (7) a	27,2±7,3 (17) a

* média±desvio-padrão (número de espécimes)

a Nas linhas, médias seguidas de letras iguais não diferem estatisticamente (Tukey, $p>0,05$)

A aplicação do teste de Kappa comparando as duas leituras realizadas para as fraturas, resultou em uma concordância intra-examinador de 0,87, a qual pode ser considerada alta. Em linhas gerais, fraturas adesivas foram predominantes para todos os grupos, seguidas das fraturas mistas, coesivas em dentina e coesivas em resina (Tabela 10). Gráficamente, a distribuição dos espécimes em função do tipo de fratura para cada grupo investigado está apresentada na Figura 11.

Tabela 10 - Distribuição dos espécimes em função do tipo de fratura observada após o ensaio mecânico de microtração

Grupo	Descrição	n	Tipo de fratura			
			Adesiva	Coesiva: dentina	Coesiva: resina	Mista
G1	SB in vivo sem pressão	24	13 (54,2) ^a	4 (16,7)	2 (8,3)	5 (20,8)
G2	SB in vitro sem pressão	39	26 (66,7)	3 (7,7)	2 (5,1)	8 (20,5)
G3	CSE in vivo sem pressão	28	24 (85,7)	2 (7,1)	0	2 (7,1)
G4	CSE in vitro sem pressão	37	30 (81,1)	3 (8,1)	1 (2,7)	3 (8,1)
G5	SB in vivo com pressão	28	17 (60,7)	3 (10,7)	2 (7,1)	6 (21,4)
G6	SB in vitro com pressão	25	21 (84,0)	2 (8,0)	0	2 (8,0)
G7	CSE in vivo com pressão	33	29 (87,9)	1 (3,0)	1 (3,0)	2 (6,1)
G8	CSE in vitro com pressão	28	19 (67,9)	3 (10,7)	1 (3,6)	5 (17,9)

^a número de espécimes (pocentagem do total)

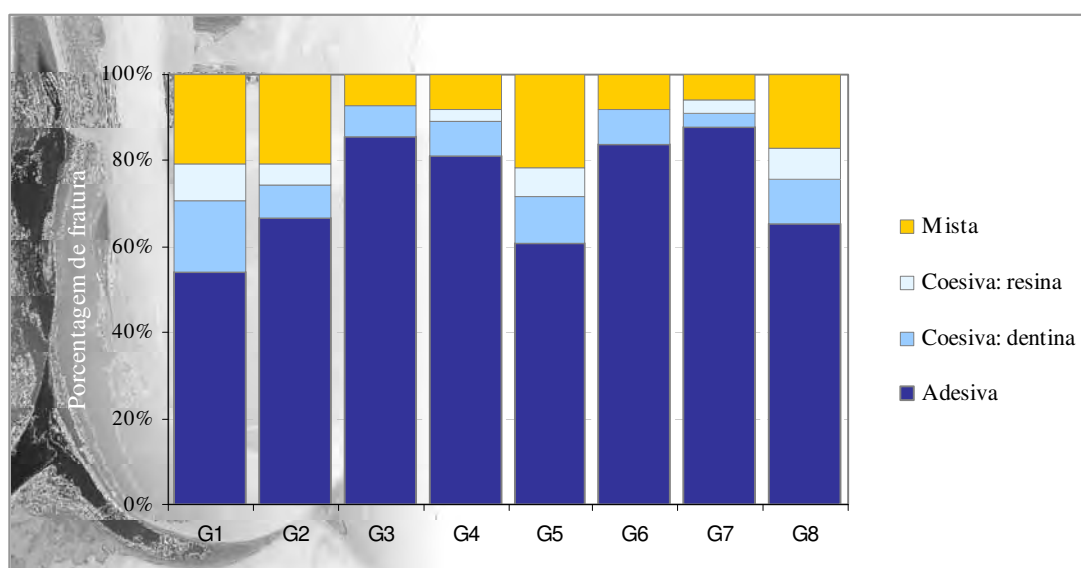


FIGURA 11 – Frequência dos tipos de fratura dentro de cada grupo

As figuras 12 a 15 ilustram fotomicrografias em microscopia eletrônica de varredura representativas dos grupos 1, 2, 5 e 6, onde o sistema Single Bond foi

aplicado in vivo sem pressão, in vitro sem pressão, in vivo com pressão e in vivo com pressão, respectivamente.

Embora poucos espécimes tenham sido analisados em MEV, os principais achados dizem respeito ao comprimento e características morfológicas dos tags de resina formados no interior dos túbulos dentinários, assim como espessura da camada híbrida, a qual pôde ser comparada em alguns espécimes. Desta forma, em linhas gerais, foi observado que tags de resina trapezoidais mais longos foram produzidos em dentina média ou superficial em comparação aos tags formados em dentina profunda. Especialmente quando formados em dentina mais superficial, esses tags apresentaram evidentes ramificações laterais, as quais também são importantes estruturas contribuintes à retenção micromecânica.

Em dentina profunda, a espessura e o número de tags formados por unidade de área foram maiores do que em dentina superficial, o que pode ser claramente visualizado nas figuras 13B e 13C. Isso reflete as diferenças regionais da dentina em relação a sua micromorfologia.

Nenhuma diferença significativa relacionada a espessura da camada híbrida pôde ser visualizada entre dentina profunda e superficial. Entretanto, em alguns espécimes (Figuras 12D e 12E) camadas híbridas ligeiramente mais espessas foram observadas em dentina mais profunda em comparação as formadas em dentina mais superficial. Quando claramente detectada, a camada híbrida apresentou espessura entre 4 e 8 μm (Figuras 12D, 12E e 13E).

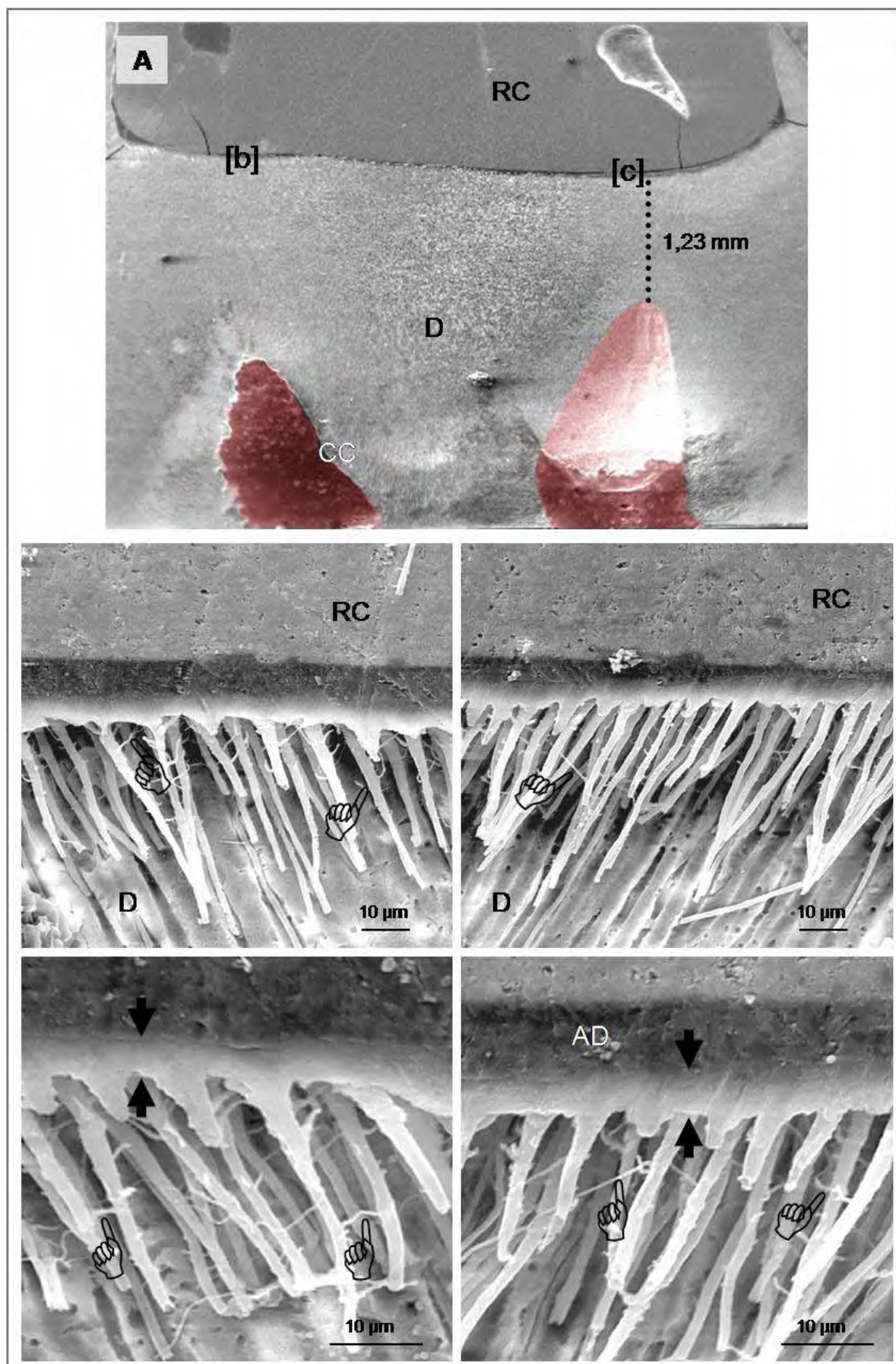


FIGURA 12 - Fotomicrografias em MEV de espécimes pertencentes ao grupo 1 (G1),

Single Bond in vivo sem pressão (anestesia local com vasoconstritor).

- (A) Relação preparo cavitário e câmara coronária (CC). MEV, 20x;
- (B) Detalhe da região [b] da figura 12A. União resina-dentina produzida em dentina (D) média, demonstrando a formação de tags de resina no interior dos túbulos dentinários com várias ramificações laterais (☞). MEV, 1000x;
- (C) Detalhe da região [c] da figura 12A. União resina-dentina produzida em dentina (D) média (EDR = 1,23 mm). Presença de longos tags de resina com ramificações laterais (☞). MEV, 1000x;
- (D) Detalhe da figura 12B. Camada híbrida evidente (entre setas), assim como ramificações laterais (☞). MEV, 2000x;
- (E) Detalhe da figura 12C. Camada híbrida evidente (entre setas), assim como ramificações laterais (☞). MEV, 2000x;

(AD: adesivo dentinário; RC: resina composta; D: dentina; CC: câmara coronária)

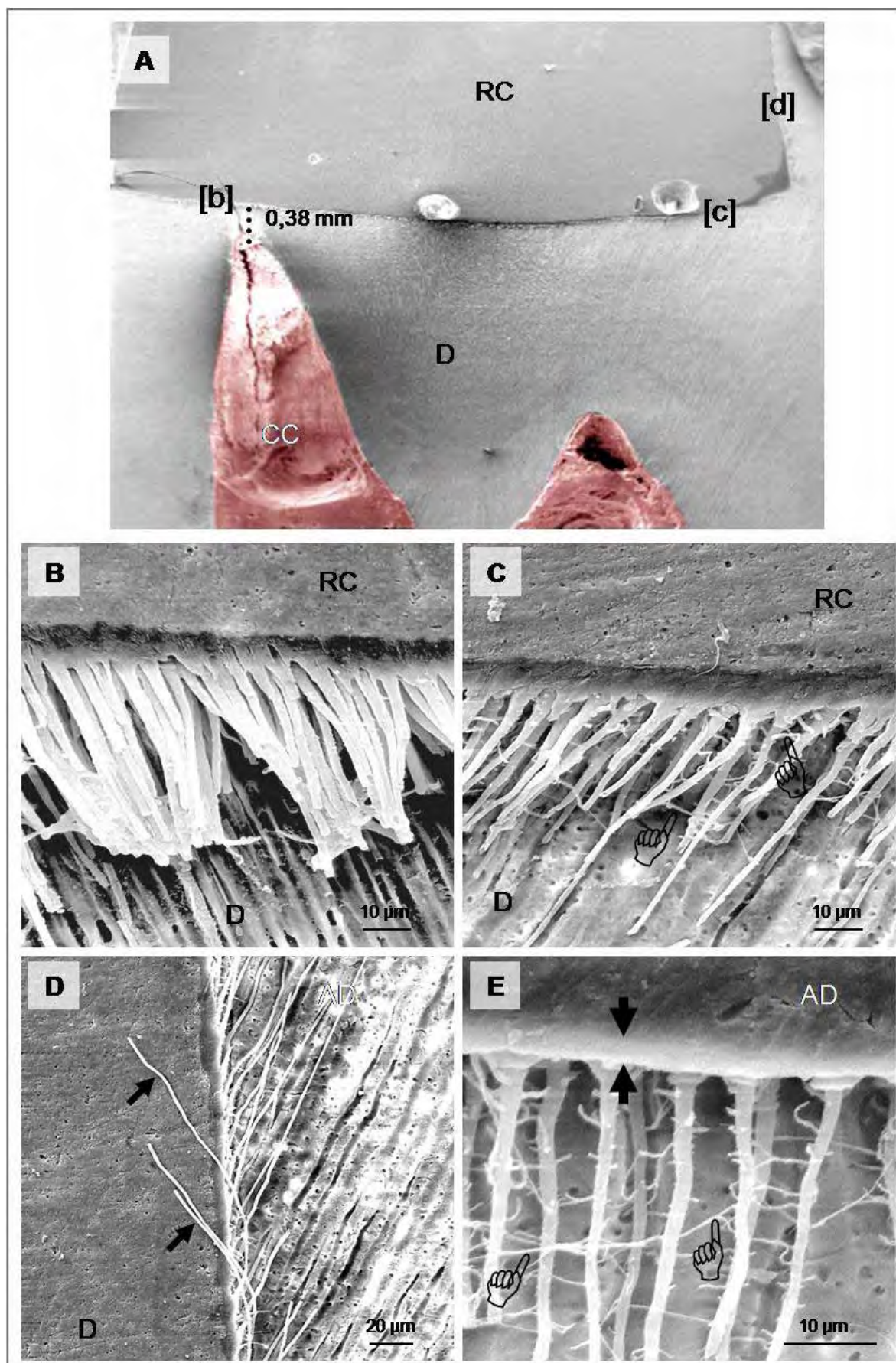


FIGURA 13 - Fotomicrografias em MEV de espécimes pertencentes ao grupo 2 (G2),

Single Bond in vitro sem pressão.

