**ANÁLISE DA QUALIDADE DA INTERFACE
ADESIVA DENTINÁRIA PRODUZIDA POR
DIFERENTES SISTEMAS ADESIVOS,
APLICADOS *IN VIVO* E *IN VITRO***

FÁBIO SENE

Tese apresentada à
Faculdade de Odontologia
de Bauru, como parte dos
requisitos para obtenção do
título de Doutor em
Odontologia , área de
Dentística Restauradora

**BAURU
2004**

**ANÁLISE DA QUALIDADE DA INTERFACE
ADESIVA DENTINÁRIA PRODUZIDA POR
DIFERENTES SISTEMAS ADESIVOS,
APLICADOS *IN VIVO* E *IN VITRO***

FÁBIO SENE

Tese apresentada à
Faculdade de Odontologia
de Bauru, como parte dos
requisitos para obtenção do
título de Doutor em
Odontologia , área de
Dentística Restauradora

ORIENTADOR: Prof. Dr. Jose Carlos Pereira

**BAURU
2004**

Sene, Fábio

Se56a Análise da qualidade da interface adesiva dentinária produzida por diferentes sistemas adesivos, aplicados *in vivo* e *in vitro*. / Fábio Sene – Bauru, 2004
175 p. ; il. ; 30 cm

Tese. (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Bauru – USP

Orientador: Prof. Dr. José Carlos Pereira

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta tese, por processos fotocopiadores e/ou meios eletrônicos.

Assinatura do autor:

Data:

Declaro que, este trabalho foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética da Faculdade de Odontologia de Bauru – USP pelo processo 161/2002

Fábio Sene

DADOS CURRICULARES

17 de março de 1976
São Lourenço - MG

Nascimento

Filiação

Joaquim Mateus de Sene
Iolanda Ferreira Pinto Sene

1994 - 1997

Curso de Graduação em
Odontologia na Escola de
Farmácia e Odontologia de
Alfenas, Alfenas – MG

1998

Curso de Especialização em
Dentística Restauradora pela
Fundação Bauruense de
Estudos Odontológicos,
vinculada à Faculdade
de Odontologia de
Bauru - USP

1999

Curso de Pós-Graduação em
Dentística, em nível de Mestra-
do, na Faculdade de Odonto-
logia de Bauru – USP

2001

Curso de Pós-Graduação em
Dentística, em nível de Doutorado,
na Faculdade de Odonto-
logia de Bauru – USP

Associações

APCD - Associação Paulista de
Cirurgiões-Dentista
GBPD - Grupo Brasileiro de Pro-
fessores de Dentística
IADR - International Association
for Dental Research
SBPqO

DEDICATÓRIA

DEDICO ESTE TRABALHO,

Primeiramente a **DEUS**, que nos momentos mais difíceis me deu forças para superar todas as dificuldades e obstáculos e me fez, acima de tudo, crescer com estes.

À MINHA FAMÍLIA,

Meu pai **MATEUS**, minha mãe **IOLANDA**, minha irmã **TÂNIA**,

Vocês são uma bênção de DEUS, na minha vida, os verdadeiros responsáveis por isso tudo e a quem devo tudo.

Obrigado por me proporcionarem tudo isso, acreditarem em mim e, acima de tudo, obrigado por estarem sempre comigo, bem do meu lado.

“VOCES SÃO TUDO DE MAIS IMPORTANTE PRA MIM!!!”
AMO MUITO VOCES.

AO MEU ORIENTADOR PROFESSOR PEREIRA,

Que com muita maestria e sua sabedoria, seu jeito perspicaz e carinhoso, sempre me conduziu.

Que mesmo, nos momentos de grandes atribulações, me conduzia com muita paciência e que nos momentos de incertezas e dúvidas, me dava tranqüilidade, confiança e segurança.

Professor Pereira,

Mais que odontologia, aprendi com o Senhor disciplina, paciência e perseverança, acima de tudo.

Obrigado por todos os momentos onde me ensinou, acima de tudo, os valores e amor à docência e a educação.

O Senhor será sempre pra mim, um exemplo ímpar de HOMEM, PROFISSIONAL, PROFESSOR E CIENTISTA.

MUITO OBRIGADO!!!!!!

À PROFESSORA PAULLETE SPENCER,

Um exemplo de dedicação, capacidade, força de vontade e superação de todos os limites, em todos os sentidos da vida.

Que acima de tudo, com muito carinho me recebeu em sua escola e, com muito talento, entusiasmo e competência também orientou e conduziu este trabalho.

Que, juntamente com seu marido “**CHUCK**”, exemplo de alegria e bom coração, me receberam em sua casa, me deram todo apoio e assistência.

DEDICO TAMBEM A VOCES, COM MUITO CARINHO, ESTE TRABALHO.

MUITO OBRIGADO!!!!!!

AO PROFESSOR YONG WANG,

Que com muita paciência e competência, ajudou a conduzir esse trabalho e me mostrou e ensinou valores profundos de ciência, dedicação e perseverança na busca por respostas para obtenção do conhecimento.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

AO PROFESSOR RICARDO MARINS DE CARVALHO,

Que sempre me recebeu com muita atenção e paciência. Que com todo seu conhecimento e disciplina nos estimula em relação à ciência e busca pelo conhecimento e que com sua amizade, nos faz sentir que realmente temos uma pessoa especial pra contar, um Mestre..., um Professor..., um Amigo.

Rick, MUITO OBRIGADO e UM GRANDE ABRAÇO.

AO PROFESSOR JOSÉ MONDELLI,

Que com toda sua bondade e sabedoria, “broncas” e ensinamentos, me fez, certamente, uma pessoa melhor e ciente de valores humanos e de responsabilidade e amor à profissão e à docência.

MUITO OBRIGADO PROFESSOR MONDELLI !!!

AO PROFESSOR GUILHERME JANSON,

O qual com muita presteza e prontidão me ajudou na aquisição dos pacientes e que contribuiu de maneira significativa para realização deste trabalho.

PROFESSOR GUILHERME, O MEU MUITO OBRIGADO.

À DONA ELOÍSA,

A qual com seu jeito DOCE, SIMPÁTICO e ALEGRE de ser sempre me recebeu com muita atenção e carinho. E com todo seu conhecimento e esforço contribuiu na revisão deste trabalho.

Dona Eloísa,

Muito Obrigado por todos os momentos em que me recebeu em sua casa e todo jeito carinhoso e sorridente, o qual sempre se dirigiu a mim.

Agradeço, de maneira especial também a **UNIVERSITY OF MISSOURY – SCHOOL OF DENTISTRY**, de maneira particular ao Departamento de Biologia Oral, professores e assistentes (**CHARLENE, JOHN PINKSTON, BRIAN**) e em especial aos amigos e companheiros: **Professor KATZ, MARK DALLAS, SARAH DALLAS, JACK E LINDA BONWALD, JENIFER, CIELO, CLAUDIA LOPES, VLADMIR DUSEVICH, HEATHER, WANIA CASTRO, HECTOR RIOS, ERICA BENAVIDES, CHRISTOS ANGHELOPOLOUS, Dr. REEM**, que com muita umildade e bondade me receberam e acolheram, fazendo que a saudade e a distância se tornassem mais amenas e , acima de tudo me mostraram reais valores de amizade e ajuda ao próximo. **MUITO OBRIGADO A TODOS VOCES!!!!!!**

Ao meu amigo **RICARDO GAPSKI (E KELLEY)**, que me recebeu com muita bondade e atenção e que , felizmente, em um curto período de tempo, pudemos nos tornar grandes amigos. A vocês amigos Ricardo e Kelley, o meu **MUITO OBRIGADO**.

AGRADECIMENTOS

Aos professores da Disciplina de Dentística, da Faculdade de Odontologia de Bauru, da Universidade de São Paulo: ***Akira Ishiquiriama, Carlos Eduardo Francischone, Eduardo Batista Franco, João Lúcio Coradazzi, José Carlos Pereira, José Mondelli, Maria Fidela de Lima Navarro, Maria Tereza Atta Alves Bastos, Mário Honorato Silva e Souza Júnior, Rafael Francisco Lia Mondelli e Ricardo Marins de Carvalho***, pelos ensinamentos e confiança depositada em mim.

Aos funcionários da Disciplina de Dentística: ***Ângela, Heloísa, Karen, Zuleica, Nelson, Seu Dito e Júnior***

Aos professores ***César, Paulo Francischone, Paulo Amarante*** e funcionários ***Alcides, Lorisvalda e Sandrinha***, da Disciplina de Materiais Dentários e meu amigo ***Edimauro*** da Disciplina de Endodontia, da Faculdade de Odontologia de Bauru, da Universidade de São Paulo.

Aos Amigos do curso de DOUTORADO em DENTÍSTICA: ***Celiane, Daniela, Fernanda, Juan, Lawrence, Linda e Paulo Dalpino, Cláudia Piccino***, pela amizade, convívio e companheirismo durante todo esse tempo. UM FORTE ABRAÇO A TODOS.

Ao meu amigo ***LEONARDO CESAR COSTA*** que através de sua paciência ao longo de todo esse tempo de convivência e acima de tudo, amizade, desde nossa especialização em Dentística, fez e faz grande parte na constituição deste trabalho.
Muito Obrigado meu Amigo.

Aos Amigos, ***Fabiano, Diego, Anderson, Carlão, Renato***, por toda amizade durante todo esse tempo.

Aos funcionários da Pós-Graduação: ***Cleuza, Giane, Margarete, Letícia, Jéferson, Israel, Graciani***, pela atenção, boa vontade e disponibilidade demonstrada.

Ao ***Prof. Dr. José Carlos Pereira*** (Presidente da Pós-Graduação), pelo desempenho e contribuição para o desenvolvimento científico desta Instituição.

À ***Faculdade de Odontologia de Bauru***, em nome da Prof. Dra. Maria Fidela de Lima Navarro, Digníssima Diretora, por disponibilizar toda sua estrutura e recursos técnico-científicos para meu aperfeiçoamento e possibilidade de realização deste trabalho.

À ***CAPES*** (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior), pelos recursos financeiros de apoio à realização deste curso.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	xvi
LISTA DE ABREVIATURAS	xxi
RESUMO	xxvi
1. INTRODUÇÃO	2
2. REVISÃO DA LITERATURA	10
3. PROPOSIÇÃO	85
4. MATERIAL E MÉTODOS	87
5. RESULTADOS	105
6. DISCUSSÃO	131
7. CONCLUSÃO	158
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	160
APÊNDICE	172
ABSTRACT	174

LISTA DE FIGURAS

- FIGURA 1:** a. Primeiro Pré-molar hígido
b. Dente com isolamento absoluto
c. Cavidade classe I concluída

FIGURA 2: SISTEMAS ADESIVOS UTILIZADOS

- a. Single Bond (3M)
- b. Clearfil SE Bond (Kuraray)
- c. One UP Bond-F (Tokuyama)
- d. Cavidade após aplicação de um dos sistemas adesivos

FIGURA 3: a. Resina composta TPH Spectrum

- b. Primeira incremento de resina (Lingual)
- c. Segundo incremento de resina (Vestibular)
- d. Terceiro e quarto incrementos
- e. Restauração concluída com isolamento
- f. Restauração concluída sem isolamento

FIGURA 4: a. Sindesmotomia

- b. Colocação apical do extrator e luxação do dente
- c. Extração do dente
- d. Dente extraído

FIGURA 5: a. Espécime montado no dispositivo e acoplado a máquina de corte

- b. Início da secção coronária do dente
- c. Superfície coronária seccionada, deixando um remanescente bem fino de resina composta
- d. Secção da porção radicular do dente.

FIGURA 6: a. Remanescente dentário após secção, contendo a interface adesiva e uma fina camada de resina composta.

b. Remanescente fixado no stub de alumínio

c. Conjunto montado na máquina de cortes para secção longitudinal do remanescente coronário em fatias 2x2x8mm

d. Visão oclusal do remanescente seccionado

e. Secção na base do remanescente, perpendicular aos cortes iniciais

f. Espécimes obtidos após secção.

FIGURA 7: a. Espécime fixado no dispositivo de resina acrílica

b. Micrótomo de tecido duro

c. Vista da plataforma móvel do micrótomo

d. Espécime acoplado na plataforma

e. Espécime ajustado em relação a lâmina do micrótomo

FIGURA 8: : a. Início do corte do espécime

b. Fatia seccionada (5µm)

c. Captação da fatia na lâmina de vidro, com auxílio de um pincel sob lubrificação com água

d. Fatias coletadas na lâmina de vidro.

e. Conjunto das fatias após secção.

f. Fatias após 24hs de secagem

FIGURA 9: : a. Fatias já coradas com Tricromo de Goldner

b. Fatias cobertas com a lamínula de vidro, prontas para serem analisadas em MO.

FIGURA 10: : a. Lâmina montada no microscópio óptico

b. Software (Analysis), para análise das imagens

FIGURA 11: : a. Micro-Raman (JASCO NRS – 2000)

- b. Espécime submerso em Água, montado na plataforma de um microscópio óptico para coleta dos espectros Raman

FIGURA 12: a. Espécimes metalizados

- b. Microscópio Eletrônico de Varredura.

FIGURA 13: Pré-molares *In Vitro*

- a. Dente hígido
- b. Preparo da cavidade
- c. Dente após aplicação dos sistemas adesivos e restaurado.

FIGURA 14: SISTEMA SINGLE BOND

- a. *In Vitro*
- b. *In Vivo*

FIGURA 15: SISTEMA CLEARFIL SE BOND

- a. *In Vivo*
- b. *In vitro*

FIGURA 16: SISTEMA ONE UP BOND-F

- a. *In Vivo*
- b. *In Vitro*

FIGURA 17: a. Sistema Single Bond *in vitro* mostrando uma camada híbrida com espessura consistente ao longo da interface

- b. Camada híbrida espessa, porém porosa em sua extensão

FIGURA 18: a. Single Bond *in vivo* mostrando uma camada híbrida mais fina e irregular

- b. Maior aumento
- c. Região de camada híbrida mais espessa
- d. Maior aumento

- e. Camada híbrida mostrando alto grau de porosidade
- f. Camada híbrida fina e tags de resina curvos/dobrados

FIGURA 19: Sistema Clearfil SE Bond

- a. *In Vitro*
- b. *In Vivo*
- c. *In Vivo* com maior densidade de Tags
- d. *In Vivo* com maior densidade de Tags, porém mais curtos

FIGURA 20: a, b. Sistema Clearfil SE Bond *in vivo*, mostrando tags curvos

FIGURA 21: : a. Sistema OUB-F *in vivo*, mostrando uma fina camada híbrida

- b. Fotomicrografia mostrando tags em menor número, curtos e/ou curvos
- c. Tags totalmente dobrados

FIGURA 22: a. One UP Bond- F *In Vitro*

FIGURA 23: a. Fotomicrografia mostrando a separação da camada híbrida da resina composta

- b. Presença de muitos defeitos ao longo da interface

FIGURA 24: a. Espectros dos componentes inorgânicos e orgânicos da dentina e dos três sistemas adesivos utilizados.

- b. Single Bond
- c. Clearfil SE Bond
- d. One UP Bond-F
- e. Espectro dos 3 Sistemas Adesivos

FIGURA 25: O espectro Raman da interface adesiva proporcionada pelo sistema adesivo Single Bond *in vitro*

FIGURA 26: Espectro Raman da interface adesiva proporcionada pelo sistema adesivo Single Bond *in vivo*

FIGURA 27: Espectro Raman da interface adesiva proporcionada pelo sistema adesivo Clearfil SE Bond *in vitro*

FIGURA 28: espectro Raman da interface adesiva proporcionada pelo sistema adesivo Clearfil SE Bond *in vivo*

FIGURA 29: Mapeamento da interface produzida pelo sistema One Up Bond-F *in vitro*

FIGURA 30: Mapeamento da interface produzida pelo sistema One Up Bond-F *in vitro*

LISTA DE ABREVIATURAS

MEV – Microscópio / Microscopia Eletrônica de Varredura

MET - Microscópio / Microscopia Eletrônica de Transmissão

MO - Microscópio / Microscopia Óptica

μR – micro-Raman

MPa - Megapascal

s - Segundos

min - Minutos

V - Velocidade

mm /min – Milímetros por minuto

hs - Horas

μm / μ - Micrometros

R.A – Resistência adesiva

mmHg – Milímetros de mercúrio

HMDS - Hexametildissiloxano

SB – Single Bond

CSEB – Clearfil SE Bond

OUB – One UP Bond-F

mm - Milímetros

% - Por cento

°C – Graus célsius

S.A – Sistema adesivo

mm² – Milímetros quadrados

G - Grupo

N - Número

UR – Umidade relativa

cmH₂O – Centímetros de água

S.L – *Smear layer*

NaCl – Cloreto de sódio

NaOCl – Hipoclorito de sódio

NaOH – Hidróxido de sódio

HCl – Ácido clorídrico

Vol. - Volume

RESUMO

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi analisar em Microscopia Ótica (MO), Espectroscopia micro-Raman (μ R) e Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV), a interface adesiva em dentina proporcionada por três sistemas adesivos aplicados *in vivo* e *in vitro*. Na condição *in vivo*, pacientes com primeiros pré-molares superiores hígidos indicados para extração, por razões ortodônticas, foram utilizados. Cavidades classe I com 0,5mm além da junção esmalte-dentina foram realizadas, nos dentes, com broca carbide 245 em alta rotação. Foram, então aplicados três sistemas adesivos diferentes foram aplicados, de acordo com as instruções dos respectivos fabricantes: Single Bond (SB-3M), Clearfil SE Bond (CSEB-Kuraray) e One Up Bond-F (OUB-Tokuyama). Aplicados esses, as cavidades foram restauradas incrementalmente com resina composta TPH Spectrum (Dentsply). Em seguida os dentes foram extraídos e armazenados em solução de timol a 0,1%. *In Vitro*, os mesmos procedimentos foram realizados em pré-molares extraídos. Após os dentes foram levados à uma máquina de cortes e seccionados, com auxílio de um disco de corte em espécimes contendo a interface, com dimensões 2mmx2mmx6mm de comprimento, sendo 2 espécimes para cada dente. Um dos espécimes foi levado a um micrótomo de tecido duro onde fatias com espessura de 5 μ m foram obtidas e coradas com Tricromo de Goldner. As fatias foram, então, analisadas em um microscópio óptico com aumento de 100 vezes. Nesta técnica a dentina mineralizada se cora de verde, o colágeno não infiltrado de vermelho e o sistema adesivo de beje translúcido. Após o mesmo espécime foi utilizado para análise em espectroscopia micro-Raman. O espécime adjacente foi desidratado em sequência ascendente de etanol e analisado em microscopia eletrônica de varredura. Os resultados da MO para o sistema SB mostraram a presença de uma grande área corada de vermelho, indicando colágeno exposto ou não devidamente infiltrado pelo sistema adesivo para ambas as situações porém, *in vivo*, esta camada se mostrou maior. Para o sistema CSEB esta camada se corou de roxa, consistente ao longo de toda interface, indicando também a presença de colágeno disponível para reação com o corante, para ambas as situações. Para o sistema OUB esta camada também se corou de roxa, porém *in vivo* esta se mostrou mais fina e irregular que *in vitro*. Em MEV o sistema SB apresentou uma camada híbrida granular e porosa para ambas as situações. *In vitro* esta se mostrou mais espessa e regular ao longo da interface ao contrário da condição *in vivo*. Grandes diferenças foram observadas em relação aos *tags* de resina, onde *in vivo*, se apresentaram mais finos e curtos. Para o sistema CSEB a camada híbrida se mostrou mais fina quando comparada ao sistema SB porém, mais homogênea e compacta ao longo da interface para ambas as situações. Grandes diferenças foram observadas em relação aos *tags* de resina onde *in*

vivo foram significativamente em menor número, curtos e finos. Para o sistema OUB *in vitro* a camada híbrida se apresentou fina porém, homogênea em sua extensão com a presença de longos *tags*. *In vivo* a camada híbrida se apresentou bastante fina e até difícil de se detectar. O *tags* se apresentaram quase inexistentes ou muito dobrados devido à pobre polimerização desse sistema. As análises em μ R para o sistema SB mostraram uma maior contribuição do sistema adesivo nos dois primeiros micrometros da interface, ao passo que, no restante da mesma, houve pouca contribuição dos monômeros adesivos na proteção do colágeno. Para o sistema CSEB a interface se mostrou bastante fina ($1\mu\text{m}$), para ambas as condições, porém com contribuição, no complexo hibridizado, dos componentes adesivos, colágeno e mineral. Para o sistema OUB *in vitro*, os espectros também indicaram a presença de uma interface fina, em torno de $1\mu\text{m}$, mas também com contribuição dos componentes adesivos, colágeno e mineral. *In vivo*, esta não pôde ser detectada pelo Raman por ser inexistente ou ser mais fina que a resolução do Raman ($1\mu\text{m}$). Realizada as análises da interface em ambas condições experimentais, com os diferentes sistemas adesivos utilizados, conclui-se que: a condição *in vivo* proporcionou uma interface de menor qualidade para todos os sistemas. O sistema CSEB aparentemente proporcionou uma melhor qualidade de interface e o sistema OUB a pior. O uso dessas três técnicas integradas permitiu uma análise completa, qualitativa e quantitativa da interface adesiva produzida por esses três sistemas, em ambas as condições testadas.

INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO:

O conceito de adesão à dentina é assunto de estudo e curiosidade há mais de 40 anos. KRAMER; McLEAN ⁴⁸(1952) discutiram a idéia de um material resinoso capaz de penetrar na dentina superficialmente desmineralizada. Logo após, BUONOCORE⁹ (1955) verificou que o condicionamento prévio do esmalte com ácido fosfórico a 85%, por 30s, melhorou significativamente a retenção adesiva nesse substrato. Em 1956, Buonocore et al.¹⁰ condicionaram a dentina com ácido clorídrico a 7% por, 1 minuto, e verificaram que a resistência adesiva de resinas acrílicas duplicou. Mas somente 20 anos após, a técnica de condicionamento ácido da dentina foi viabilizada. FUSAYAMA et al.²² (1979) introduziram a técnica de condicionamento ácido à dentina com ácido fosfórico a 40% / 1 minuto e, desde então, esse assunto se tornou algo de extremo interesse e desafio para os pesquisadores¹¹.

Avanços significativos na odontologia adesiva ocorreram nas últimas duas décadas, e mais particularmente nos sistemas adesivos, permitindo uma maior compatibilidade desses com o substrato e, conseqüentemente, uma melhor performance clínica das restaurações³⁶. Entretanto, problemas como cáries recorrentes, descoloração, infiltração marginal e sensibilidade operatória ainda não foram completamente solucionados (BOUILLAGUET et al., 2000 ⁷, FABIANELLI; KUGEL; FERRARI, 2004¹⁶, HASHIMOTO et al., 2003 ³⁶, PIOCH et al., 2003 ⁸², PLASSE et al., 2001 ⁸⁴, TAY et al., 1994 ¹¹³, TURKUN, 2003, ¹¹⁸).

Um dos grandes avanços na odontologia adesiva além do condicionamento ácido do esmalte, foi a introdução dos *primers* dentinários na intenção de melhorar a interação dos sistemas adesivos com a dentina^{11,27,57,64,119}. Embora grandes melhoras em relação à resistência adesiva tenham sido conseguidas com a utilização e aplicação desses *primers*, os sistemas adesivos não foram capazes de penetrar/selar totalmente a dentina descalcificada (BURROW; SATOH; TAGAMI, 1996 ¹¹, NAKABAYASHI; TAKARADA, 1992 ⁶⁴, SANO et al., 1996 ⁸⁸, SPENCER et al., 2000 ⁹⁷, SPENCER; SWAFFORD, 2000 ⁹⁹, WANG; SPENCER, 2002 ¹²⁴).

A introdução de sistemas adesivos mais hidrofílicos melhorou a resistência adesiva e, conseqüentemente, a aplicação dos mesmos. O apelo clínico por sistemas adesivos de aplicação mais rápida e a busca de sistemas menos sensíveis à técnica levou os fabricantes à criação de sistemas simplificados, onde o primer e o sistema adesivo foram colocados em um único frasco (Sistemas adesivos convencionais de passo único ou *Self-priming bonding*

systems), mas ainda permanecendo o condicionamento ácido prévio do substrato (BOUILLAGUET et al., 2001⁸; CEBALLOS et al., 2003¹⁴; TAY; PASHLEY, 2001¹⁰⁶; TAY; PASHLEY, 2003¹⁰⁷; TOLEDANO et al., 2003¹¹⁵; TURKUN, 2003¹¹⁸; WALSHAW; McCOMB, 1996¹²¹).

As teorias sobre adesão à dentina, relacionada aos sistemas que requerem condicionamento ácido sugerem que dois processos fundamentais sejam envolvidos: primeiro a remoção da porção mineral da dentina pelo condicionamento ácido da mesma sem causar danos à estrutura colágena e, segundo, os espaços deixados pela retirada do mineral (inorgânica) devem ser preenchidos pelo sistema adesivo. Este deve penetrar pela rede de colágeno exposto, impregnando e protegendo as fibras (BOUILLAGUET et al., 2001⁸; HANNING; REINHARDT; BOTT, 2001²⁹; HASHIMOTO et al. 2002³⁷; SPENCER; SWAFFORD, 1999⁹⁹; WALSHAL.; McCOMB, 1995¹²⁰; WALSHAW.; McCOMB, 1996¹²¹), formando o que foi denominado por Nakabayashi em 1982⁶³, Camada Híbrida, ou Zona de Interdifusão (VAN MEERBEEK¹¹⁹). Para tal, a integridade das fibras colágenas deve ser mantida, evitando-se o colapso das mesmas. Isso é garantido através da presença de uma certa quantidade de água preenchendo os espaços interfibrilares, previamente à aplicação do sistema adesivo (técnica úmida), garantindo uma disposição adequada das mesmas, mantendo esses espaços para penetração dos monômeros resinosos^{14,17,27,34,40,82,112,113,121,123}.

Idealmente, a camada híbrida representaria uma estrutura compacta e integrada de fibras colágenas e monômeros resinosos, impermeáveis aos fluidos dentinários e orais⁶². Porém, estudos *in vitro* (BOUILLAGUET et al., 2000⁷; SANO et al., 1996⁸⁸; SPENCER et al., 2000⁹⁷; SPENCER; SWAFFORD, 1999⁹⁹; WANG; SPENCER, 2002¹²⁴) e *in vivo* (HASHIMOTO et al., 2001³²; HASHIMOTO et al., 2000³³; SANO et al., 1999⁸⁹; WALSHAL.; McCOMB, 1995¹²⁰) relatam que essa situação não é alcançada. Verificaram que, na verdade, a camada híbrida é uma estrutura porosa, permeável e passível de degradação hidrolítica^{11,32,33,88,97,99,120,123,124}.

Com esses sistemas adesivos que requerem condicionamento ácido, defeitos na penetração, impregnação e polimerização dos sistemas adesivos no substrato dentinário podem ocorrer, devido a uma discrepância entre o grau de desmineralização da dentina pelo condicionamento ácido e penetração dos monômeros adesivos. Assim, criam-se defeitos e zonas de colágeno exposto, não infiltrado pelos monômeros resinosos, principalmente na base da camada híbrida^{8,11,30,32,33,35,39,40,88,94,97,99,120,124}. Esta região, consistente de fibras colágenas

não infiltradas e protegidas, são susceptíveis à penetração nanométrica de fluidos, e conseqüente degradação hidrolítica^{13,30,32,33,36,40,71,78,82,88,94,97,99,120}, comprometendo toda a integridade do procedimento restaurador, principalmente se considerado a longo prazo^{2,11,13,26,27,32,33,36,39,37,40,44,51,60,71,89,94,101,116}. Segundo SANO et al.⁸⁸ (1995), esses defeitos/porosidades podem ser criados durante a infiltração e/ou polimerização dos monômeros resinosos, contração de polimerização da resina adesiva ou devido à extração de monômeros hidrofílicos não adequadamente polimerizados. A degradação da interface adesiva, seja dos monômeros resinosos ou alterações no colágeno, tem sido observada em estudos de durabilidade *in vivo* (HASHIMOTO et al., 2001³², HASHIMOTO et al., 2000³³, SANO et al., 1999⁸⁹, TAY et al., 2000¹¹¹) e *in vitro* (ARMSTRONG et al., 2003², BURROW; SATOH; TAGAMI, 1996¹¹, HASHIMOTO et al., 2002³⁴, HASHIMOTO et al., 2003³⁶, HASHIMOTO et al., 2002³⁷, HASHIMOTO et al., 2003³⁸, HASHIMOTO et al., 2003³⁹, HASHIMOTO et al., 2002⁴⁰, KATO; NAKABAYASHI, 1998⁴⁴, SANO et al., 1996⁸⁸, SHONO et al., 1999⁹⁴). Sendo assim, deve-se considerar que a longevidade das restaurações adesivas é dependente desse fator⁸².

A qualidade da interface adesiva e uniformidade da penetração e impregnação dos monômeros resinosos, em toda sua extensão, são fatores importantes, para o mecanismo de adesão e estabilidade da mesma^{1,27,31,56,59,60,63,64,88,97,99,114,118,123,124}. Uma adequada penetração e proteção das fibras colágenas pelo sistema adesivo e integração micromecânica entre os monômeros resinosos e as fibras colágenas da dentina desmineralizada, são fatores de essencial importância para a criação de uma camada híbrida adequada (MIYAZAKI et al., 2003⁵⁶, SPENCER et al., 2000⁹⁷, SPENCER; SWAFFORD, 1999⁹⁹, WALSHAW; McCOMB, 1996¹²¹, WANG; SPENCER, 2002¹²⁴). WALSHAW; McCOMB¹²⁰ verificaram grandes variações no grau de interdifusão e interação de sistemas adesivos aplicados *in vivo*. Observaram a presença de microespaços nas fibras colágenas nas áreas ao longo da interface adesiva, além de regiões não penetradas pelos monômeros resinosos, principalmente nas regiões mais profundas da camada híbrida, fatores esses que podem significar sítios potenciais de falência adesiva e microinfiltração ao longo do tempo.

Não só a infiltração dos monômeros resinosos deve ser considerada relevante para uma adesão eficiente, mas também as características intrínsecas de cada sistema^{68,80,87,102,103,118} e adequada polimerização dos mesmos na região hibridizada^{43,56,76,77,88,89,103}. A inadequada polimerização faz com que esses monômeros ou

pequenos oligômeros formados possam ser extraídos ou hidrolisados ao longo do tempo devido à água remanescente nos espaços interfibrilares e nanoinfiltração^{7,13,32,33,39,40,86,88,89,94,103}. A incompleta polimerização do sistema adesivo contribui para diminuição da capacidade seladora dos mesmos (BOUILLAGUET et al., 2000⁷, BOUILLAGUET et al., 2001⁸, MIYAZAKI et al., 2003⁵⁶). Esse fator corrobora para o movimento e passagem de fluidos ao longo da interface, afetando negativamente sua integridade (BOUILLAGUET et al., 2000⁷, JACOBSEN; SODERHOLM, 1995⁴³, PAUL, 1999⁷⁷, TAY; PASHLEY, 2003¹⁰⁷).

Sendo assim, na tentativa de se eliminarem esses fatores, foram introduzidos no mercado os sistemas autocondicionantes (BOUILLAGUET et al., 2002⁸, CEBALLOS et al., 2003¹⁴, KITASAKO et al., 2000⁴⁶, PASHLEY; TAY, 2001⁷⁵, TAY; PASHLEY, 2001¹⁰⁶, YOSHIAMA et al., 1998¹²⁵), os quais se baseiam na manutenção da *smear layer*. O conceito de adesão à *smear layer* não é novo, mas não encontrou sucesso até recentemente^{106,111}. O ressurgimento desses sistemas é baseado nas experiências, com pouco sucesso, das gerações anteriores que preconizavam o mesmo processo de integração com o substrato^(106,111). Esses não requerem condicionamento ácido prévio, pois os *primers* são uma mistura aquosa de monômeros ácidos, como ésteres fosfatados ou ácido carboxílico e Hema^{14,29,54,55,57,72,75,105,106,111,116}. Estes proporcionam, simultaneamente, a desmineralização superficial da dentina e infiltração dos monômeros resinosos (PASHLEY; TAY, 2001⁷⁵, TAY; PASHLEY, 2001¹⁰⁶). Sendo assim, teoricamente, não há discrepância entre o grau de desmineralização e o grau de penetração do sistema adesivo.^{8,31,41,54,55,58,59,60,76,106,117}. Este, dependendo do grau de acidez (pH) do *primer*, dissolve, modifica ou incorpora a *smear layer* (MOLL; PARK; HALLER, 2002⁶¹, PASHLEY; TAY, 2001⁷⁵, PASHLEY et al., 2002⁷⁶, TAY et al., 2000¹⁰⁵, TAY; PASHLEY, 2001¹⁰⁶, TAY et al., 2000¹¹¹). Sendo assim, o complexo hibridizado consiste em uma porção superior, referente a *smear layer* hibridizada, e uma porção inferior referente à camada híbrida real (KOIBUCHI et al., 2001⁴⁷, TANI; FINGER, 2002¹⁰³, TAY et al., 2000¹⁰⁵, TAY; PASHLEY, 2001¹⁰⁶, TAY et al., 2000¹¹¹). Isso proporciona uma camada híbrida real, embora significativamente mais fina, porém mais compacta e homogênea, alcançando, esses sistemas, consideráveis valores de resistência adesiva e bom comportamento clínico ao longo do tempo^{2,4,8,12,21,49,52,58,61,71,78,105,115,116,118,127}. O uso desses sistemas tem sido atrativo, pois são usados em dentina seca^{107,111} e, segundo relatos na literatura, são menos sensíveis à técnica de aplicação e ao substrato, quando

comparados aos sistemas convencionais (ARRAIS; GIANNINI, 2003³, BESNAULT; ATTAL, 2002⁴, BESNAULT; ATTAL, 2001⁵, TAY; PASHLEY, 2001¹⁰⁶, TAY; PASHLEY, 2003¹⁰⁷, TAY et al., 2000¹¹¹). O colapso do colágeno é evitado, pois a *smear layer* é desmineralizada e infiltrada simultaneamente pelos monômeros resinosos, polimerizados *in situ*^{105,111}. Porém, o desenvolvimento desses sistemas autocondicionantes, levantou a preocupação de que, se a *smear layer* criada for muito espessa, eles não teriam capacidade suficiente para penetrá-la totalmente⁴⁷, além do fato de que a acidez do *primer* pode ser tamponada pela *smear layer* e produtos da sua interação com a mesma e a dentina mineralizada subjacente. Entretanto, vários trabalhos^{3,54,69,70,72,103,105,106,111} mostraram a efetividade desses sistemas em diferentes espessuras da *smear layer*. O apelo ainda maior pela simplificação dos procedimentos adesivos levou os fabricantes novamente a buscar novos produtos, quando então, foram introduzidos os sistemas autocondicionantes de passo único (MIYAZAKI; IWASAKI; ONOSE, 2002⁵⁴, MIYAZAKI et al., 2001⁵⁵, MIYAZAKI, 2002⁵⁹) que combinam as funções de condicionador, *primer* e adesivo em um só componente, numa só aplicação¹¹⁶. São apresentados em dois frascos, que são misturados previamente às aplicações, ou em um único passo^{20,114} onde a solução final resulta em monômeros ácidos ou soluções ácidas orgânicas que, simultaneamente, condicionam a dentina subjacente e nele infiltram-se (KITASAKO et al., 2000⁴⁶, MIYAZAKI et al, 2001⁵⁵, TAY; PASHLEY, 2001¹⁰⁶, TOLEDANO et al., 2001¹¹⁶). Porém, essa simplificação levou a alterações importantes nas características intrínsecas desses materiais para sua viabilização, sendo a eficiência desses sistemas ainda controversa e duvidosa (BOUILLAGUET et al. 2001⁸, CEBALLOS et al., 2003¹⁴, MIYAZAKI et al, 2001⁵⁵, TAY; PASHLEY, 2003¹⁰⁷). Eles tornaram-se muito hidrofílicos, pois a água é um componente essencial para geração de íons de hidrogênio e ionização dos monômeros ácidos, necessários para efetiva desmineralização da *smear layer* e dentina subjacente¹⁰⁶. Portanto, muito permeáveis aos fluidos aquosos do substrato dentinário ou exterior^{107,109,114}, onde a presença de canais de água (*Water Treeing*) podem se formar no interior do sistema adesivo polimerizado, comprometendo toda interface^{1,76,108}. Embora com esses sistemas a interface adesiva seja totalmente penetrada pelos monômeros resinosos, essa se torna, devido à grande hidrofiliidade destes, uma região de alta permeabilidade à água, levando a uma rápida degradação hidrolítica da mesma, não somente a longo prazo (MOLL; PARK; HALLER, 2002⁶¹, TAY; PASHLEY, 2003¹⁰⁷, TAY et al., 2002¹⁰⁹).

Em geral, a maioria dos sistemas adesivos utilizados atualmente são consideravelmente hidrofílicos^{51,107}. Embora esse seja um aspecto importante em relação, principalmente, ao substrato dentinário, a água residual pode não ser totalmente eliminada do substrato dentinário, sendo essa mesma água residual, prejudicial à adequada polimerização do sistema adesivo (JACOBSEN;SODERHOM⁴⁹); ou ainda, pode diluir os solventes orgânicos, permitindo a formação hidrogéis altamente porosos e degradáveis (SPENCER; WANG, 2002⁹⁵, TOLEDANO et al., 2003¹¹⁵, WANG; SPENCER, 2003¹²³, YOSHIKAWA, et al., 1999¹²⁶). Esses sistemas absorvem muita água ao longo do tempo, o que pode criar um estresse considerável na interface, alterando sua integridade⁵¹.

Muitas questões ainda carecem de respostas em relação ao condicionamento ácido, sistemas adesivos, materiais e técnicas mais adequadas para se produzir uma boa interface adesiva. Vários métodos e técnicas para análise micromorfológica da interface adesiva têm sido propostos e empregados, sendo estas os mais utilizados, de acordo com a literatura:

Microscopia Eletrônica de Varredura 1,3,17,18,23,29,32,33,34,35,36,37,38,39,40,62,78,88,93,95,99,105,112,113,120,125, Microscopia Eletrônica de Transmissão 1,21,29,36,38,52,62,75,76,88,90,99,105,106,107,108,,111,113,114,115,119, Microscopia Óptica 4,44,53,73,97,99,103,112,116,123 e Microscopia Confocal 78,81,82,90. Atualmente, o emprego de Espectroscopia micro-Raman tem se destacado^{56,60,95,97,98,100,123,124}. Este é baseado na análise quantitativa e qualitativa da interface adesiva através da captação das vibrações moleculares inerentes a cada elemento. Essa técnica, devido à sua capacidade de análise do espécime sem qualquer preparação adicional que possa causar alterações dimensionais e estruturais no mesmo, tem sido utilizada para o mapeamento químico/estrutural, *in situ*, da camada híbrida. (MIYAZAKI; ONOSE; MOORE, 2002⁶⁰, SPENCER; WANG, 2002⁹⁵, SPENCER et al., 2000⁹⁷, SPENCER; WIELICZKA, 1999⁹⁸, SUZUKI; KATO; WAKUMOTO¹⁰⁰, WANG; SPENCER, 2003¹²³, WANG; SPENCER, 2002¹²⁴).

Vários fatores corroboram a alteração da resistência e interface adesiva. A maioria dos trabalhos da literatura são realizados *in vitro*, em condições laboratoriais, os quais na maioria das vezes, estão muito distantes da realidade clínica (BOUILLAGUET et al., 2001⁶, FERRARI, 1994¹⁷, MIYAZAKI et al., 1999⁵³, MIYAZAKI et al., 2002⁵⁹, PURK et al., 2004⁸⁶, TOLEDANO et al., 2001¹¹⁶, WALSHAW; McCOMB, 1996¹²¹). Fatores de muita importância como pressão pulpar^{15,28,42,79,81,92}, fator de configuração cavitária^{6,7,29,66,67,85,86,126} e *smear layer*^{69,70,72,91,105} não são considerados. Vários autores têm se utilizado de métodos

como ciclagem termo e/ou mecânica^{4,29,49,50,51,58,66,67,85,116}, câmaras de umidade^{4,5}, técnicas de perfusão^{7,25,79,80,81,92}, cavidades *in vitro*^{4,6,67,91,120}, etc, para se tentar simular as reais condições clínicas.

Embora a presença de camada híbrida tenha sido observada em vários trabalhos *in vivo*^{15,17,18,19,23,24,28,32,33,52,62,86,93,101,112,113,120}, além de vários trabalhos relatando e comparando resultados *in vitro* e *in vivo* tenham sido realizados^{17,18,23,24,28,86}, dúvidas ainda persistem sobre fatores relacionados com sua real qualidade e relação com o sistema adesivo utilizado. A qualidade da interface adesiva é fator primordial para o sucesso do tratamento restaurador⁸⁸ e, portanto é de crucial importância, a utilização de técnicas variadas e complementares para análise e avaliação da qualidade desta interface adesiva com os sistemas adesivos disponíveis⁸⁸, principalmente em situações clínicas *in vivo*.

REVISÃO DA LITERATURA

2. REVISÃO DA LITERATURA:

YOSHIMA et al.¹²⁸ (1998) avaliaram a resistência adesiva regional de 2 sistemas adesivos, em várias porções do esmalte e da dentina e, em MEV, a morfologia da interface adesiva produzida pelos mesmos. Para esse estudo, foram selecionados 12 caninos humanos hígidos que tiveram toda porção vestibular (coroa e raiz) desgastada, expondo-se uma longa superfície plana onde a porção mais coronal situava em esmalte e o restante (terço médio da coroa-ápice radicular), em dentina. Esta foi tratada com dois sistemas adesivos: CLEARFIL LINER BOND 2 (KURARAY) e FLUORO BOND (SHOFU), de acordo com os respectivos fabricantes, e foram cobertas com resina composta LITE FILL II (SHOFU), e os dentes armazenados em água 37⁰C/ 24hs. Em seguida, os dentes foram seccionados em fatias de 0,5mm de espessura, as quais foram desgastadas novamente na interface adesiva (*triming*), de maneira que a mesma ficasse em torno de 1mm². Depois, os espécimes foram submetidos ao teste de microtração a uma V=1mm/min. Espécimes adicionais foram preparados para análise, em MEV, da interface adesiva, nas diferentes regiões do dente. Os resultados mostraram:

REGIAO	VALORES DE R.A (MPA)	
	CLB 2	FB
ESMALTE	20.7 ±7.3	19.1± 6.0
DENTINA CORONAL	28.9± 5.2	30.5± 6.9
DENTINA CERVICAL	28.7± 4.7	30.0± 6.0
DENTINA RADICULAR MÉDIA	28.6± 5.5	29.3± 8.3
DENTINA RADICULAR APICAL	18.4± 6.7	22.0± 8.5

Pelas análises em MEV, em esmalte, verificou-se a presença de uma interface integrada e sem *gaps*. Em dentina, observou-se a formação de uma fina camada híbrida (1 micrometro) tanto na dentina coronal quanto na cervical e porção mediana da raiz, juntamente com a presença de *tags* longos de resina. Na região apical, verificou-se uma camada híbrida sem uma aparência definida e ausência de *tags* de resina.

GRIFFITHS; WATSON; SHERRIFF²⁵ (1999) analisaram a morfologia e a micropermeabilidade da interface adesiva produzida por diferentes sistemas. Terceiros molares foram selecionados, cavidades tipo *slot* horizontais proximais foram preparadas e diferentes sistemas adesivos foram aplicados (sendo 3 experimentais), em diferentes condições: OPTIBOND (KERR); CLEARFIL LINER BOND 2 (KURARAY), de acordo com os respectivos fabricantes; EXPERIMENTAL 1 (condicionamento ácido 15s, lavagem, aplicação do *primer* por 30 s, secagem, aplicação do sistema adesivo e fotopolimerização por 20s); EXPERIMENTAL 2 (condicionamento ácido 15s, lavagem, aplicação do *primer* por 30 s, secagem, polimerização por 20s, aplicação do sistema adesivo e fotopolimerização por 20s), EXPERIMENTAL 3a (condicionamento ácido 15s, lavagem, aplicação do *primer* por 30 s, secagem, aplicação do sistema adesivo SEM fotopolimerização); EXPERIMENTAL 3b (condicionamento ácido 15s, lavagem, aplicação ATIVA do *primer* por 30 s, secagem, aplicação do sistema adesivo SEM fotopolimerização); PERTAC UNIVERSAL BOND / ESPE (somente aplicação do sistema adesivo e polimerização por 20s). Os diferentes componentes dos sistemas adesivos foram marcados com rodamina B e amarelo lúifer. A seguir, as cavidades foram restauradas com resina composta em dois incrementos, sendo 10 dentes para cada condição. Os dentes foram, então, seccionados para análise da interface adesiva em microscopia confocal. Para aferição da micropermeabilidade, o mesmo procedimento anterior foi realizado, mas a porção radicular dos dentes foi removida, expondo-se a câmara pulpar. O remanescente pulpar foi removido e solução salina contendo rodamina foi injetada no interior da câmara por 3 hs. Após esse período, os dentes também foram seccionados para análise em microscopia confocal. Pela análise dos resultados observou-se que, embora todos os sistemas adesivos testados mostrassem boa penetração na dentina, o teste de micropermeabilidade evidenciou que nenhum deles foi capaz de selar totalmente a passagem do fluido pela interface adesiva.

TAY; PASHLEY¹⁰⁶ (2001) examinaram em MET a efetividade de 3 sistemas adesivos autocondicionantes em penetrar através da *smear layer* de diferentes espessuras e produzir uma autêntica camada híbrida na dentina subjacente. Trinta e seis terceiros molares humanos foram selecionados. Em 24 dentes, o esmalte oclusal foi removido e discos do terço médio da dentina com espessura entre 10-1,5mm foram obtidos. Metade dos discos foram abrasionados com lixa de granulação 600, e metade com lixa de granulação 60. Nos 12 dentes

restantes, uma canaleta circunferencial foi realizada em todo esmalte periférico e os dentes criofraturados, expondo-se uma superfície de dentina sem *smear layer*. Em seguida, foram aplicados três sistemas adesivos autocondicionantes diferentes: CLEARFIL SE BOND (KURARAY); PRIME BOND NT NRC (DENTSPLY) e PROMPT L POP (ESPE). Os espécimes foram preparados para análise da interface adesiva em MET. Os resultados mostraram que, com o sistema CSEB uma fina camada híbrida (0,4-0,5µm) foi criada. A *smear layer* e *smear plugs* permaneceram como parte com complexo hibridizado. No sistema PBNT NRC, a camada híbrida real foi de 1,2-2,2µm de espessura. A *smear layer* e os *smear plugs* foram completamente dissolvidos quando tratados com lixa 600, mas permaneceram como parte do complexo hibridizado quando tratadas com lixa 60. Para o sistema PLP, a camada híbrida autêntica foi de 2,5-5µm e a *smear layer* e *smear plugs* foram completamente dissolvidos em ambas as condições. Os autores classificaram esse comportamento dos sistemas autocondicionantes em LEVE (permanência da *smear layer* e *smear plug*), MODERADO (maior penetração na dentina subjacente) e AGRESSIVO (dissolução total da *smear layer* e *smear plug* e grande penetração na dentina subjacente).

PEREIRA et al.⁷⁸ (2001) verificaram a existência de correlação entre a resistência adesiva à dentina e nanoinfiltração entre um sistema adesivo convencional de frasco único e um sistema adesivo autocondicionante. Dez terceiros molares hígidos foram utilizados, em que o esmalte oclusal foi removido e a superfície dentinária exposta abrasionada com lixa de granulação 600. Seguidamente, dois sistemas adesivos foram utilizados, de acordo com cada fabricante: SINGLE BOND (3M) e CLEARFIL LINER BOND 2V (KURARAY). Foi aplicado depois, resina composta CLEARFIL APX (KURARAY), incrementalmente. Após armazenagem em água 37°C/24hs, os dentes foram seccionados em fatias de 0,7mm de espessura as quais foram desgastadas na área adesiva (*trimming*), de modo que a mesma ficasse em torno de 1,0mm². Fatias alternadas foram cobertas com esmalte de unha até 0,5mm aquém na interface e foram imersas em solução de nitrato de prata por 1 hora. As outras foram armazenadas em água por 13 horas (controle). A seguir, os espécimes foram submetidos ao teste de microtração. Os espécimes fraturados foram fixados em formalina 10% por 8 horas. Os espécimes imersos na solução de nitrato de prata foram preparados para análise em microscopia confocal. O comprimento lateral da penetração dos íons de prata foi observado e mensurado digitalmente. Em seguida, esses mesmos espécimes foram preparados

novamente para análise da espessura da camada híbrida em MEV. Os resultados dos testes de microtracão e penetração do agente traçador mostraram:

	CLB 2V água	CLB 2V AgNO ₃	SB água	SB AgNO ₃
Resistência adesiva (Mpa)	38.2± 9.4	45.7± 9.7	36.7± 11.4	43.4± 10.6
Penetração AgNO ₃ (µm)	0	48.5± 26.5	0	89.9± 23.7

Os autores verificaram não haver correlação entre resistência adesiva e nanoinfiltração.

ZHENG, L. et al.¹²⁷ (2001) avaliaram o efeito da espessura da camada de dois sistemas adesivos (SINGLE BOND – 3M e CLEAFIL LINER BOND 2V – KURARAY), na resistência adesiva à dentina. Quarenta e seis terceiros molares humanos hígidos foram selecionados nos quais a dentina foi exposta e abrasionada com papel abrasivo de granulação 800 para se criar uma *smear layer* padronizada. Em seguida, uma fita adesiva com orifício de 6mm de diâmetro foi colocada sobre a superfície dentinária para se padronizar a área e região adesiva, e os dois sistemas adesivos aplicados seguindo as recomendações de cada fabricante. A espessura dos sistemas adesivos foi determinada colocando camadas adicionais da fita adesiva. Após aplicação dos mesmos, foi inserida resina composta (CLEARFIL APX – KURARAY) a uma altura de 5mm, e os dentes armazenados em água 37⁰C/ 24 hs. Estes foram, então, seccionados em fatias com espessura aproximada de 0.7mm, e estas desgastadas na área adesiva (*trimming*), de maneira que a mesma ficasse em torno de 1.0mm². Os espécimes foram submetidos ao teste de resistência adesiva a microtração, em uma máquina de testes universal, a uma velocidade de 1.0mm/min. Os resultados mostraram:

MATERIAL	ESPESSURA DO S.A (mm)	VALORES DE R.Aµ (MPa)
SB	< 7.5	34.0±3.1
	7.5-25	34.7±2.7
	45-50	30.4±8.6
	60-85	28.7±8.3
	120-290	20.3±2.0
	300-430	11.1±4.6
	430-600	sem valores

CLB 2V	5-30	31.4±11.1
	150-260	34.0±6.1
	300-470	45.6±4.8
	500-580	48.7±10.80
	700-870	56.8±8.0
	1100-1500	57.1±7.1

Para o sistema CLB 2V, a resistência adesiva aumentou significativamente com aumento da espessura da camada adesiva. Entretanto para o sistema SB, o contrário ocorreu. Os autores concluíram que a influência da espessura da camada adesiva na resistência adesiva depende do material.

ARRAIS; GIANNINI³ (2002) avaliaram a micromorfologia e espessura da camada híbrida formada com diferentes sistemas adesivos. Dezesesseis terceiros molares humanos hígidos foram utilizados nesse estudo. Os dentes foram seccionados mesiodistalmente, obtendo-se 32 metades. Em seguida, o esmalte oclusal foi removido e a espessura da dentina remanescente padronizada em 2mm. A dentina oclusal foi abrasionada com lixa de granulação 600, e os espécimes divididos em 4 grupos de acordo com sistema adesivo utilizado: G1- SCOTCHBOND MP PLUS (3M); G2-SINGLE BOND (3M); G3- ETCH & PRIME (DEGUSSA) e G4- CLEARFIL SE BOND (KURARAY). Após aplicados os sistemas adesivos, foi aplicada resina composta Z-100 (3M). Os espécimes foram, então, armazenados em água por 24 hs. Em seguida as superfícies seccionadas dos espécimes foram preparadas para análise da interface adesiva em MEV. Os resultados revelaram que os sistemas adesivos produziram interfaces com diferentes espessuras:

MATERIAL	VALORES μm
SBMPP	7.41± 1.24
SB	5.55± 0.82
E&P	3.86± 1.17
CSEB	1.22± 0.45

A penetração dos sistemas adesivos nos túbulos dentinários e a formação da camada híbrida foram observadas em todos os sistemas, mas esta foi mais espessa nos sistemas adesivos convencionais.

TAY et al.¹¹⁴ (2002) examinaram a existência e a extensão da penetração de nitrato de prata amoniacal, para verificar a presença e o grau de nanoinfiltração em quatro sistemas adesivos autocondicionantes: IMPERVA FLUOROBOND (SHOFU); UNIFIL BOND (GC); ABF (KURARAY); AQ BOND (SUN MEDICAL) e 4 resinas à base de HEMA, como controle. Oito terceiros molares hígidos tiveram o esmalte oclusal removido, expondo-se a superfície dentinária, a qual foi abrasionada com lixa de granulação 180. Em seguida, os sistemas adesivos foram aplicados de acordo com cada fabricante, restaurados com resina composta e armazenados em água destilada 37⁰C/ 24hs. Duas fatias de 0,8mm de espessura foram obtidas de cada dente (4 fatias por sistema adesivo). Metade foi imersa em solução amoniacal de nitrato de prata e metade em água destilada (controle). Essa solução foi selecionada, pois a adição de NH₄OH da característica básica à solução (pH=9,5), para se evitar a possibilidade da dissolução de minerais (principalmente cristais de fosfato de cálcio amorfo, precipitados na interface adesiva após aplicados os sistemas autocondicionantes), pelas características ácidas da solução de nitrato de prata convencional, poderia produzir artefatos falso-positivos. Então, os espécimes foram preparados para análise da interface em MET. Como controle, 4 tipos de resina a base de HEMA, foram produzidas: 100% HEMA; 90% HEMA/10% AGUA; 75% HEMA/32% AGUA, todas polimerizadas com TBBO a 50⁰C, por 6 horas; 100% HEMA polimerizada com TBBO em temperatura ambiente por 30 minutos. Fatias foram obtidas dos espécimes e também imersas na solução traçadora para análise em MET. Os resultados mostraram que a nanoinfiltração foi presente em todos os grupos. Finas partículas isoladas de nitrato de prata e padrões reticulares do mesmo foram encontradas na camada híbrida produzida pelos três sistemas adesivos. Para o sistema de passo único (AQ BOND), grandes depósitos do agente traçador foram encontrados em toda interface adesiva. Nos grupo de HEMA, grandes quantidades de prata foram observadas, principalmente naqueles com maior quantidade de água ou polimerizados em temperatura ambiente. Os autores concluem que a nanoinfiltração encontrada nos sistemas adesivos autocondicionantes não se deve à disparidade entre desmineralização e infiltração dos monômeros resinosos, mas pela formação de hidrogéis permeáveis de Hema, que possuem porosidades, devido a presença de água, o que permite a penetração do agente traçador.

TAKAHASHI et al.¹⁰² (2002) avaliaram a relação entre as propriedades mecânicas de diferentes sistemas adesivos e a resistência adesiva proporcionada por eles. Foram utilizados 3 sistemas autocondicionantes: CLEARFIL SE BOND (KURARAY); UNIFIL BOND (GC); TOKUSO Mc BOND (TOKUYAMA); IMPERVA FLUORO BOND (SHOFU). Vinte terceiros molares hígidos foram selecionados, onde uma superfície plana de dentina foi obtida, seccionando-se o esmalte oclusal. Esta foi abrasionada com lixa de granulação 600, e os quatro sistemas adesivos foram aplicados de acordo com as recomendações de cada fabricante. Em seguida, as coroas dos dentes foram reconstruídas com resina composta (CLEARFIL APX – KURARAY) e os dentes armazenados em água 37⁰C / 24hs, para depois serem seccionados em fatias com espessuras aproximadas de 0,7mm e desgastadas na interface (*trimming*), de modo que os espécimes possuísem área seccional adesiva em torno de 1mm². Foram, então, submetidos ao teste de microtração, a uma V= 1mm/min. Após os testes, os espécimes foram observados em MEV para análise da região fraturada. Espécimes com as mesmas características e dimensões dos anteriores também foram preparados somente com o sistema adesivo, para análise das propriedades mecânicas inerentes de cada um: resistência adesiva, nanodureza e modulo de elasticidade. Os resultados dos testes de resistência adesiva mostraram não haver diferença significativa entre os sistemas adesivos:

	CSEB (MPa)	UB (MPa)	MB (MPa)	FB (MPa)
R.A Dentina	46.11± 11.27	42.67± 41.10	48.34± 10.30	52.34± 13.10
R.A Adesivos	52.69 ±15.63	53.26 ±7.52	55.10 ±7.38	62.61± 7.28

Em relação aos valores de nanodureza e módulo de elasticidade, os resultados mostraram:

ADESIVOS	Nanodureza (MPa)	M. Elasticidade (GPa)
CSEB	154.12± 8.49	4.68 ±1.07
UB	89.30 ±7.53	3.91± 0.36
MB	80.98± 13.25	3.10± 0.66
FB	127.69± 16.91	4.98 ±1.02

Os valores de resistência adesiva à dentina correlacionaram-se significativamente com a resistência adesiva inerente de cada sistema adesivo, mas não houve correlação com os valores de nanodureza e com o módulo de elasticidade de cada sistema. As observações em

MEV mostraram que a maioria das fraturas foi de natureza mista, com uma combinação de fratura adesiva e coesiva no sistema adesivo.