- (A) Relação preparo cavitário e câmara coronária (CC). MEV, 20x;
- (B) Detalhe da região [b] da figura 13A. União resina-dentina produzida em dentina (D) profunda (EDR = 0,38 mm), demonstrando a formação de um grande número tags de resina por unidade de área. Ramificações laterais não são evidentes. MEV, 1000x;
- (C) Detalhe da região [c] da figura 13A. União resina-dentina produzida em dentina (D) profunda. Presença de longos tags de resina com evidentes ramificações laterais (☞). Em comparação à figura 13B, o número de tags de resina por unidade de área é menor. MEV, 1000x;
- (D) Hibridização da parede cavitária lateral palatina, correspondente à região [d] demarcada na figura 13A. Longos tags de resina podem ser visualizados no interior dos túbulos dentinários e alguns, liberados pelo tratamento ácido da dentina (HCl 6N), dobrados sobre a superfície de dentina (setas). MEV, 500x;
- (E) Detalhe da figura 12C. Camada híbrida evidente (entre setas), assim como numerosas ramificações laterais (☞). MEV, 2000x;

(AD: adesivo dentinário; RC: resina composta; D: dentina; CC: câmara coronária)

Espaços na base da camada híbrida foram observados em alguns espécimes (Figuras 14B, 14C e 14E), sugerindo a infiltração incompleta do adesivo na dentina desmineralizada. O componente orgânico, fibrilas de colágeno, o qual estaria a princípio presente nesses espaços foi removido pela aplicação do agente desproteinizante (NaOCl) utilizado no preparo dos espécimes.

Hibridização das paredes cavitárias laterais foi observada em todos os espécimes (Figuras 13D, 14D e 15D) com a formação de longos tags de resina.

Entretanto, comparando as imagens obtidas de espécimes produzidos *in vivo* e *in vitro*, a despeito da diferença significativa obtida para os valores de resistência de união, nenhuma caracterização morfológica diferencial pôde ser detectada, assim como entre espécimes produzidos sob pressão intrapulpar positiva ou nula.

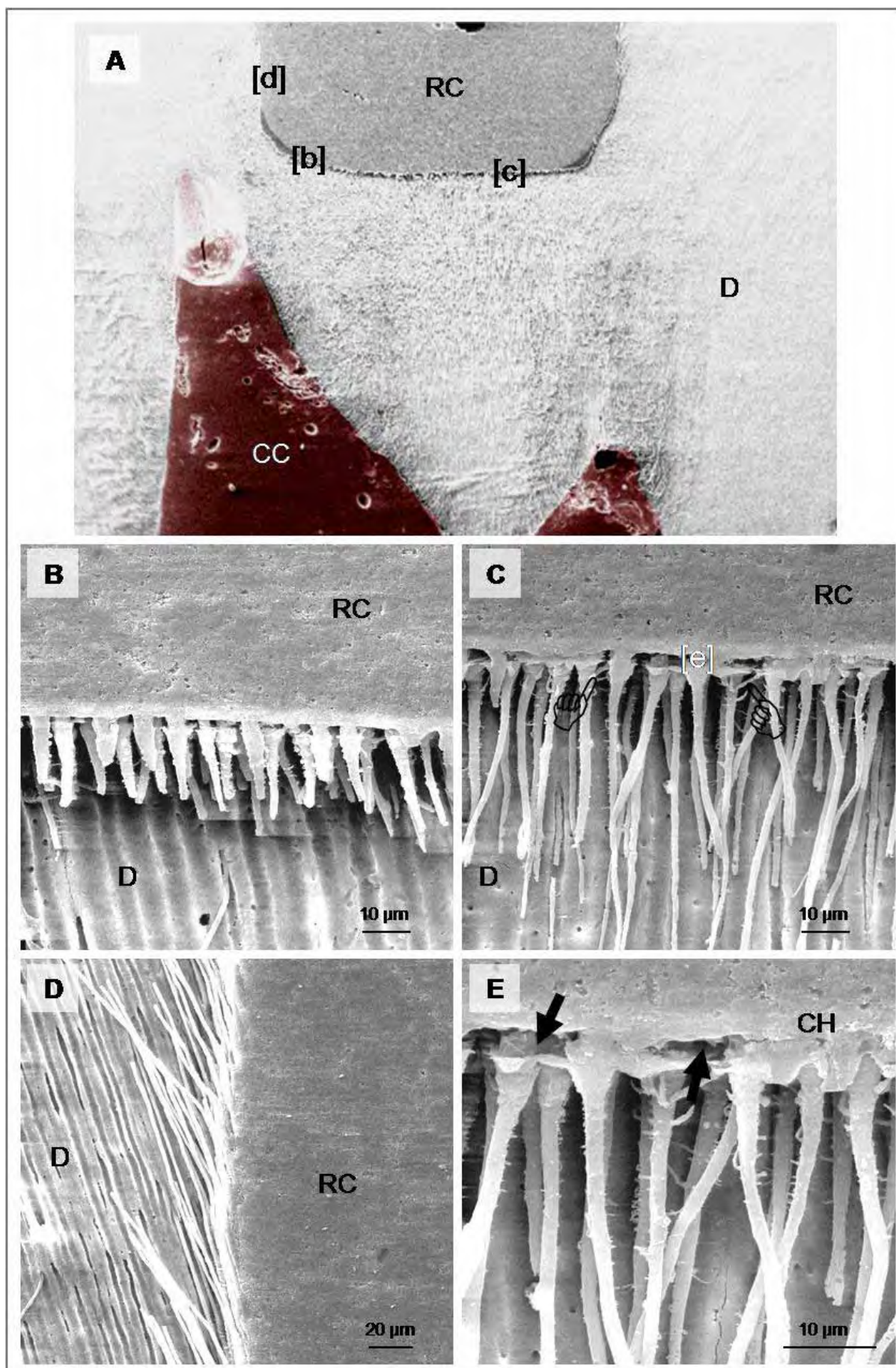


FIGURA 14 - Fotomicrografias em MEV de espécimes pertencentes ao grupo 5, **Single**

Bond in vivo com pressão (anestesia local sem vasoconstritor).

- (A) Relação preparo cavitário e câmara coronária (CC). MEV, 20x;
- (B) Detalhe da região [b] da figura 14A. União resina-dentina produzida em dentina (D) profunda, demonstrando a formação de tags curtos de resina no interior dos túbulos dentinários. A camada de adesivo dentinário não está evidente. MEV, 1000x;
- (C) Detalhe da região [c] da figura 14A. União resina-dentina produzida em dentina (D) superficial. Presença de longos tags de resina com ramificações laterais (☞). MEV, 1000x;
- (D) União resina-dentina produzida na parede lateral vestibular da cavidade, referente à região [d] da figura 14A. MEV, 500x;
- (E) Maior aumento da região [e] da figura 14C. Detalhe da camada híbrida (CH) com espaços (setas) em sua base, sugestivos de infiltração incompleta da dentina desmineralizada. O colágeno exposto foi removido pelo agente desproteinizante (NaOCl 1%). MEV, 2000x.

(RC: resina composta; D: dentina; CC: câmara coronária; CH: camada híbrida)

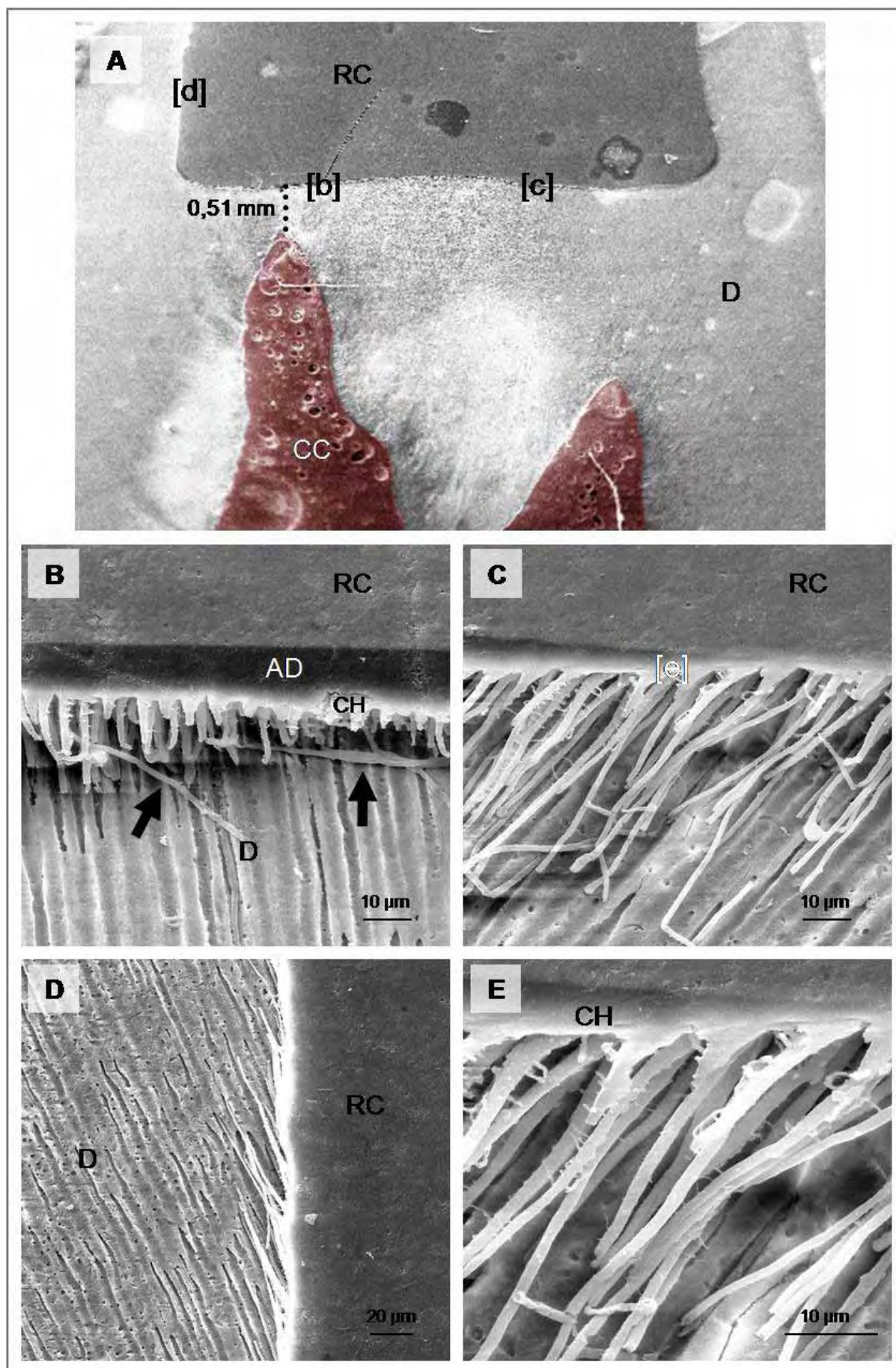


FIGURA 15 - Fotomicrografias em MEV de espécimes pertencentes ao grupo 6, **Single Bond in vitro com pressão.**

- (A) Relação preparo cavitário e câmara coronária (CC), mais especificamente cornos pulpares. MEV, 15x;
- (B) Detalhe da região [b] da figura 15A. União resina-dentina produzida em dentina (D) profunda (EDR = 0,51), demonstrando a formação de tags curtos de resina no interior dos túbulos dentinários, com estruturas sugestivas de fragmentos de tags fraturados (setas). Camada híbrida (CH) entre 4 a 8 µm de espessura e camada visível de adesivo (AD). MEV, 1000x;
- (C) Detalhe da região [c] da figura 15A. União resina-dentina produzida em dentina (D) superficial. Presença de longos tags de resina. MEV, 1000x;
- (D) União resina-dentina produzida na parede lateral vestibular da cavidade, referente à região [d] da figura 15A. MEV, 500x;
- (E) Maior aumento da região [e] da figura 15C. Detalhe da camada híbrida (CH). MEV, 2000x.

(RC: resina composta; D: dentina; CC: câmara coronária; CH: camada híbrida)

Nas Figuras 16 e 17 podem ser visualizadas fotomicrografias em MEV de espécimes pertencentes aos grupos 7 e 8, onde o sistema Clearfil SE Bond foi aplicado *in vivo* e *in vitro* com pressão, respectivamente. Também nesses espécimes foram visualizados tags de resina no interior dos túbulos dentinários, os quais foram mais curtos em dentina profunda (Figura 16C) quando comparados aos produzidos em dentina superficial (Figura 16B). Entretanto, isso não foi um achado comum. Em alguns espécimes, tags com comprimento comparável foram formados em dentina superficial e profunda (Figuras 17B e 17C). O número de tags por unidade de área também variou em função da profundidade em dentina (Figuras 17B e 17C). Entretanto, diferentemente dos tags formados com o sistema Single Bond, os produzidos com o sistema Clearfil SE Bond apresentaram forma cilíndrica sem ramificações laterais evidentes ou numerosas (Figuras 16D).

A espessura da camada híbrida, embora não detectável em todos os espécimes, foi discretamente maior em dentina profunda (Figura 17C) quando comparada à dentina superficial (Figura 17B).