FINGER; TANI²⁰ (2002) investigaram o efeito da umidade relativa do ambiente na resistência adesiva ao cisalhamento à dentina, de quatro sistemas adesivos autocondicionantes. Molares humanos foram selecionados e a superfície dentinária exposta. Em seguida foi criada *smear layer*, pela abrasão desta com lixa de granulação 600, e os dentes foram submetidos a 6 condições experimentais de umidade: SECA (controle-3s secagem com ar); ÚMIDA (controle-dentina com um filme visível de água na superfície); 33% umidade relativa/ 1 hora; 50% umidade relativa/ 1 hora; 75% umidade relativa/ 1 hora e ÁGUA (100% umidade relativa/ 1 hora). Dois segundos após a remoção dos espécimes da incubadora, 4 sistemas adesivos autocondicionantes foram aplicados de acordo com as recomendações de cada fabricante: AC BOND (HARAEUS-KULZER); AB BOND (SUN MEDICAL); FLUOROBOND (SHOFU); ONE UP BOND-F (TOKUYAMA). Em seguida, um cilindro de resina composta CHARISMA, com 3,5mm de diâmetro e 2mm de altura foi construído incrementalmente e os espécimes armazenados em água 370C/ 24hs e submetidos ao teste de resistência adesiva ao cisalhamento, em uma máquina de testes, a uma V=1mm/min. Os resultados mostraram:

	VALORES DE RESISTÊNCIA ADESIVA (MPa)					
ADESIVO	SECA	UMIDA	33%	50%	75%	100%
ACB	19.9± 1.5	17.9± 2.9	18.6± 1.8	19.6 ±1.5	19.9 ±1.6	21.0± 3.0
AQB	18.9± 2.1	18.0± 3.3	15.2± 4.1	19.9± 2.8	20.0± 4.1	20.7± 3.4
FB	20.4± 3.3	17.5± 2.5	17.3± 2.1	19.5± 3.2	18.9± 3.3	18.1± 2.8
OUB F	11.5± 2.1	12.0± 2.8	9.4± 1.7	9.7± 1.9	13.1± 1.8	13.1± 2.6

Os valores de resistência adesiva em cada um dos 4 sistemas testados foram relativamente uniformes para cada condição testada, não sendo sensíveis e afetados pelo grau de umidade da dentina ou a umidade relativa do ar.

AGEE et al.¹ (2003) examinaram a causa da formação de espaços (*gaps*, hiato) entre a base da camada híbrida e a dentina mineralizada subjacente, usando dois sistemas adesivos que requeriam condicionamento ácido e dois sistemas autocondicionantes. Doze terceiros

molares foram selecionados, o esmalte oclusal foi removido, expondo-se uma superfície plana de dentina. Esta foi abrasionada com lixa de granulação 180, e os sistemas adesivos aplicados de acordo com cada fabricante, sendo dois convencionais: ONE STEP (BISCO); SINGLE BOND (3M) e dois autocondicionantes: PROMPT L POP (ESPE); ONE UP BOND-F (TOKUYAMA). Em seguida foi aplicada resina composta PROTECT LINER (KURARAY), incrementalmente e os espécimes armazenados em água destilada 37⁰C/ 24hs. Duas fatias de cada dente com 0,8mm de espessura foram obtidas, seccionando os dentes perpendicular à interface adesiva, obtendo-se 6 fatias para cada grupo. Estas foram recobertas com esmalte de unha de secagem rápida até 1mm aquém da interface. Como a região coberta continha túbulos permeáveis ao agente traçador (nitrato de prata) abaixo da camada híbrida; para se tentar evitar e prevenir esse fator os espécimes foram divididos em 2 sub-grupos para cada sistema: Desidratados (n=3), onde o esmalte foi deixado secar em ambiente por 10 minutos antes da imersão, e úmidos, onde o esmalte foi aplicado nos espécimes, secos com ar e imediatamente imersos na solução de nitrato de prata. Os espécimes foram, então, preparados para observação e análise em MET. Os resultados mostraram que nenhum *gap* típico e claro contendo grande deposição de prata, que indicasse infiltração ao longo da interface adesiva, foi detectado. Entretanto, uma suave deposição reticular foi observada na dentina intertubular mineralizada de todos os grupos. A presença desse espaço (hiato) microscópico entre a base da camada híbrida e a dentina mineralizada subjacente foi observada apenas nos espécimes desidratados, para todos sistemas adesivos. Os autores concluem que esses são artefatos criados durante o processo de desidratação dos espécimes e não, necessariamente, na interface adesiva.

MIYAZAKI et al.⁵⁵ (2001) avaliaram a resistência adesiva ao esmalte e dentina de diferentes sistemas adesivos. Cento e cinquenta incisivos bovinos tiveram a face vestibular desgastada com lixa de granulação 240, criando-se uma superfície plana de esmalte e dentina. Seguidamente, ambos os substratos foram abrasionados com lixa de granulação 600, expondo-se uma área adesiva de 4mm de diâmetro. Cinco sistemas adesivos foram aplicados: I- ONE UP BOND-F; II- REACTMER ; III- F2000 COMPOMER; IV- IMPERVA FLUOROBOND e SINGLE BOND, de acordo com os respectivos fabricantes. A área adesiva foi delimitada, com fita adesiva, em 4mm de diâmetro e um molde de teflon de 2mm de altura foi utilizado para aplicação da resina composta. Os espécimes foram, então, armazenados em

água 37⁰C/ 24hs e após submetidos ao teste de resistência adesiva ao cisalhamento em uma máquina de testes, a uma V= 1mm/min. Realizados os testes, os espécimes foram preparados para análise em MEV, da interface adesiva fraturada. Os resultados mostraram:

ADESIVO	R. A. ESMALTE (MPa)	R.A. DENTINA (MPa)
SB	21.7± 3.3	18.4 ±3.1
FB	16.8± 2.8	18.1± 4.3
OUB F	14.5± 1.8	13.8± 1.8
F2000	12.6± 2.9	13.7± 1.9
RB	12.3± 1.7	13.1± 3.1

A maioria das fraturas ocorridas em esmalte foi de natureza coesiva na resina composta ou no sistema adesivo para os sistemas OUB-F, RB, FB e SB, e adesiva para o sistema F2000. Na dentina, a maioria das fraturas foi de natureza coesiva em dentina ou na resina composta para os sistemas FB e SB, coesiva no sistema adesivo para OUB-F e RB e adesiva para o sistema F2000. Os autores comentam que, embora os diferentes sistemas adesivos produzissem diferentes espessuras de camada híbrida (0,5-1,0µm para os sistemas RB, OUB-F, F2000 e FB); 3-4µm (SB), todos os sistemas apresentaram boa adaptação à dentina e à resina composta.

ITOU et al.⁴¹ (2001) avaliaram os efeitos de diferentes tempos de aplicação de dois sistemas adesivos autocondicionantes, na adesão em esmalte e dentina. Incisivos bovinos foram utilizados e a superfície vestibular dos mesmos foi abrasionada com lixa de granulação 600, de modo a criar uma superfície de esmalte e dentina. Uma superfície de 3,8mm foi delimitada e 2 sistemas adesivos autocondicionantes foram aplicados: CLEARFIL SE BOND e UNIFIL BOND em diferentes tempos: 5s; 20s e 60s, sem agitação. Em seguida, foi aplicada resina composta a uma altura de 2mm e polimerizada. Os espécimes foram, então, armazenados em água 37⁰C/24HS. Em seguida, foram submetidos ao teste de resistência adesiva à tração, em uma máquina de testes, a uma V= 2mm/min. Espécimes adicionais foram preparados, para análise na interface adesiva em MEV. Os resultados dos testes de tração mostraram:

	CSEB esmalte (MPa)	CSEB dentina(MPa)	UB esmalte(MPa)	UB dentina(MPa)
5s	12.5 ±4.1	13.9 ±5.0	10.6± 4.1	6.9± 1.1

20s	14.3± 3.8	15.7 ±2.7	11.2± 3.1	13.5 ±4.1
60s	11.6 ±2.6	14.0 ±7.8	10.9± 4.0	13.8± 4.6

Não houve diferença significativa entre os produtos e os tempos de aplicação.

Pelas análises em MEV em esmalte, observou-se a presença de *tags* microretentivos com aparência laminar, para ambos os sistemas, em todos os tempos de aplicação, embora esses se apresentassem mais uniformes com o tempo de aplicação de 60s. Em dentina, observou-se uma fina camada híbrida (quase imperceptível), com tempo de aplicação de 5s, para ambos os sistemas. Esta se tornou mais espessa com o aumento do tempo de aplicação dos *primers* autocondicionantes. Os autores concluem que o aumento no tempo de aplicação não melhorou a resistência adesiva, mas influenciou na morfologia da interface adesiva produzida. Os autores comentam que períodos mais curtos de aplicação dos *primers* autocondicionantes devem ser evitados.

BOUILLAGUET. et al.⁸ (2001) comparam a resistência adesiva à microtração de sistemas adesivos convencionais de três passos, sistemas adesivos convencionais de passo único e sistemas adesivos autocondicionantes em dentina bovina. Trinta incisivos centrais bovinos foram utilizados, seccionados na junção cimento-esmalte, separando-se a coroa da raiz. Esta foi utilizada, sendo abrasionada com lixa de granulação 200, para se expor a superfície dentinária que foi, após, abrasionada novamente com lixa de granulação 600. Em seguida, foram aplicados diferentes sistemas adesivos: dois convencionais de 3 passos (SCOTCH BOND MULTI-PURPOSE PLUS / 3M; OPTIBOND FL / KERR); 4 convencionais de passo único (PRIME BOND NT / DENTSPLY; SINGLE BOND / 3M; EXCITE / VIVADENT e ASBA S. C. A. La Mmison DENTIRE) e 2 sistemas adesivos autocondicionantes (CLEARFIL LINER BOND 2V / KURARAY e PROMPT L POP / 3M-ESPE), aplicação essa, seguindo as recomendações de cada fabricante. Sobre os sistemas adesivos, foi aplicada a resina composta Z-100 / 3M incrementalmente. Imediatamente após, os dentes foram seccionados seriadamente no sentido cérvico-incisal em fatias de aproximadamente 0,6mm de espessura. Estas foram desgastadas na interface (*trimming*) de modo que a área seccional adesiva ficasse em torno de 1mm². Os espécimes foram, então, submetidos ao teste de microtração a uma V=1mm/min. Os resultados mostraram:

SISTEMA ADESIVO	VALORES DE R.A. (Mpa)
SBMPP	30.3 ±9.4
OB FL	22.4 ±4.3
SB	18.9± 3.2
CLB 2V	18.9± 3.0
PBNT	18.3± 6.9
ASBA	14.4±2.9
EXCITE	13.8± 3.7
PLP	9.1 ±3.3

As observações em MEV evidenciaram que 70% das fraturas foram de natureza adesiva, 20% mistas entre o sistema adesivo e a resina composta, 7,2% coesiva na resina composta e 2,8% coesiva na dentina.

PASHLEY et al.⁷⁶ (2002) verificaram a influência da aplicação de uma ou duas camadas de um sistema adesivo autocondicionante (PROMPT L POP – 3M/ESPE), na resistência adesiva à dentina e observaram também, em MET, a estrutura da interface adesiva e o grau de nanoinfiltração promovido por esse sistema. Quatorze terceiros molares hígidos foram obtidos em uma superfície dentinária profunda. Esta foi abrasionada com lixa de granulação 180, com intenção de se produzir uma *smear layer* de espessura maior. O sistema adesivo PLP foi aplicado, de acordo com o fabricante, em uma camada (G1) e duas camadas (G2) onde, após polimerizada a primeira, uma segunda foi aplicada. Os espécimes foram restaurados com resina composta Z-250, incrementalmente, e armazenados em água destilada 37°C/ 24hs, para serem ,depois, seccionados seriadamente em palitos, com área seccional adesiva em torno de 0,9mm². A seguir, foram submetidos ao teste de resistência adesiva à microtração a uma V=1mm/min. Espécimes adicionais foram preparados para análise e observação da interface adesiva em MET e outros para se avaliar o grau de nanoinfiltração, após imersos em solução de nitrato de prata amoniacal. Os resultados mostraram:

GRUPOS	Valores de R.A (Mpa)	Espessura da C.H (µm)
G1	14.2 ±7.2	3.8± 0.9
G2	29.7 ±5.7	4.3± 1.4

As análises em MET mostraram que ambos os grupos produziram camada híbrida com espessura de 3-5µm, onde a *smear layer* foi completamente dissolvida. Grandes deposições de agente traçador em toda camada de adesivo e na camada híbrida foram observadas, no GI e GII apenas em algumas áreas da camada híbrida. Os autores concluem que a utilização de uma segunda camada, após polimerizada a primeira, garante melhores resultados nesse sistema adesivo.

CARDOSO et al.¹² (2002) avaliaram a resistência adesiva à microtração de dois sistemas adesivos autocondicionantes: CLEARFIL SE BOND (KURARAY) e EXCITE (VIVADENT), em esmalte e dentina. Vinte e oito molares humanos hígidos, extraídos por razões ortodônticas foram selecionados e divididos em dois grupos: esmalte e dentina. Para os testes em esmalte (n=14), a superfície vestibular ou lingual dos dentes foram desgastadas expondo-se uma superfície plana. Para os testes em dentina (n=14), o esmalte oclusal foi totalmente removido com disco de corte, expondo uma superfície plana de dentina de profundidade média. As superfícies foram abrasionadas sequencialmente com lixas de granulações 220, 320, 400 por 10 segundos e finalmente com granulação 600 por 60 segundos. Em seguida, os sistemas adesivos foram aplicados, seguindo as recomendações de cada fabricante, e a resina composta aplicada sobre a superfície. Os dentes foram, então, armazenados em água 37°C/ 24hs e, após esse tempo, seccionados em palitos com área seccional adesiva de 0,8mm². Antes da realização dos testes, os espécimes foram examinados em lupa esperioscópica (25X) para verificar se a interface se apresentava perpendicular ao longo eixo do espécime. Caso houvesse algum desvio, este era descartado. Após aferição, todos foram submetidos ao teste de microtração a uma V= 0,5mm/min. Os resultados mostraram:

SUBSTRATO	SISTEMA ADESIVO	VALORES DE R.A (Mpa)
DENTINA	CSEB	44.5± 7.7
	EXCITE	42.9± 7.1
ESMALTE	CSEB	38.9 ±4.8
	EXCITE	45.8± 4.7

Não houve diferença estatística entre os grupos (substrato e sistema adesivo). Em relação aos tipos de fratura, a grande maioria (93%-96%) foi de natureza adesiva. Os autores comentam que, se a área seccional adesiva exceder 2mm, a frequência de fraturas coesivas aumenta.

MIYAZAKI e COLS. ⁵⁴ (2002) compararam a habilidade de adesão ao esmalte e à dentina de 4 diferentes sistemas adesivos: REACTMER BOND (SHOFU); ONE UP BOND-F (TOKUYAMA); AQ BOND (SUN MEDICAL) e PROMPT L POP (ESPE) e um compômero F2000 / 3M (controle). Incisivos bovinos foram utilizados, em que a superfície do esmalte foi planificada e/ou desgastada para se expor a dentina subjacente. Os sistemas adesivos foram aplicados seguindo as recomendações de cada fabricante, em uma área de 4mm de diâmetro, e logo após um cilindro de resina composta com 2mm de altura foi construído. Os espécimes foram armazenados em água 37⁰C/24hs, e submetidos ao teste de cisalhamento, em uma máquina de testes, a uma V= 1mm/min. Os resultados mostraram:

ADESIVO	R.A ESMALTE (MPa)	R.A DENTINA (MPa)
RB	12.1± 1.8	13.9 ±1.9
OUB F	13.0± 1.9	13.9± 1.8
AQB	12.1± 1.3	10.7± 3.3
PLP	21.7± 4.7	12.6± 3.6
F2000	12.5± 3.0	13.2± 3.1

A resistência adesiva ao esmalte dos sistemas adesivos não foi significativa quando comparado ao controle, exceto para o sistema PLP. Em dentina, a resistência adesiva não se diferiu do controle. Os autores concluem que os resultados desse estudo sugerem as propriedades desses novos sistemas adesivos não diferem do grupo controle.

MIYAZAKI et al. ⁵⁹ (2002) avaliaram a relação entre a duração de aplicação de diferentes sistemas adesivos e a resistência adesiva à dentina dos mesmos. Dentes bovinos tiveram a face vestibular desgastada para se expor a superfície dentinária. Esta foi abrasionada com lixa de granulação 600 e diferentes sistemas adesivos aplicados: REACTMER BOND (SHOFU); ONE UP BOND-F (TOKUYAMA); PRIMER/ADHESIVE in CLICKER (F2000/ 3M), por diferentes tempos: 5s, 10s, 20s, 30s e 60s. Em seguida, um molde de teflon com 4mm de diâmetro e 2mm de altura foi utilizado para aplicação da resina composta sobre a

área adesiva. Os espécimes foram armazenados em água 37⁰C/24hs e submetidos ao teste de resistência adesiva ao cisalhamento a uma V=1mm/min. Os resultados mostraram:

ADESIVO	VALORES DE R.A (MPa)				
	5s	10s	20	30s	60s
RB	8.9 ±2.2	11.3± 1.9	12.0 ±1.5	12.1± 2.2	12.2± 1.9
OUB F	6.8 ±1.6	8.7 ±2.2	10.2 ±2.3	10.6 ±2.4	11.2± 2.6
F2000	7.8± 1.9	9.1± 2.1	11.2 ±2.0	11.4± 2.4	12.4± 2.3

Nenhuma diferença significativa foi encontrada entre os tempos de aplicação para cada sistema. Em análises em MEV, observou-se que a desmineralização da dentina foi mais pronunciada quanto maior o tempo de aplicação. Os autores concluem que a duração de aplicação de sistemas adesivos de passo único não foi um fator crucial na resistência adesiva à dentina, mesmo que alterações morfológicas fossem observadas na interface adesiva .

MOLL; PARK; HALLER⁶¹ (2002) avaliaram a resistência adesiva à microtração de diferentes sistemas adesivos. Cinquenta terceiros molares humanos hígidos foram utilizados, onde o esmalte oclusal foi removido expondo-se toda superfície dentinária. Esta foi abrasionada com lixa de granulação 800 e, em seguida, tratada com diferentes sistemas adesivos: OPTIBOND FL / KERR (3 passos); EBS MULTI / ESPE (3 passos); OPTIBOND SOLO / KERR (2 passos); GLUMA ONE BOND / KULZER (2 passos); ONE COAT BOND / COLTENE (2 passos); PRIME BOND NT / DENTSPLY (2 passos); SOLOBOND M / VOCO (2 passos); CLEARFIL LINER BOND 2 / KURARAY (autocondicionante); CLEARFIL LINER BOND 2V/KURARAY (autocondicionante); ETCH PRIME / DEGUSSA (passo único). Os sistemas adesivos foram aplicados de acordo com as recomendações de cada fabricante e os espécimes restaurados com resina composta e armazenados em água destilada 37⁰C/24hs. Em seguida, foram seccionados obtendo-se 3 fatias da região central dos dentes com espessura aproximada de 1mm. Estas sofreram um desgaste da área adesiva (*trimming*), de modo que a mesma ficasse em torno de 0,8mm². Quinze espécimes foram utilizados para cada sistema adesivo, os quais foram, então, submetidos ao teste de resistência adesiva à microtracao, a uma velocidade de 1mm/min. Os resultados mostraram:

ADESIVO	OBFL	EBS	OB S	GOB	Sb M	PBNT	OCB	CLB 2V	CLB 2	EP
R.A (Mpa)	32.7 (11.7)	26.0 (7.6)	39.9 (10.6)	25.1 (7.8)	22.4 (7.1)	20.6 (6.2)	19.9 (7.6)	22.4 (8.4)	22.0 (8.2)	10.1 (2.9)

Em relação ao tipo de fratura, a maioria (63%-83%), foi de natureza adesiva, sem nenhuma diferença significativa entre os sistemas adesivos testados. Nenhuma correlação significativa foi observada entre o modo de fratura e os valores de resistência adesiva, ou entre o modo de fratura e a área seccional.

CEBALLOS et al.¹⁴ (2003) avaliaram a resistência adesiva à microtração em dois sistemas adesivos convencionais e dois sistemas autocondicionantes em dentina normal e afetada por cárie e correlacionaram a resistência adesiva com o grau de desmineralização da dentina através de fluorescência por laser (Diagnodent) e microdureza Knoop. Dezesesseis molares humanos com cárie dentinária foram selecionados. O esmalte oclusal foi removido por abrasão com lixa de granulação 220, expondo-se a superfície dentinária, onde a dentina cariada era rodeada por dentina sa. Em seguida, foram aplicados 4 sistemas adesivos diferentes (n=4), de acordo com cada fabricante: I- PRIME BOND NT (DENTSPLY); SINGLE BOND (3M); CLEARFIL SE BOND (KURARAY) e PROMPT L POP (3M/ESPE). Em seguida aplicou-se resina composta TETRIC CERAM (VIVADENT) a uma altura de 3-5mm. Os espécimes foram, então, armazenados em água 37⁰C/24hs, seccionados, obtendo-se fatias com espessura em torno de 0,7mm. Cada fatia foi cuidadosamente examinada para separar aquelas que continham dentina cariada, daquelas com dentina normal. Aproximadamente, três fatias de dentina normal e dentina afetada foram obtidas por dente (n=10 por grupo), as quais foram desgastadas na interface adesiva (*trimming*) de modo que a mesma ficasse em torno de 1mm². Os espécimes foram, então, submetidos ao teste de microtração a uma velocidade de 1mm/min. Os resultados mostraram:

ADESIVO	Dentina Normal (MPa)		Dentina Afetada (MPa)
PBNT	56.3 ±11.1	*	41.3± 10.7
SB	43.9 ±11.4	NS	36.3± 12.2
CSEB	35.5 ±11.6	*	21.5± 5.5
PLP	18.2 ±9.6	NS	13.4 ±1.9

Após a realização dos testes de microtração a área lateral dos espécimes foi analisada com DIAGNODENT –KAVO (maior fluorescência – maior desmineralização) e após submetida

ao teste de microdureza Knoop, para aferição do grau de mineralização da dentina. Os resultados mostraram:

	DIAGNODENT	KNOOP
Dentina Normal	8.5 ±12.6	74.6± 9.1
Dentina Afetada	61.1± 20.9	33.9± 6.7

Os autores concluíram que, tanto o sistema adesivo utilizado quanto o tipo de dentina influenciaram os valores de resistência adesiva.

TORII et al.¹¹⁷ (2003) verificaram o efeito do condicionamento com ácido fosfórico, em esmalte e dentina, previamente à aplicação de dois sistemas autocondicionantes. Oitenta incisivos bovinos foram selecionados e divididos em 4 grupos. Nos grupos 1 e 2, a superfície vestibular dos dentes foi abrasonada com lixa de granulação 600 para planificar a superfície do esmalte. Nos grupos 3 e 4, o mesmo procedimento foi realizado, expondo-se uma superfície plana de dentina. Nos grupo 1 e 3, os dentes (n=10) foram tratados com dois sistemas adesivos autocondicionantes: UNIFIL BOND e CLEARFIL SE BOND, de acordo com as recomendações de cada fabricante e, em seguida, aplicada resina composta (CLEARFIL APX). Nos grupos 2 e 4, antes da aplicação dos *primers* autocondicionantes, os substratos foram condicionados com ácido fosfórico 35% / 15s, seguindo-se todo protocolo para aplicação dos sistemas adesivos. Os espécimes foram, então, armazenados em água destilada 37°C / 24hs seccionados, e submetidos ao teste de microtração, em uma máquina de testes, a uma V=2mm/min. Espécimes adicionais foram preparados para análise, em MEV, da interface adesiva. Os resultados dos testes mostraram:

	G1 (MPa)	G2(MPa)	G3(MPa)	G4(MPa)
UB	11.2± 3.1	16.3± 3.8	13.4± 4.1	9.3 ±3.7
CSEB	14.3± 3.8	20.5 ±4.4	16.7± 2.3	12.6 ±5.6

O condicionamento com ácido fosfórico prévio aumentou, significativamente, a resistência adesiva no esmalte, mas o contrario foi observado em dentina. As observações em MEV mostraram a formação de *tags* em esmalte para ambas as condições, mas estes se apresentaram mais porosos quando da ausência do condicionamento prévio. Em dentina, a

camada híbrida apresentou-se mais espessa quando do condicionamento prévio, porém significativamente mais porosa para ambos os sistemas.

TOLEDANO et al.¹¹⁵ (2003) examinaram o efeito de diferentes sistemas adesivos na resistência a microtracção à dentina superficial e profunda. Terceiros molares hígidos foram utilizados e divididos em 5 grupos de acordo com o sistema adesivo utilizado: SINGLE BOND (3M); PRIME BOND NT (DENTSPLY); EXCITE (VIVADENT); CLEARFIL SE BOND (KURARAY) E ETCH&PRIME (BISCO). Cinco dentes em cada grupo tiveram o esmalte oclusal removido logo abaixo da junção esmalte-dentina (expondo-se dentina rasa), e outros cinco tiveram a coroa seccionada logo acima da junção cimento-esmalte (dentina profunda). As superfícies dentinárias foram abrasionadas com lixa de granulação 180 e, em seguida, os sistemas adesivos aplicados de acordo com cada fabricante. A coroa dos dentes foi reconstruída com resina composta Z-250 (3M), incrementalmente, e os espécimes armazenados em água 37°C/24hs para, depois, serem seccionados em palitos com área seccional adesiva em torno de 1mm² (em um total de 20 espécimes para cada um dos 10 subgrupos), os quais foram submetidos ao teste de microtração a uma V=0,5mm/min. Os resultados mostraram:

MATERIAL	RESISTENCIA ADESIVA (MPa) A DENTINA	
	RASA	PROFUNDA
SB	41.8± 10.8	41.1 ±15.3
PBNT	44.4 ±14.6	66.9± 17.0
EXCITE	36.7 ±14.4	51.5± 10.6
CSEB	43.7± 23.9	56.5 ±18.8
EP	27.9 ±11.8	36.3 ±11.9

Pela análise em MO (40X), a maioria das fraturas foi de natureza mista, exceto para o sistema E&P que mostrou mais porcentagem de fraturas adesivas para ambos os substratos. A interface adesiva produzida pelos 5 sistemas adesivos também foi examinada em MET, em relação à presença / grau de nanoinfiltração. Os resultados mostraram que os sistemas SB, EXCITE e E&P exibiram um modelo similar de nanoinfiltração, com uma forte deposição entre a camada híbrida e a dentina mineralizada. Para o sistema SB, uma deposição extensa foi observada ao longo da metade basal da camada híbrida. Para os sistemas PBNT e CSEB, a

deposição ocorreu dentro da camada híbrida para o primeiro e dentro do complexo hibridizado para o segundo. Os autores concluem que a resistência adesiva à dentina é dependente do substrato e do sistema adesivo e que os sistemas autocondicionantes mostraram uma performance similar para ambos tipos de dentina.

MIYAZAKI et al.⁵⁸ (1998) analisaram o comportamento de diferentes sistemas adesivos após ciclagem térmica. Incisivos bovinos foram utilizados, os quais tiveram a porção radicular removida e a câmara pulpar preenchida com algodão. A superfície vestibular foi abrasionada com lixa de granulação 240, criando-se uma superfície plana de dentina a qual foi, em seguida, abrasionada com lixa 600. Os dentes foram, então, tratados com diferentes sistemas adesivos, sendo 3 autocondicionantes: FLUORO BOND; CLEARFIL LINER BOND 2 e MAC BOND II e 4 convencionais de passo único: ONE STEP; OPTIBOND SOLO; PRIME BOND 2.0 e SINGLE BOND. Em seguida, um molde de teflon com 4mm de diâmetro e 2mm de altura foi utilizado para se construir um cilindro de resina composta na área adesiva. Cada sistema adesivo foi submetido a 4 tratamentos diferentes (n=12 para cada tratamento): 1-Armazenagem em água destilada 37°C/24hs; 2- Armazenagem em água destilada 37°C/24hs + ciclagem térmica (3000 ciclos entre 5-60°C); 3- Idem ao 2, mas com 10.000 ciclos; 4- Idem ao 2, mas com 30.000 ciclos. O tempo de imersão em cada solução, assim como o de transferência, foi de 30s. Após ciclagem, os espécimes foram submetidos ao teste de resistência adesiva ao cisalhamento, a uma V= 1mm/min e examinados em MO, para análise do tipo de fratura. Espécimes adicionais foram preparados para análise da interface adesiva em MEV. Os resultados mostraram:

	VALORES DE R.A (MPa)			
	24 hs	3.000 ciclos	10.000 ciclos	30.000 ciclos
FB	17.3± 2.5 a	16.4± 2.8 a	16.3± 2.2 a	16.2± 2.4 a
LB	16.7± 1.7 b	15.3 ±1.5 c	15.2± 2.1 c	14.8± 2.0 c
MB	21.0± 1.7 d	19.8 ±2.0 d	19.8± 1.6 d	18.3± 1.7 d
OS	16.1± 2.8 e	13.9± 2.9 e,f	13.4± 2.2 f	9.7 ±1.6 g
OB	15.3 ±1.3 h	12.5± 1.4 i	12.6± 1.4 I	11.1 ±1.5 I
PB	12.0 ±2.6 j	10.9± 2.9 j	10.0± 2.9 j	7.1± 2.6 k
SB	15.0 ±2.1 l	11.6± 1.7 m	11.5± 1.4 m	9.9± 0.9 m

Os valores de resistência adesiva diminuíram com o aumento do número de ciclos para todos os sistemas testados. Para os autocondicionantes, uma pequena diminuição foi observada, mas sem diferença significativa entre eles. Para os convencionais, a resistência adesiva decresceu significativamente após termociclagem. Após os testes ,quase todos os espécimes tratados com os sistemas autocondicionantes mostraram fraturas coesivas na resina composta, independente do número de ciclos, ao passo que os convencionais mostraram um aumento de fraturas coesiva em dentina, com aumento do número de ciclos. Pelas análises em MEV, observou-se que a espessura da camada híbrida foi de 4-5 μm para os sistemas convencionais e de 1-1,25 μm para os autocondicionantes. Pequenas fraturas/defeitos na base da camada híbrida foram observados para os sistemas adesivos convencionais, após ciclagem, o que não foi observado nos sistemas autocondicionantes.

TOLEDANO et al.¹¹⁶ (2001) avaliaram a resistência adesiva ao cisalhamento de três sistemas adesivos (SCOTCHBOND MULTI-PURPOSE PLUS – 3M; CLEARFIL SE BOND – KURARAY e ETCH&PRIME – DEGUSSA), em esmalte e dentina, e também o ângulo de contato formado pelos *primers* desses sistemas em dentina superficial e profunda. Para análise do ângulo de contato, 30 terceiros molares hígidos foram utilizados. O esmalte oclusal foi removido e a superfície dentinária exposta e abrasionada com lixa de granulação 600. Dez gotas consecutivas de 0,3 μl dos *primers* dos sistemas SBMPP (G1); CSEB (G2) e EP (G3) foram colocadas na superfície dentinária condicionada para o grupo 1 e com a presença de *smear layer* e para os grupos 2 e 3. O mesmo procedimento foi realizado em dentina profunda. Para análise do ângulo de contato, foi utilizado um software ADSA-CD que, por imagem de vídeo, capta a imagem da gota e permite a mensuração do mesmo. Os resultados mostraram:

SISTEMA ADESIVO	DENTINA RASA	DENTINA PROFUNDA
SBMPP	7 $\pm$ 3 b	4 $\pm$ 1 b
CSEB	14 $\pm$ 6 a	18 $\pm$ 6 a
EP	16 $\pm$ 3 a	20 $\pm$ 5 a

Para análise da resistência adesiva em dentina, 60 terceiros molares foram utilizados, sendo 20 para cada sistema. Metade dos dentes em cada grupo (10), tiveram a superfície dentinária exposta logo abaixo da junção esmalte-dentina (dentina superficial) e a outra metade, 1mm

abaixo desta (dentina profunda). As superfícies foram abrasionadas com lixa de granulação 600 e, em seguida, os sistemas adesivos foram aplicados de acordo com cada fabricante. Para análise da resistência adesiva em esmalte, os sistemas foram aplicados na superfície vestibular de incisivos bovinos previamente abrasionadas e planificadas. Após aplicação, resina composta foi adicionada sobre a superfície adesiva em uma área de 6,35mm de diâmetro e a uma altura de 3mm. Os espécimes foram, então, termociclados (6°C - 60°C / 500 CICLOS) e, em seguida, submetidos ao teste de resistência adesiva ao cisalhamento a uma $V=0,75\text{mm/min}$. Os resultados mostraram:

MATERIAL	ESMALTE (MPa)	DENTINA (MPa)	
		RASA	PROFUNDA
SBMPP	14.8 ± 4.1 ab	6.1 ± 4.6 B	4.4 ± 3.6 B
CSEB	19.6 ± 6.2 a	15.4 ± 5.9 A	17.9 ± 6.2 A
EP	11.4 ± 5.9 b	6.2 ± 4.0 B	8.4 ± 2.5 B

Os autores concluem que os sistemas autocondicionantes, principalmente o sistema CSEB, podem ser uma alternativa viável para adesão em esmalte e dentina, quando comparado ao sistema convencional.

KUBO et al.⁴⁹ (2001) avaliaram as propriedades adesivas de três sistemas autocondicionantes. Cento e cinquenta incisivos bovinos foram utilizados nesse estudo onde, cavidades classe V foram preparadas com ponta diamantada na junção cimento-esmalte com diâmetro inciso-gengival de 3,8mm e profundidade de 1.5mm. Estas foram tratadas com três sistemas adesivos autocondicionantes diferentes: CLEARFIL LINER BOND 2; CLEARFIL LINER BOND 2V e CLEARFIL SE BOND, de acordo com as recomendações do fabricante (Kuraray). Em seguida, as cavidades foram restauradas com resina composta CLEARFIL APX (KURARAY) em incremento único. Logo após, 15 espécimes de cada grupo foram submetidos a 5 diferentes condições: 1- os espécimes receberam acabamento e polimento após 24 horas de armazenagem em água (controle); 2- os espécimes receberam acabamento e polimento 15 minutos após restaurados; 3- os espécimes receberam acabamento e polimento após 24 horas e foram termociclados (5000 ciclos/ $5-60^{\circ}\text{C}$, com intervalo de 15s); 4- Os espécimes receberam acabamento e polimento após 15 minutos e foram termociclados como para G3; 5- os espécimes receberam acabamento e polimento após 24 hs e foram submetidos a

carregamento flexural (10.000 ciclos, sendo 1 ciclo/s). Terminada essa fase, os espécimes foram imersos em solução corante por 24 horas e, seccionados longitudinalmente para análise do grau de infiltração. Espécimes adicionais de esmalte e dentina (10 para cada sistema) foram preparados para análise da resistência adesiva à tração e também para análise em MEV do efeito dos *primers* autocondicionantes em ambos os substratos. Os resultados mostraram que os sistemas CLB 2V e CSEB mostraram um selamento marginal significativamente melhor que o sistema CLB 2. A integridade marginal do sistema CSEB não se deteriorou mesmo após acabamento imediato, termociclagem e ciclagem flexural. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os sistemas adesivos testados. e os valores em esmalte e dentina foram semelhantes:

	ESMALTE (MPa)	DENTINA (MPa)
CLB 2	17.3± 3.1	19.0 ±2.2
CLB 2V	17.4± 4.5	18.9± 3.8
CSEB	20.0± 6.6	19.6± 4.1

A maioria das fraturas em esmalte foi de natureza coesiva no sistema adesivo. Em dentina, apenas o sistema CSEB mostrou fraturas coesiva em dentina; nos outros , as fraturas mistas prevaleceram. Em relação às observações em MEV do padrão de condicionamento, o sistema CLB2 mostrou aspectos mais visíveis de condicionamento em esmalte e dentina.

BESNAULT; ATTAL⁵ (2001), avaliaram *in vitro*, a influência de diferentes parâmetros clínicos (temperatura e umidade relativa) na resistência adesiva de dois diferentes sistemas adesivos dentinários. Para esse estudo, 100 terceiros molares hígidos foram selecionados, os quais tiveram a porção radicular removida e a câmara pulpar preenchida com algodão úmido para se evitar a desidratação do dente. A seguir, foram incluídos em resina epóxica, e o esmalte oclusal removido expondo-se a superfície dentinária. Em seguida, os 2 sistemas adesivos foram aplicados: SCOTCHBOND MULTI-PURPOSE PLUS (3M) e CLEARFIL SE BOND (KURARAY), em diferentes condições de temperatura e umidade: G1- 200c / 30%UR; G2- 300c / 50% UR; G3- 300C / 65%UR; G4- 330C / 80%UR; G5- 350C / 95%UR. Então, um molde de teflon com 3mm de diâmetro interno e 5mm de altura foi colocado sobre a interface para aplicação da resina composta. Os espécimes foram

armazenados em água 37°C / 24hs para, depois, serem submetidos ao teste de cisalhamento, em uma máquina de testes, a uma V= 0,5mm/min. Os resultados mostraram:

CONDIÇÕES	SBMPP (MPa)	CSEB (MPa)
G1	20.9± 11.3 a	25.7± 6.8 a
G2	17.9± 6.9 a	17.6± 5.6 b
G3	10.6± 6.1 b	20.1± 11.3 a, b
G4	7.3 ±4.1 b	19.4± 11.4 b
G5	1.6± 2.7 c	8.9± 3.8 c

Os parâmetros condições experimentais e sistemas adesivos influenciaram significativamente na resistência adesiva. O sistema adesivo SBMPP se mostrou mais sensível às condições mais extremas que o sistema CSEB.

BESNAULT; ATTAL⁴ (2002) avaliaram, *in vitro*, a influência de condições simuladas da cavidade oral na microinfiltração de dois sistemas adesivos: SCOTCHBOND MULTI-PURPOSE PLUS (3M) e CLEARFIL SE BOND (KURARAY). Para o sistema SBMPP, além da aplicação de acordo com as recomendações do fabricante, uma aplicação experimental foi realizada. Trinta terceiros molares hígidos foram utilizados, onde 60 cavidades do tipo *slot* vertical foram preparadas nas superfícies mesial e distal dos dentes, sendo que a margem gengival se situava a 1mm abaixo da junção cimento-esmalte. Em seguida, os espécimes foram divididos em três grupos de acordo com o sistema adesivo aplicado: G1-SBMPP (de acordo com as recomendações do fabricante); G2-SBMPP (onde o *primer* foi evaporado de maneira vigorosa, deixando a superfície dentinária com aparência seca); G3-CSEB (de acordo com as recomendações do fabricante). Cada adesivo foi aplicado na porção mesial em condições similares às laboratoriais: 20-23°C e umidade relativa em torno de 40%. Nas cavidades distais, foram colocados em uma câmara e aplicados em extremas condições: 35°C / 95% de umidade (na tentativa de se simular extremas condições intra-orais). Em seguida, as cavidades foram restauradas, em três incrementos, com resina composta Z-100, o acabamento realizado com ponta diamantada de granulação fina, permanecendo em temperatura ambiente por uma hora, para, então, serem submetidas a termociclagem (5°C-55°C / 2000 ciclos). Logo após os espécimes foram cobertos com esmalte de unha até 1mm aquém das margens da restauração e imersos em solução de nitrato de prata

50% por duas horas, seccionados e preparados para análise em MO (1.5X de aumento) do grau de infiltração. Os resultados mostraram que a simulação de condições extremas não produziu efeito em esmalte, nas três condições experimentais. Em dentina, a infiltração aumentou significativamente, quando da simulação da condição oral, para os três grupos. O sistema adesivo CSEB mostrou os menores graus de microinfiltração, e a aplicação experimental do sistema SBMPP apenas foi melhor na condição ambiente para os três grupos. O sistema adesivo CSEB mostrou os menores graus de microinfiltração, e a aplicação experimental do sistema SBMPP apenas foi melhor na condição ambiente.

LI; BURROW; TYAS⁵⁰ (2002) avaliaram os efeitos da ciclagem mecânica nos padrões de nanoinfiltração de três sistemas adesivos autocondicionantes e um convencional de passo único. Para isso, terceiros molares humanos hígidos foram utilizados, os quais tiveram o esmalte oclusal removido e a superfície dentinária abrasionada com lixa de granulação 600. Em seguida, os diferentes sistemas adesivos foram aplicados: CLEARFIL SE BOND; UNIFIL BOND; PROMPT L POP e SINGLE BOND, e a superfície restaurada com resina composta. O sistema PLP foi aplicado em duas situações diferentes: em uma, foi polimerizado por 10s, previamente à inserção da resina composta e em outro subgrupo, não. O mesmo procedimento foi realizado em cavidades classe V, preparadas na junção cimento-esmalte, nas superfícies vestibular e lingual de 45 terceiros molares, totalizando 90 restaurações. Logo após, os espécimes foram submetidos a ciclagem mecânica (5000 ciclos / 90N) e cobertos com esmalte de unha até 1mm além da interface e imersos em solução de nitrato de prata 50%. Os espécimes foram seccionados e analisados em MEV quanto ao grau de nanoinfiltração. Os resultados mostraram que os sistemas adesivos testados não foram capazes de prevenir a nanoinfiltração do agente traçador. Os sistemas CSEB e UB mostraram que a deposição do agente traçador se concentrou mais no interior da camada híbrida. Para o sistema SB o esta se concentrou mais na base e no topo da camada híbrida, com pequenos depósitos no interior. Já para o sistema PLP, esta se mostrou intensa em toda interface. Os espécimes submetidos à ciclagem mecânica tiveram padrões de nanoinfiltração similares aos espécimes não ciclados, para todos sistemas adesivos. O sistema PLP mostrou os maiores graus de nanoinfiltração em comparação aos demais sistemas.

NIKAIDO et al.⁶⁷ (2002) objetivaram avaliar *in vitro* a resistência adesiva de dois sistemas adesivos em cavidades classe I, com influência de carregamento oclusal e termociclagem. Doze molares humanos hígidos foram utilizados, nos quais cavidades classe I com dimensões 4mmx2mmx3mm de profundidade foram realizadas com pontas diamantadas e acabamento com brocas multilaminadas. O esmalte marginal foi biselado com ponta diamantada de granulação fina, e as cavidades divididas em dois grupos de acordo com o sistema adesivo utilizado: I-CLEARFIL SE BOND (KURARAY) e II- SINGLE BOND (3M). Aplicados os sistemas adesivos, as cavidades foram restauradas com resina composta CLEARFIL APX em incremento único. Os dentes foram, então, armazenados em água 37°C/ 24hs e submetidos a carregamento oclusal em uma máquina simuladora da mastigação, num total de 50.000 ciclos de 50N, em intervalos de 0,5s. Simultaneamente, foi realizada ciclagem térmica de 5°C e 50°C, com 30s em cada temperatura. Finalizado esse processo, os dentes foram armazenados em água 37°C/ 1 semana quando, então, foram seccionados em fatias com espessura aproximada de 0,7mm, e a área adesiva desgastada com ponta diamantada fina (*trimming*) de maneira que a mesma ficasse em torno de 0,9mm². Os espécimes foram, em seguida, submetidos ao teste de microtração e as superfícies analisadas em MEV. Os resultados mostraram.

ADESIVO	CARREGAMENTO	VALORES DE R.A (MPa)
CSEB	AUSENTE	30.5± 12.8
	PRESENTE	23.2± 10.8
SB	AUSENTE	5.1± 9.2
	PRESENTE	4.7± 5.7

Nenhum espécime tratado com sistema CSEB fraturou precocemente, ao passo que com o sistema SB mais da metade apresentou fratura prematura do espécime. Os autores concluem que a resistência adesiva foi influenciada pelo material e não foi afetada pela ciclagem termomecânica.

NIKAIDO et al.⁶⁶ (2002) avaliaram *in vitro*, com auxílio de um simulador da mastigação, a durabilidade da adesão de um sistema adesivo autocondicionante (CLEARFIL LINER BOND 2V – KURARAY). Para esse estudo, molares humanos hígidos foram selecionados. No grupo A, o esmalte oclusal foi removido expondo-se uma superfície plana

de dentina. Esta foi abrasionada com lixa de granulação 600, e o sistema adesivo CLB 2V aplicado de acordo com as recomendações do fabricante. Em seguida, a coroa foi restaurada com resina composta (CLEARFIL APX – KURARAY). No grupo B, cavidades classe II (MOD) foram realizadas com ponta diamantada, o esmalte marginal biselado e as cavidades restauradas com o sistema adesivo e resina composta em incremento único. A porção radicular dos dentes foi seccionada e os espécimes foram, então, armazenados em água 37⁰C / 24hs. Em seguida, os dentes de ambos os grupos foram submetidos a 4 situações experimentais: GRUPO A: A1- Sem carregamento e termociclagem (controle); A2- Sem carregamento, mas com termociclagem (2000 ciclos entre 50C-550C; A3- carregamento oclusal (50.000 ciclos / 50N por 5s cada) sem termociclagem; A4- carregamento oclusal e termociclagem. No grupo B, todos os dentes foram termociclados entre 5-550C: B1- sem carregamento (controle); B2- 10.000 ciclos de carregamento e 125 termociclagens; B3- 50.000 ciclos de carregamento e 625 termociclagens; B4- 100.000 ciclos de carregamento e 1250 termociclagens. Após as condições experimentais, os espécimes foram armazenados em água por 1 semana. Em seguida, foram seccionados em fatias com 1mm de espessura, as quais foram adicionalmente desgastadas na interface (*trimming*) de maneira que a mesma ficasse em torno de 1mm². Os espécimes foram então, submetidos ao teste de microtração adesiva a uma V= 1mm/min. O resultados mostraram:

SUBGRUPOS	Termociclagem	Ciclagem Mecânica	Valores de R.A (MPa)
A1	0	0	37.94± 9.4
A2	2000	0	42.1± 7.7
A3	0	50.000	41.7± 8.2
A4	2000	50.000	43.3± 9.1
B1	0	0	21.1± 6.2
B2	125	10.000	24.1± 6.9
B3	625	50.000	16.2± 7.5
B4	1250	100.000	16.6 ±4.3

Não houve diferença significativa nos valores de resistência no grupo A. No grupo B, os valores diminuíram significativamente nos subgrupos B3 e B4. No grupo A, a maioria das fraturas foi de natureza coesiva no sistema adesivo. Para o grupo B, estas foram de natureza mista. Os autores concluíram que todos os fatores (ciclagem termomecânica e configuração

cavitária) contribuíram para queda da resistência adesiva e um aumento das fraturas na interface sistema adesivo-dentina e na camada híbrida.

PRICE et al.⁸⁵ (2003) verificaram o efeito da termociclagem na resistência adesiva ao cisalhamento de um sistema adesivo à dentina, com diferentes fatores de configuração cavitária. Terceiros molares hígidos foram utilizados. Os dentes foram montados em resina acrílica ativada quimicamente, de modo que a superfície vestibular ficasse totalmente exposta e a metade lingual fixada na resina. Esta foi abrasionada com lixas de granulação 124, 240 e 400 até a porção média da dentina que, finalmente, foi abrasionada com lixa 600. Os espécimes foram, então, armazenados em água 37°C. Cilindros de resina composta com diâmetro interno de 3,2mm e diâmetro externo de 6,6mm foram construídos com duas alturas: 1mm (representando fator C de 2.2) e 2,5mm de altura (representando um fator C de 4.1). Sessenta espécimes foram realizados em cada situação. Os dentes foram removidos da água e os cilindros colocados na superfície dentinária. Uma fita adesiva foi colocada nas bordas dos cilindros para que a resina não se aderisse à estrutura dentária. Em seguida, a superfície dentinária limitada pelo cilindro foi condicionada com ácido fosfórico por 15s e o sistema adesivo SINGLE BOND aplicado. Este também foi aplicado nas paredes internas do cilindro, previamente jateadas com óxido de alumínio. A seguir, foi aplicada resina composta Z-100 no interior do cilindro, em um único incremento, e polimerizada. Após a realização dos procedimentos adesivos, os espécimes foram novamente armazenados em água 37°C. Para cada fator cavitário, 3 variações foram realizadas: A- os espécimes foram testados 10 minutos após a polimerização; B- os espécimes foram testados 7 dias após a polimerização e C- os espécimes foram termociclados (5°C-55°C / 5000 ciclos), após foram deixados em água 37°C/ 30 minutos. Os espécimes foram, então, submetidos ao teste de cisalhamento, em uma máquina de testes, a uma V= 2,0mm/min. Os resultados mostraram:

CONDIÇÃO EXPERIMENTAL	VALORE DE R.A (MPa)
Fator C 2.2 – 10 minutos	14.1
Fator C 2.2 – 7 dias	17.1
Fator C 2.2 – 7 dias + termociclagem	16.9
Fator C 4.1– 10 minutos	9.8
Fator C 4.1 – 7 dias	12.7

Fator C 4.1– 7 dias + termociclagem	6.7
-------------------------------------	-----

Os autores concluem que o fator de configuração maior proporcionou efeitos deletérios para todas as condições, porém a termociclagem somente teve efeitos no fator de configuração de 4.1.

YOSHIKAWA, T. et al.¹²⁶ (1999) testaram o efeito da configuração cavitária e a espessura da dentina remanescente na resistência adesiva à dentina em cavidades classe I. Trinta e seis terceiros molares humanos hígidos tiveram o esmalte oclusal removido expondo-se uma superfície plana de dentina. Em um grupo essa superfície foi mantida (C=1) e em outro, cavidades classe I foram realizadas com dimensões de 3mm x 4mm x 2mm de profundidade a partir da margem dentinária (C=3). Em outro grupo com as cavidades classe I, as paredes circundantes da cavidade foram removidas deixando apenas a parede pulpar plana, simulando uma cavidade profunda com fator C de 1. Para os dentes com superfície plana de dentina, a área adesiva foi similar às dimensões das cavidades. Em seguida, foram aplicados três sistemas adesivos diferentes: ONE STEP (BISCO); CLEARFIL LINER BOND 2 (KURARAY) e SUPER- BOND D LINER (SUN MEDICAL), de acordo com cada fabricante, e os dentes restaurados com resina composta (CLEARFIL PHOTO POSTERIOR – KURARAY), em incremento único. Os espécimes foram, então, armazenados em água 37°C/24 hs e seccionados em fatias com espessura aproximada de 0,7mm, as quais foram desgastadas novamente na área adesiva (*trimming*) de modo que a mesma ficasse em torno de 1,0mm². Os espécimes foram submetidos ao teste de microtração em uma máquina de testes a uma V= 1,0mm/min. Os resultados mostraram:

MATERIAL	CLB 2	OS	SB D LINER
Superfície Rasa Plana	42.0±14.0	41.8±10.7	41.1±6.4
Superfície Prof. Plana	41.6±14.1	28.6±8.6	21.0±5.7
Cavidade	29.9±8.5	22.6±4.0	13.7±3.0

Os autores concluíram que, em dentina profunda, a resistência adesiva foi diminuída, mas que a significância depende do sistema adesivo utilizado. Porém foi exacerbada quando em cavidades com alto fator de configuração cavitária.

BOUILLAGUET, S. et al. ⁶ (2001) testaram a hipótese de que a resistência adesiva das paredes cavitárias de cavidades classe II intactas era menor que nas mesmas paredes isoladamente. Cavidades MOD com 4mm de largura, 5mm de comprimento MD na parede oclusal, 4mm de largura e altura de 2,7mm na parede axial e parede gengival de 4mm de largura e 2,6mm de largura MD foram realizadas em terceiros molares hígidos extraídos. Os dentes foram divididos aleatoriamente em dois grupos: um no qual a cavidade foi restaurada normalmente com sistema Scotch Bond Mult Purpose Plus + Z-100 (3M), aplicada incrementalmente, e o outro onde as diferentes paredes da cavidade foram separadas e isoladas para se obter uma superfície plana em cada parede cavitária, aplicando-se o mesmo sistema restaurador. Em seguida, os dentes foram armazenados em água 37⁰C/2dias e seccionados seriadamente em fatias nas correspondentes paredes cavitárias. Estas foram desgastadas na área adesiva (*trimming*) de maneira que a mesma ficasse em torno de 0,4-0,6mm². Os espécimes foram, então, submetidos ao teste de microtração em uma máquina de testes a uma velocidade de 1mm/min. Os resultados mostraram:

Estes indicaram haver uma grande e significativa diferença na resistência adesiva correspondente à cavidade e às mesmas paredes planas separadamente, assim como a localização das paredes no dente. Dentro da mesma localização, todas as paredes planas apresentaram valores significativamente maiores que as mesmas paredes na cavidade. Os autores concluem que as superfícies planas de dentina, geralmente utilizadas para testes de resistência adesiva, podem superestimar os valores reais clinicamente.

HANNING; REINHARDT; BOTT²⁹ (2001) analisaram a resistência adesiva à dentina de diferentes sistemas adesivos, e a morfologia da interface produzida e a adaptação marginal das restaurações de resina composta em classe II produzida por sistemas adesivos autocondicionantes. Na primeira parte do estudo, foram utilizados 30 terceiros molares hígidos. Estes tiveram o esmalte oclusal removido e a superfície dentinária exposta, abrasionada com lixa de granulação 800. Em seguida, 3 sistemas adesivos autocondicionantes foram aplicados: CLEARFIL LINER BOND 2 (KURARAY); ETCH&PRIME (DEGUSSA) e RESULCIN AQUAPRIME (MERZ DENTAL). Aplicou-se, então, a resina composta, e os espécimes foram submetidos ao teste de resistência adesiva ao cisalhamento a uma $V = 1\text{mm/min}$. Os resultados mostraram:

SISTEMA ADESIVO	RESISTENCIA ADESIVA (MPa)
CLB 2	21.7 ± 2.6 a
EP	22.4 ± 1.4 a
RA	29.5 ± 2.5 b

Na segunda parte do estudo, espécimes foram preparados da mesma maneira e a morfologia da interface adesiva analisada em MEV e MET. Tags de resina foram observados em todos os grupos. A espessura da camada híbrida variou de $0,8\text{-}2,3\mu\text{m}$ para o sistema CLB 2; $2,5\text{-}4\mu\text{m}$ para o sistema EP e $3,5\text{-}6,3\mu\text{m}$ para o sistema RAp. Na terceira parte, 18 cavidades classe II padronizadas foram realizadas, com a parede gengival estendendo-se $0,5\text{mm}$ além da junção cimento-esmalte. O esmalte marginal foi biselado, e os três sistemas adesivos aplicados e as cavidades restauradas com resina composta incrementalmente. Os espécimes foram, então, submetidos à termociclagem ($5\text{-}550^\circ\text{C}$; 2.500 ciclos) e carregamento mecânico ($500.000/100\text{N}$), para depois serem analisados em MEV, quanto à adaptação marginal. A porcentagem de margens *gap-free* para os sistemas adesivos foi de $97,5\text{-}99\%$ para o sistema CLB 2; $90,7\text{-}98,5\%$ para o sistema EP e $76\text{-}98\%$ para o sistema RAp, não havendo diferença estatística entre os grupos. Os autores concluíram que os três sistemas autocondicionantes utilizados promoveram a formação de uma adequada interface e adesão à dentina.

SCHUPBACH, P.; KREJCI, I.; LUTZ, F.⁹⁰ (1997), na tentativa de se verificar a morfologia da camada híbrida em áreas de diferentes orientações tubulares, verificaram essas áreas através de MET e microscopia confocal. Cavidades classe V ($2\text{mm} \times 1\text{mm}$) foram

realizadas em 10 pré-molares extraídos na região da junção cimento-esmalte. Em outros 10 dentes, também extraídos, mas com lesões cervicais e dentina esclerosada, as mesmas cavidades também foram realizadas. Para simular as condições clínicas, os dentes foram adaptados a um aparato delineado por Krejci afim de se simularem as condições normal de pressão hidrostática da polpa (em torno de 25mmHg). Nas cavidades foi aplicado o sistema adesivo A.R.T Composite Bonding System (COLTENE), onde o *primer* (autocondicionante) foi marcado com Rodamina B 0,1% e o adesivo com Fluoresceína Sódica 0,37%. A seguir, foram restauradas com resina composta Brilliant EL (CONTENE). Os dentes foram seccionados longitudinalmente ao longo do sulco central (MD): uma metade foi utilizada e preparada para análise em MET; a outra, para microscopia confocal. Os resultados mostraram uma área de desmineralização, que variou entre 2-4 μ m, em áreas onde os túbulos se apresentaram perpendiculares ou com certa angulação à superfície; 1-3 μ m quando se apresentaram paralelos à superfície e aproximadamente 0,5 μ m em dentina esclerosada e que o colágeno na superfície se apresentava colapsado ou desnaturado. As imagens também mostraram um aumento gradual de cristais de hidroxiapatita em direção à dentina não desmineralizada, e que a penetração do *primer* diminuía na dentina intertubular à medida que a profundidade aumentava (2 μ , 4 μ , 6 μ , 8 μ), pois a marcação com rodamina diminuía. Nas áreas onde os túbulos se encontravam perpendiculares ou angulados, em relação à superfície, a espessura da camada híbrida foi de $3,2 \pm 0,8 \mu\text{m}$ e os *tags* de resina de $27 \pm 9 \mu\text{m}$. Nas áreas de túbulos paralelos, a espessura da camada híbrida foi significativamente menor, $1,3 \pm 0,6 \mu\text{m}$ sem a presença de *tags* de resina. Em áreas de dentina esclerosada, a espessura da camada híbrida foi de $0,5 \pm 0,2 \mu\text{m}$ onde os túbulos se encontravam perpendiculares e de $0,4 \pm 0,2 \mu\text{m}$ para os túbulos paralelos, também com ausência de *tags*. Os autores concluíram que a orientação dos túbulos dentinários e a qualidade da dentina têm um efeito significativo na qualidade da camada híbrida.

PEREIRA et al.⁷⁹ (2000), avaliaram o efeito de diferenças regionais e da pressão pulpar na resistência adesiva à dentina de cimentos de ionômero de vidro modificados por resina. Vinte e quatro terceiros molares hígidos foram obtidos e divididos em 2 grupos: I- sem pressão pulpar; II- com pressão pulpar (15cmH₂O). No grupo I o esmalte oclusal foi removido e a dentina abrasionada com lixa de granulação 600. No grupo II, esse mesmo procedimento foi realizado, adicionando-se uma segunda secção em nível da junção cimento-esmalte,

removendo-se a porção radicular. O tecido pulpar foi removido e uma cânula conectada à câmara pulpar para simular uma pressão de 15cmH₂O. Para cada grupo foram aplicados 3 cimentos de ionômero de vidro modificados por resina: FUGI II LC (GC); VITREMER (3M); PHOTAC-FIL (ESPE). Estes foram cobertos com uma camada de resina composta fotopolimerizada (CLEARFIL APX) e sobre esta uma camada de 3-5mm de resina ativada quimicamente (CONCISE). Os espécimes foram, então, armazenados em água 37⁰C/24hs. A seguir, foram seccionados em fatias com espessura aproximada de 0,7mm e estas subdivididas em 3 subgrupos de acordo com a localização da interface adesiva: SI – região periférica (entre a junção esmalte-dentina e o corno pulpar); S2- região dos cornos pulpares; S3- região entre os cornos pulpares. As fatias foram desgastadas na interface (*trimming*) de acordo com a região desejada, de maneira que a área seccional adesiva ficasse em torno de 1mm². Os espécimes foram, então, submetidos ao teste de microtração adesiva a uma V= 1mm/min. Os resultados mostraram:

	VALORES DE R.A (MPa)					
	PRESSAO PULPAR = 0			PRESSAO PULPAR = 15cm H2O		
	FUJI II	VITREM ER	P. FIL			
S1	24.1± 6.8	16.5± 5.5	15.1± 6.2	15.3± 4.1	13.6± 4.1	6.6± 2.3
S2	19.7 ±5.4	18.5± 5.6	15.4± 6.7	8.2± 2.7	8.2 ±3.2	6.6± 3.3
S3	27.4± 5.6	21.8± 9.0	12.3± 7.4	20.2±± 8.7	12.1 ±3.8	6.9± 4.0

A aplicação de pressão pulpar teve um efeito significativo na queda da resistência adesiva, porém, esta não foi influenciada pela região.