Da mesma forma que para o sistema Single Bond, em termos de morfologia da interface resina-dentina, nenhuma característica diferencial foi observada entre espécimes produzidos *in vivo* e *in vitro*, assim como na presença ou ausência de pressão intrapulpar.

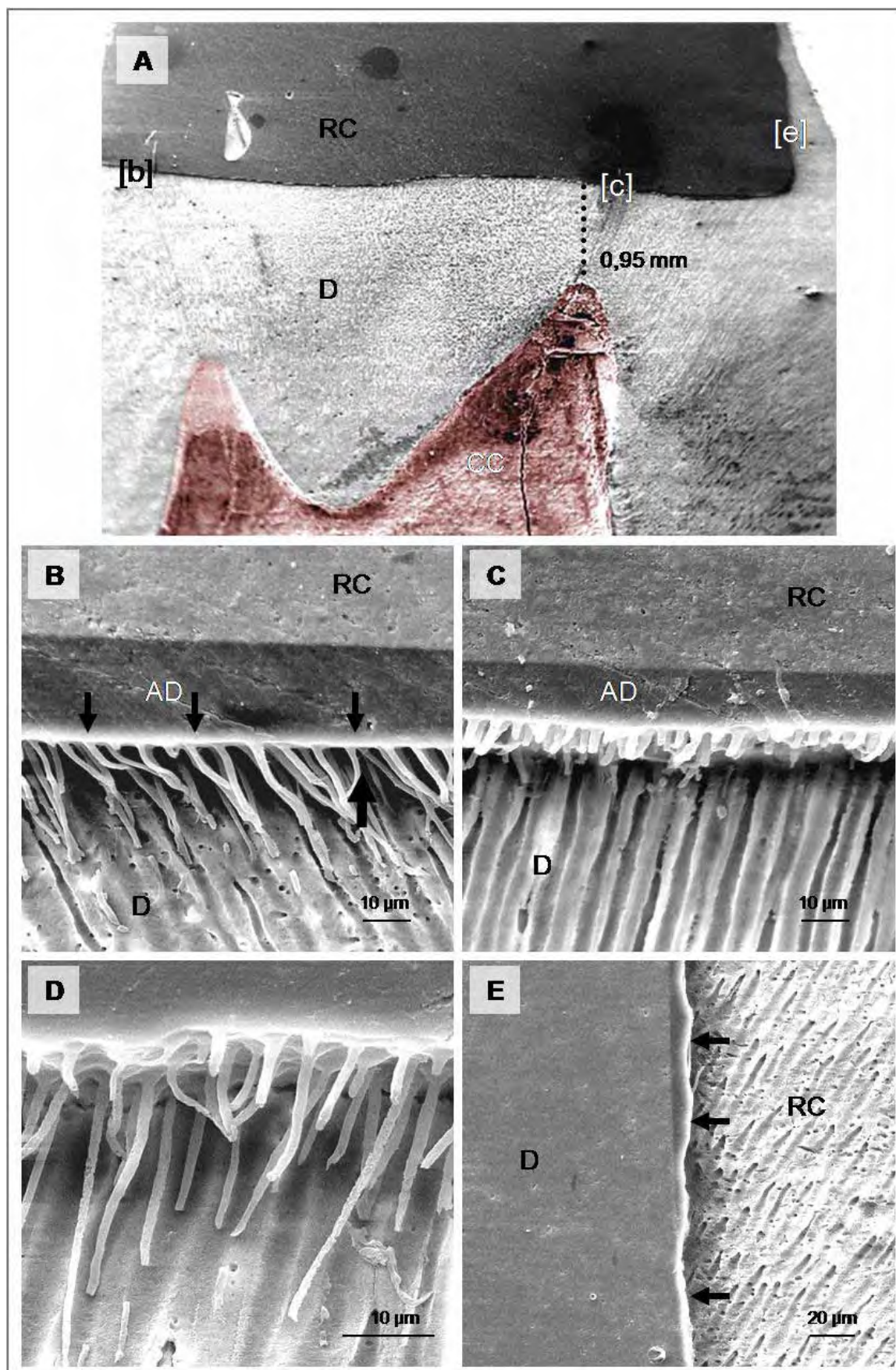


FIGURA 16 - Fotomicrografias em MEV de espécimes pertencentes ao grupo 7, **Clearfil**

SE Bond in vivo com pressão (anestésico sem vasoconstritor).

- (A) Relação preparo cavitário e câmara coronária (CC). MEV, 20x;
- (B) Detalhe da região [b] da figura 16A. União resina-dentina produzida em dentina (D) superficial (EDR = 3,2 mm), demonstrando a formação de tags de resina com formato cônico no interior dos túbulos dentinários, sem ramificações laterais. Espessa camada de adesivo dentinário (AD) e delgada camada híbrida (CH) (setas). MEV, 1000x;
- (C) Detalhe da região [c] da figura 16A. União resina-dentina produzida em dentina (D) profunda (EDR = 0,95 mm). Presença de tags de resina curtos e cônicos. MEV, 1000x;
- (D) União resina-dentina produzida na dentina superficial. Detalhe dos tags de resina com aspecto cônico e sem ramificações laterais. MEV, 2000x;
- (E) Maior aumento da região [e] da figura 16A. Parede lateral vestibular da cavidade demonstrando a união resina-dentina produzida nessa estrutura. Ausência de tags de resina no interior dos túbulos dentinários, entretanto a linha radiodensa (setas) sugere a hibridização da dentina. MEV, 500x.

(RC: resina composta; D: dentina; CC: câmara coronária; CH: camada híbrida)

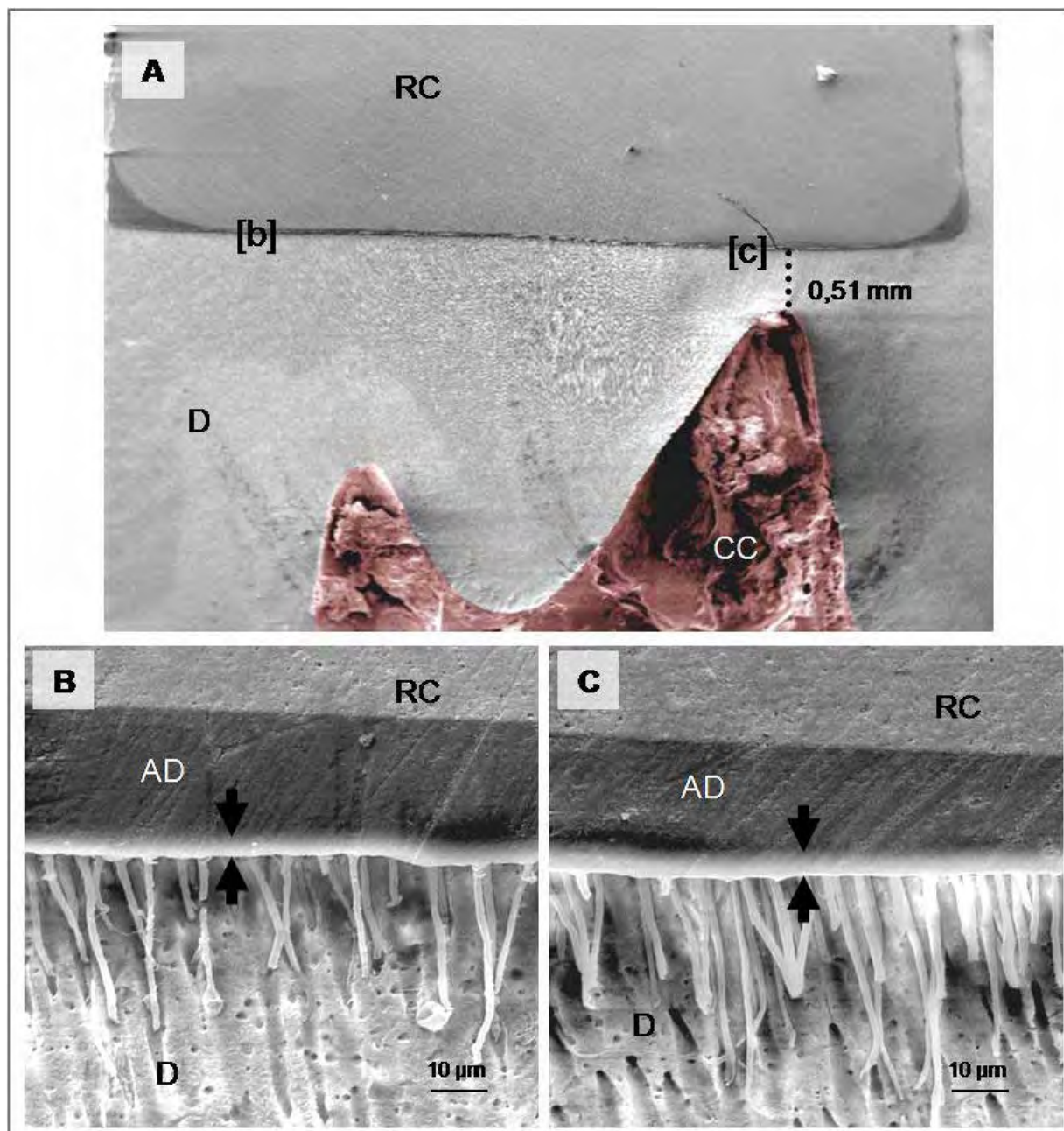


FIGURA 17 - Fotomicrografias em MEV de espécimes pertencentes ao grupo 8 (G8),

Clearfil SE Bond in vitro com pressão.

- (A) Relação preparo cavitário e câmara coronária (CC). MEV, 20x;
- (B) Detalhe da região [b] da figura 17A. União resina-dentina produzida em dentina (D) superficial (EDR = 3,6 mm), demonstrando a formação de tags de resina com formato cônico no interior dos túbulos dentinários, sem ramificações laterais. Espessa camada de adesivo dentinário (AD) e camada híbrida (CH) evidente (entre setas). MEV, 1000x;
- (C) Detalhe da região [c] da figura 16A. União resina-dentina produzida em dentina (D) profunda (EDR = 0,51 mm). Presença de tags de resina cônicos, porém em maior número por unidade de área em comparação aos observados na figura 17B. Camada híbrida (CH) ligeiramente mais espessa (entre setas) do que a observada na figura 17B. MEV, 1000x;

(AD: adesivo dentinário; RC: resina composta; D: dentina; CC: câmara coronária; CH: camada híbrida)

Discussão



6 Discussão

As características morfológicas da zona de interação entre resina e dentina produzidas *in vivo* e *in vitro* (FERRARI, 1994; FERRARI et al., 1994; GORACCI et al., 1994; SCHNEIDER et al., 2000), assim como as alterações ultraestruturais envolvidas no mecanismo de degradação dessa interface adesiva, têm sido descritas como comparáveis (DONMEZ et al., 2005). Embora a mesma similaridade estrutural tenha sido observada no presente estudo entre espécimes produzidos *in vivo* e *in vitro* analisados em MEV, desempenho adesivo superior foi obtido para o sistema Single Bond na última condição, corroborando com os resultados apresentados por Purk et al. (2004) os quais demonstraram redução significativa da resistência de união quando os procedimentos adesivos foram realizados *in vivo*. Além de inferior resistência de união, também tem sido demonstrado que a formação de fendas é mais freqüente em interfaces produzidas *in vivo* (HANNIG e FRIEDRICHS, 2001). Entretanto, o efeito exercido pela condição de aplicação, *in vivo* ou *in vitro*, pode variar em função do agente de união utilizado. Enquanto o desempenho pode ser favorecido pela aplicação *in vitro* para alguns sistemas, o oposto pode ser verdadeiro para outros (MASON et al., 1996).

Embora a adesão seja altamente influenciada pelo operador (FINGER e BALKEWHOL, 1999), todos os procedimentos adesivos realizados no presente estudo foram executados por um único profissional. Associado ao fato de que a configuração cavitária também foi padronizada e os dentes tratados *in vivo* foram extraídos imediatamente após os procedimentos restauradores, ou seja, não foram submetidos a estresses térmicos e/ou mecânicos, os menores valores obtidos *in vivo* para o sistema Single Bond podem refletir a dificuldade da realização dos procedimentos operatórios sobre as condições impostas pela cavidade bucal

(DONMEZ et al., 2005), particularmente quando materiais mais sensíveis à técnica são empregados.

A mesma influência não foi observada para o sistema autocondicionante Clearfil SE Bond. Valores equivalentes de resistência de união foram produzidos in vivo e in vitro, independente da presença ou não de pressão intrapulpal, o que sugere a menor sensibilidade técnica apresentada por esse sistema. Os resultados obtidos por Donmez et al. (2005) são contrários aos do presente estudo, uma vez que valores superiores de resistência de união foram produzidos com sistemas autocondicionantes aplicados in vitro, quando comparados aos valores produzidos in vivo. Entretanto em seu estudo, foram utilizados terceiros molares, os quais, pela localização na cavidade bucal, representam um maior desafio físico à realização de procedimentos restauradores.

Embora não intencionalmente, pela extensão das cavidades de classe I preparadas, adesão ao esmalte pode ter contribuído para a resistência da união resina-dentina frente às tensões geradas durante a contração de polimerização do sistema adesivo e resina restauradora, as quais são extremamente desafiadoras em cavidades de classe I, por apresentarem o mais desfavorável fator de configuração cavitária ($C=5/1$). O sistema Single Bond, por exemplo, pode apresentar redução significativa de desempenho adesivo quando aplicado em cavidades dessa natureza em comparação a superfícies planas em dentina (SHIRAI et al., 2005). Dessa forma, também pode ser especulado que, pela maior segurança no preparo cavitário in vitro, cavidades mais extensas tenham sido involuntariamente preparadas, aumentando dessa forma a superfície de adesão ao esmalte. Sendo assim, valores maiores de resistência de união poderiam ter sido produzidos in vitro quando comparados aos produzidos in vivo, com o sistema adesivo Single Bond.