BOUILLAGUET et al.⁷ (2000) avaliaram a habilidade de três sistemas adesivos em selar a dentina, medindo a permeabilidade da mesma antes e após a aplicação dos mesmos. Para tal, trinta e seis terceiros molares hígidos foram selecionados, onde o esmalte oclusal foi removido, expondo-se a porção média da dentina. Esta foi abrasionada com lixa de granulação 600, a porção radicular dos dentes também foi seccionada e os remanescentes pulpares removidos cuidadosamente. A dentina foi conectada a um dispositivo (FLODEC) para se mensurar sua condutância hidráulica, a uma pressão hidrostática de 100cmH₂O. Inicialmente foi mensurada a condutância hidráulica coberta pela *smear layer*. Depois a

mesma foi condicionada com ácido fosfórico 37%/15s para remoção da *smear layer* e nova mensuração foi realizada detectando-se 100% de condutância. Cuidado foi tomado para se manter a dentina úmida, para se evitar o colapso do colágeno. Durante os procedimentos adesivos, a pressão dentro da câmara pulpar foi reduzida a zero para se evitar a contaminação da área adesiva pelo fluido. Após condicionamento da dentina, foram aplicados 3 sistemas adesivos diferentes: SCOTCHBOND MULTI-PURPOSE PLUS (3M), PRIME BOND 2.0 (DENTSPLY) e ALL BOND 2 (BISCO), de acordo com as recomendações de cada fabricante. Em seguida, uma camada de resina composta (P-50) foi adicionada e fotopolimerizada. Finalizado os procedimentos adesivos, a pressão foi restabelecida e o fluido mensurado por 30 minutos. Os resultados mostraram:

ADESIVO	SMEAR LAYER	CONDICIONADA	HIBRIDIZADA
SBMMP	24.4%	100%	17%
PB 2.0	20%	100%	10%
AB 2	23%	100%	3.4%

Em uma segunda etapa, os espécimes foram submetidos a perfusão de nitrato de prata 50% sob pressão de 100cmH₂O, para depois serem seccionados ao meio e preparados para análise em MEV. Os resultados mostraram que todos os sistemas adesivos apresentaram um certo grau de penetração do agente traçador. Os autores concluem que nenhum dos sistemas adesivos testados foi capaz de promover um selamento perfeito e que isso tem uma implicação importante clinicamente.

ITTHAGARUN; TAY⁴² (2000) compararam, com o uso de réplicas e observação em MEV, as características de superfície da dentina profunda e condicionada, de molares humanos vitais, anestesiados localmente, com anestésicos com e sem vasoconstrictor. Vinte e três molares de pacientes com idade entre 19-33 anos, com cárie oclusal (envolvendo dentina profunda) e planejados para receber restaurações do tipo *inlay* foram selecionados e divididos em 2 grupos: 10 foram submetidos à anestesia local com anestésico sem vasoconstrictor (mepivacaína 3%); 10 com anestésico com vasoconstrictor (lidocaína 2% com epinefrina 1:80.000), antes do preparo da cavidade. Como controle, 3 dentes foram utilizados, os quais foram anestesiados com mepivacaína 3% sem vaso, mas não receberam condicionamento ácido prévio, preservando a *smear layer*. Os dentes foram isolados, o tecido cariado removido

e as cavidades confeccionadas com ponta diamantada, para em seguida serem condicionadas com ácido fosfórico 32% / 15s (exceto no grupo controle), lavadas e secas sem desidratar a dentina. Em seguida, foram moldadas com silicona de baixa viscosidade. O sistema adesivo ONE STEP (BISCO) foi aplicado, e uma nova moldagem realizada para confecção da restauração. Réplicas foram preparadas das moldagens iniciais para observação da superfície dentinária em MEV. Os resultados mostraram que as réplicas do grupo controle mostraram a presença de *smear layer* ao longo de toda cavidade, sem exposição de túbulos dentinários. Para o grupo I (anestésico sem vaso), observou-se a presença dos túbulos dentinários juntamente com seu exudato, pela presença de bolhas na superfície das réplicas. No grupo II (com vaso), túbulos dentinários em toda superfície da cavidade foram observados, mas a presença de fluido foi ausente ou muito rara.

PIOCH et al.⁸¹ (2001) avaliaram a influência da pressão pulpar simulada na qualidade da interface adesiva produzida por 3 diferentes sistemas adesivos. Para esse estudo, foram selecionados 180 molares humanos hígidos. O esmalte oclusal foi removido expondo-se a superfície dentinária o qual foi, subseqüentemente, abrasionada com lixa de granulação 500. Um canal foi realizado na superfície lingual dos dentes comunicando com a câmara pulpar. Neste foi introduzida uma cânula para injeção de água, simulando uma pressão pulpar de 25mmHg. Em seguida, os três sistemas adesivos (SYNTAC CLASSIC; GLUMA e PRIME BOND NT) foram aplicados sob pressão pulpar simulada (n=90) e ausência da mesma (n=90). Em seguida aplicou-se resina composta e os espécimes armazenados em água 20°C/ 2 HS. Após foram submetidos ao teste de cisalhamento, em uma máquina de testes a uma V= 5mm/min. Para análise da integridade e morfologia da interface, os espécimes foram analisados em microscopia confocal. Para isso, Rodamina B foi adicionada aos sistemas adesivos antes da aplicação. Os resultados mostraram:

	Controle (MPa)	Pressao Pulpar (MPa)
SC	16.0 ±4.5	8.0± 3.7
GLUMA	13.3± 4.6	8.4± 4.4
PB NT	14.8± 5.8	8.7 ±5.7

A simulação da pressão pulpar diminuiu significativamente os valores de resistência adesiva

Em relação à espessura da camada híbrida, os resultados indicaram:

	Controle (μm)	Pressão Pulpar (μm)
SC	3.6 ± 0.6	4.1 ± 1.2
GLUMA	3.5 ± 0.6	3.7 ± 0.9
PB NT	3.5 ± 0.9	3.8 ± 0.8

Os autores comentam não haver relação entre a espessura da camada híbrida e a qualidade adesiva. Pelas observações em microscopia confocal verificou-se uma menor penetração dos sistemas adesivos (rodamina) sob pressão pulpar comparados com os espécimes sem pressão pulpar. Os autores concluem que a simulação da pressão pulpar afetou qualitativamente a formação da camada híbrida e resultou em uma queda na resistência adesiva.

SENGUN; OZTURK; OZER⁹² (2003) avaliaram o efeito da pressão pulpar simulada na resistência adesiva de um sistema adesivo autocondicionante (CLEARFIL LINER BOND II), em esmalte e dentina. Quarenta e dois molares humanos hígidos foram utilizados dos quais 21 foram conectados a uma pressão pulpar simulada de 15cmH₂O. A superfície vestibular e lingual dos dentes foi preparada com ponta diamantada de modo a se expor uma superfície de esmalte e dentina. Em seguida, sob pressão simulada, o sistema adesivo foi aplicado sob as orientações do fabricante, e um cilindro de resina composta com 2,5mm de diâmetro foi confeccionado sobre a superfície adesiva. Os espécimes foram, então, armazenados em água por 24hs, também sob pressão pulpar simulada. Como controle, o mesmo procedimento foi realizado, mas sem pressão pulpar. Em seguida, os espécimes foram submetidos ao teste de resistência adesiva ao cisalhamento e as superfícies fraturadas analisadas em estereomicroscópio. Os resultados mostraram:

	PRESSÃO PULPAR	VALORES DE R.A (MPa)
ESMALTE	+	20.4 ± 4.19
	-	14.71 ± 4.85
DENTINA	-	11.83 ± 4.98
	+	5.64 ± 3.29

Com aplicação da pressão pulpar, os valores de resistência adesiva em esmalte foram significativamente maiores. Em dentina, o inverso foi observado. Não houve diferença estatística entre esmalte e dentina no grupo controle. A análise das fraturas mostrou que a

maioria das fraturas foi de natureza adesiva do sistema adesivo com a resina composta. Os autores concluíram que a simulação da pressão pulpar teve um efeito significativo na adesão à dentina.

SEKIMOTO; DERKSON; RICHARDSON⁹¹ (1999) compararam a permeabilidade dentinária e a morfologia da superfície dentinária preparada com broca carbide e ponta diamantada. Vinte e quatro terceiros molares hígidos foram utilizados. Estes foram seccionados na junção cimento-esmalte, o tecido pulpar removido cuidadosamente e uma cânula adaptada e fixada na câmara pulpar de modo a simular uma pressão de 15psi. Em cada dente foi realizada uma cavidade classe I com três profundidades: a original foi preparada apenas em dentina; esta foi aprofundada 0,5mm, e a terceira, mais 0,5mm de profundidade. Em um grupo (n=12), a primeira cavidade foi realizada com ponta diamantada, a segunda com broca carbide e a terceira com ponta diamantada novamente. No segundo grupo (n=12), o inverso foi realizado. A permeabilidade dentinária foi realizada 2 minutos após a realização das cavidades e após condicionamento das mesmas com ácido cítrico 6% por 2 minutos. Os espécimes também foram preparados para análise em MEV. Os resultados mostraram que, após o condicionamento com ácido cítrico, a permeabilidade das cavidades preparadas com ponta diamantada foi significativamente menor que as cavidades preparadas com broca carbide. Esses resultados foram confirmados pelas análises em MEV, que mostraram que a *smear layer* produzida pela ponta diamantada não foi totalmente removida pelo condicionamento com ácido cítrico, mostrando-se presente em toda parede pulpar, obstruindo parcialmente a embocadura dos túbulos. Os autores concluem que os sistemas adesivos podem ter sua efetividade diminuída quando cavidades são preparadas com ponta diamantada.

TAY et al.¹⁰⁵ (2000) verificaram a influencia da espessura da *smear layer* na resistência adesiva a microtracao de um sistema adesivo autocondicionante (CLEARFIL SE BOND – KURARAY). Terceiros molares humanos hígidos foram selecionados onde tiveram o terço oclusal removido, expondo-se uma superfície plana de dentina. Em seguida, esta foi abrasionada com lixa de diferentes granulações: 60 (simulando o uso de ponta diamantada de granulação média), 180 (simulando o uso de broca carbide) e 600, para se criar *smear layers* com diferentes espessuras, sendo 3 espécimes para cada condição. Em outro grupo de dentes (n=3), uma canaleta periférica foi realizada em esmalte, os dentes colocados em nitrogênio

líquido por 10 minutos e em seguida fraturados com cinzel, expondo-se uma superfície dentinária sem a presença de *smear layer* (controle). O sistema adesivo em questão foi aplicado de acordo com as recomendações do fabricante e restaurados com resina composta CLEARFIL APX (KURARAY), incrementalmente. Após os dentes foram armazenados em água 37°C/24hs e seccionados seriadamente em palitos com área seccional adesiva em torno de 0,81mm². Em seguida foram submetidos ao teste de microtração adesiva a uma V= 1mm/min. Realizados os testes, os espécimes foram examinados em MEV e MET para análise da região fraturada. Os resultados de resistência adesiva mostraram:

GRUPOS	VALORES DE R.A (Mpa)
FRATURADOS	54.83 ±11.63
LIXA 600	57.54± 11.22
LIXA 180	56.74± 11.75
LIXA 60	50.30± 12.60

O grupo abrasionado com lixa de granulação 60 mostrou valores de resistência estatisticamente inferiores aos demais. A maioria das fraturas foi de natureza adesiva ($\cong 60\%$), seguido de mista ($\cong 30\%$) e coesiva do substrato (dentina ou resina composta, $\cong 10\%$). Os autores concluem que a espessura da *smear layer* aumentou conforme a maior abrasividade, mas que o sistema adesivo testado foi capaz de formar uma camada híbrida real na dentina subjacente (400-500nm) à *smear layer*, independente da espessura da mesma, não tendo esta, efeito na resistência adesiva desse sistema.

TAY et al.¹¹¹ (2000) verificaram, por meio de MET, a profundidade de desmineralização na dentina através da *smear layer* de diferentes sistemas adesivos autocondicionantes e com diferente acidez, e avaliar se a espessura da *smear layer* afetava a hibridização da dentina subjacente, utilizando-se o sistema CLEARFIL SE BOND. Vinte e oito terceiros molares hígidos foram utilizados, onde o esmalte oclusal foi removido, e discos de dentina com espessura em torno 1-1,5mm foram obtidos. A superfície oclusal dos discos foram abrasionadas com lixa de granulação 600 e 16 discos foram divididos aleatoriamente de acordo com o sistema adesivo utilizado: I-CLEARFIL LINER BOND 2, pH= 1,4 (KURARAY); II- CLEARFIL LINER BOND 2V, pH= 2,8 (KURARAY); III- CLEARFIL SE BOND, pH= 2,0 (KURARAY); IV- ALL BOND 2 (BISCO), pela técnica sem

condicionamento ácido prévio, pH= 5,2 (controle). Na outra etapa do experimento, para se avaliar a influência da espessura da *smear layer* no sistema CLEARFIL SE BOND, 4 situações foram testadas: 1. sem *smear layer* (4 dentes foram utilizados onde uma canaleta foi realizada no esmalte periférico, os dentes congelados e criofraturados); 2. 4 discos de dentina foram abrasionados com lixa de granulação 600; 3. 4 discos de dentina foram abrasionados com lixa de granulação 180 (simulando o efeito de broca carbide); 4. discos de dentina foram abrasionados com lixa de granulação 60 (simulando-se o efeito de ponta diamantada de granulação média). Em seguida, o sistema adesivo CSEB foi aplicado. Nas duas etapas, após a aplicação dos sistemas adesivos nas condições experimentais, um outro disco de dentina foi aderido com resina composta ativada quimicamente. Em seguida, os espécimes foram seccionados perpendicularmente à interface adesiva e preparados para análise em MET. Os resultados mostraram:

Grupos	S.L Hibridizada(µm)	C.H. Autêntica(µm)	Espessura Total(µm)
AB 2	0.3-0.5	0	0.3-0.5
CLB 2	0.3-0.6	1.2-1.4	1.5-2.0
CLB 2V	0.4-0.5	0.3-0.5	0.7-1.0
CSEB	0.4-0.7	0.4-0.5	0.8-1.2

Em relação ao efeito da espessura da *smear layer* no sistema CSEB, os resultados mostraram:

Grupos	S.L Hibridizada(µm)	C.H. Autentica(µm)	Espessura Total(µm)
CSEB FRATURA	0	0.4-0.5	0.4-0.5
CSEB-600	0.4-0.7	0.4-0.5	0.8-1.2
CSEB-180	0.7-3.3	0.4-0.5	1.2-3.8
CSEB-60	2.9-4.1	0.4-0.5	3.3-4.6

Os autores concluem que a acidez dos sistemas adesivos autocondicionantes é um fator importante na formação de uma camada híbrida real na dentina subjacente, porém a espessura da *smear layer* não influi na formação da mesma para o sistema Clearfil SE Bond.

OGATA et al.⁷⁰ (2001) avaliaram o efeito de diferentes modos de preparo da dentina na resistência adesiva de três sistemas adesivos autocondicionantes: CLEARFIL LINER BOND II; CLEARFIL LINER BOND 2V e CLEARFIL SE BOND. Trinta e seis terceiros molares hígidos foram utilizados, onde a dentina foi exposta na porção oclusal e abrasionada com lixa

de granulação 600. Os dentes foram, então, divididos em 4 grupos, de acordo com o método de preparo da dentina: I- broca carbide lisa; broca carbide picotada; ponta diamantada de granulação média e lixa 600 (controle). Em seguida, os sistemas adesivos foram aplicados e as superfícies reconstruídas com resina composta CLEARFIL APX (KURARAY). Os espécimes foram armazenados em água a 37°C / 24hs, seccionados em fatias com espessura de 0,7mm e estas foram desgastadas na área adesiva (*trimming*) de modo que a mesma ficasse em torno de 1mm². Em seguida, os espécimes foram submetidos ao teste de resistência adesiva à microtração, em uma máquina de testes, a uma V=1mm/min. Os resultados mostraram:

	VALORES DE R.A (MPa)		
	CLB 2	CLB 2V	CSEB
LIXA 600	40.4± 9.7	54.4± 11.3	47.0± 13.7
CARBIDE LISA	37.3 ±10.1	45.5± 10.0	42.2 ±8.6
CARBIDE FISS.	35.6 ±7.7	31.8± 13.5	36.9± 7.9
P. DIAMANTADA	25.1 ±12.0	25.5± 8.1	30.2 ±7.9

Análises em MEV mostraram que a *smear layer* formada pela ponta diamantada foi mais densa e espessa. Os sistemas CLB 2 e CSEB mostraram melhores resultados quanto a remoção da *smear layer*, embora remanescentes de *smear plug* permanecessem quando a dentina foi abrasionada com ponta diamantada.

KOIBUCHI; YASUDA; NAKABAYASHI⁴⁷ (2001) investigaram o efeito da *smear layer* produzida por lixa de abrasividade 180 e 600 na resistência adesiva à dentina tratada com sistemas adesivos autocondicionantes. Quinze dentes humanos hígidos foram selecionados e divididos em dois grupos: no primeiro (n=9), a dentina foi exposta e abrasionada com lixa de abrasividade 180 e tratada com sistema adesivo CLEARFIL LINER BOND 2 (KURARAY), sendo a resina composta CLEARFIL PHOTO POSTERIOR (KURARAY) aplicada por cima. No segundo, os seis dentes remanescentes foram abrasionados com lixa de granulação 600 e tratados da mesma maneira anterior. Os dentes foram levados a uma máquina de corte e fatias de 2mm de espessura foram obtidas. Em seguida um formato de ampulheta (3mm x 2mm) foi dado aos mesmos. Os espécimes foram armazenados em água 37°C / 24 hs. e submetidos ao

teste de resistência adesiva à tração em uma máquina de testes a uma $V=1\text{mm/min}$. Os resultados mostraram:

ABRASIVIDADE	VALORES DE R.A (MPa)
# 180	10.0 ± 7.2
# 600	28.5 ± 5.2

Os autores comentam, pela análise fractográfica dos espécimes em MEV, que os pontos críticos de fragilidade são as interfaces entre o topo da *smear layer* hibridizada e a resina composta, e a base da *smear layer* hibridizada e o topo da dentina subjacente.

TANI; FINGER¹⁰³ (2002) avaliaram o efeito da espessura da *smear layer* na resistência adesiva ao cisalhamento de três sistemas adesivos autocondicionantes de diferentes graus de acidez. Dentes humanos que possuísem a superfície vestibular e/ou lingual íntegras foram utilizados para esse estudo, sendo as superfícies dos mesmos desgastadas para se expor a dentina subjacente. As superfícies dentinárias foram abrasionadas com lixas de granulação 80; 180; 240; 320; 400; 600; 4.000 e, em seguida, cobertas com uma fina camada de resina hidrofóbica GLUMA SOLID BOND S (KULZER) e fotopolimerizada. Os dentes, então, foram seccionados em seu longo eixo e a superfície polida com lixa de granulação 4.000 para observação da *smear layer*. A espessura desta foi mensurada em M.O, com aumento de 1000 vezes (sendo 4 espécimes examinados para cada condição). O mesmo procedimento de abrasão da superfície dentinária após exposta foi realizada, mas utilizando-se pontas diamantadas de diferentes granulações: super grossa, grossa, média, fina e ultra fina, para também se mensurar a espessura da *smear layer* criada. Para análise da resistência adesiva ao cisalhamento os mesmos procedimentos para as diferentes situações foram realizados e três sistemas adesivos autocondicionantes foram aplicados de acordo com cada fabricante: AC BOND, pH=2.1 (ESPE – experimental); AQ BOND, Ph=2.5 (SUN MEDICAL) e PROMPT L POP, Ph=1.1 (3M-ESPE), sendo 6 espécimes para cada condição. Em seguida, foi aplicada resina composta CHARISMA (KULZER) sobre a superfície em forma de cilindro, com 3,5mm de diâmetro e 2mm de altura, e os espécimes armazenados em água $37^{\circ}\text{C}/24\text{hs}$. Passado esse tempo, os espécimes foram submetidos ao teste de resistência adesiva ao cisalhamento a uma $V=1\text{mm/min}$. Os resultados mostraram:

	ESPESSURA DA S.L (µm)		VALORES DE R.A (Mpa)		
			AC B	AQ B	PLP
LIXAS ABRASIVAS	80	2.6± 0.6	16.4± 2.4	16.0± 2.9	15.6± 1.5
	180	2.7± 0.7	17.3± 2.0	15.7± 2.7	17.3± 1.3
	240	2.1± 0.8	18.8± 1.6	16.8± 1.1	17.7± 2.8
	320	1.9± 0.6	18.5± 2.2	16.2± 1.1	17.1± 1.8
	400	1.4± 0.5	19.3± 2.4	16.6± 2.2	17.1± 2.4
	600	1.3± 0.5	18.6± 1.9	18.7± 1.6	18.2± 1.5
	4000	0.9± 0.3	18.7± 2.0	16.7± 1.9	17.3± 1.9
PONTAS DIAMANTA DAS	Super Gossa	2.8± 0.5			
	Grossa	2.4± 0.4			
	Media	2.2± 0.5			
	Fina	1.2 ±0.3			
	Ultra fina	1.0 ±0.3			

A análise das fraturas em MEV (n=21) mostrou que a maioria das mesmas ocorreram coesivamente no sistema adesivo ou na resina composta. Individualmente não houve diferença estatística para cada sistema adesivo nas diferentes granulações. Entretanto, entre os sistemas adesivos, o sistema AC Bond foi significativamente maior que os sistemas AQ Bond e PLP. Os autores comentam que, apesar da diferença na acidez dos três sistemas, eles são aplicáveis e compatíveis com qualquer método comum de preparo dentário. Concluem que a eficiência adesiva desses sistemas está relacionada principalmente com as características mecânicas dos mesmos, que esta em função da composição e grau de polimerização de cada sistema.

OGATA et al.⁶⁹ (2002) avaliaram o efeito de dois sistemas adesivos na resistência adesiva à dentina preparada com diferentes métodos. Vinte e quatro terceiros molares hígidos tiveram o esmalte oclusal removido, e a superfície dentinária exposta foi abrasionada com lixa de granulação 600. Os dentes foram divididos em 4 grupos de acordo com o preparo da superfície dentinária: I- broca carbide de 12 lâminas; II- broca carbide fissurada; III- Ponta

diamantada de granulação média e IV- lixa 600 (controle). Em seguida, foram aplicados dois sistemas adesivos diferentes, sendo um autocondicionante

(MAC-BOND II) e um convencional de passo único (SINGLE BOND), e as superfícies restauradas com resina composta. Os espécimes foram armazenados em água 37°C/24hs e seccionados em fatias, que foram desgastadas na interface (*trimming*) de maneira que a mesma ficasse em torno de 1mm². Os espécimes foram, então, submetidos ao teste de resistência adesiva à microtração, a uma V=1mm/min. Espécimes adicionais foram preparados para análise, em MEV, do efeito do preparo e sistemas adesivos na dentina. Os resultados mostraram:

	VALORES DE R.A (MPa)			
	LIXA 600	Carbide lisa	Carbide fissurada	P.diamantada
MB II	37.9 ±11.8	41.3 ±9.7	38.4± 10.6	32.3± 8.4
SB	35.4 ±9.9	34.1 ±9.7	43.7± 7.5	37.6± 8.1

Ambos os sistemas foram capazes de remover a *smear layer*, embora remanescentes da mesma permanecessem no sistema MB, quando a dentina foi preparada com ponta diamantada. O sistema adesivo SB penetrou na dentina desmineralizada pelo ácido, em todas as situações, formando uma camada híbrida nítida e espessa. O método de preparo da dentina teve uma maior influência para o sistema MB do que para o sistema SB.

OLIVEIRA et al.⁷² (2003) objetivaram primeiramente estabelecer um método padrão *in vitro*, para se criar uma *smear layer* que se parecesse com a produzida clinicamente com brocas e, segundo, testar a hipótese de que quando o condicionamento total é utilizado a resistência adesiva ao cisalhamento não depende do método de preparo do substrato; mas quando se utiliza um sistema autocondicionante, esse fator pode ser relevante. Para isso, terceiros molares hígidos foram utilizados, seccionados sagitalmente em dois segmentos e o esmalte proximal abrasionado para se expor a superfície dentinária. Para caracterização da *smear layer*, discos de dentina foram obtidos e tratados de diferentes maneiras: 1. ponta diamantada fina; 2. ponta diamantada grossa; 3. broca carbide 245; 4. lixa abrasiva 600, 5. lixa abrasiva 320; 6. lixa abrasiva 240 e 7. pasta diamantada de granulação 0,05µm. Em seguida, as superfícies foram tratadas com dois sistemas adesivos diferentes: A- SINGLE BOND (3M) e CLEARFIL SE BOND (KURARAY), de acordo com os respectivos

fabricantes. Em seguida foi aplicada resina composta Z-100 e após armazenagem em água 37°C/24hs, os espécimes submetidos ao teste de resistência adesiva ao cisalhamento a uma V= 5mm/min. Para análise da *smear layer* produzida pelos diferentes tratamentos, características como RUGOSIDADE (analisada em microscopia de força atômica), ESPESSURA (analisada em MEV) e influência dos condicionadores (MEV), foram observados. Os resultados dos testes de resistência adesiva mostraram:

Tratamento	Rugosidade	Espessura S.L	CSEB (MPa)	SB (MPa)
pasta diamantada	21.7± 3.3	N/A	35.1± 13.8	17.0± 6.6
lixa 600	267± 27.0	1.4 ±0.2	42.0± 7.5	25.4± 6.8
lixa 320	757 ±80.3	2.0 ±0.4	36.6± 7.6	21.7± 6.6
lixa 240	821.2± 225.6	3.0 ±0.7	35.7± 8.7	22.4± 9.0
broca carbide	425.9± 94.6	1.8± 0.1	36.2± 5.3	22.0± 6.8
P. diamantada fina	909.7± 92.2	2.0± 0.2	34.1± 5.8	20.4± 7.9
P. diamantada grossa	Maior que 1000	2.4± 1.1	28.9 ±7.0	23.6± 6.2

A análise da *smear layer* mostrou que o preparo do substrato dentinário com lixa de granulação 320 é o que se assemelha mais com a *smear layer* produzida durante o preparo cavitário com broca carbide.

NAKABAYASHI; ASHIZUA; NAKAMURA⁶² (1992) investigaram em MET a adesão de um sistema adesivo à base de 4 META/MMA-TBB aplicado *in vivo*. Dois pacientes (A-56 anos e B-57anos) com dentes a serem extraídos por cárie ou doença periodontal foram selecionados. Os dentes foram anestesiados com lidocaína 2% (contendo epinefrina 1:100.0000) e a superfície vestibular dos dentes foi planificada com ponta diamantada em alta rotação, expondo-se toda uma superfície dentinária. Esta foi condicionada com solução 10-3 e, após lavagem e secagem, foi aplicado o sistema adesivo SUPER BOND-C de acordo com o fabricante. Em seguida, os dentes foram extraídos e preparados para análise em MET da interface adesiva. O resultados mostraram a formação de uma camada híbrida, tanto nos dentes cariados (3-4µm) como nos dentes hígidos (≈2µm). Mostraram, também, que a adesão *in vivo* à dentina com esse sistema adesivo promoveu um bom grau de infiltração e

encapsulamento das fibras colágenas. Os autores concluem que esse fator pode proporcionar uma adesão aparentemente estável.

FERRARI¹⁷ (1994) avaliou a relação micromorfológica de dois sistemas adesivos aplicados *in vivo* e *in vitro*. Para análise *in vivo*, 10 pacientes voluntários que possuíam pelo menos um dente anterior comprometido periodontalmente foram selecionados (10 dentes foram utilizados). Cavidades classe 5 em forma de V, com 3mm de diâmetro e 2mm de profundidade, foram realizadas com broca carbide em alta rotação sob anestesia local contendo adrenalina (1: 100.000). As cavidades foram localizadas próximas à junção cimento-esmalte, onde metade da margem se localizava em esmalte e metade em cimento. As cavidades foram tratadas com dois sistemas restauradores adesivos diferentes: SCOTCHBOND MULT PURPOSE + Z-100 (3M) e G 2000 + PEKAFILL (BAYER), de acordo com cada fabricante. Após restaurados, os dentes foram extraídos e armazenados em água 22⁰C por 24hs. Para o grupo *in vitro*, 10 incisivos centrais extraídos recentemente foram utilizados e os mesmos procedimentos realizados. A seguir, os dentes foram imersos em ácido clorídrico 30% por dois dias, para dissolução da estrutura dentária e análise da interface adesiva em MEV. Os resultados mostraram que a morfologia dos *tags* de resina foi similar ao grupo *in vivo* e *in vitro* para ambos os sistemas adesivos.