Devido a pequena agressividade do sistema Clearfil SE Bond, sua resistência de união ao esmalte ainda é inferior quando comparada à adesão proporcionada pelo condicionamento desse substrato com ácido fosfórico (PASHLEY E TAY, 2001; PERDIGÃO et al., 2005; VAN LANDUYT et al., 2006). Por essa razão, mesmo que preparos mais extensos tenham sido produzidos in vitro, nenhuma diferença em desempenho adesivo deveria ser esperada em função da adesão desse sistema ao esmalte dentário.

Outra possível explicação para o melhor desempenho adesivo do sistema Single Bond in vitro é o conteúdo dos túbulos dentinários. Os dentes tratados in vitro foram armazenados em água destilada contendo 0,1% timol por 6 meses após serem extraídos e antes da realização dos procedimentos restauradores, e quando pressão intrapulpar foi simulada, a dentina foi perfundida com solução salina. Por outro lado, in vivo, os túbulos dentinários são preenchidos por fluido semelhante ao plasma sanguíneo (DAI et al., 1991). O contato de monômeros resinosos constituintes do primer com as proteínas plasmáticas do soro resulta em coagulação proteica no interior dos túbulos dentinários, o que poderia limitar a infiltração monomérica intratubular. Embora essa seja uma explicação plausível, e em acordo com o resultado obtido por Augustin et al. (1998) para um dos quatro sistemas adesivos por eles testados, a mesma é refutada pelos estudos de Nikaido et al. (1995) e Gernhardt et al. (2005), os quais relatam melhores resultados de resistência de união quando a perfusão dentinária foi realizada com soro bovino em comparação a solução salina. A coagulação proteica produzida no interior dos túbulos dentinários reduz a permeabilidade transdentinária (ÖZOK et al., 2002) e conseqüentemente, a contaminação da superfície de dentina pela umidade intrínseca desse substrato (NIKAIDO et al., 1995; ÖZOK et al., 2002). Entretanto, embora não na mesma intensidade, existem evidências de que condições que reduzem a perfusão dentinária

tendem a reduzir a difusão de substâncias exógenas no sentido da câmara coronária. A filtração dentinária é várias vezes mais afetada pela redução do diâmetro tubular, do que a difusão, onde, se denominarmos r o raio tubular, a alteração produzida na filtração da dentina seria r^4 , enquanto que na difusão seria r^2 (PASHLEY et al., 1995; PASHLEY, 2002).

Existe uma forte correlação negativa entre a viscosidade do fluido perfusor e sua perfusão transdentinária (ÖZOK et al., 2002). Embora o fluido dentinário apresente uma viscosidade superior a da solução salina, um fator modulador dessa propriedade é a temperatura (ÖZOK et al., 2002). No presente estudo, a perfusão dentinária in vitro com solução salina foi realizada em temperatura ambiente (ca. 27° C), enquanto in vivo, o fluido dentinário encontra-se em uma temperatura mais elevada (ca. 37° C).

Estruturas orgânicas como os prolongamentos odontoblásticos, *lamina limitans* e fibrilas colágenas são importantes componentes presentes no interior dos túbulos dentinários. Essa fibrilas são encontradas em 65% dos túbulos e em alguns casos (ca. 16%) podem estar agregadas em grandes aglomerados que chegam a ocupar até um quinto do lúmen tubular (DAI et al., 1991). Embora não tenham sido encontradas evidências científicas que apoiem tal afirmação, para o presente estudo, pode ser especulado que provavelmente os dentes tratados in vitro apresentavam túbulos dentinários mais “limpos” em decorrência da degradação desses componentes orgânicos (NAKAMICHI et al., 1983). Um pequeno aumento da permeabilidade dentinária ocorre após alguns dias da armazenagem de dentes extraídos (OUTHWAITE et al., 1976). Da mesma forma, a perda da *lamina limitans* in vitro, poderia ter favorecido a interação entre o adesivo e as paredes internas dos túbulos dentinários, resultando em um melhor desempenho adesivo para o sistema Single Bond quando aplicado in vitro.

A resistência de união de materiais resinosos à dentina pode ser positivamente influenciada pelo aumento do período de armazenagem pós-extração (NAKAMICHI et al., 1983; KIMURA et al., 1985; BEECH et al., 1991). Entretanto, contradizendo essa observação, MIRANDA et al. (2005) não verificaram diferenças significantes de resistência de união de um sistema convencional simplificado à dentina em função do tempo de armazenagem pós-extração, o qual variou de imediatamente após até 2 anos.

Discrepância de desempenho adesivo foi observada entre Single Bond e Clearfil SE Bond apenas para a aplicação in vitro. Independentemente da presença ou não de pressão intrapulpar, nessa condição, Single Bond apresentou resistência de união significativamente superior a observada para Clearfil SE Bond, provavelmente favorecida pelos fatores descritos anteriormente. In vivo, entretanto, os sistemas resultaram em desempenho adesivo comparável.

Sistemas adesivos convencionais e autocondicionantes utilizam diferentes mecanismos para promover a retenção micromecânica de resinas ao substrato dentinário. Os primeiros são aplicados após a remoção completa da smear layer e desmineralização superficial da dentina via condicionamento com agentes quelantes ou ácidos minerais. Os segundos são aplicados diretamente sobre a dentina coberta com smear layer, a qual é dissolvida e incorporada à interface adesiva. A desmineralização da dentina subjacente é realizada via monômeros funcionais ácidos polimerizáveis (TAY e PASHLEY, 2001). O grau de agressividade dos sistemas autocondicionantes, ou seja, sua capacidade de dissolver a smear layer e desmineralizar a dentina subjacente está diretamente relacionada à sua acidez (pH). Sistemas considerados agressivos podem desmineralizar a dentina com a mesma intensidade do ácido fosfórico (TAY e PASHLEY, 2001; WANG e SPENCER, 2003). Entretanto, a despeito dos diferentes mecanismos de adesão, valores equivalentes de

resistência de união imediata à dentina têm sido demonstrados para sistemas convencionais e autocondicionantes (SHIRAI et al., 2005).

A permeação da dentina desmineralizada por monômeros resinosos resulta na formação de uma camada híbrida (NAKABAYASHI et al., 1982) a qual representa uma importante estrutura promotora da retenção micromecânica das resinas à dentina. Conseqüentemente, seria plausível concluir que o aumento da espessura dessa estrutura resultaria em melhor desempenho adesivo. Entretanto, enquanto a espessura da camada híbrida formada com a aplicação do sistema Single Bond é, em média, de 2 a 4 μm (WANG e SPENCER, 2003), camadas híbridas formadas com a utilização do sistema Clearfil SE Bond correspondem à espessura aproximada de cinco fibrilas de colágeno, ou seja, 0,5 μm (TAY e PASHLEY, 2001).

Inexistência de correlação positiva entre espessura da camada híbrida e resistência de união tem sido demonstrada (HASHIMOTO et al., 2000b). Desta forma, a espessura da camada híbrida não pode ser considerada isoladamente como fator indicativo da resistência e qualidade da interface adesiva. A presença de porosidades e áreas de colágeno exposto são mais comuns nas camadas híbridas espessas devido a redução gradual da infiltração monomérica ao longo da dentina desmineralizada (SANO et al., 1994; TAY et al., 1998). Alterações dimensionais dessa estrutura, representadas pela contração das fibrilas de colágeno e redução do espaço inter-fibrilar, são induzidas por componentes dos sistemas adesivos, como os solventes (CARVALHO et al., 1996; NAKAJIMA et al., 2002; CARVALHO et al., 2003). Associado a esse fato, a porção superior da dentina intertubular desmineralizada pode se tornar relativamente menos porosa devido ao colapso das fibrilas de colágeno após rápida secagem da dentina (PASHLEY et al., 1993), permitindo que apenas uma pequena quantidade de monômeros consiga impregná-la. Desta forma, a hibridização inadequada pode aumentar consideravelmente com o

aumento da espessura da camada híbrida, refletindo em redução da resistência de união (PIOCH et al., 1998) e maior susceptibilidade à degradação da interface adesiva.

Hibridização incompleta e presença de uma zona de colágeno exposto não encapsulado por monômeros resinosos na base da camada híbrida têm sido demonstradas em vários estudos (WANG e SPENCER, 2003; WANG et al., 2006). Essa zona é considerada a menos resistente da interface (HASHIMOTO et al. 2000) e altamente vulnerável à degradação ao longo da vida útil da restauração (SPENCER e SWAFFORD, 1999). Utilizando espécimes corados com tricrômico de Goldner avaliados em microscopia de luz, Spencer e Swafford (1999) observaram a presença de uma distinta zona corada em vermelho na interface resina-dentina formada com o sistema Single Bond, de aproximadamente 2 μ m de espessura, a qual representa proteína disponível para a reação com o corante ácido utilizado. Em estudos subsequentes utilizando a mesma técnica, também foi demonstrado que o sistema adesivo Single Bond não foi capaz de penetrar completamente a dentina desmineralizada (SPENCER e WANG, 2002; WANG e SPENCER, 2003).

Infiltração incompleta pode ocorrer por várias razões, entretanto, duas são reconhecidamente limitantes da penetração do sistema Single Bond entre as fibrilas de colágeno. A primeira é a presença de um copolímero do ácido polialcenóico em sua composição, o qual apresenta um elevado peso molecular (PM=14.000-20.000) e uma alta afinidade por cálcio (SHIRAI et al., 2005). Esse componente não consegue penetrar por entre os espaços nanométricos criados entre as fibrilas de colágeno pela remoção ácida do conteúdo mineral, resultando na formação de uma película na superfície da dentina desmineralizada a qual bloqueia fisicamente a infiltração de outros monômeros (ELIADES et al., 2001). A segunda é a separação física dos componentes hidrofílicos e hidrofóbicos constituintes desse sistema devido à

presença excessiva de água nos espaços inter-fibrilares. O fenômeno de separação de fases pode comprometer a integridade estrutural da camada híbrida, tornando-a mais porosa e impedindo a penetração do adesivo ao longo da dentina desmineralizada (SPENCER e WANG, 2002).

Enquanto a identificação de uma zona de dentina desmineralizada é comum nas interfaces adesivas formadas com o emprego de sistemas convencionais (SPENCER e SWAFFORD, 1999; HASHIMOTO et al., 2000a; WANG e SPENCER, 2003; SPENCER et al., 2004), tal ocorrência não deveria ser esperada para os sistemas autocondicionantes, uma vez que a desmineralização da dentina e a infiltração monomérica ocorrem simultaneamente (WANG e SPENCER, 2005). Entretanto, enquanto a desmineralização pelo ácido fosfórico é completamente interrompida com sua remoção pela lavagem, a promovida pelos monômeros funcionais ácidos poderia prosseguir uma vez que esses monômeros não são removidos da interface. OLIVEIRA et al. (2004) demonstraram que mesmo após a aplicação da resina adesiva e sua fotoativação, houve uma pequena desmineralização adicional à observada após os 20 segundos de aplicação do primer autocondicionante. Desta forma, a interrupção da desmineralização da dentina não ocorreu imediatamente após a fotoativação do agente adesivo, resultando na formação de uma fina camada de dentina desmineralizada na base da camada híbrida, inadequadamente protegida por monômeros resinosos. Recentemente, Wang e Spencer (2005) também observaram zonas de dentina parcialmente desmineralizada e não infiltrada na base de camadas híbridas produzidas após a utilização de alguns sistemas adesivos autocondicionantes, incluindo o sistema Clearfil SE Bond.

Os altos valores de resistência de união alcançados por sistemas autocondicionantes, igualando-se ou até mesmo superando os valores obtidos com a utilização de sistemas convencionais, a despeito da diferença em espessura da

camada híbrida e incorporação da smear layer na interface de união, também podem ser parcialmente creditados à união química desses sistemas ao substrato. Yoshida et al. (2004) demonstraram que monômeros funcionais presentes nas formulações de sistemas autocondicionantes reagem quimicamente com a hidroxiapatita remanescente ao redor das fibrilas de colágeno parcialmente desmineralizadas. O monômero funcional 10-metacriloiloxidecil dihidrogênio fosfato (10-MDP) presente no sistema Clearfil SE Bond adere rapidamente à hidroxiapatita, formando ligações bastante estáveis e resistentes à ação da água. O melhor desempenho adesivo à dentina observado para o sistema Clearfil SE Bond em comparação a sistemas adesivos que contém outros monômeros funcionais como o 4-MET (4-metacriloxietil tri-metilico) têm sido atribuídos à sua forte união química ao substrato.

Diversos métodos são utilizados para a reprodução in vitro da pressão intrapulpar. O mais comumente empregado, o qual consiste na utilização de uma coluna preenchida com solução aquosa conectada ao interior da câmara coronária, foi selecionado para o presente estudo. Dos métodos descritos na literatura, esse é também o de aplicação mais simples, não requerendo equipamentos específicos para sua execução. A pressão fisiológica do tecido pulpar sadio é equivalente a uma coluna de 14 cm de água (CIUCCHI et al., 1995), a qual corresponde a 1,47 kPa. Em polpas inflamadas, entretanto, essa pressão aumenta significativamente (VAN HASSEL, 1971) chegando a valores correspondentes a uma coluna de 32 cm de água (3,14 kPa). Embora vários estudos tenham utilizado essa alta pressão (TAO e PASHLEY, 1989; PRATI et al., 1991; MOLL e HALLER, 2000; PIOCH et al., 2001; ÖZOK et al., 2002; GERNHARDT et al., 2005; MOLL et al., 2005), a simulada (in vitro) nesse estudo foi estabelecida em 15 cm de água, uma vez que os dentes selecionados para tratamento in vivo não apresentavam patologias indutoras de inflamação pulpar; todos os dentes eram hígidos.