FERRARI; CAGIDIACO; MASON¹⁸ (1994) avaliaram a relação micromorfológica de 2 sistemas adesivos aplicados *in vivo* e *in vitro*, em cavidades classe II. Para os espécimes *in vivo*, 12 pacientes com dentes posteriores hígidos, mas comprometidos periodontalmente, foram selecionados. Cavidades classe II (2mmx3mmx3mm de profundidade) foram realizadas sob anestesia local (contendo vasoconstrictor), sendo que as margens proximais se localizaram 1mm abaixo da junção cimento-esmalte. Após realização das cavidades, foi feito o isolamento absoluto e dois sistemas adesivos foram aplicados: GLUMA 2000 + PEKAFIL (BAYER) e SCOTCHBOND MULTI-PURPOSE+Z-100 (3M), de acordo com cada fabricante. Após 24 horas, os dentes foram extraídos e preparados para análise, em MEV, da interface adesiva. Para os espécimes *in vitro*, molares hígidos extraídos recentemente foram obtidos, preparados e processados da mesma maneira que para o grupo *in vivo*. Os resultados mostraram que a morfologia dos *tags* de resina foram similares em ambas as condições e para ambos os sistemas adesivos analisados. Nenhuma diferença morfológica foi observada entre

os 2 sistemas. *Tags* de resina mais curtos foram observados nas paredes laterais dos espécimes *in vivo*. Apenas pequenas áreas deste grupo apresentaram *tags* longos e estes, quando presentes, se localizavam na parede pulpar da cavidade.

GORACCI et al.²³ (1994) avaliaram, *in vivo* e *in vitro*, o grau de penetração tubular de um sistema adesivo dentinário (SCOTCHBOND MULTI-PURPOSE – 3M), assim como as características da camada híbrida, e se o fluido dentinário tem interferência no procedimento adesivo. Para os testes *in vitro*, 15 dentes extraídos por razões periodontais foram utilizados, onde cavidades classe V foram preparadas. Estas foram divididas em 3 grupos (n=3): I- as cavidades foram condicionadas com ácido maleico 10% apenas; II e III as cavidades foram tratadas com o sistema adesivo, com a diferença de que no grupo II estas foram restauradas com resina composta Z-100. Após restaurados, canaletas foram realizadas medianamente às cavidades e essas fraturas em duas metades que após foram preparadas para análise da interface em MEV. Os espécimes do grupo III foram desmineralizados totalmente em ácido clorídrico 10%, para análise dos *tags* de resina. Para os testes *in vivo*, 5 dentes a serem extraídos por razões periodontais foram selecionados. Estes foram anestesiados localmente com lidocaína 2% (contendo epinefrina 1:100.000) e as cavidades tratadas do mesmo modo *in vitro*. Em seguida, os dentes foram extraídos, seccionados ao meio e os espécimes preparados de maneira similar para análise em MEV. Nos espécimes *in vitro*, os resultados mostraram a ação do ácido maleico removendo totalmente a *smear layer* e *smear plug*, aumentando a abertura dos túbulos dentinários com ligeira divergência pela dissolução da dentina peritubular ($\pm 10\mu\text{m}$ de profundidade). Nos grupos onde foi aplicado o sistema adesivo, uma justa união entre o sistema adesivo e a dentina foi observada, produzindo *tags* de resina bem característicos e compactos. Nos espécimes *in vivo*, a diferença observada foi apenas a presença de *tags* mais cilíndricos, em torno de $20\mu\text{m}$ de comprimento. Os autores concluem que ambas as situações produziram uma camada híbrida em torno de $5\mu\text{m}$ e que a presença do fluido dentinário tem um efeito mínimo na penetração do sistema adesivo nos túbulos dentinários.

TAY et al.¹¹³ (1994) pretenderam mostrar o selamento microestrutural do sistema ALL BOND 2 (BISCO) aplicado *in vivo*. Para isso, 20 pré-molares superiores com indicação ortodôntica para extração foram utilizados. Cavidade classe V profundas com 4mm de

diâmetro foram preparadas com broca carbide em alta rotação sob anestesia local (c/ vasoconstrictor). Todas as margens situavam-se em esmalte. A profundidade foi determinada pela transparência da polpa no remanescente dentinário. As cavidades foram condicionadas com ácido fosfórico 10% / 20 segundos e o sistema adesivo ALL BOND 2 aplicado segundo as recomendações do fabricante. Em seguida foram restauradas incrementalmente com resina composta Z-100 e os dentes permaneceram em função por 21-28 dias, quando, então, foram extraídos. Metade dos espécimes foram criofraturados e analisados em MEV. A outra metade foi seccionada no sentido vestibulo-lingual e as metades preparada para análise em MEV e MET. Os resultados em MEV mostraram a presença e formação de um camada híbrida característica, com espessura entre 2-8µm, e a presença de *tags* de resina característicos (forma cônica, devido a dissolução da dentina peritubular superficial, comunicando diretamente com a base da camada híbrida). Nos *tags* de resina, uma região mais superficial consistindo de um “*plug*” de resina ocluindo a entrada dos túbulos e um anel circunferencial de resina devido a hibridização da dentina intertubular, foram observados, assim como uma região mais profunda, consistindo do *tag* de resina (oco), preenchido por ramificações odontoblásticas e o espaço periodontoblástico preenchido também pelo sistema adesivo.

WALSHAW; McCOMB¹²⁰ (1995) analisaram a interface adesiva em MEV produzida por diferentes sistemas adesivos aplicados *in vivo*. Sete pré-molares hígidos a serem extraídos por razões ortodônticas foram selecionados. Quatorze cavidades de profundidade média foram preparadas sob anestesia local (2% prilocaína contendo 1: 200.000 epinefrina) nas porções mesial e distal da superfície vestibular dos dentes e 4 na superfície lingual. As cavidades apresentavam dimensões de 3mm x 1,5mm x 2mm de profundidade e todas as margens se localizavam em esmalte. As cavidades foram tratadas com três sistemas adesivos diferentes: ALL BOND 2 (BISCO), SCOTCHBOND MP (3M); PRISMA UNIVERSAL BOND 3 (CAULK). Neste, apenas o esmalte foi condicionado. Após aplicação dos sistemas adesivos, as cavidades foram restauradas com resina composta PRISMA APH (CAULK) e os dentes extraídos cuidadosamente. Os dentes foram armazenados em água 40°C por um período não excedendo a 4 semanas. As coroas foram seccionadas mesiodistalmente e os blocos contendo as restaurações foram congelados em nitrogênio líquido e seccionados transversalmente. Os espécimes fraturados foram imediatamente colocados em álcool absoluto por 2 horas e desidratados pela técnica do ponto crítico. Em seguida, foram

metalizados e analisados em MEV. Os resultados mostraram, nos sistemas AB2 e SBMP, uma zona de camada híbrida de 2-5µm apresentando penetração inter e intratubular dos sistemas adesivos. A ausência de áreas de *gaps* foi observada em 75%-80% dos espécimes. Nesses grupos, as fibras colágenas foram completamente impregnadas pelos sistemas adesivos em uma extensão de aproximadamente 2µm. Grandes variações no grau de infiltração ocorreram e a presença de microespaços na trama de colágeno foi observada, mais freqüentemente nas porções mais profundas da zona desmineralizada. A presença de *gaps* nesses dois sistemas apareceram onde a camada de sistema adesivo esta ausente e indicam áreas iniciais de possíveis falhas clínicas. O sistema adesivo PUB 3 não mostrou resultados semelhantes ao AB 2 e SBMP. *Gaps* foram observados em aproximadamente 20%-95% dos espécimes examinados. A presença de uma camada de sistema adesivo mais espessa foi observada e o diâmetro dos túbulos dentinários não foi aumentado, assim como nos outros dois sistemas. Também a penetração nos mesmos foi rara além de evidência mínima de hibridização.

SHIMADA et al.⁹³ (1995) observaram, *in vivo*, a interface adesiva produzida por um sistema adesivo aplicado apos diferentes tratamentos dentinários. Para isso, dentes de dois primatas foram utilizados, os quais, após anestesiados, receberam 20 cavidades classe 5 em forma de V, realizadas com broca cone invertido em alta rotação. Cuidado foi tomado para que as cavidades fossem realizadas o mais profundamente possível, mas sem expor o tecido pulpar, para se comparar e analisar também a interface produzida em cavidades rasas. Em seguida, os dentes foram divididos em 4 grupos (n=5) de acordo com o pré-tratamento dado à dentina: I- Ácido fosfórico 37% / 60 segundos; II- Solução 10-20 Ca / 60 segundos (ácido cítrico 10% + cloreto de cálcio 20%); III- Scotchprep / 60 segundos (ácido maleico 2,5% + Hema 55%); IV- EDTA 3-2 / 60 segundos (0,3M EDTA 2Na + 0,2M EDTA FeNa). Em seguida, foi aplicado o sistema adesivo CLEARFIL PHOTO BOND (KURARAY), fotopolimerizado por 30 segundos, e as cavidades restauradas com resina composta PROTECT LINER (KURARAY). Após três dias, os animais foram sacrificados e os dentes extraídos cuidadosamente e fixados em formalina 10% por 24 horas. Então, os dentes foram seccionados longitudinalmente, no centro das cavidades, a interface tratada com laser de argônio e preparadas para análise em MEV. Os resultados mostraram que a camada híbrida e os *tags* de resina foram claramente observados nas condições analisadas. A espessura da camada híbrida foi dependente do tratamento prévio da cavidade, variando de 2-8µm para o

grupo I, 1-6µm para o grupo II, 1-5µm para o grupo II e 0,1-2µm para o grupo VI. A espessura também foi dependente da profundidade da cavidade, sendo estatisticamente mais fina nas regiões mais profundas quando comparadas às regiões mais rasas.

TAY et al.¹¹² (1995), examinaram *in vivo*, a relação micromorfologia da interface adesiva produzida em dentina profunda (0,5mm da polpa) após condicionamento da dentina e aplicação de um sistema adesivo dentinário. Oito pré-molares a serem extraídos por razões ortodônticas foram utilizados. Cavidades classe V com 4mm de diâmetro foram realizadas sob anestesia local (com vasoconstrictor) e sob isolamento absoluto. As margens das cavidades foram estabelecidas em esmalte e a profundidade foi julgada a 0,5mm da polpa, tão logo a mesma pudesse ser observada por transparência. As cavidades foram condicionadas com ácido fosfórico 10%/20s e o sistema adesivo ALL BOND 2 (BISCO) aplicado de acordo com o fabricante. Estas foram restauradas com resina composta Z-100 (3M) e os dentes permaneceram em função por 25 dias. Após serem extraídos e seccionados ao centro em duas metades para análise da interface adesiva em MO e MEV, os resultados mostraram a presença e formação de camada híbrida característica com espessura em torno de 5-8µm e tags com conformação cônica característica.

MILIA; LALLAI; GARCIA-GODOY⁵² (1999) observaram em MET, o aspecto ultra-estrutural da interface adesiva produzida *in vivo* após aplicação de um sistema adesivo autocondicionante (CLEARFIL LINER BOND 2 – KURARAY). Vinte e quatro terceiros molares hígidos a serem extraídos foram selecionados. Cavidades classe I foram preparadas com ponta diamantada cilíndrica, com profundidade aproximada de 2mm. As cavidades foram tratadas da seguinte maneira: GA- condicionamento com ácido fosfórico 34% / 15s, lavagem e secagem sem desidratar a dentina; GB- aplicação do *primer* do sistema CLB 2; GC- dentina preparada e sem tratamento, mantendo-se a *smear layer* (controle). As cavidades foram restauradas com resina composta CLEARFIL APX, incrementalmente, e os dentes extraídos após 30 minutos e preparados para análise da interface em MET observando-se seguintes requisitos: 1. Morfologia da dentina condicionada, 2. Morfologia dos túbulos dentinários e 3. Direção da desmineralização da dentina inter e peritubular. Os resultados mostraram que o condicionamento com ácido fosfórico causou desorganização das fibras colágenas tanto peri quanto intertubular, reduzindo os espaços interfibrilares, alterando sua morfologia para uma

adequada adesão. Também nesse grupo, apesar da remoção total da *smear layer*, remanescentes de sílica provenientes do gel do ácido e de colágeno desnaturado da *smear layer* causaram um *plug* na embocadura dos túbulos. No GB, a remoção da *smear layer* foi parcial e mostrou-se mais porosa que no grupo controle. Os autores concluíram que o uso do sistema autocondicionante preveniu alterações morfológicas no substrato os quais poderiam afetar e comprometer o processo adesivo.

SANO et al.⁸⁹ (1999) avaliaram a durabilidade da resistência adesiva e a morfologia da interface produzida por um sistema adesivo autocondicionante (CLEARFIL LINER BOND 2 – KURARAY), aplicado *in vivo*, após diferentes períodos de tempo. Para esse estudo, foi utilizado um primata adulto (*Macaca fuscata*), que foi anestesiada. Um ano antes de ser sacrificada, cavidades classe V (3mmx4mmx1,5mm de profundidade) foram preparadas em 4 dentes (1 e 2 molares superiores e inferiores da arcada direita), o sistema adesivo aplicado de acordo com o fabricante, e as cavidades restauradas com resina composta (CLEARFIL PHOTO POSTERIOR). Após 6 meses, o animal foi reanestesiado e os mesmos procedimentos foram realizados em mais 4 dentes (1 e 2 pré-molares superiores e inferiores do lado esquerdo). Um dia antes de se sacrificar o animal, este foi reanestesiado e os procedimentos operatórios e adesivos realizados em mais 4 dentes (1 e 2 molares superiores e inferiores do lado esquerdo). O animal foi, então, sacrificado, os dentes cuidadosamente extraídos e armazenados em água 37⁰C / 24hs. Em seguida, foram seccionados perpendicularmente à interface em fatias com 0,7mm de espessura (3-4 fatias por dente). Estas foram, desgastadas na interface (*trimming*) de modo que a área seccional adesiva ficasse em torno de 1mm². Os espécimes foram, então, submetidos ao teste de microtração, em uma máquina de testes, a uma V= 1mm/min. e preparados para análise em MEV da interface adesiva. Os resultados mostraram:

	1 DIA (MPa)	6 MESES (MPA)	1 ANO MPa)
CLB 2	19.0 ±6.4	18.2± 3.9	19.9± 9.1

Não houve diferença significativa nos valores de resistência adesiva e esta permaneceu estável ao longo de um ano. Pelas análises em MEV, observou-se uma boa penetração e interação do sistema adesivo com as fibras colágenas após 24 hs. Após 6 meses, a interface adesiva exibiu uma aparência mais porosa e as fibras colágenas sem proteção do sistema

adesivo. Segundo os autores, provavelmente o material resinoso que envolvia as fibras colágenas foi parcialmente extraído, principalmente nos espaços interfibrilares. Esse fato agravou-se após 1 ano, onde a presença de porosidades foi percebida não apenas na camada híbrida, mas também na resina adesiva. Alteração também foi observada na porção resinosa do espécime fraturado, onde se observou a perda de partículas inorgânicas da resina composta e *gaps* entre a matriz orgânica e as partículas inorgânicas, devido à degradação do silano que une as duas porções, após um ano.

HASHIMOTO et al.³³ (2000) avaliaram a degradação da interface adesiva em função na cavidade oral por 1, 2, e 3 anos. Cavidades classe II MOD foram realizadas em molares decíduos com cárie oclusal, sob anestesia (lidocaína 2% contendo epinefrina 1:200.000), com ponta diamantada em alta rotação, sob isolamento absoluto. O tecido cariado foi removido e o sistema adesivo SCOTCHBOND MULTI-PURPOSE (3M) aplicado, de acordo com o fabricante, e as cavidades restauradas com resina composta Z-100 (3M). Após um período de 1-3 anos, de acordo com a erupção do dente permanente, os dentes decíduos foram extraídos e seccionados em fatias que, em seguida eram, desgastadas na interface (*trimming*), de maneira que a mesma ficasse em torno de 1mm². Os espécimes foram, então, submetidos ao teste de resistência adesiva a microtracao, a uma V= 1mm/min. Como controle, 13 molares decíduos extraídos por motivos ortodônticos foram utilizados, nos quais os mesmos procedimentos foram realizados. Os resultados mostraram que houve uma diferença estatisticamente significativa nos três períodos testados.

	24hs (MPa)	1-2 ANOS (MPa)	2-3 ANOS (MPa)
SBMP	28.3 ±11.3	15.2± 4.4	9.1 ±5.1

As análises em MEV mostraram degradação do sistema adesivo, assim como foram notórias a degradação da camada híbrida e do colágeno, nos espécimes, em função nos diferentes períodos.

HASHIMOTO et al.³² (2001) avaliaram através de MEV, a morfologia da interface adesiva produzida *in vivo* em dentes, após anos de função na boca. Crianças com molares decíduos cariados foram selecionadas, anestesiadas (lidocaína 2% contendo epinefrina 1:200.000) e cavidades classe II foram preparadas com ponta diamantada em alta rotação, sob

isolamento absoluto. A dentina infectada foi totalmente removida com auxílio de detector de cárie (CARIE DETECTOR). Após serem preparadas, foi aplicado o sistema adesivo SCOTCHBOND MULTI-PURPOSE (3M), de acordo com o fabricante, e as cavidades restauradas com resina composta Z-100 (3M). Como controle do experimento, 10 molares decíduos extraídos por motivos ortodônticos foram utilizados, onde o mesmo procedimento foi realizado. Os dentes foram armazenados em água 37⁰C/24hs. Após anos de função na boca, quando da erupção dos dentes permanentes, os molares decíduos foram extraídos. Estes, assim como os controle, foram seccionados longitudinalmente e as superfícies preparadas para análise em MEV da interface adesiva. Os resultados mostraram alterações morfológicas como degradação/digestão do colágeno, deterioração da resina adesiva e da camada híbrida nos espécimes em função na cavidade oral, o que não foi verificado nos espécimes controle.

HANNING; FRIEDRICHS²⁸ (2001) compararam *in vivo* e *in vitro* a adaptação interfacial de restaurações adesivas em dentina. Para isso, 47 terceiros molares hígidos foram selecionados, onde cavidades classe V foram realizadas nas superfícies V e L dos dentes. Estes foram anestesiados com articaína 4% (contendo adrenalina 1:100.000). Cavidades classe V circulares, com 3mm de diâmetro e 2.5mm de profundidade, foram realizadas com ponta diamantada em alta rotação. Em seguida, foram aplicados 5 diferentes sistemas adesivos de acordo com cada fabricante: CLERAFIL LINER BOND 2 / CLEARFIL APX (KURARAY); RESULCIM AQUAPRIME/MFR (MERTZ); PRIME BOND 2.1 / DYRACT AP (DENTISPLY); SCOTCHBOND MULTI PURPOSE / Z-100 (3M); ECUSIT PRIMER AB-MONO/ECUSIT (DMG). Neste, uma fina camada de compômero (primaflow) foi colocada entre o sistema adesivo e a resina composta, sendo esta uma recomendação do fabricante. As cavidades foram restauradas em dois incrementos. Em seguida, os dentes foram extraídos com extrator, e o mesmo procedimento foi realizado *in vitro*, em cada dente, na superfície V ou L não restaurada *in vivo*. Os dentes foram seccionados ao meio mesiodistalmente e, em seguida, as restaurações seccionadas ao meio, no sentido VL, para análise, em MEV, da interface e adaptação adesiva. Os resultados mostraram que a média e frequência de *gaps in vivo / in vitro* foram: G1: 29.2% / 13.9%; G2: 33.3% / 20.0%; G3: 40% / 5.3%; G4: 53.9% / 30.4%; G5: 13.8% / 0%. A comparação da frequência de *gaps in vivo* e *in vitro* foi significativa para os grupos 2; 3 e 4. Entretanto, nos grupos 1 e 5, a adaptação interna não foi diferente estatisticamente *in vivo* e *in vitro*. Os autores concluíram que a obtenção de

uma adaptação interna com ausência de *gaps* entre a dentina e o sistema restaurador adesivo é de difícil previsão *in vivo* e até mesmo em condições *in vitro*.

TAKAHASHI et al.¹⁰¹ (2002) avaliaram *in vivo* a durabilidade da adesão e a aparência morfológica da interface adesiva de dois sistemas adesivos à dentina. Cavidades classe V com dimensões 3mmx3mmx2mm de profundidade foram realizadas em seis dentes de um primata. Metade das cavidades foram restauradas com sistema adesivo UNIFILL BOND / UNIFILL F (GC) e a outra metade com o sistema FUJI BOND LC (GC) / CLEARFIL APX (KURARAY). Um ano depois, o animal foi reanestesiado e 10 outros dentes foram preparados e restaurados da mesma maneira. Após 24 horas, o animal foi sacrificado e os 16 dentes foram extraídos, assim como outros 6 dentes hígidos. Estes tiveram o esmalte oclusal removido e a dentina exposta, abrasionada com lixa de granulação 600 e tratada com os mesmos sistemas. A seguir, os dentes foram seccionados em fatias com espessura, em torno de 0,7mm, desgastadas na interface (*trimming*), de maneira que a mesma ficasse em torno de 0,9mm². Os espécimes foram, então, submetidos ao teste de microtração. Realizado o mesmo, os espécimes foram analisados em MEV. Os resultados mostraram:

CONDIÇÃO	PERÍODO	UB (MPa)	FB LC (MPa)
<i>IN VITRO</i>	1 DIA	25.95 ±9.77	20.72± 6.06
<i>IN VIVO</i>	1 DIA	29.54 ±11.20	22.09± 11.62
<i>IN VIVO</i>	1 ANO	20.81 ±11.3	12.73± 6.30

Não houve diferença estatisticamente significativa entre os valores de resistência adesiva para o sistema UB nas três condições testadas e a maioria dos espécimes mostrou fratura coesiva na resina composta. Entretanto, as observações em microscopia mostraram um aumento na porosidade na região da camada híbrida após 1 ano. Para o sistemas FB LC, os resultados de resistência adesiva em 1 dia/*in vitro* foram significativamente maiores que 1 ano/*in vivo*. Pelas observações em microscopia, a maioria das fraturas foi de natureza coesiva no sistema adesivo.

TURKUN¹¹⁸ (2003) avaliou a performance clínica de um sistema adesivo convencional de frasco único (PRIME BOND NT / DENTSPLY) e um sistema adesivo autocondicionante (CLEARFIL SE BOND / KURARAY) por um período de 2 anos. Trinta e

dois pacientes foram inicialmente selecionados e um total de 98 restaurações foram realizadas em lesões cervicais não cariosas. Em geral, não mais que 50% das margens possuíam esmalte e no mínimo 75% da superfície da cavidade eram em dentina. Todos os dentes contactavam os antagonistas em oclusão normal e sem alterações periodontais. Para que fossem minimizados possíveis efeitos e fatores relacionados aos pacientes, não mais que três restaurações por paciente foram realizadas para cada sistema adesivo. Todos os pacientes receberam números iguais de restaurações e a distribuição dos mesmos foi equivalente para os arcos inferior e superior. E em torno de 70% das restaurações foram realizadas em pré-molares, 15% em dentes anteriores e o restante em molares. Os procedimentos operatórios foram realizados sem anestesia e com isolamento relativo. Os sistemas adesivos foram aplicados de acordo com cada fabricante e os dentes restaurados com resina composta CLEARFIL APX (KURARAY) E TPH (DENTSPLY), incrementalmente e, em seguida, as restaurações acabadas e polidas. As restaurações foram examinadas em diferentes períodos: 1 semana (BASELINE); 6 meses; 1 ano e 2 anos. Os resultados mostraram que ambos os sistemas preencheram os requisitos e critérios da ADA para aceitação de materiais restauradores, que é de 90% de alfa no mínimo, em 13 meses.

FERRARI, TAY¹⁹ (2003) avaliaram a qualidade da interface adesiva produzida *in vivo*, em dentina profunda, com diferentes condições de umidade. Dezesesseis dentes anteriores foram utilizados nesse estudo, sendo 4 já extraídos (controle). Doze dentes com extração indicada por razões periodontais tiveram uma cavidade classe V preparada na superfície vestibular, sendo a margem cervical em cimento. As cavidades foram tratadas com o sistema adesivo EXCITE DSC (VIVADENT) em diferentes condições de umidade: I- *in vitro*, técnica úmida (controle); II- *in vivo*, dentina úmida (jato de ar / 1s / 10cm); III- *in vivo*, dentina ressecada (Ar / 5s); IV- *in vivo*, dentina excessivamente úmida (sem jato de ar). Após aplicação do sistema adesivo, seguindo as orientações do fabricante, as cavidades foram restauradas com resina composta TETRIC FLOW em dois incrementos. Todo procedimento foi realizado sem isolamento absoluto. Após uma semana, os dentes foram extraídos e armazenados por 3 hs em água destilada a 22⁰C. Em seguida, foram seccionados em fatias de 0,9mm de espessura, imersos em solução de nitrato de prata amoniacal e preparados para análise em MET. Os resultados mostraram não haver diferença na morfologia da interface adesiva e no grau de penetração no agente traçador entre os grupos I e II. No grupo III, não foi

observada a presença de camada híbrida devido ao colapso das fibras colágenas. No grupo IV, a camada híbrida mostrou-se irregular e porosa.

PURK. et al.⁸⁶ (2004) avaliaram a resistência adesiva na parede axial e gengival de cavidades classe II, restauradas *in vivo* e *in vitro* com sistema adesivo SCOTCHBOND MULTI-PURPOSE / Z-100 (3M). Para essa pesquisa, foram utilizados pacientes que possuísem 2 ou 4 pré-molares indicados para extração por razões ortodônticas, onde a metade de um lado era realizada *in vivo* e na outra metade adjacente, o(s) dente(s) era (m), extraído (s) e preparado (s) *in vitro*. No grupo *in vivo*, o paciente era anestesiado com anestésico local contendo epinefrina 1:100.000, o dente era isolado com isolamento absoluto e cavidades classe II (MOD) eram realizadas com broca carbide 169. As margens cervicais situavam-se a 1mm acima da junção cimento-esmalte. Esta foi condicionada com ácido fosfórico 35% / 15s e, após lavagem e secagem sem desidratar a dentina, era aplicado o sistema adesivo SBMP de acordo com as recomendações do fabricante. Em seguida, a cavidade foi restaurada com resina composta Z100, em 4 incrementos de 2mm cada. Após 24hs, os dentes foram extraídos e armazenados por mais 24hs, em solução salina contendo azido de sódio 0.002%. O mesmo procedimento foi realizado com os dentes *in vitro*. Os dentes foram seccionados obtendo-se palitos com área seccional adesiva de $0,5\text{mm}^2$, da região axial e gengival das cavidades. Estes foram, então submetidos ao testes de resistência adesiva à microtração, a uma $V=1\text{mm/min}$. Como controle total do estudo um terceiro molar foi utilizado onde o esmalte oclusal foi seccionado obtendo-se uma superfície plana de dentina. Esta foi abrasionada com lixa de granulação 250 e os mesmos procedimentos adesivos e restauradores realizados. O dente foi seccionado longitudinalmente obtendo-se palitos com mesma área adesiva, que também foram submetidos ao mesmo teste de microtração. Os resultados mostraram:

GRUPO	N	VALORES DE R.A (MPa)
<i>In Vivo</i>	15	36.5± 14.9
<i>In Vivo</i>	13	17.6± 11.6
<i>In Vitro</i>	22	49.5± 13.9
<i>In Vitro</i>	16	34.0± 13.1
Controle (Sup. Plana)	19	38.3± 10.9

Os valores de resistência adesiva na parede gengival foram significativamente menores que na parede axial, e os resultados *in vivo* produziram, também, valores significativamente menores. A maioria das fraturas, em todas as condições, foi de natureza adesiva.

GWINNETT; YU²⁶ (1995) avaliaram o efeito da armazenagem em água na resistência adesiva e na integridade da interface de dois sistemas adesivos. Quarenta terceiros molares hígidos foram selecionados, tiveram o esmalte oclusal seccionado e a superfície dentinária exposta, abrasionada com lixa de granulação 600. Em seguida, os espécimes foram armazenados em água 37⁰C/24hs e tratados com dois sistemas adesivos diferentes: ALL BOND 2 e AMALGANBOND, de acordo com as recomendações de cada fabricante e , em seguida, as superfícies restauradas com resina composta P-50. Os espécimes foram divididos em 4 sub-grupos, de acordo com o tempo de armazenagem em água: AB2 (24 hs); AMALGANBOND (24hs); AB2 (6 meses); AMALGANBOND (6 meses). Finalizado os períodos de armazenagem, os espécimes foram submetidos ao teste de cisalhamento, em uma máquina de testes, a uma V= 5mm/min. Uma outra parte do estudo foi realizada para análise da microinfiltração marginal, nas mesmas condições testadas. Para isso, cavidades classe V (3mmx2mmx2mm de profundidade) foram realizadas e restauradas com os mesmos sistemas. Os espécimes foram, então, armazenados em água 37⁰C, também por 24hs e 6 meses. Após o tempo de armazenagem, os espécimes foram imersos em solução corante (EOSINA) 37⁰C / 24hs, seccionados e submetidos a análise da microinfiltração. Uma metade de cada dente, foi utilizada para análise, em MEV, da presença de *gaps* na interface adesiva. Os resultados mostraram:

SISTEMA ADESIVO	24 HS (MPa)	6 MESES (MPa)
AB 2	32.68± 7.12	23.9± 5.77
AMALGANBOND	26.02 ±5.94	12.90 ±6.61

Os seis meses de armazenagem resultaram numa queda significativa na resistência adesiva para o sistema AB2 (25%) e para o sistema AMALGANBOND (50%). Não foi detectada evidência de penetração do corante em ambos os sistemas e ambos os períodos de armazenagem, como também não foram observados *gaps* nas margens. Entretanto, esses foram comumente encontrados na parede pulpar dos espécimes restaurados com Amalgambond. Os autores concluem que a possível causa na queda da resistência, ao longo do tempo, devam-se efeitos deletérios da água na interface adesiva.