A presença de pressão intrapulpar tende a reduzir a resistência de união de sistemas convencionais à dentina (TAO e PASHLEY, 1989; PRATI et al., 1991; PIOCH et al., 2001; MOLL e HALLER, 2000; LELOUP et al., 2001; ÖZOK et al., 2004; MOLL et al., 2005). Os resultados do presente estudo corroboram com essa afirmativa. Entretanto, redução significativa da resistência de união do sistema Single Bond na presença de pressão intrapulpar, fisiológica ou simulada, ocorreu apenas quando os dados foram estratificados em relação à região em dentina. Por outro lado, o sistema Clearfil SE Bond foi insensível a essa variável, diferindo dos dados obtidos por Sengun et al. (2003). Esses resultados demonstram que não apenas a pressão intrapulpar, mas também a morfologia do substrato, exerceram efeito significativo na resistência de união do sistema convencional, e corroboram com os resultados obtidos por TAO et al. (1991) e parcialmente com os obtidos por Pereira et al. (1999). Nesse último estudo, redução significativa do desempenho adesivo de um sistema convencional aplicado à dentina profunda também foi observada na ausência de pressão simulada, demonstrando que a permeabilidade dentinária não é uniforme, variando em função da região da dentina (PASHLEY et al., 1987; PASHLEY, 2002).

Entretanto, quando pressão intrapulpar foi considerada isoladamente, os resultados desse estudo, ou seja, ausência de influência sobre a resistência de união do Single Bond, concordam com os resultados obtidos por Moll e Haller (2000). Dos 116 espécimes obtidos para esse sistema, em apenas 14 (12,07%) ele foi efetivamente aplicado em dentina profunda, ou seja, com menos de 1 mm de espessura em relação à câmara coronária. Em outras palavras, predomínio expressivo de dentina superficial e média foi observado na parede pulpar cavitária, fato esse que poderia explicar a ausência de influência da pressão intrapulpar, quer seja *in vitro* ou *in vivo*, para o sistema Single Bond, mesmo após remoção completa da smear layer e smear plugs, promovida pela aplicação prévia de ácido fosfórico, a qual pode aumentar a

exsudação dentinária em até dez vezes (HASHIMOTO et al., 2004). Além do mais, embora a pressão intrapulpar reduza a velocidade de desmineralização da dentina (ÖZOK et al., 2004) e a difusão de monômeros no sentido do tecido pulpar, essa não é completamente impedida (GERZINA e HUME, 1995).

A mesma ausência de influência da pressão intrapulpar foi verificada para o sistema Clearfil SE Bond. Embora esse resultado possa ser facilmente justificado pelo fato de que, pela pequena agressividade, esse sistema não dissolve completamente a smear layer e mantém a smear plug bloqueando a abertura dos túbulos dentinários (TAY e PASHLEY, 2001), ele é contrário aos obtidos por Sengun et al. (2003) onde efeito negativo da simulação de pressão intrapulpar sobre a resistência de união de um sistema autocondicionante foi verificada. Por outro lado, esse resultado está de acordo com o estudo de Moll et al. (2005), no qual, a resistência de união do sistema Clearfil SE Bond não foi reduzida, mesmo na presença de alta pressão intrapulpar (30 cm de água). Além do mais, a condição de hidratação da smear layer mantida sobre o substrato dentinário quando da aplicação do sistema Clearfil SE Bond parece não influenciar as propriedades mecânicas de dureza e módulo de elasticidade da camada híbrida produzida, não sendo o mesmo verdadeiro para o sistema Single Bond (SCHULZE et al., 2005). Isso, associado ao fato de que alterações morfológicas da dentina que favorecem o maior afluxo de fluido para a superfície não são produzidas por sistemas autocondicionantes de pequena agressividade, justificam a ausência de influência da pressão intrapulpar para o sistema Clearfil SE Bond observada no presente estudo.

Uma vez que a perfusão dentinária, a pressão intrapulpar e as características morfológicas da dentina são fatores intimamente relacionados e diretamente envolvidos na adesão a esse substrato, é importante sua análise conjunta. No

presente estudo, modificação do efeito da pressão intrapulpar foi observada em função da profundidade em dentina.

Um fator que pode reduzir a resistência de união à dentina é sua profundidade (PRATI et al., 1995; BURROW et al., 1994; LELOUP et al., 2001). A resistência de união à dentina profunda tem sido constantemente descrita na literatura como sendo inferior à produzida em dentina superficial (YOSHIKAWA et al., 1999; GIANNINI et al., 2001; GIANNINI et al., 2002; UCEDA-GÓMEZ et al., 2003; SATTABANASUK et al., 2004; YANG et al., 2006). Menores valores de resistência de união foram obtidos no presente estudo para ambos os sistemas adesivos quando aplicados à dentina profunda. Entretanto, essa redução atingiu valores significantes apenas quando o sistema Single Bond foi utilizado na presença de pressão intrapulpar, quer seja *in vitro* ou *in vivo*. Esses resultados claramente demonstram o sinergismo existente entre a morfologia do substrato e o conteúdo de água perfundido para a superfície, o qual é significantemente maior quando a pressão intrapulpar é positiva, além da ausência de uniformidade da permeabilidade dentinária, a qual apresenta variação regional (PASHLEY et al., 1987; PASHLEY, 2002).

Nas fotomicrografias das interfaces produzidas com o sistema Single Bond, pôde ser claramente visualizado em alguns espécimes, que o comprimento dos tags de resina formados na dentina profunda foi menor quando comparado ao comprimento dos tags formados na dentina superficial (Figuras 14B, 14C, 15B e 15C). Entretanto, embora existam evidências científicas de que a camada híbrida produzida em dentina profunda seja mais espessa do que a produzida em dentina superficial (YOSHIYAMA et al., 1995; WANG et al., 2006), isso não foi claramente verificado no presente estudo. Uma vez que em dentina profunda a principal estrutura responsável pela retenção micromecânica de resinas à esse substrato é

representada pela infiltração monomérica nos túbulos dentinários, em contraste à dentina superficial, onde a principal estrutura é a camada híbrida, pode ser especulado que o desempenho adesivo inferior do sistema Single Bond em dentina profunda seja resultado da maior dificuldade de difusão e conversão de monômeros resinosos na presença excessiva de água (JACOBSEN e SÄDERHOLM, 1995), especialmente quando pressão intrapulpar foi mantida. Da mesma forma, nessas regiões, a evaporação adequada dos solventes fica comprometida devido ao aumento da proporção monômero/água e consequente redução do vapor de pressão da água (CARVALHO et al., 2003; YIU et al., 2005).

Para o sistema autocondicionante, entretanto, ausência de influência significativa da profundidade em dentina foi observada no presente estudo, assim como em outros estudos (PEREIRA et al., 1999; YOSHIKAWA et al., 1999; GIANNINI et al., 2001; TOLEDANO et al., 2003). Devido a sua pequena agressividade, o sistema Clearfil SE Bond é incapaz de remover completamente a smear layer, promovendo apenas sua dissolução parcial e mantendo a entrada dos túbulos dentinários bloqueada pela smear plug (TAY e PASHLEY, 2001). Alguns sistemas autocondicionantes, porém, devido ao seu baixo pH e consequentemente, alta capacidade de dissolução da smear layer e desmineralização da superfície de dentina subjacente, podem sofrer influência da profundidade em dentina da mesma forma do que os sistemas convencionais (GIANNINI et al., 2002). Entretanto, a tendência a menores valores de resistência de união obtidos nesse estudo quando o sistema Clearfil SE Bond foi aplicado à dentina profunda encontra respaldo no menor conteúdo mineral, tanto em concentração como em quantidade de dentina sólida (GIANNINI et al., 2002) disponível para a reação química. Como descrito anteriormente, sistemas autocondicionantes podem apresentar um componente químico de união à dentina (YOSHIDA et al., 2004), o qual contribui para a retenção

desses materiais e sua resistência à degradação hidrolítica em longo prazo. Resultados inferiores de resistência de união após a aplicação do sistema Clearfil SE Bond em dentina profunda têm sido demonstrados (SATTABANASUK et al., 2004), assim como para outros sistemas autocondicionantes (GIANNINI et al., 2001).

Embora exudação de fluido dentinário ocorra mesmo na presença da smear layer (ITTHAGARUN e TAY, 2000; HASHIMOTO et al., 2004; KERDVONGBUNDIT et al., 2004), essa estrutura oferece até 86% de resistência à permeabilidade dentinária (PASHLEY et al., 1978). O condicionamento ácido da dentina com ácidos inorgânicos fortes como o fosfórico, resulta na completa remoção da *smear layer* e smear plugs, expondo túbulos dentinários alargados em função da dissolução da dentina peritubular (GORACCI et al., 1994). Dessa forma, o afluxo de fluido do interior desses túbulos para a superfície é consideravelmente aumentado (HASHIMOTO et al., 2004). Essa movimentação centrífuga impulsiona pela pressão pulpar, dificulta a penetração de corantes (VONGSAVAN et al., 2000) e conseqüentemente, poderia limitar a infiltração de monômeros resinosos. Associado a esse fato, a hipertonicidade dos agentes condicionadores impulsiona a movimentação do fluido tubular também em direção à superfície. Entretanto, contaminação da superfície de dentina por fluido proveniente dos túbulos dentinários é muito mais evidente quando a pressão pulpar é mantida positiva (ITTHAGARUN e TAY, 2000).

A utilização de agentes anestésicos locais contendo vasoconstritores reduz a pressão do tecido pulpar próximo a zero. Segundo Kim et al. (1984) quando injetado via infiltrativa, o anestésico local com vasoconstritor reduz o fluxo sanguíneo pulpar em 72%. Exsudação mínima nesse caso, é observada apenas nas regiões sobre os cornos pulpares, embora em volume bastante inferior ao observado para as mesmas regiões quando pressão intrapulpar positiva está presente (ITTHAGARUN et TAY,

2002). Isso ocorre não apenas pela ausência de vasoconstrição, mas também pelo fato de que anestésicos locais sem vasoconstritores apresentam efeito vasodilatador (KIM, 1986; MALAMED, 2005), o que, associado ao alargamento da entrada dos túbulos e hipertonicidade do agente condicionador, resulta em maior exudação dentinária.

Uma vez que a camada híbrida é formada na dentina intertubular, e considerando o modelo proposto por Pashley et al. (1995), a contribuição dessa estrutura na retenção à dentina diminui a medida que a interface adesiva distancia-se da junção amelo-dentinária. Devido a maior densidade e diâmetro tubular existente na dentina profunda (GARBEROGLIO e BRÄNNSTRÖM, 1976; MARSHALL et al., 1997) a área de dentina sólida disponível para a formação da camada híbrida é reduzida enquanto que a quantidade de água é aumentada (20% em volume). Em contraste, a dentina superficial é rica em dentina intertubular e apresenta um conteúdo aquoso de apenas 1% (PASHLEY, 2002). Segundo Giannini et al. (2001) a área de dentina sólida corresponde a 94% da área total da dentina superficial, enquanto em dentina profunda, corresponde a apenas 45%. Além do mais, enquanto o conteúdo líquido da dentina mineralizada é em torno de 30% de seu volume, o da dentina desmineralizada aumenta para 70%, uma vez que todos os espaços criados pela remoção mineral é preenchido por água (PASHLEY et al., 1991).

Considerando que o excesso de umidade interfere negativamente com o processo de adesão, a dentina profunda representa um grande desafio à obtenção de interfaces adesivas de alta qualidade, capazes de promover um vedamento adequado dos túbulos dentinários (OZÖK et al., 2004) e resistirem a degradação hidrolítica e enzimática imposta pelo envelhecimento na cavidade bucal. Nesse sentido, a utilização de um sistema autocondicionante de pequena agressividade como o Clearfil SE Bond, seria uma alternativa a ser considerada.

Maior resistência à infiltração monomérica na dentina desmineralizada é observada na presença de pressão intrapulpar, resultando em sua impregnação incompleta (PIOCH et al., 2001). Embora camadas híbridas mais espessas sejam formadas na dentina profunda comparadas as formadas na dentina superficial (YOSHIYAMA et al., 1995; WANG et al., 2006), as mesmas apresentam sua integridade comprometida com aumento acentuado do número de porosidades e distribuição heterogênea de monômeros hidrofílicos e hidrofóbicos (WANG et al., 2006). O fenômeno de separação de fases tem sido demonstrado para vários sistemas adesivos, incluindo sistemas autocondicionantes. O monômero resinoso 2-hidroxietil metacrilato (HEMA) é um componente primário de muitos sistemas adesivos, o qual reduz drasticamente a pressão de vapor da água devido a redução de sua fração molar (SPENCER e WANG, 2002; CARVALHO et al., 2003; YIU et al., 2005). Dessa forma, regiões estritamente hidrofílicas são formadas na dentina desmineralizada, as quais não podem ser infiltradas por monômeros hidrofóbicos, resultando na separação física do agente adesivo em fases distintas, hidrofílica e hidrofóbica (ELIADES et al., 2001; SPENCER e WANG, 2002). Esse fenômeno tem sido particularmente evidenciado para o sistema Single Bond (SPENCER e WANG, 2002; WANG e SPENCER, 2003).

Também, além de favorecer a separação monomérica em fases, o excesso de umidade interfere negativamente no processo de polimerização dos monômeros resinosos (JACOBSEN e SÄDERHOLM, 1995) e induz a ocorrência do fenômeno de supermolhamento (*overwet phenomenon*) (TAY et al., 1996). Todos esses eventos justificam a redução dos valores de resistência de união observados para o sistema Single Bond quando aplicado em dentina profunda, especialmente quando pressão intrapulpar, fisiológica ou simulada, estava presente.

Desta forma, todas as hipóteses inicialmente propostas foram parcialmente rejeitadas. Em linhas gerais, apenas o sistema Single Bond foi influenciado pela pressão intrapulpar quando os dados foram estratificados quanto a profundidade em dentina. Adesão à dentina profunda foi prejudicial ao desempenho adesivo desse sistema. Nesse sentido, a utilização clínica de anestésicos locais com vasoconstritores, embora não elimine, pode reduzir os efeitos indesejáveis da contaminação da parede pulpar cavitária com fluido dentinário. Da mesma maneira, apenas esse sistema foi influenciado pela aplicação *in vivo* ou *in vitro*, com melhores resultados obtidos na última condição. Conseqüentemente, estudos laboratoriais poderiam superestimar o desempenho adesivo de sistemas de adesão à dentina que sejam mais sensíveis à técnica de aplicação.

A utilização de sistemas adesivos autocondicionantes de pequena agressividade pode ser mais apropriada em cavidades onde a área de dentina profunda é predominante. Da mesma forma, o emprego da técnica úmida para sistemas convencionais contemporâneos poderia ser reconsiderado, uma vez que nessa situação, a quantidade de umidade intrínseca do substrato poderia ser suficiente para garantir a manutenção dos espaços interfibrilares ou mesmo a reexpansão das fibrilas de colágeno, caso secagem excessiva da dentina fosse inadvertidamente realizada. Entretanto, as propriedades mecânicas desses materiais não devem ser desvinculadas das suas propriedades biológicas, particularmente quando aplicados em dentina profunda.

Conclusão



7 Conclusão

Os resultados obtidos a partir da metodologia empregada permitiram concluir que:

1. Quando aplicados in vivo, o desempenho adesivo dos agentes de união Single Bond e Clearfil SE Bond, foi comparável, enquanto que, quando aplicados in vitro, o desempenho adesivo do sistema Single Bond foi superior ao do sistema Clearfil SE Bond, independente da presença ou não de pressão intrapulpar;

2. Para o sistema Single Bond, valores superiores de resistência de união foram obtidos in vitro, independente da presença ou não de pressão intrapulpar;

3. O sistema Clearfil SE Bond não foi influenciado pela presença de pressão intrapulpar ou condição de aplicação, ou seja, desempenho adesivo comparável foi observado in vitro e in vivo.

4. Embora tenha sido observada uma tendência a menores valores de resistência de união para ambos os sistemas quando aplicados em dentina profunda quando comparados aos valores obtidos à dentina superficial, essa diferença foi estatisticamente significativa apenas para os grupos onde o sistema Single Bond foi aplicado sob pressão intrapulpar, quer seja fisiológica ou simulada.

Referências



8 Referências[▮]

1. AUGUSTIN, C. et al. Perfusing dentine with horse serum or physiologic saline: its effect on adhesion of dentine bonding agents. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.25, n.8, p.596-602, Aug. 1998.
2. BEECH, D.R.; TYAS, M.J., SOLOMON, A. Bond strength of restorative materials to human dentin: influence of post-extraction time. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.7, n.1, p.15-17, Jan. 1991.
3. BURROW, M.F. et al. The influence of age and depth of dentin on bonding. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.10, n.4, p.241-246, Jul. 1994.
4. CARVALHO, R.M. et al. *In vitro* study on the dimensional changes of human dentine after demineralization. **Arch. Oral Biol.**, Oxford, v.41, p.369-377, 1996.
5. CARVALHO, R.M. et al. Effects of HEMA/solvent combinations on bond strength to dentin. **J. Dent. Res.**, Chicago, v.82, n.8, p.597- 601, Aug. 2003.
6. CIUCCHI, B. et al. Dentinal fluid dynamics in human teeth, in vivo. **J. Endod.**, Baltimore, v.21, n .4, p.191-194, Apr. 1995.
7. DAI, X.F.; TEN CATE, A.R.; LIMEBACK, H. The extent and distribution of intratubular collagen fibrils in human dentine. **Arch. Oral Biol.**, Oxford, v.36, n.10, p.775-778, Oct. 1991.
8. DE MUNCK, J. et al. Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. **J. Dent. Res.**, Chicago, v.82, n.2, p.136-140, Feb. 2003.
9. DONMEZ, N. et al. Ultrastructural correlates of *in vivo*/*in vitro* bond degradation in self-etch adhesives. **J. Dent. Res.**, Chicago, v.84, n.4, p.355-359, Apr. 2005.

[▮] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. NBR 6023: informação e documentação – referências – elaboração. Rio de Janeiro, 2002. 24p.

10. ELIADES, G.; VOUGIOUKLAKIS, G.; PALAGHIAS, G. Heterogeneous distribution of single bottle adhesive monomers in the resin-dentin interdiffusion zone. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.17, n.4, p.277-283, July. 2001.
11. FERRARI, M. The micromorphologic relationship between resin and dentin in Class V restorations: An in vivo and in vitro investigation. **Quintessence Int.**, Berlin, v.25, n.12, p.621-625, Dec. 1994.
12. FERRARI, M.; CAGIDIACO, M.C.; MASON, P.N. Micromorphologic relationship between resin and dentin in Class II restorations: An in vivo and in vitro investigation by scanning electron microscopy. **Quintessence Int.**, Berlin, n.25, n.12, p.861-866, Dec. 1994.
13. FINGER, W.J. Dentin bonding agents. Relevance of in vitro investigations. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v.1, spec. iss., p.184-188, Sept. 1988.
14. FINGER, W.J.; BALKENHOL, M. Practitioner variability effects on dentin bonding with an acetone-based one-bottle adhesive. **J. Adhes. Dent.**, New Malden, v.1, n.4, p.311-314, Winter 1999.
15. GARBEROGLIO, R.; BRÄNNSTRÖM, M. Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. **Arch. Oral Biol.**, Oxford, v.21, n.6, p.355-362, June 1976.
16. GERNHARDT, C.R.; SCHALLER, H.; KIELBASSA, A.M. The influence of human plasma used for dentin perfusion on tensile bond strength of different light-curing materials. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v.18, n.5, p.318-322, Oct. 2005.
17. GERZINA, T.M.; HUME, W.R. Effect of hydrostatic pressure on the diffusion of monomers through dentin *in vitro*. **J. Dent. Res.**, Chicago, v.74, n.1, p.369-373, Jan. 1995.
18. GIANNINI, M. et al. The influence of tubule density and area of solid dentin on

- bond strength of two adhesive systems to dentin. **J. Adhes. Dent.**, New Malden, v.3, n.4, p.315-324, Winter 2001.
19. GIANNINI, M.; REIS, A.F.; ARRAIS, C.A.G. Efeito da profundidade dentinária na resistência à tração de um sistema adesivo autocondicionante. **RPG Rev. Pós Grad.**, São Paulo, v.9, n.1, p.43-50, jan./mar. 2002.
20. GORACCI, G. et al. In vivo and in vitro analysis of a bonding agent. **Quintessence Int.**, Berlin, v.25, n.12, p.627-635, Dec. 1994.
21. HANNIG, M.; FRIEDRICHS, C. Comparative *in vivo* and *in vitro* investigation of interfacial bond variability. **Oper. Dent.**, Seattle, v.26, n.1, p.3-11, Jan. 2001.
22. HASHIMOTO, M. et al. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1-3 years. **J. Dent. Res.**, Chicago, v.79, n.6, p.1385-1391, Jun. 2000a.
23. HASHIMOTO, M. et al. The effect of hybrid layer thickness on bond strength: demineralized dentin zone of the hybrid layer. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.16, n.6, p.406-411, Nov. 2000b.
24. HASHIMOTO, M. et al. Fluid movement across the resin-dentin interface during and after bonding. **J. Dent. Res.**, Chicago, v.83, n.11, p.843-848, Nov. 2004.
25. ITTHAGARUN, A.; TAY, F.R. Self-contamination of deep dentin by dentin fluid. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v.13, n.4, p.195-200, Aug. 2000.
26. JACOBSEN, T.; SÖDERHOLM, K.J. Some effects of water on dentin bonding. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.11, n.2, p.132-136, Mar. 1995.
27. KERDVONGBUNDIT, V. et al. The use of the replica technique to record fluid emerging from exposed dentine. **Arch. Oral Biol.**, Oxford, v.49, n.8, p.613-619, Aug. 2004.
28. KIM, S. Ligamental injection: a physiological explanation of its efficacy. **J.**

- Endod.**, Chicago, v.12, n.10, p.486-491, Oct. 1986.
29. KIM, S. et al. Effect of local anesthetics on pulpal blood flow in dogs. **J. Dent. Res.**, Chicago, v.63, n.5, p.650-652, May 1984.
30. KIMURA, S.; SHIMIZU, T. FUJII, B. Influence of dentin on bonding of composite resin. Part 1: Effect of fresh dentin and storage conditions. **Dent. Mater. J.**, Tokyo, v.4, n.1, p.68-80, June 1985.
31. LELOUP, G. et al. Meta-analytical review of factors involved in dentin adherence. **J. Dent. Res.**, Chicago, v.80, n.7, p.1605-1614, July 2001.
32. MALAMED, S.F. **Manual de anestesia local**. 5^a ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2005. p.398.
33. MARSHALL, G. et al. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. **J. Dent.**, Bristol, v.25, n.6, p.441-458, Nov. 1997.
34. MASON, P.N. et al. Shear bond strength of four dentinal adhesives applied *in vivo* and *in vitro*. **J. Dent.**, Bristol, v.24, n.3, p.217-222, May 1996.
35. MIRANDA, W.G. et al. Influence of postextraction substrate aging on the microtensile bond strength of a dental adhesive system. **J. Adhes. Dent.**, New Malden, v.7, n.3, p.193-196, Autumn 2005.
36. MOLL, K.; HALLER, B. Effect of intrinsic and extrinsic moisture on bond strength to dentine. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.27, n.2, p.149-164, Feb. 2000.
37. MOLL, K.; PARK, H.J.; HALLER, B. Effect of simulated pulpal pressure on dentin bond strength of self-etching bonding systems. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v.18, n.5, p.335-339, Oct. 2005.
38. NAKABAYASHI, N. et al. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into substrates. **J. Biomed. Mater. Res.**, Hoboken, v.16, n.3, p.265-

273, May 1982.

39. NAKAJIMA, M. et al. Dimensional changes and ultimate tensile strengths of wet decalcified dentin applied with one-bottle adhesives. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.18, n.8, p.603-608, Dec. 2002.
40. NAKAMICHI, I.; IWAKU, M.; FUSAYAMA, T. Bovine teeth as possible substitute in the adhesion test. **J. Dent. Res.**, Chicago, v.62, n.10, p.1076-1081, Oct. 1983.
41. NIKAIDO, T. et al. Effect of pulpal pressure on adhesion of resin composite to dentin: bovine serum versus saline. **Quintessence Int.**, Berlin, v.26, n.3, p.221-226, Mar. 1995.
42. OLIVEIRA, S.S.A. et al. The effect of a self-etching primer on the continuous demineralization of dentin. **Eur. J. Oral. Sci.**, Copenhagen, v.112, n.4, p.376-383, Aug. 2004.
43. OUTHWAITE, W.C.; LIVINGSTON, M.J.; PASHLEY, D.H. Effects of changes in surface area, thickness, temperature and post-extraction time on human dentine permeability. **Arch. Oral Biol.**, Oxford, v.21, n.10, p.599-603, Oct. 1976.
44. ÖZOK, A.R. et al. Effect of perfusion with water on demineralization of human dentin *in vitro*. **J. Dent. Res.**, Chicago, v.81, n.11, p.733-737, Nov. 2002.
45. ÖZOK, A.R. et al. Effect of dentin perfusion on the sealing ability and microtensile bond strengths of a total-etch versus an all-in-one adhesive. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.20, n.5, p.479-486, June 2004.
46. PASHLEY, D.H. Pulpdentin complex. IN: HARGREAVES, K.M.; GOODIS, H.E. **Seltzer and Bender's dental pulp**. Chicago: Quintessence, 2002. Cap.4, p.63-94.
47. PASHLEY, D.H. In vitro simulations of in vivo bonding conditions. **Am. J.**

- Dent.**, San Antonio, v.4, n.5, p.237-240, Oct. 1991.
48. PASHLEY, D.H.; CARVALHO, R.M. Dentine permeability and dentine adhesion. **J. Dent.**, Bristol, v.25, n.5, p.355-372, Sept. 1997.
49. PASHLEY, D.H.; TAY, F.R. Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives. Part II: etching effects on unground enamel. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.17, n.5, p.430-444, Sep. 2001.
50. PASHLEY, D.H.; LIVINGSTON, M.J.; GREENHILL, J.D. Regional resistances to fluid flow in human dentine in vitro. **Arch. Oral Biol.**, Oxford, v.23, n.9, p.807-810, Sept. 1978.
51. PASHLEY, D.H.; MICHELICH, V.; KEHL, M.S. Dentin permeability: Effects of smear layer removal. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.46, n.5, p.531-537, Nov. 1981.
52. PASHLEY, D.H. et al. The effects of acid etching on the in-vivo permeability of dentine in the dog. **Arch. Oral Biol.**, Oxford, v.28, n.7, p.555-559, July 1983.
53. PASHLEY, D.H. et al. Regional variability in dentine permeability. **Arch. Oral Biol.**, Oxford, v.32, n.7, p.519-523, July 1987.
54. PASHLEY, D.H. et al. Permeability of dentin to adhesive agents. **Quintessence Int.**, Berlin, v.24, n.9, p.618-631, Sept. 1993.
55. PASHLEY, D.H. et al. Bond strength versus dentine structure: a modelling approach. **Arch. Oral Biol.**, Oxford, v.40, n.12, p.1109-1118, Dec.1995.
56. PERDIGÃO, J. et al. Enamel bond strengths of pairs of adhesives from the same manufacturer. **Oper. Dent.**, Seattle, v.30, n.4, p.492-499, Jul./Aug. 2005.
57. PEREIRA, P.N.R. et al. Effect of intrinsic wetness and regional difference on dentin bond strength. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.15, n.1, p.46-53, Jan. 1999.