SANO et al.⁸⁸ (1995) propuseram-se a identificar a localização de porosidades nanométricas na camada híbrida, produzidas por dois sistemas adesivos diferentes, utilizando MEV e MET. Terceiros molares hígidos foram selecionados e dois discos de dentina com espessura aproximada de 1-1,5mm foram obtidos de cada dente. Uma superfície de cada dente sem remanescente de esmalte foi abrasionada com lixa 600 pra se criar uma *smear layer* padronizada. Os dois discos foram condicionados e aderidos utilizando dois sistemas adesivos diferentes: CLEARFIL LINER BOND (KURARAY) E ALL BOND 2 (BISCO). Os espécimes foram, então, armazenados em água 37⁰C/24 hs e seccionados perpendicularmente, resultando em 10 metades para cada sistema adesivo. Cinco foram utilizadas para análise em MEV e cinco para MET. Três pares de espécimes foram imersos em solução de nitrato de prata por 24 hs e dois em água, também por 24 hs (controle). Em seguida, os espécimes foram preparados para análise em MEV e MET. Os resultados mostraram, que ambos os sistemas apresentaram penetração e acúmulo do agente traçador na interface adesiva. Nas observações em MEV e MET, os resultados do sistema CLB mostraram uma camada híbrida com espessura aproximada de 2-3µm. Esse sistema apresentou partículas de nitrato de prata espalhados em dois terços da base da camada híbrida. Para o sistema AB2, as observações mostraram uma camada híbrida com espessura aproximada de 4-5µm e partículas do agente traçador em toda extensão da interface adesiva.

BURROW; SATOH; TAGAMI¹¹ (1996) verificaram a durabilidade da adesão à dentina bovina num período de 3 anos, utilizando um sistema adesivo dual (CLEARFIL PHOTOBOND – KURARAY), com e sem aplicação de primer. Dentes bovinos foram obtidos e uma superfície de dentina rasa foi criada abrasionando o dente com lixa de granulação 600. A área adesiva foi demarcada com fita, em torno de 4mm de diâmetro. A

dentina foi, então, condicionada com ácido fosfórico 37% por 40s e após lavagem e secagem, sem desidratar a dentina, foi aplicado sobre a mesma um *primer* (SA PRIMER, KURARAY), por 60s, de maneira passiva. O solvente foi evaporado com leve jato de ar e a resina adesiva (CLEARFIL PHOTOBOND) aplicada e polimerizada por 20s. Uma fina camada de *liner* (PROTECT LINER) foi aplicada sobre o sistema adesivo, polimerizada e coberta com resina composta (PHOTO CLEARFIL BRIGTH). Como controle, o mesmo procedimento foi realizado, mas com ausência da aplicação do *primer*. Dez dentes foram preparados para cada situação e para diferentes períodos de armazenagem: 24hs; 1 mês; 3 meses; 6 meses; 1 ano e 3 anos, em água contendo 0,4% de azido de sódio, pH=7,0, 37°C. Após os períodos de estocagem, os espécimes foram submetidos ao teste de tração para verificar a resistência adesiva. Após os testes, os espécimes foram examinados visualmente e em MEV, para análise do tipo de fratura. Como complemento, 2 espécimes adicionais de 24hs e 3 anos, com e sem *primer*, foram seccionados transversalmente para análise, em MEV da integridade da interface adesiva. Os resultados dos testes mostraram:

	24hs	1 MES	3 MESES	6 MESES	1 ANO	3 ANOS
S/Primer	5.2± 1.4	5.8± 1.3	4.1 ±1.2	7.6± 1.1	4.5 ±1.4	4.3 ±0.6
C/Primer	10.6± 2.8	9.2± 3.1	8.5± 1.6	10.5± 1.6	10.2 ±1.6	5.5 ±1.0

Para o grupo controle (s/*primer*), apenas uma pequena diminuição na resistência adesiva foi observada, após 3 anos, sem diferença estatística. Para o grupo tratado com *primer*, uma significativa diminuição foi observada. Pela análise das fraturas, no grupo sem *primer* apenas observou-se fratura de natureza adesiva. No grupo com *primer*, esta foi coesiva em dentina no começo, mas após 1 ano mudou, sendo na base ou topo da camada híbrida. Pelas observações em MEV, verificou-se a formação de camada híbrida no grupo com *primer* e no grupo sem, o colágeno apresentava-se bastante poroso e esta foi muito raramente observada. Após três anos, os espécimes com *primer* apresentavam-se ligeiramente mais porosos, quando comparados a 1 dia.

KATO; NAKABAYASHI⁴⁴ (1998) avaliaram a durabilidade da adesão no substrato dentinário e a influência das fibras colágenas não infiltradas na mesma, através de testes de resistência à tração. Dentes bovinos foram restaurados e armazenados em água por 1 dia, 1 semana, 1 mês, 3 meses, 6 meses e 1 ano. Os resultados mostraram:

PERÍODO DE ARMAZENAGEM	VALORES DE R.A (MPa)
1 DIA	6.6± 1.0
1 SEMANA	5.3± 1.8
1 MES	3.4± 1.7
3 MESES	3.3± 0.6
6 MESES	3.9± 0.9
1 ANO	2.0± 1.0

Não houve diferença significativa na resistência adesiva entre um dia e uma semana. Entretanto, esta diminuiu significativamente de uma semana para um mês. Nenhuma diferença significativa foi observada entre um mês, três e seis meses, mas significância foi observada entre seis meses e um ano. Em relação ao tipo de fratura, houve uma diminuição em fraturas coesivas na resina composta nos intervalos entre um dia e seis meses, entretanto, houve um aumento em falhas adesiva e coesiva na dentina desmineralizada ao longo do tempo. Os autores relacionam esse aumento de falhas na dentina desmineralizada à hidrólise do colágeno exposto e não infiltrado pelo sistema adesivo.

SHONO et al.⁹⁴ (1999) investigaram se a durabilidade da adesão pode ser avaliada mais rapidamente caso o espécime fosse dividido em palitos de 1x1x8mm e incubados a 37°C por 90 dias. Para isso, terceiros molares humanos hígidos foram utilizados onde se avaliou a durabilidade de 3 sistemas adesivos: McBOND (TOKUSO Co); ONE STEP (BISCO) e CLEARFIL LINER BOND 2 (KURARAY) em dentina rasa (DR) e profunda (DP). Para dentina rasa, os dentes foram seccionados logo abaixo da união esmalte/dentina e para dentina profunda o dente foi seccionado a 0,5mm dos cornos pulpares. Os sistemas adesivos foram aplicados de acordo com cada fabricante e a coroa reconstruída com resina composta. Após 24 horas de armazenagem em água 37°C, os dentes foram seccionados seriadamente em palitos de 1x 1x 8mm, com área seccional adesiva em torno de 1mm². Em cada grupo, 3 dentes foram utilizados, sendo 20 palitos para cada dente. Dos 60 palitos obtidos de cada grupo, 10 foram utilizados para observação em MEV da interface adesiva. Pares de cilindros de resina pré-polimerizadas com 6mm de diâmetro e unidas com o sistema adesivo One Step foram utilizados como controle. Estes foram preparados e seccionados da mesma maneira que para os dentes. Os espécimes foram, então, incubados em solução contendo 0,85% de NaCl e

penicilina (10.000 un./ml), estreptomicina (10µg/ml), pastilhas de NaOH 10N e fenol vermelho a um pH de 7.0, a 37°C, por 24 hs e 90 dias. Após cada período, os espécimes foram submetidos ao teste de microtração. Os resultados mostraram:

MATERIAL/LOCAL	VALORES (Mpa) 1 DIA	VALORES (Mpa) 90 DIAS
MB / DR	40.6 ±13.1 *	19.8± 11.2
MB / DP	27.7 ±11.6 *	8.3 ±6.0
OS / DR	19.9 ±20.1 NS	20.2 ±13.1
OS / DP	26.3 ±14.6 *	5.9± 6.4
CLB 2 / DR	26.4 ±18.9 NS	23.1± 12.4
CLB 2 / DP	22.5± 17. *	6.3 ±7.5
CILINDROS	36.1 ±1.9 NS	37.1± 4.4

Após 90 dias de imersão, foi observado um aumento significativo de porosidades na interface adesiva. A maioria das fraturas nos 3 grupos foi de natureza adesiva, porem alguns espécimes apresentaram fratura coesiva em dentina ou na resina composta. Não houve correlação entre o modo de fratura e a resistência adesiva.

HASHIMOTO et al.³⁰ (2000) avaliaram a correlação entre a espessura da camada híbrida e a resistência adesiva, utilizando diferentes períodos de condicionamento ácido da dentina. Pré-molares superiores foram utilizados nesse estudo. O esmalte vestibular dos dentes foi desgastado, expondo-se a superfície dentinária. Esta foi abrasionada com lixa de granulação 600 e condicionada com ácido fosfórico 35% por diferentes tempos: I- 15s; II- 60s; III-120s; IV-180s. Em seguida, foi aplicado o sistema adesivo SCOTCHBOND MULTI-PURPOSE (3M), de acordo com as recomendações do fabricante, e a superfície restaurada com resina composta. Após armazenagem em água 37°C/24hs, cada espécime foi seccionado perpendicularmente à interface adesiva, obtendo-se uma fatia da porção coronal média, com espessura de 0,7mm. Estas foram desgastadas na interface (*trimming*), de maneira que a área seccional adesiva ficasse em torno de 1mm². Os espécimes foram, então, submetidos ao teste de microtração a uma V=1mm/min. Os resultados mostraram:

	15s (MPa)	60s (MPa)	120s (MPa)	180s (MPa)
SBMP	29± 6	26± 4	21± 4	21± 4

Houve uma diminuição dos valores de resistência com o aumento do tempo de condicionamento. Não houve diferença entre os tempos 15s e 60s; 120s e 180s.

Para se determinar a relação entre o tempo de condicionamento e a espessura da camada híbrida, espécimes adicionais de cada condição experimental foram preparados e analisados em MEV.

	15s (µm)	60s (µm)	120s (µm)	180s (µm)
SBMP	3± 2	6 ±2	10± 3	10± 3

As observações mostraram que houve uma tendência de se aumentar a espessura da camada híbrida quando tempos maiores de condicionamento forem utilizados, porém com uma resistência menor. O aumento no tempo de condicionamento causou uma desmineralização mais profunda da dentina inter e peritubular, resultando em uma zona desmineralizada de maior espessura. As observações dos espécimes fraturados mostraram a existência de uma camada de dentina desmineralizada e não infiltrada, e que esta se tornou mais extensa com os maiores tempos de condicionamento.

HASHIMOTO et al.³¹ (2001) propuseram-se a caracterizar as superfícies fraturadas de 3 sistemas adesivos após realização do teste de microtracao adesiva. Doze pré-molares humanos hígidos foram obtidos. Estes tiveram o esmalte oclusal removido, expondo-se uma superfície plana de dentina, a qual foi abrasionada com lixa de granulação 600 e, em seguida, três sistemas adesivos foram aplicados, sendo um autocondicionante: MAC BOND II e dois convencionais de frasco único: ONE STEP e SINBLE BOND. A seguir, inserida resina composta incrementalmente e os espécimes armazenados em água 37⁰C/ 24 hs. Logo após, estes foram seccionados em palitos, com área seccional adesiva em torno de 0,9mm², e submetidos ao teste de resistência adesiva à microtração a uma V= 1mm/min. Os resultados mostraram:

SISTEMA ADESIVO	VALORES DE R.A (MPAa)
MB	36.5± 13.7
OS	53.8 ±13.1
SB	62.1 ±18.2

A maioria das fraturas para o sistema MB foi de natureza coesiva no sistema adesivo. Para o sistema OS, a maioria ocorreu na camada híbrida e, para o sistema SB, as fraturas foram mais

variadas, mas sendo de grande numero na dentina desmineralizada e não infiltrada. Os autores observaram a presença dessa camada nos dois sistemas convencionais (embora em número bem reduzido para o sistema OS) e não no sistema autocondicionante e comentam que esta serve como uma caminho para degradação futura da interface.

MEIERS; YOUNG⁵¹ (2001) avaliaram a estabilidade adesiva de três sistemas após 2 anos. Terceiros molares hígidos foram utilizados os quais tiveram o esmalte oclusal removido e a dentina exposta foi abrasionada com lixa de granulação 600. Em seguida, três sistemas adesivos foram aplicados de acordo com cada fabricante: OPTIBOND SOLO; PRIME BOND 2.1 e SYNTAC SINGLE COMPONENT. Em seguida, foi aplicada resina composta Z-100 em uma área adesiva de 3mm de diâmetro e 2mm de altura, e os espécimes armazenados em água por diferentes períodos de tempo: 24hs (*baseline*); 6 meses; 12 meses; 18 meses e 24 meses. Findado cada período de armazenagem, os espécimes eram termociclados (1.000 ciclos entre 5-55°C) e, submetidos ao teste de resistência adesiva ao cisalhamento a uma V=5mm/min. Os resultados mostraram:

	VALORES DE RESISTENCIA ADESIVA (MPa)				
MATERIAL	BASELINE	6 MESES	12 MESES	18 MESES	24 MESES
OB S	16.3± 5.2	20.4 ±3.1	23.1 ±4.3	22.2 ±2.4	11.9 ±2.1
PB 2.1	13.3± 7.3	17.8± 6.7	19.7± 5.4	18.7± 4.8	10.5± 3.7
SSC	6.8± 2.4	7.8± 2.5	8.1 ±3.5	9.5 ±3.7	4.5± 1.7

Os autores comentam que, durante o estudo, todos os adesivos mostraram aumentos nos valores de resistência em relação ao *baseline*, mas que não foram sustentados por dois dos três sistemas adesivos utilizados (OBS e SSC), significativamente menores que os valores iniciais. A análise das fraturas indicaram que, nos sistemas OBS e PB2.1 a maioria foi de natureza coesiva em todos períodos e, para o sistema SSC, a maioria destas foi de natureza adesiva. Os autores concluem que a não-manutenção da resistência adesiva ao longo do tempo se deve provavelmente a possíveis alterações na integridade da interface.

HASHIMOTO et al.³⁴ (2002) avaliaram a estrutura da interface adesiva produzida em condições de dentina úmida e seca. Foram selecionados 12 pré-molares humanos extraídos por razões ortodônticas. Estes tiveram a superfície dentinária exposta, a qual foi, abrasionada

com lixa de granulação 600. Os espécimes foram tratados com 2 sistemas adesivos diferentes: SINGLE BOND (3M) e ABS (BISCO), aplicados em 2 condições: A- dentina úmida após condicionamento ácido e B- dentina seca (com ar, 5s / 10cm, após condicionamento). Após aplicação, os remanescentes coronários foram reconstruídos com resina composta e armazenados em água esterilizada 37°C / 24hs. Os espécimes foram, então, seccionados longitudinalmente, obtendo-se uma fatia da região central do dente, a qual foi seccionada em palitos (n=4 / dente), com área seccional adesiva em torno de 0,9mm². Estes foram submetidos ao teste de resistência adesiva à microtração a uma V= 1mm/min. Após a realização dos testes, os espécimes foram examinados em MEV para análise da região fraturada. Os resultados dos testes de microtração mostraram:

MATERIAIS	DENTINA UMIDA (MPa)	DENTINA SECA (MPa)
SB	60.1± 16.4	26.2± 12.5
AB2	69.8 ±16.4	6.8 ±3.3

Pelas observações em MEV, a grande maioria das fraturas em dentina seca foi no topo da camada híbrida para ambos os sistemas. Em dentina úmida, a maioria das mesmas foi coesiva na resina composta ou sistema adesivo para SB (62%) e para o sistema AB2 a maioria foi no topo da camada híbrida (52%).

HASHIMOTO et al.³⁷ (2002) investigaram o mecanismo de degradação da interface adesiva em espécimes com diferentes dimensões armazenados em água por 1 ano. Pré-molares hígidos, extraídos por razões ortodônticas foram utilizados nesse estudo. O esmalte oclusal foi removido e a superfície dentinária exposta, abrasionada com lixa de granulação 600. Esta foi condicionada com ácido fosfórico 32% / 15s e, após lavagem, foi aplicado o sistema adesivo ONE STEP (BISCO). As coroas foram reconstruídas com resina composta (AELITE FIL – BISCO) e os espécimes foram, então, divididos em 3 grupos: G1- após armazenagem em água 37°C/24hs, uma fatia foi obtida da região central do dente, a qual foi subsequentemente seccionada em palitos com área adesiva de 0,9mm² submetidos ao teste de resistência adesiva à microtração.; G2- os dentes foram armazenados em água 37°C/ 1ano, seccionados e submetidos ao teste de microtração; G3- os dentes foram seccionados e os palitos armazenados em água 37°C/1ano. Os resultados mostraram:

	G1 (MPa)	G2 (MPa)	G3 (MPa)
OS	55.9± 12.9	68.9 ±18.6	28.1± 9.3

Houve diferença estatisticamente significativa entre os três grupos. No G1, a maioria das fraturas foi coesiva na camada híbrida. No G2, a maioria foi coesiva na resina composta e, no G3, a maioria foi coesiva na resina composta e na camada híbrida. Pela análise em MEV dos espécimes, pode-se observar no G3 a extração de monômeros resinosos dos espaços interfibrilares, deixando grandes áreas de colágeno exposto em toda camada híbrida. No G2, a presença de colágeno exposto foi observada mais parcialmente e, no grupo controle, uma adequada penetração e encapsulamento das fibras colágenas foi observada.

HASHIMOTO et al.³⁵ (2002) avaliaram a resistência adesiva de dois sistemas adesivos convencionais de passo único (ONE STEP / BISCO e OPTIBOND SOLO / KERR), com diferentes tempos de condicionamento ácido da dentina, e relacionaram esses valores com o modo de fratura e interface adesiva em MEV. Pré-molares extraídos por razões ortodônticas foram utilizados. O esmalte oclusal foi removido e a superfície dentinária foi abrasionada com lixa de granulação 600. Em seguida, foram condicionadas por 4 diferentes períodos de tempo: 15s; 60s; 120 e 180s e os sistemas adesivos aplicados de acordo com cada fabricante. Sobre a superfície adesiva foi aplicada resina composta incrementalmente e os dentes armazenados em água 37°C/24hs. Após os espécimes serem seccionados, obteve-se uma fatia da região central do dente, a qual foi seccionada novamente em palitos com área adesiva de 0,9mm². Quatro palitos por dente foram obtidos, sendo 12 para cada grupo. Os espécimes foram, então, submetidos ao teste de microtração a uma V=1mm/min., e a superfícies examinadas em MEV. Os resultados mostraram:

	15s (MPa)	60s (MPa)	120s (MPa)	180s (MPa)
OS	50.7± 9.7	40.8 ±11.0	23.6 ±4.9	12.1 ±4.6
OBS	42.6 ±7.9	31.9± 10.3	31.8 ±14.4	31.8 ±7.4

Os resultados em MEV mostraram que à medida que o tempo de condicionamento aumentava, aumentavam também as fraturas coesivas na camada híbrida (TOPO), principalmente para o sistema OS. Para o sistema OBS, essas falhas aumentaram de 15s para 60s, mas deste para 120s e 180s mantiveram-se constantes. Os autores concluem que a

presença de uma zona de dentina desmineralizada e não infiltrada não tem grandes efeitos adversos na resistência adesiva imediata.

OKUDA et al.⁷¹ (2002) avaliaram a relação da durabilidade da adesão e a nanoinfiltração em sistemas adesivos. Vinte terceiros molares foram utilizados, onde o esmalte oclusal foi removido e a superfície dentinária exposta, abrasionada com lixa de granulação 600. Dois sistemas adesivos autocondicionantes foram aplicados de acordo com os respectivos fabricantes: CLEARFIL LINER BOND 2 (KURARAY) e FLUORO BOND (SHOFU). Em seguida o remanescente coronário foi reconstruído com resina composta CLEARFIL APX (KURARAY) e os espécimes armazenados em água 37°C / 24hs. A seguir, foram seccionados em fatias com espessura aproximada de 0,7mm e desgastadas na interface (*trimming*), de maneira que a mesma ficasse em torno de 1mm². Os espécimes foram, então, armazenados em água 37°C, por diferentes períodos: 24hs; 3 meses, 6 meses e 9 meses. Após os períodos de armazenagem, metade dos espécimes foram imersos em solução de nitrato de prata e metade em água (controle). Os espécimes foram, então, submetidos ao teste de resistência adesiva à microtração em uma máquina de testes a uma velocidade de 1mm/min. Em seguida, os espécimes foram analisados para quantificar o grau de nanoinfiltração. Os resultados mostraram:

	1 DIA(MPa)	3 MESES(MPa)	6 MESES(MPa)	9 MESES(MPa)
CLB2 (controle)	52.2± 12.0	47.3 ±13.1	40.0± 9.1	32.3 ±12.8
FB (controle)	35.6± 9.1	30.3± 14.8	28.5 ±10.2	25.8± 9.7
CLB2(AgNO3)	52.7± 7.3	42.9± 8.4	45.5 ±9.6	36.4± 1.35
FB(AgNO3)	35.7± 11.0	24.9± 12.4	39.1 ±15.2	33.0 ±13.3

Para ambos os sistemas, a resistência adesiva diminuiu ao longo do tempo, embora não tivesse diferença significativa para o sistema FB. A penetração do agente traçador aumentou ao longo do tempo para ambos os sistemas. Os resultados mostraram não haver correlação entre a nanoinfiltração, ao longo do tempo, e a resistência adesiva. Pelas análises em MEV, verificou-se a presença de *sites* com sinais de degradação da interface, devido à nanoinfiltração, o que pode ter causado a diminuição nos valores de resistência adesiva para ambos sistemas.

HASHIMOTO et al.³⁶ (2003) avaliaram o padrão de degradação da interface adesiva após um ano de imersão em água. Vinte e quatro pré-molares hígidos extraídos por razões ortodônticas foram utilizados. Estes tiveram o esmalte oclusal removido e a superfície dentinária exposta e abrasionada com lixa de granulação 600, seguido de condicionamento com ácido fosfórico 35%/15s e o sistema adesivo SCOTCHBOND MULTI-PURPOSE (3M) aplicado, seguindo as orientações do fabricante, e o remanescente coronário reconstruído com resina composta. Após armazenagem em água 37°C/ 24hs, os dentes foram seccionados obtendo-se uma fatia da região central de cada dente, com espessura de 0,9mm, a qual foi novamente seccionada, obtendo-se palitos com área seccional adesiva em torno de 0,9mm². Foram obtidos 4 palitos por dente. Desses, 20 foram utilizados como controle, os quais foram submetidos ao teste de microtração imediatamente após secção e 16 foram armazenados em água contendo cloramina a 37°C / 1 ano, sem troca da solução. Após esse período, também foram submetidos ao teste de microtração. Os resultados mostraram:

	24 hs (MPa)	1 ANO (MPa)
SBMP	40.3± 15.1	13.3 ±5.6

Sendo 24 horas, significativamente superiores a 1 ano. Pelas análises em MEV e MET, verificou-se que o sistema adesivo ocupou os espaços interfibrilares nos espécimes controle. Após 1 ano, a resina foi parcialmente perdida / degradada da camada híbrida, deixando fibras colágenas expostas. Uma porção de dentina desmineralizada e não infiltrada pelo sistema adesivo foi observada em ambos os períodos. Mas após um ano, sinais de degradação do colágeno foram observados nessa região e na camada híbrida. Em ambos os períodos, a maioria das fraturas ocorreu de forma coesiva no gel formado pelo ácido polialcenóico contido no sistema adesivo, no topo da camada híbrida .

HASHIMOTO et al.⁴⁰ (2003) avaliaram a durabilidade da adesão em diferentes períodos de tempo, produzida por 2 sistemas adesivos diferentes e diferentes procedimentos de adesão. Para esse estudo, foram selecionados pré-molares hígidos extraídos por razões ortodônticas. Estes tiveram a superfície dentinária exposta e abrasionada com lixa de granulação 600. Em seguida, foram aplicados 2 sistemas adesivos diferentes: ONE UP BOND-F (TOKUYAMA) e GLUMA ONE BOND (KULZER) de acordo com cada

fabricante. O sistema GOB foi aplicado em duas situações, após condicionamento ácido: dentina úmida e seca (jato de ar 5s/ 10cm). As superfícies foram restauradas com resina composta Z-100 (3M) e os espécimes armazenados em água 37°C / 24hs. Após esse período, os dentes foram seccionados, obtendo-se uma fatia da região central de cada dente, a qual foi desgastada novamente obtendo-se palitos com área seccional adesiva em torno de 0,9mm². Estes foram, então, armazenados em água destilada por diferentes períodos de tempo: 24 hs; 6 meses; 12 meses. Terminados os períodos de armazenagem, os espécimes foram submetidos ao teste de microtração a uma V= 1mm/min. Após a realização do mesmo, a região fraturada foi observada em MEV para análise da região. Os resultados mostraram:

MATERIAL	24 hs (MPa)	6 MESES (MPa)	12 MESES (MPa)
OUB-F	68.4 ±8.7	19.3± 14.6	14.9± 11.8
GOB UMIDA	42.9± 17.0	32.5± 19.2	20.8± 16.9
GOB SECA	14.0± 7.5	5.9± 4.6	5.1± 3.2

Para o sistema OUB-F, a maioria das fraturas em 24 hs, foi de natureza coesiva no sistema adesivo e, nos demais tempos, coesiva na camada híbrida. Para o sistema GOB, a grande maioria das fraturas foi de natureza coesiva na camada híbrida em ambas as situações, para todos os tempos de armazenagem. As observações em MEV mostraram a perda e degradação do sistema adesivo ao longo da camada híbrida, para os ambos sistemas, ao longo do tempo. A alteração e hidrólise do colágeno também foi observada para o sistema GOB dentina seca. Os autores concluem que esses fatores são os grandes responsáveis pela degradação e queda da resistência adesiva ao longo do tempo.

HASHIMOTO et al.³⁸ (2003) investigaram o efeito do longo tempo de armazenagem em água no colágeno, avaliando esses resultados com trabalhos anteriores *in vivo*. Pré-molares humanos hígidos foram utilizados. O esmalte oclusal foi removido e a superfície dentinária exposta, abrasionada com lixa de granulação 600. Em seguida, estas foram tratadas com dois ácidos diferentes: ALL ETCH (10%) e UNI-ETCH (32%), BISCO por 15 segundos. Após lavagem abundante com água, os dentes (n=3) foram armazenados em água destilada estéril 37°C/ 500 dias, sem que houvesse perturbação ou mudança da água nesse período. Espécimes adicionais foram preparados e armazenados por 24 hs (controle). Após os períodos

de armazenagem, os espécimes foram analisados em MEV e MET. Os resultados mostraram uma superfície lisa de colágeno, sem alteração após 24hs. Após 500 dias, esta se apresentou totalmente porosa e irregular para ambos os sistemas condicionadores. Pelas análises em MET, percebeu-se uma perda da arquitetura do colágeno (“*cross band*”), com aumento do espaço interfibrilar, diminuição do diâmetro das fibras e desnaturação do mesmo.

HASHIMOTO et al.³⁹ (2003) testaram as hipóteses de que; 1- não há diferença na degradação da interface adesiva produzida por sistemas adesivos convencionais de 2 ou 3 passos e 2- a existência de esmalte periférico à interface adesiva em dentina protege a mesma. Vinte e oito terceiros molares hígidos foram utilizados. Estes tiveram o esmalte oclusal removido e a superfície dentinária exposta foi abrasionada com lixa de granulação 600. Os espécimes foram divididos aleatoriamente em 4 grupos, de acordo com o sistema adesivo utilizado: GI- OPTIBOND SOLO (KERR); GII- SINGLE BOND (3M); GIII-OPTIBOND DUAL CURE (KERR) e GIV- SCOTCHBOND MULTI-PURPOSE (3M). Estes foram aplicados de acordo com as recomendações de cada fabricante e, logo após, restaurados com resina composta Z-100 (3M), incrementalmente. Para cada grupo, 3 dentes foram preparados e submetidos ao teste de resistência adesiva à microtração após armazenagem em água 37⁰C/ 24hs (exposição indireta da interface adesiva). Dos 4 dentes restantes de cada grupo, 2 foram armazenados por 4 anos em água contendo cloramina 0,5% / 37⁰C e 2, e foram seccionados longitudinalmente, para uma exposição direta da interface adesiva. Após o período de armazenagem, os dentes foram seccionados em palitos com 2mmx2mm de largura os quais, em seguida, sofreram um desgaste na interface (*trimming*), de maneira que a mesma ficasse em torno de 1-2mm². Os espécimes foram, então, submetidos ao teste de microtração em uma máquina de testes a uma V=1mm/min. Após fraturados, os espécimes foram analisados em MEV da interface fraturada. Os resultados mostraram que a exposição indireta não afetou significativamente a resistência adesiva dos sistemas adesivos, ao passo que a exposição direta resultou numa significativa redução nos valores de resistência para os sistemas de 2 passos. Os autores concluíram que o esmalte como substrato periférico proporcionou uma proteção à interface adesiva, ao passo que a exposição direta afetou os sistemas OS e SB.