58. PIOCH, T. et al. Influence of different etching times on hybrid layer formation and tensile bond strength. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v.11, n.5, p.202-206, Oct. 1998.
59. PIOCH, T. et al. Effect of intrapulpal pressure simulation in vitro on shear bond strengths and hybrid layer formation. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v.14, n.5, p.319-323, Oct. 2001.
60. PRATI, C.; PASHELY, D.H.; MONTANARI, G. Hydrostatic intrapulpal pressure and bond strength of bonding systems. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.7, n.1, p.54-58, Jan. 1991.
61. PRATI, C. et al. Dentine permeability and bond quality as affected by new bonding systems. **J. Dent.**, Bristol, v.23, n.4, p.217-226, Aug. 1995.
62. PURK, J.H. et al. In vivo versus in vitro microtensile bond strength of axial versus gingival cavity preparation walls in Class II resin-based composite restorations. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.135, n.2, p.185-193, Feb. 2004.
63. SANO, H. et al. Microporous dentin zone beneath resin-impregnated layer. **Oper. Dent.**, Seattle, v.19, n.2, p.59-64, Mar./Apr. 1994.
64. SATTABANASUK, V.; SHIMADA, Y.; TAGAMI, J. The bond of resin to different dentin surface characteristics. **Oper. Dent.**, Seattle, v.29, n.3, p.333-341, May/June 2004.
65. SCHNEIDER, H. et al. Interaction patterns between dentin and adhesive on prepared class V cavities *in vitro* and *in vivo*. **J. Biomed. Mater. Res.**, Hoboken, v.53, n.1, p.86-92, 2000.
66. SCHULZE, K.A. et al. Effect of hydration variability on hybrid layer properties of a self-etching versus an acid-etching system. **Biomaterials**, v.26, n.9, p.1011-1018, Mar. 2005.

67. SENGUN, A.; OZTURK, B.; OZER, F. The effect of simulated intrapulpal pressure on bond strength to enamel and dentine. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.30, n.5, p.550-555, May 2003.
68. SHIRAI, K. et al. Effect of cavity configuration and aging on the bonding effectiveness of six adhesives to dentin. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.21, n.2, p.110-124, Feb. 2005.
69. SPENCER, P.; SWAFFORD, J.R. Unprotected protein at the dentin-adhesive interface. **Quintessence Int.**, Berlin, v.30, n.7, p.501-507, July 1999.
70. SPENCER, P.; WANG, Y. Adhesive phase separation at the dentin interface under wet bonding conditions. **J. Biomed. Mater. Res.**, Hoboken, v.62, n.3, p.447-456, Dec. 2002.
71. SPENCER, P.; WANG, Y., KATZ, J.L. Identification of collagen encapsulation at the dentin/adhesive interface. **J. Adhes. Dent.**, New Malden, v.6, n.2, p.91-95, Mar. 2004.
72. SUDA, H; IKEDA, H. The circulation of the pulp. IN: HARGREAVES, K.M.; GOODIS, H.E. **Seltzer and Bender's dental pulp**. Chicago: Quintessence, 2002. Cap.6, p.123-150.
73. TAO, L.; PASHLEY, D.H. Dentin perfusion effects on the shear bond strengths of bonding agents to dentin. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.5, n.3, p.181-184, May 1989.
74. TAO, L.; TAGAMI, J.; PASHLEY, D.H. Pulpal pressure and bond strengths of SuperBond and Gluma. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v.4, n.2, p.73-76, Apr. 1991.
75. TAY, F.R.; PASHLEY, D.H. Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: Depth of penetration beyond dentin smear layer. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.17, n.4, p.296-308, July 2001.

76. TAY, F.R.; GWINNETT, A.J.; WEI, S.H.Y. The overwet phenomenon: a scanning electron microscopic study of surface moisture in the acid-conditioned, resin-dentin interface. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v.9, n.3, p.109-114, June 1996.
77. TAY, F.R.; GWINNETT, J.A.; WEI, S.H.Y. Micromorphological spectrum of acid-conditioned dentin following the application of a water based adhesive. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.14, n.5, p.329-338, Sept. 1998.
78. TOLEDANO, M et al. Microtensile bond strength of several adhesive systems to different dentin depths. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v.16, n.5, p.292-298, Oct. 2003
79. UCEDA-GÓMEZ, N. et al. Effect of sodium hypochlorite on the bond strength of an adhesive system to superficial and deep dentin. **J. Appl. Oral Sci.**, Bauru, v.11, n.3, p.223-228, July/Sept. 2003.
80. VAN HASSEL, H.J. Physiology of the human dental pulp. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.**, St. Louis, v.32, n.1, p.126-134, July 1971.
81. VAN LANDUYT, K.L. et al. Bond strength of a mild self-etch adhesive with and without prior acid-etching. **J. Dent.**, Bristol, v.34, n.1, p.77-85, Jan. 2006.
82. VAN NOORT, R. Clinical relevance of laboratory studies on dental materials: strength determination – a personal view. **J. Dent.**, Bristol, v.22, suppl. 1, p.S4-S8, 1994.
83. VONGSAVAN, N.; MATTHEWS, R.W.; MATTHEWS, B. The permeability of human dentine in vitro and in vivo. **Arch. Oral Biol.**, Oxford, v.45, n.11, p.931-935, Nov. 2000.
84. WANG, Y.; SPENCER, P. Continuing etching of an all-in-one adhesive in wet dentin tubules. **J. Dent. Res.**, Chicago, v.84, n.4, p.350-354, Apr. 2005.

85. WANG, Y.; SPENCER, P. Hybridization efficiency of the adhesive/dentin interface with wet bonding. **J. Dent. Res.**, Chicago, v.82, n.2, p.141-145, Feb. 2003.
86. WANG, Y. et al. Comparison of interfacial characteristics of adhesive bonding to superficial versus deep dentine using SEM and staining techniques. **J. Dent.**, Bristol, v.34, n.1, p.26-34, Jan. 2006.
87. YANG, B. et al. Micro-tensile bond strength of three luting resins to human regional dentin. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.22, n.1, p.45-56, July 2006.
88. YIU, C.K.Y. et al. Solvent and water retention in dental adhesive blends after evaporation. **Biomaterials**, Guildford, v.26, n.34, p.6863-6872, Dec. 2005.
89. YOSHIDA, Y. et al. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. **J. Dent. Res.**, Chicago, v.83, n.6, p.454-458, June 2004.
90. YOSHIKAWA, T. et al. Effects of dentin depth and cavity configuration on bond strength. **J. Dent. Res.**, Chicago, v.78, n.4, p.898-905, Apr. 1999.
91. YOSHIYAMA, M. et al. Interfacial morphology and strength of bonds made to superficial versus deep dentin. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v.8, n.6, p.297-302, Dec. 1995.

Resumo



HEBLING, J. **Desempenho adesivo de sistemas de união à dentina aplicados in vivo e in vitro. Efeito da pressão intrapulpar e profundidade dentinária.** 2006. 155 f. Tese (Livre Docência – Área de Odontopediatria) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2006.

Resumo

O objetivo do presente estudo foi investigar a influência da pressão intrapulpar e da profundidade dentinária sobre o desempenho adesivo de dois agentes de união à dentina, Single Bond (3M ESPE, St. Paul, MN, EUA) e Clearfil SE Bond (Kuraray, Tokyo, Japão), aplicados in vitro e in vivo. Quarenta e oito pré-molares superiores hígidos foram selecionados e os pares pertencentes aos mesmos pacientes foram aleatoriamente distribuídos em 4 grupos experimentais de acordo com o sistema adesivo e a pressão intrapulpar, presente ou ausente. Dos dentes pertencentes ao mesmo par, um foi tratado in vivo e o outro in vitro. A ausência ou presença de pressão intra-pulpar foi determinada in vivo pelo uso de anestésicos locais com ou sem vasoconstritor, respectivamente. In vitro, os dentes foram mantidos sob pressão hidrostática de 15 cm de água por 24 horas. Cavidades de classe I foram preparadas e os sistemas adesivos aplicados de acordo com a recomendação dos fabricantes, seguidos da restauração incremental em resina composta. Para os dentes tratados in vitro, os mesmos procedimentos restauradores foram realizados após 6 meses de armazenagem em solução contendo timol 0,1%. Espécimes com área de secção transversal de 1 mm² foram obtidos e submetidos ao ensaio mecânico de microtração. In vivo, ambos os sistemas adesivos apresentaram desempenho adesivo comparável, enquanto in vitro, o sistema Single Bond foi superior ao sistema Clearfil SE Bond. Esse último não foi influenciado por nenhuma das variáveis estabelecidas no estudo, ou seja, aplicação in vitro ou in vitro, presença

de pressão intrapulpar e profundidade em dentina. O sistema Single Bond aplicado sob pressão intrapulpar positiva sofreu variação significativa de resistência de união em função da profundidade da dentina, ou seja, em dentina profunda seu desempenho adesivo foi significativamente inferior quando comparado a seu desempenho em dentina superficial. Em conclusão, o sistema autocondicionante foi insensível as variações de pressão intra-pulpar e aplicação in vivo ou in vitro, enquanto que o sistema convencional simplificado apresentou desempenho superior quando aplicado in vitro, sofrendo ação da pressão intra-pulpar positiva em função da profundidade em dentina tanto in vivo quanto in vitro.

Palavras-chave: Dentina, adesivos dentinários, pressão intrapulpar, tração

Abstract



HEBLING, J. **Adhesive performance of dentin bonding agents applied *in vivo* and *in vitro*. Effect of intrapulpal pressure and dentin depth.** 2006. 155 f. Tese (Livre Docência – Área de Odontopediatria) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2006.

Abstract

The purpose of this study was to evaluate the influence of intrapulpal pressure and dentin depth on bond strength of an etch-and-rinse and a self-etching bonding agent to dentin *in vitro* and *in vivo*. Twenty-four pairs of sound upper premolars were randomly divided into four groups (n=6) according to the dentin bonding agent, Single Bond (3M ESPE, St. Paul, MN, EUA) and Clearfil SE Bond (Kuraray, Tokyo, Japan), and the presence or absence of intrapulpal pressure. Each tooth of the pair from the same subject was further designated to be treated *in vivo* or *in vitro*. The intrapulpal pressure was controlled *in vivo* by the delivery of local anesthetics containing or not a vasoconstrictor. The *in vitro* intrapulpal pressure was achieved by keeping the teeth under a hydrostatic pressure (15 cm H₂O) for 24 h. Class I cavities were prepared and the dentin bonding agents applied according to the manufacturers' directions, followed by the incremental resin restoration. For the teeth treated *in vitro*, the same restorative procedures were performed after 6 month-storage in 0.1% tymol. Beams with 1 mm² cross-sectional area were prepared and microtensile tested. The dentin bonding agents produced similar bond strengths when applied *in vivo*, while Single Bond performed better *in vitro*. Only the latter was influenced by the presence of intrapulpal pressure, however this was significant only when the bond strengths were stratified according to the dentin depth. This means that in deep dentin, the adhesive performance of this bonding agent was significantly inferior compared to superficial dentin, both *in vitro* and *in vivo*. In conclusion, the

intrapulpal pressure did not influence the ability of the self-etching bonding agent to bond to dentin as well as its application *in vivo* or *in vitro*. The etch-and-rinse adhesive, on the other hand, performed better *in vitro* and was negatively influenced by the presence of intrapulpal pressure, whether physiological or simulated, when applied on deep dentin.

Keywords: Dentin, bonding agents, intrapulpal pressure, tensile

Anexos





UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA "JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA



Comitê de Ética em Pesquisa

Certificado

Certificamos que o projeto de pesquisa intitulado "**INFLUÊNCIA DA PRESSÃO INTRA-PULPAR NA RESISTÊNCIA DE UNIÃO DE SISTEMAS ADESIVOS A DENTINA**", sob o protocolo nº 02/04 e o relatório final de responsabilidade do Pesquisador (a) **JOSIMERY HEBELING**, estão de acordo com a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde/MS, de 10/10/96, tendo sido aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa-FOAr.

Certify that the research project titled "**INTRA-PULPAR PRESSURE INFLUENCE ON THE BOND STRENGTH OF ADHESIVE SYSTEMS TO DENTIN**", protocol number 02/04, and final technical report, under Dr **JOSIMERY HEBELING**, responsibility, is under the terms of Conselho Nacional de Saúde/MS resolution # 196/96, published on May 10, 1996. This research has been approved by Research Ethic Committee, FOAr-UNESP.

Araraquara, 05 de dezembro de 2005.

Profª Drª **Mirian Aparecida Onofre**
Coordenadora

Modelo para
maiores de 18 anos

Consentimento Livre e Esclarecido

Eu, _____ portador do documento n. _____, entendo que estou autorizando minha participação como voluntário(a) na pesquisa intitulada *“Influência da pressão intra-pulpar na resistência de união de dois sistemas adesivos à dentina”* tendo como pesquisador responsável a Profa. Dra. Josimeri Hebling.

Para tanto, tomo ciência de que:

01. serão utilizados nesta pesquisa os dentes que, segundo solicitação do ortodontista, deverão ser extraídos para que o tratamento ortodôntico possa ser realizado. A decisão de qual(is) dente(s) serão extraídos é de total responsabilidade do ortodontista, ficando o pesquisador responsável pela execução desta pesquisa, alheio a esta decisão;
02. a pesquisa tem o objetivo de testar alguns materiais já utilizados em consultórios odontológicos quanto a sua capacidade de aderir na superfície do dente. Para tanto, será realizada uma cavidade no dente a ser extraído, como se existisse uma cárie e o dentista fosse restaurá-lo. Imediatamente após a restauração, e realização de uma radiografia (rx), o dente será extraído;
03. a extração dos dentes e a continuidade do tratamento ortodôntico poderiam ser realizadas sem a execução do procedimento proposto nesta pesquisa. Desta forma, não serei diretamente beneficiado com minha participação. Aceitando participar desta pesquisa, estarei contribuindo com a produção de novos conhecimentos na odontologia;
04. a realização da pesquisa não implica em riscos aos participantes uma vez que os materiais a serem avaliados já são utilizados em consultório odontológico. Porém, acidentes decorrentes da anestesia e do ato da extração do dente podem acontecer, como dor, hemorragia, falta de sensibilidade na área e infecção. Porém, a ocorrência de tais problemas será minimizada com a utilização de material estéril, cuidado no momento da anestesia e remoção do dente e prescrição de analgésicos, se necessário.
05. o pesquisador se responsabilizará por qualquer problema decorrido do ato de remoção dos dentes, ficando responsável pela assistência integral necessária;

06. a extração dos dentes em questão será gratuita e não será oferecido nenhum tipo de pagamento pela doação dos dentes removidos. Os dentes removidos ficarão em posse do pesquisador responsável;
07. tenho total autonomia para cancelar minha participação na pesquisa, sem nenhuma repercussão ao atendimento nesta Faculdade;
08. o pesquisador responsável garante sigilo quanto aos dados confidenciais envolvidos na pesquisa. Fotografias eventualmente podem ser realizadas, porém a identidade do meu filho(a) será preservada;
09. posso solicitar esclarecimentos antes e durante o desenvolvimento da pesquisa, sobre os procedimentos a serem executados e tipo de material que será utilizado.

Confirmo que recebi de maneira clara todas as informações com relação a pesquisa em questão. Assim, após ter compreendido todos os riscos que por ventura possam ocorrer e os meus direitos, informo que doarei, por livre e espontânea vontade, os dentes _____ (identificar o número dos dentes) o(s) qual(is) foi(ram) recomendado(s) para extração para realização de tratamento ortodôntico.

Araraquara,

Paciente: _____ Assinatura _____

Testemunha: _____ Assinatura _____

Telefones: Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) (0xx16) 3301-6432 / 3301-6434
Pesquisador Responsável: (0xx16) 3301 6334

Modelo para crianças
menores de 18 anos

Consentimento Livre e Esclarecido

Eu, _____ portador do documento n. _____, entendo que estou autorizando a participação do meu filho(a) _____ de _____ anos, como voluntário na pesquisa intitulada *“Influência da pressão intra-pulpar na resistência de união de dois sistemas adesivos à dentina”* tendo como pesquisador responsável a Profa. Dra. Josimeri Hebling. Declaro ainda, que meu filho(a) foi consultado(a) e também concorda com sua participação.

Para tanto, tomo ciência de que:

10. serão utilizados nesta pesquisa os dentes que, segundo solicitação do ortodontista, deverão ser extraídos para que o tratamento ortodôntico possa ser realizado. A decisão de qual(is) dente(s) serão extraídos é de total responsabilidade do ortodontista, ficando o pesquisador responsável pela execução desta pesquisa, alheio a esta decisão;
11. a pesquisa tem o objetivo de testar alguns materiais já utilizados em consultórios odontológicos quanto a sua capacidade de aderir na superfície do dente. Para tanto, será realizada uma cavidade no dente a ser extraído, como se existisse uma cárie e o dentista fosse restaurá-lo. Imediatamente após a restauração, e realização de uma radiografia (rx), o dente será extraído;
12. a extração dos dentes e a continuidade do tratamento ortodôntico poderiam ser realizadas sem a execução do procedimento proposto nesta pesquisa. Desta forma, meu filho não será diretamente beneficiado com minha participação. Aceitando participar desta pesquisa, meu filho (a) e eu estaremos contribuindo com a produção de novos conhecimentos na odontologia;
13. a realização da pesquisa não implica em riscos aos participantes uma vez que os materiais a serem avaliados já são utilizados em consultório odontológico. Porém, acidentes decorrentes da anestesia e do ato da extração do dente podem acontecer, como dor, hemorragia, falta de sensibilidade na área e infecção. Porém, a ocorrência

de tais problemas será minimizada com a utilização de material estéril, cuidado no momento da anestesia e remoção do dente e prescrição de analgésicos, se necessário.

14. o pesquisador se responsabilizará por qualquer problema decorrido do ato de remoção dos dentes, ficando responsável pela assistência integral necessária;
15. a extração dos dentes em questão será gratuita e não será oferecido nenhum tipo de pagamento pela doação dos dentes removidos. Os dentes removidos ficarão em posse do pesquisador responsável;
16. como responsável pelo meu filho(a) tenho total autonomia para cancelar sua participação na pesquisa, assim como meu próprio filho(a) tem esta mesma liberdade se assim desejar, sem nenhuma repercussão ao atendimento nesta Faculdade;
17. o pesquisador responsável garante sigilo quanto aos dados confidenciais envolvidos na pesquisa. Fotografias eventualmente podem ser realizadas, porém a identidade do meu filho(a) será preservada;
18. posso solicitar esclarecimentos antes e durante o desenvolvimento da pesquisa, sobre os procedimentos a serem executados e tipo de material que será utilizado.

Confirmo que recebi de maneira clara todas as informações com relação a pesquisa em questão. Assim, após ter compreendido todos os riscos que por ventura possam ocorrer e os meus direitos, informo que doarei, por livre e espontânea vontade, os dentes _____ (identificar o número dos dentes) de meu filho(a), o(s) qual(is) foi(ram) recomendado(s) para extração para realização de tratamento ortodôntico.

Araraquara,

Responsável: _____ Assinatura _____

Paciente: _____ Assinatura _____

Telefones: Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) (0xx16) 3301-6432 / 3301-6434
Pesquisador Responsável: (0xx16) 3301 6334

Anexo D. Testes estatísticos

Tabela 1D - Testes t-Student para a comparação dos sistemas adesivos em cada condição experimental

Condição	Teste de Levene	t	gl	Sig.	Intervalo de Confiança de 95%	
					Inferior	Superior
In vivo sem pressão	0,105	1,440	50	0,156	-1,303	7,912
In vitro sem pressão	0,156	4,248	74	0,001	4,140	11,457
In vivo com pressão	0,528	0,224	59	0,824	-3,533	4,421
In vitro com pressão	0,764	2,815	51	0,007	1,541	9,199

Tabela 2D - Análise de variância a dois critérios fixos (pressão intrapulpar e aplicação in vivo ou in vitro) para os dados de resistência de união do sistema **Single Bond**

Critério	Soma dos quadrados	gl	Quadrado médio	F	Sig.	Poder do teste
Corrected Model	1229,977	3	409,992	6,033	,001	,954
PRESSÃO	7,130	1	7,130	,105	,747	,062
IN VIVO/IN VITRO	1211,750	1	1211,750	17,830	,000	,987
INTERAÇÃO	1,747	1	1,747	,026	,873	,053
Error	7611,711	112	67,962			
Total	102810,586	116				
Total Corrigido	8841,688	115				

Computed using alpha = ,05

R Quadrado = ,139 (R Quadrado ajustado = ,116)

Tabela 3D - Análise de variância a dois critérios fixos (pressão intrapulpar e aplicação in vivo ou in vitro) para os dados de resistência de união do sistema **Clearfil SE Bond**

Critério	Soma dos quadrados	gl	Quadrado médio	F	Sig.	Poder do teste
Corrected Model	192,156	3	64,052	1,254	,293	,592
PRESSÃO	167,558	1	167,558	3,279	,073	,664
IN VIVO/IN VITRO	33,944	1	33,944	,664	,417	,294
INTERAÇÃO	4,057	1	4,057	,079	,779	,064
Erro	6233,658	122	51,096			
Total	80628,247	126				
Total Corrigido	6425,814	125				

Computed using alpha = ,05

R Squared = ,56 (Adjusted R Squared = ,33)

Tabela 4D.1 - Análise de variância a um critério fixo (profundidade em dentina) para o sistema adesivo Single Bond aplicado in vivo sem pressão intrapulpar (G1)

	Soma dos quadrados	gl	Quadrado médio	F	Sig.
Entre grupos	33,347	2	16,673	,166	,848
Dentro grupos	2113,601	21	100,648		
Total	2146,948	23			

Tabela 4D.2 - Teste de Tukey para comparação aos pares dos níveis do fator profundidade em dentina para o sistema adesivo Single Bond aplicado in vivo sem pressão intrapulpar (G1)

Dentina	N	Conjunto para $\alpha = 0,05$
Superficial	11	25,835
Profunda	3	23,981
Média	10	24,329
Sig.		0,908

Tabela 5D.1 - Análise de variância a um critério fixo (profundidade em dentina) para o sistema adesivo Single Bond aplicado in vitro sem pressão intrapulpar (G2)

	Soma dos quadrados	gl	Quadrado médio	F	Sig.
Entre grupos	338,230	2	169,115	2,383	,107
Dentro grupos	2555,186	36	70,977		
Total	2893,416	38			

Tabela 5D.2 - Teste de Tukey para comparação aos pares dos níveis do fator profundidade em dentina para o sistema adesivo Single Bond aplicado in vitro sem pressão intrapulpar (G2)

Dentina	N	Conjunto para $\alpha = 0,05$
Média	18	28,330
Profunda	5	30,070
Superficial	16	34,769
Sig.		,255

Tabela 6D.1 - Análise de variância a um critério fixo (profundidade em dentina) para o sistema adesivo Clearfil SE Bond aplicado in vivo sem pressão intrapulpar (G3)

	Soma dos quadrados	gl	Quadrado médio	F	Sig.
Entre grupos	229,195	2	114,597	2,797	,080
Dentro grupos	1024,181	25	40,967		
Total	1253,375	27			

Tabela 6D.2 - Teste de Tukey para comparação aos pares dos níveis do fator profundidade em dentina para o sistema adesivo Clearfil SE Bond aplicado in vivo sem pressão intrapulpar (G3)

Dentina	N	Conjunto para $\alpha = 0,05$
Média	22	19,712
Profunda	2	24,078
Superficial	4	27,603
Sig.		,228

Tabela 7D.1 - Análise de variância a um critério fixo (profundidade em dentina) para o sistema adesivo Clearfil SE Bond aplicado in vitro sem pressão intrapulpar (G4)

	Soma dos quadrados	gl	Quadrado médio	F	Sig.
Entre grupos	71,737	2	35,869	,688	,509
Dentro grupos	1771,593	34	52,106		
Total	1843,331	36			

Tabela 7D.2 - Teste de Tukey para comparação aos pares dos níveis do fator profundidade em dentina para o sistema adesivo Clearfil SE Bond aplicado in vitro sem pressão intrapulpar (G4)

Dentina	N	Conjunto para $\alpha = 0,05$
Profunda	4	19,620
Média	8	23,295
Superficial	25	24,169
Sig.		,462

Tabela 8D.1 - Análise de variância a um critério fixo (profundidade em dentina) para o sistema adesivo Single Bond aplicado in vivo com pressão intrapulpal (G5)

	Soma dos quadrados	gl	Quadrado médio	F	Sig,
Entre grupos	271,271	2	135,636	2,997	,048
Dentro grupos	1131,345	25	45,254		
Total	1402,617	27			

Tabela 8D.2 - Teste de Tukey para comparação aos pares dos níveis do fator profundidade em dentina para o sistema adesivo Single Bond aplicado in vivo com pressão intrapulpal (G5)

Dentina	N	Conjuntos para $\alpha=0,05$	
		1	2
Profunda	3	17,974	
Média	10	23,687	23,687
Superficial	15		27,673
Sig.		,322	,568

Tabela 9D.1 - Análise de variância a um critério fixo (profundidade em dentina) para o sistema adesivo Single Bond aplicado in vitro com pressão intrapulpal (G6)

	Soma dos quadrados	gl	Quadrado médio	F	Sig,
Entre grupos	476,701	2	238,351	7,034	,004
Dentro grupos	745,493	22	33,886		
Total	1222,194	24			

Tabela 9D.2 - Teste de Tukey para comparação aos pares dos níveis do fator profundidade em dentina para o sistema adesivo Single Bond aplicado in vitro com pressão intrapulpal (G6)

Dentina	N	Conjuntos para $\alpha=0,05$	
		1	2
Profunda	3	20,100	
Superficial	9		31,430

Média	13	34,085
Sig.	1,000	,723

Tabela 10D.1 - Análise de variância a um critério fixo (profundidade em dentina) para o sistema adesivo Clearfil SE Bond aplicado in vivo com pressão intrapulpar (G7)

	Soma dos quadrados	gl	Quadrado médio	F	Sig.
Entre grupos	111,513	2	55,756	,830	,446
Dentro grupos	2016,055	30	67,202		
Total	2127,568	32			

Tabela 10D.2 - Teste de Tukey para comparação aos pares dos níveis do fator profundidade em dentina para o sistema adesivo Clearfil SE Bond aplicado in vivo com pressão intrapulpar (G7)

Dentina	N	Conjuntos para $\alpha=0,05$
Superficial	22	24,509
Média	8	25,358
Profunda	3	20,500
Sig.		,382

Tabela 11D.1 - Análise de variância a um critério fixo (profundidade em dentina) para o sistema adesivo Clearfil SE Bond aplicado in vitro com pressão intrapulpar (G8)

	Soma dos quadrados	gl	Quadrado médio	F	Sig.
Entre grupos	83,332	2	41,666	,869	,432
Dentro grupos	1198,367	25	47,935		
Total	1281,700	27			

Tabela 11D.2 - Teste de Tukey para comparação aos pares dos níveis do fator profundidade em dentina para o sistema adesivo Clearfil SE Bond aplicado in vitro com pressão intrapulpar (G8)

Dentina	N	Conjuntos para $\alpha=0,05$
Média	7	23,188
Profunda	4	25,967
Superficial	17	27,214
Sig.		,547