MATERIAL	24hs (MPa)	4 ANOS Ind.(MPa)	4 ANOS Dir.(MPa)
OS	34.8 9.7		
SB	52.2 9.1		
OB DC	53.6 8.2		
SBMP	45.6 11.1		

ARMSTRONG et al.² (2003) avaliaram a durabilidade da união adesiva de diferentes sistemas adesivos após um período de armazenagem em água de 15 meses. Quarenta e quatro molares humanos hígidos foram utilizados. O esmalte oclusal foi removido e a superfície dentinária exposta e abrasionada com lixa de granulação 600. Esta foi tratada com diferentes sistemas adesivos: SCOTCHBOND MULTI-PURPOSE (3M); SINGLE BOND (3M); CLEARFIL SE BOND (KURARAY) e PROMPT L POP (ESPE). Em seguida, foi aplicada resina composta (PERTAC II APLITIP – ESPE), incrementalmente, sobre a superfície adesiva, a uma altura de 6mm. Os dentes foram, então, armazenados em água 37°C/24hs e seccionados longitudinalmente em palitos com dimensões de 2mmx2mm. Os espécimes sofreram um desgaste na área adesiva, de maneira que a mesma ficasse em torno de 0,54mm². Estes foram, por conseguinte, armazenados em água destilada contendo cloramina 0,5%, por um período de 1 mês, 6 meses e 15 meses. Passados os respectivos tempos de armazenamento, os espécimes foram submetidos ao teste de resistência adesiva à microtração, em uma máquina de testes, a uma V= 1mm/min. Os resultados mostraram:

PERÍODO	SBMP (MPa)	SB (MPa)	CSEB (MPa)	PLP (MPa)
1 MES	51.39	40.36	47.49	0
6 MESES	47.61	38.49	44.52	0
15 MESES	21.92	15.96	21.60	0

Todos os espécimes do sistema PLP fraturaram precocemente, antes da realização dos testes.

TAY; PASHLEY¹⁰⁸ (2003) avaliaram a hipótese da presença de canais de água (“*Water Treeing*”) ao longo da interface adesiva, pela análise da mesma em MET. Terceiros molares foram selecionados e seccionados no terço médio da coroa, expondo-se uma superfície dentinária profunda, esta abrasionada com lixa de granulação 180. Para análise em esmalte, a superfície vestibular de terceiros molares foi jateada com óxido de alumínio 50 µm,

para se remover a superfície aprismática. Dois grupos de sistema adesivo foram aplicados em ambos os substratos: 1- convencionais de passo único (SINGLE BOND; EXCITE, PQ1) e 2- sistemas autocondicionantes (PROMPT L POP; REACTMER BOND, RZ II – experimental). Estes foram aplicados de acordo com as recomendações de cada fabricante e, logo após, foi aplicada resina composta de micropartículas (PROTECT LINER), sobre a superfície, para facilitar o corte. Após armazenagem em água destilada 37⁰C / 24hs, os dentes foram seccionados seriadamente no sentido ocluso-gengival em fatias de 0,9mm de espessura. Em seguida, foram imersos em solução de nitrato de prata convencional (pH=4,2) e solução de nitrato de prata amoniacal (pH=9,5), por 24 hs, para posterior análise, em MET, do grau e aspecto de nanoinfiltração. Os resultados mostraram que, em ambas soluções, todos os adesivos mostraram certo grau de nanoinfiltração na camada híbrida. Além do mais, canais de água, devido á hidrofiliçidade dos sistemas adesivos (“*water treeing*”) na forma de depósitos dendríticos intercomunicantes, foram observados na superfície da camada híbrida e se estendendo para dentro da camada da resina adesiva. Esse fato também foi observado em esmalte com os sistemas SB e PLP. Os autores concluem que esses canais ao longo da interface adesiva representam *sites* de incompleta remoção da água residual, os quais podem agir como sítios de degradação hidrolítica da interface adesiva ao longo do tempo.

SUZUKI; KATO; WAKUMOTO¹⁰⁰ (1991) analisaram molecularmente a interface adesiva produzida em dentina por um sistema adesivo à base de 4-META/MMA-TBB. Terceiros molares humanos hígidos foram selecionados, onde cavidades classe I com dimensões 2mmx3mm de profundidade foram realizadas com broca carbide em alta rotação. As cavidades foram condicionadas com solução 10/3 (10% ácido cítrico – 3% cloreto férrico), por 30s e, após lavagem e secagem, o sistema adesivo foi aplicado e as cavidades restauradas com resina composta (CLEARFILL F II – KURARAY). Os espécimes foram armazenados em água, em temperatura ambiente, por 48hs. A seguir, os dentes foram seccionados longitudinalmente e a interface adesiva foi analisada molecular e estruturalmente em espectroscopia Raman. Os resultados mostraram que a penetração do sistema adesivo na dentina desmineralizada diminuiu à medida que a profundidade desta aumentava, mas a presença do mesmo foi detectada claramente até 6µm. Os autores concluem que, mesmo com a presença de possíveis áreas de fragilidade na interface, o sistema adesivo foi capaz de penetrar e reforçar a estrutura de colágeno em uma boa extensão.

SPENCER; SWAFFORD⁹⁹ (1999) identificaram a presença de colágeno exposto e não infiltrado pelo sistema adesivo, na interface, através de uma técnica de coloração e observação em MO. Terceiros molares (não erupcionados) humanos hígidos foram utilizados. A porção coronária foi seccionada, expondo-se o terço médio da dentina. Esta foi abrasionada com lixa de granulação 600 e, em seguida, aplicados 3 sistemas adesivos diferentes: SOTCHBOND MULTI-PURPOSE; SOTCHBOND MULTI-PURPOSE PLUS e SINGLE BOND, de acordo com as recomendações do fabricante (3M), sendo 5 dentes para cada grupo. Estes foram seccionados perpendicular a interface adesiva, obtendo-se espécimes em torno de 10mm de comprimento, 2 de largura e 2mm de altura. Estes foram levados a um micrótomo de tecido duro, onde fatias com espessura de 5Mm foram obtidas. Estas foram coletadas e montadas em lâminas de vidro e coradas com Tricromo de Goldner, para observação em MO. Espécimes adicionais do mesmo dente foram tratados com hipoclorito de sódio 5% / 2hs e preparados para análise, em MEV, da interface adesiva e outros para análise em MET. Em MO, os resultados mostraram a presença de uma faixa de 2-4,5µm correspondente ao colágeno não infiltrado e protegido pelo sistema adesivo. Essa mesma região foi confirmada pelas observações em MEV (onde se observou a presença de uma zona escura correspondente ao colágeno não infiltrado, removido pelo hipoclorito) e MET (onde se observou a presença de uma zona de colágeno colapsado com perda de sua arquitetura normal). Essa área foi maior para os sistemas SBMPP e SB (cerca de 2x maior) e, segundo os autores, correspondem a áreas de fragilidade e futura degradação da interface adesiva.

SPENCER et al.⁹⁷ (2000) propuseram-se a determinar, em nível molecular, a composição da interface adesiva formada por dois diferentes sistemas adesivos (SINGLE BOND / 3M e ONE STEP / BISCO) e quantificar a difusão e penetração desses dois sistemas na dentina desmineralizada úmida. Dez terceiros molares hígidos (inclusos) foram utilizados. A porção coronária foi seccionada, expondo-se o terço médio da dentina. Esta foi abrasionada com lixa de granulação 600 e, em seguida, aplicados os dois sistemas adesivos de acordo com as recomendações de cada fabricante. Os dentes foram armazenados em água 37⁰C/24hs e seccionados perpendicularmente à interface adesiva, obtendo-se espécimes em torno de 10mm de comprimento, 2 de largura e 2mm de altura. Estes foram levados a um micrótomo de tecido duro, onde fatias com espessura de 5µm foram obtidas, coletadas e montadas em

lâminas de vidro e coradas com Tricromo de Goldner para observação em MO. Espécimes adjacentes foram preparados para análise qualitativa e quantitativa da interface adesiva. Os resultados em MO mostraram que o sistema adesivo SB penetrou em torno de 1-2µm na dentina desmineralizada, deixando uma zona de colágeno não infiltrada em torno de 4-5µm. Para o sistema OS, este apresentou uma difusão e penetração em torno de 90% da área desmineralizada (4-4,6µm), deixando uma área de colágeno desprotegido de 0,5µm. Pela análise da interface adesiva em espectroscopia Raman, notou-se que a porcentagem de penetração do sistema SB na dentina desmineralizada caiu de 70% para 20% na camada híbrida. Esses resultados sugerem que a penetração desse sistema é menor que 50% ao longo de mais da metade da camada híbrida. Em comparação, a penetração do sistema OS permaneceu acima de 50% ao longo de toda interface adesiva. Os resultados da MO foram confirmados pelo Raman, que mostrou uma queda brusca na penetração do sistema SB e uma melhor e maior penetração para o sistema OS.

WANG; SPENCER¹²⁴ (2002) determinaram, através de espectroscopia Raman, a composição molecular da interface adesiva e quantificaram a difusão do sistema adesivo na dentina desmineralizada. Terceiros molares hígidos foram utilizados e discos de dentina do terço médio da coroa foram obtidos. Estes foram abrasionados com lixa de granulação 600 e, em seguida, tratados com 3 sistemas adesivos diferentes: SCOTCHBOND MULTI PURPOSE (3M); SINGLE BOND (3M) e PRIME BOND NT (DENTSPLY) de acordo com as recomendações de cada fabricante. Em seguida, foram armazenados em água 37⁰C / 24hs e seccionados em espécimes com 10mm de comprimento, 2 de largura e 2mm de altura, para análise da interface adesiva em espectroscopia Raman. Quinze espécimes foram examinados para cada sistema adesivo. Os resultados mostraram que a profundidade de desmineralização variou dependendo do sistema adesivo utilizado. Esta foi de 8µm para o sistema SBMP; 6µm para o sistema SB, e de 5µm para o sistema PBNT. Todos os sistemas adesivos penetraram totalmente no primeiro micrometro da dentina desmineralizada, mas essa infiltração diminuiu, sendo menor nas porções mais profundas da zona desmineralizada. No sistema SBMP, a penetração caiu para 40% no segundo micrometro e para 20% no terceiro, e na base da zona desmineralizada a infiltração foi de aproximadamente apenas 10%. Para o sistema SB, a penetração do mesmo caiu para aproximadamente 70% no 2 micrometro e para 50% no terceiro, e na base da dentina desmineralizada a infiltração foi de aproximadamente 20%. No

sistema PBNT, a penetração decresceu para aproximadamente 90% no 2 micrometro e para 80% no quarto. Na base da zona desmineralizada, esta ficou em torno de 55%.

SPENCER; WANG⁹⁵ (2002), investigaram o efeito da “separação de fases” de modelos de misturas de Bis-GMA/HEMA e um sistema adesivo convencional de passo único (SINGLE BOND / 3M), na presença de água, usando microanálise molecular (espectroscopia Raman) e analisaram esse efeito na qualidade da camada híbrida formada. Nos modelos de misturas de Bis-GMA/HEMA, as taxas variaram de 70/30; 60/40; 50/50; 40/60; 30/70. Essas misturas foram feitas com e sem 45 vol.% de etanol (semelhante ao comercial). Água foi adicionada às misturas em concentrações entre 0-50%. Essas foram sonificadas por 30 segundos e inspecionadas visualmente em relação à homogeneidade. A perda da claridade da mistura e presença de opacidade, foi considerado como evidência de separação de fases dos componentes. No sistema adesivo comercial utilizado (SB), este foi misturado com 5; 10; 15; 25; 40 e 40vol.% de água destilada em tubos ependorfe para microcentrifugação de 1,5ml. Essas misturas foram colocadas em lâminas de vidro, polimerizadas e analisadas em espectroscopia Raman. Cinco terceiros molares adicionais tiveram a superfície dentinária exposta e tratada com o sistema SB de acordo com o fabricante. Os dentes foram seccionados em espécimes retangulares 10mmx2mmx2mm, tratados com hipoclorito de sódio 5% / 30minutos e preparados para análise em MEV da interface adesiva. Espécimes adicionais também foram preparados para análise em espectroscopia Raman. Os resultados mostraram que os modelos de mistura 70/30 com 45% de etanol exibiram uma separação de fases em aproximadamente, 28% de água. Sem a presença do solvente, esta ocorreu com uma quantidade significativamente menor de água, 5%. Quando a concentração de HEMA foi aumentada para 30/70 com solvente, a separação de fases ocorreu com aproximadamente 45% de água. Sem a presença do solvente, esta ocorreu com 25% de água. Para os modelos com SB, partículas distintas de separação, similares a microemulsões de óleo/água, foram observadas quando o sistema adesivo foi misturado com 25vol% e 30vol% de água. Nas imagens em MEV, foram observadas porosidades e áreas de não-infiltração do sistema adesivo nas fibras colágenas, ficando estas, desprotegidas. A camada híbrida mostrou-se irregular e com aparência granular, áspera e porosa. Nos espécimes que foram sonificados, observou-se além de porosidades, que sem o suporte para as fibras colágenas a integridade da camada híbrida foi severamente comprometida, sendo que esta foi até deslocada pela vibração

do sonificador. Pelas observações em Raman, verificou-se um decréscimo na penetração do Bis-GMA ao longo da interface adesiva.

WANG; SPENCER¹²³ (2003), compararam a qualidade e a estrutura molecular da interface adesiva formada com a técnica úmida e comparada com a camada híbrida formada sob condições controladas (ideais). Seis terceiros molares hígidos foram selecionados. Espécimes de dentina com dimensões de 10mmx2mmx2mm foram preparados, sendo que, para cada dente, um espécime foi utilizado para as condições ideais e o seu adjacente para técnica úmida. Para a primeira condição, os espécimes foram desmineralizados em EDTA / 7 dias (sendo que a solução era trocada em dias alternados). Ao final de uma semana, alguns espécimes foram selecionados para análise e aferição em espectroscopia Raman da total desmineralização do espécime. Estes foram lavados com água destilada, desidratados subseqüentemente em soluções crescentes de etanol e imersos no sistema adesivo (SINGLE BOND – 3M). Neste, permaneceram por 72 horas em ausência de luz. A partir 3 espécimes foram polimerizados imediatamente e os 3 restantes foram colocados no vácuo por 24 hs, para remoção de qualquer solvente residual, antes de sua polimerização. Na segunda situação, o fragmento foi abrasionado com lixa de granulação 600 e o sistema adesivo SB aplicado. Os espécimes foram montados em micrótomo de tecido duro e fatias de 5µm de espessura foram obtidas para análise da interface em MO. O restante do fragmento foi utilizado para análise da interface em espectroscopia Raman. As imagens obtidas em MO mostraram a presença de colágeno que reagiu com o corante, indicando que este não foi infiltrado / protegido pelo sistema adesivo. Esses dados foram confirmados pelas análises em Raman, indicando uma diminuição gradual da penetração do sistema adesivo na dentina desmineralizada e sugerem que a camada híbrida não é uma interface compacta e impermeável, mas uma estrutura porosa e susceptível de falhas e degradação.

MIYAZAKI et al.⁵⁶ (2003) avaliaram o grau de polimerização do sistema adesivo ao longo da interface adesiva, por espectroscopia Raman (de grupos metacrilatos livres, não polimerizados). Incisivos bovinos foram utilizados, onde a dentina vestibular foi exposta e abrasionada com lixa de granulação 600. Em seguida, foram aplicados 4 sistemas adesivos de acordo com cada fabricante: IMPERVA FLUORO BOND, CLEARFIL SE BOND, MAC BOND II e SINGLE BOND. Em seguida um molde de teflon com 4mm de diâmetro e 2mm

de altura foi adaptado à superfície para inserção da resina composta. Apos, os espécimes foram armazenados em água 37°C / 24hs e seccionados ao meio em duas metades. Como controle, para o grau de polimerização, os mesmos sistemas adesivos sem fotoiniciadores foram providenciados e cedidos pelos fabricantes. Em seguida, os espécimes foram analisados em espectroscopia Raman, para análise do grau de polimerização dos sistemas adesivos ao longo da interface adesiva. Os resultados mostraram a presença de uma quantidade maior de monômeros não polimerizados para os sistemas FB (12,3-23,6%) e SB (9,5%-21,8%) e, em menor grau, para os sistemas MB (10,6%-18,0%) E CSEB (10,7%-16,3%). Os autores não verificaram relação com a porcentagem de monômeros não polimerizados e sua localização dentro da interface adesiva. Os autores comentam que esses monômeros não polimerizados podem ser extraídos ou hidrolisados devido à presença de nanoinfiltração e servir como *sites* para futura degradação e falência do processo e interface adesiva.

MIYAZAKI; ONOSE; MOORE⁶⁰ (2002) objetivaram analisar a relação entre o grau de desmineralização da dentina e a penetração de dois sistemas adesivos diferentes, utilizando-se da espectroscopia Raman. Incisivos bovinos foram utilizados, onde a superfície vestibular foi abrasionada com lixa de granulação 600 para se expor uma superfície plana de dentina. Esta foi tratada com dois diferentes sistemas adesivos: MAC BOND II; e SINGLE BOND, de acordo com as recomendações de cada fabricante. Em seguida, um molde de teflon com 4mm de diâmetro e 2mm de altura foi adaptado para aplicação da resina composta. Os dentes foram armazenados em água a 37°C / por 24 hs e, em seguida, seccionados perpendicularmente à interface adesiva. Esta foi, então, submetida a análise em espectroscopia Raman. Para o sistema MB II, os resultados mostraram que a remoção de mineral da dentina foi em uma extensão aproximada de 2µm e que a penetração do sistema adesivo correspondeu a essa extensão. Para o sistema SB, uma mudança gradual nos picos dos componentes mineral e orgânico na interface foi observada. À medida que era feita a leitura, observou-se uma diminuição do conteúdo mineral e um aumento do conteúdo orgânico. Na porção mais profunda da dentina desmineralizada, houve uma incompleta penetração do sistema adesivo, deixando o colágeno exposto ou parcialmente impregnado. Os autores concluíram que a camada híbrida representa uma transição gradual na relativa quantidade de penetração do sistema adesivo. Evidência de uma baixa saturação da dentina desmineralizada, dependendo do sistema adesivo utilizado, foi observada e é de grande implicação clínica.

PROPOSIÇÃO

3. PROPOSIÇÃO:

Discorrida a literatura relacionada, o presente trabalho se propõe a:

1. Analisar, em Microscopia Óptica e Microscopia Eletrônica de Varredura, a morfologia da interface adesiva produzida por esses sistemas, aplicados *In Vitro* e *In Vivo*;
2. Analisar, quantitativa e qualitativamente, em Espectroscopia Micro-Raman, a integridade e estrutura molecular da interface adesiva com esses sistemas aplicados *In Vitro* e *In Vivo*;

A Hipótese Nula testada é que não haverá diferença na estrutura da interface adesiva produzida por esses três sistemas adesivos.

MATERIAL E MÉTODOS

4. MATERIAL E MÉTODOS:

Esta pesquisa foi realizada em duas etapas.

A primeira foi realizada na FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU – USP, onde foram selecionados pacientes jovens (13-18 anos), cujos pré-molares superiores estivessem hígidos e indicados para extração devido a razões ortodônticas.

Pelo fato de envolver a participação de seres humanos, este projeto foi enviado para análise pelo comitê de ética em pesquisa da FOB-USP, e somente após aprovação do mesmo, pelo documento/processo N^o 161 / 2002), a pesquisa foi iniciada.

Os pacientes voluntários foram triados e informados detalhadamente dos objetivos e intenções do estudo e somente após reconhecimento e autorização por escrito, por parte deles ou pelo responsável, através do preenchimento e assinatura do documento Carta de Doação Voluntária, o procedimento era iniciado.

Como procedimentos clínicos, os paciente foram anestesiados com anestesia local infiltrativa, utilizando-se anestésico sem vasoconstrictor (MEPIVACAINA 3% - DFL Indústria e Comércio Ltda / RJ/RJ).

Em seguida, os dentes a serem utilizados (14 e 24), foram isolados com dique de borracha e cavidades classe I oclusal foram realizadas com broca carbide 245 (JeT BUR CARBIDE), em alta rotação, sob refrigeração abundante a água. As cavidades possuíam diâmetro vestibulo-lingual em torno de 3mm, mésio-distal em torno de 4mm (este era delimitado quando o remanescente das cristas marginais ficassem em torno de 1mm). A profundidade foi delimitada logo abaixo da junção esmalte-dentina oclusal, sendo esta profundidade, determinada visualmente quando da não-existência de remanescentes de esmalte. As cavidades foram realizadas utilizando-se o máximo da superfície dentinária. Terminados os preparos, as cavidades receberam acabamento com broca de cone invertido número 35 (JET BUR CARBIDE), de maneira a deixar a parede pulpar a mais plana possível (FIGURA 1).

Durante o preparo das cavidades, caso algum indício de lesão cariiosa oclusal ou proximal fosse detectado, o dente era descartado e não incluído no estudo.

a

b

c

FIGURA 1 : a. Primeiro pré-molar hígido;
b. Dente com isolamento absoluto;
c. Cavidade classe I concluída.

Realizadas as cavidades, foram aplicados 3 sistemas adesivos de acordo com as recomendações de cada fabricante:

TABELA 1: Materiais utilizados

SISTEMA ADESIVO	COMPOSIÇÃO	INSTRUÇÕES DO FABRICANTE
SINGLE BOND (3M) (LOTE: 7891040027774)	Bis-GMA, HEMA Dimetacrilatos, Copolímero, Ácido Polialcenóico, Iniciador, Água, Etanol	Condicionamento Ácido Fosfórico (35% / 15segundos) Lavagem, secagem sem desidratar Aplicação de uma camada Evaporação do solvente com jato de ar Aplicação de uma segunda camada Aplicação de um leve jato de ar Fotopolimerização por 20 segundos
CLEARFIL SE BOND (KURARAY) (LOTE:51194)	PRIMER 10-MDP HEMA Dimetacrilato Hidrofilico Di-Caforoquinona N,N-Dietanol-p-toluidine Água BOND 10-MDP Bis-GMA HEMA Dimetacrilato Hidrofilico Di-Caforoquinona N,N-Dietanol-p-toluidine CARGA (Sílica coloidal silanizada)	Aplicação do Clearfil SE Primer Aguarda-se 20 segundos Evaporação do solvente com jato de ar Aplicação do Clearfil SE BOND Fotopolimerização por 10 segundos
ONE UP BOND-F (TOKUYAMA) (LOTE: U484382)	PRIMER A MAC-10, HEMA, Agua, Iniciador MMA, Aminofluoro- Silicato partículas PRIMER B HEMA, Iniciador	Misturar uma gota do primer A e B Aplicar na cavidade Aguardar 20 segundos Fotopolimerizar por 20 segundos ou mais
Resina composta / TPH (DENTSPLY)	RESINA HÍBRIDA

a

b

c

d

FIGURA 2: SISTEMAS ADESIVOS UTILIZADOS

- a. Single Bond (3M);
- b. Clearfil SE Bond (Kuraray);
- c. One UP Bond-F (Tokuyama);
- d. Cavidade após aplicação de um dos sistemas adesivos.

Para o sistema SINGLE BOND, a dentina foi seca com papel absorvente (Mellita) recortado, de maneira que a mesma permanecesse úmida, mas sem resquícios de umidade superficial. Já os sistemas autocondicionantes, CLEARFIL SE BOND e ONE UP BOND-F, foram aplicados em dentina seca (jato de ar / 5 segundos). Após a aplicação dos *primers*, em ambos os sistemas, o solvente foi evaporado de maneira vigorosa com jato de ar (~20segundos), até que se observasse um “brilho acetinado seco” em toda a superfície dentinária. Caso se observasse alguma área deficiente, uma nova aplicação era realizada.

Terminada a aplicação dos sistemas adesivos, as cavidades foram restauradas com resina composta (TPH Spectrum - Dentsply), incrementalmente. Cada incremento, num total de oito, foi aplicado de maneira oblíqua e polimerizado com luz halógena, utilizando-se o aparelho VIP (BISCO), pela técnica soft-start: 10 segundos – $100\text{mv}/\text{cm}^2$; 30 segundos - $600\text{mv}/\text{cm}^2$, para que o mínimo de tensões fosse gerado na interface (FIGURA 3).

FIGURA 3: a. Resina composta TPH Spectrum;
b. Primeira incremento de resina (Lingual);
c. Segundo incremento de resina (Vestibular);
d. Terceiro e quarto incrementos;
e. Restauração concluída com isolamento;
f. Restauração concluída sem isolamento.

Terminado o procedimento restaurador, o paciente era encaminhado à Urgência Odontológica da FOB – USP, para extração dos dentes.

Previamente à extração, era feito todo procedimento de assepsia da região, o paciente anestesiado novamente, e o dente extraído com uso de extrator reto, colocado o mais apicalmente possível, para que o mínimo de tensões fossem geradas no dente e na restauração durante o procedimento (FIGURA 4). Terminada a extração, os dentes eram limpos, colocados em solução fisiológica 0,9%, contendo cristais de timol a 0,1%, e armazenados em estufa a 37°C.

a

b

c

d

FIGURA 4: a. Sindesmotomia;
b. Colocação apical do extrator e luxação do dente;
c. Extração do dente;
d. Dente extraído.

A segunda parte desta pesquisa foi desenvolvida na UNIVERSITY OF MISSOURI – SCHOOL OF DENTISTRY – KANSAS CITY / MISSOURI – USA.

Os dentes restaurados *in vivo* foram trazidos para análise da interface adesiva, produzida pelos três sistemas testados, através de Microscopia Óptica, Microscopia Eletrônica de Varredura e Espectroscopia Micro-Raman. Os espécimes ficaram armazenados por um período de 1,5-2 meses, em solução fisiológica de timol a 1%, até o início das análises. Sete dentes foram utilizados para cada sistema.

A. MICROSCOPIA ÓPTICA:

Para essa técnica, os espécimes foram preparados de acordo com SPENCER;SWAFFORD (90). Seis dentes foram utilizados para cada sistema adesivo. Nesta etapa, os espécimes tiveram a porção oclusal coronal seccionada com disco diamantado (BUEHLER / 11-4244, Lake Bluff, Illinois / USA) montado em uma máquina de cortes sob refrigeração com água (ISOMET 100 / 11-2180 – BUEHLER Lake Bluff, Illinois / USA) e, em seguida, a porção radicular, também seccionada a 1mm além da junção cimento-esmalte (FIGURA 5).

a

b

FIGURA 5 : a. Espécime montado no dispositivo e acoplado à máquina de corte;
 b. Início da secção coronária do dente;
 c. Superfície coronária seccionada, deixando um remanescente bem fino de resina composta;
 d. Secção da porção radicular do dente.

Seguidamente, o remanescente coronário contendo parte da restauração de resina composta e a interface adesiva, foi fixado pela porção radicular da coroa em um stub de alumínio e seccionados novamente, perpendicular a interface adesiva, obtendo-se espécimes com dimensões aproximadas de: 2mm de largura, 2mm de espessura, 8mm de comprimento. Dois espécimes foram obtidos por dente (FIGURA 6).

FIGURA 6 : a. Remanescente dentário, após secção, contendo a interface adesiva e uma fina camada de resina composta;
 b. Remanescente fixado no *stub* de alumínio;
 c. Conjunto montado na máquina de cortes para secção longitudinal do remanescente coronário em fatias 2x2x8mm;
 d. Visão oclusal do remanescente seccionado;
 e. Secção na base do remanescente, perpendicular aos cortes iniciais;
 f. Espécimes obtidos após secção.

Em seguida, um dos espécimes, escolhido de maneira aleatória, foi fixado com adesivo à base de cianocrilato (ZAPIT – Dental Ventures of America . inc / USA) em um dispositivo de acrílico e montado em um micrótomo de tecido duro (LEICA SM 2500 S). Os espécimes eram adaptados na plataforma superior da máquina e sua, altura em relação à lâmina de corte, ajustada de maneira manual, inicialmente, para que a superfície do espécime ficasse a mais próxima da mesma (FIGURA 7).

a

b

c

d

e

FIGURA 7: a. Espécime fixado no dispositivo de resina acrílica;
b. Micrótomo de tecido duro;
c. Vista da plataforma móvel do micrótomo;
d. Espécime acoplado à plataforma;
e. Espécime ajustado em relação a lâmina do micrótomo.

Em seguida, a máquina era regulada afim de que produzisse cortes de 20 μ m, para regularização da superfície do espécime, e iniciada de maneira a realizar movimentos de vai-e-vem, ao mesmo tempo que se elevava na espessura determinada. Após a planificação dos espécimes, a máquina era ajustada para que se obtivessem secções do espécime de 5 μ m. Iniciada novamente a máquina, os espécimes eram coletados com o auxílio de um pincel fino (ESSEX 3/0 series 215 / USA), em uma lâmina de vidro histológica (FISHERBRAND MICROSCOPE SLIDES – Fisher Scientific / USA), previamente pincelada com adesivo tipo Haupt. Durante todo o procedimento, a lâmina e o espécime eram lubrificados com água. Coletadas as fatias, estas permaneciam em temperatura ambiente, por 24 horas, para secagem completa das mesmas. Uma média de 10 fatias eram coletadas por espécime (FIGURA 8).

a

b

c

d

e

f

FIGURA 8: a. Início do corte do espécime;

b. Fatia seccionada ($5\mu\text{m}$);

c. Captação da fatia na lâmina de vidro, com auxílio de um pincel sob lubrificação com água;

d. Fatias coletadas na lâmina de vidro;

e. Conjunto das fatias após secção;

f. Fatias após 24hs de secagem.

Os espécimes então, foram corados com tricromo de Goldner, seguido-se o seguinte protocolo para posterior observação da interface adesiva em MO.

1. WEIGHERT HEMATOXILINA.....20 minutos
2. RINSAGEM COM ÁGUA DESTILADA
3. LAVAGEM EM ÁGUA CORRENTE.....15 minutos
4. RINSAGEM COM ÁGUA DESTILADA
5. PONCEAU / FUCSCINA ÁCIDA.....30 minutos
6. RINSAGEM COM ÁCIDO ACÉTICO 1%
7. ÁCIDO FOSFOMOLIBÍDICO / ORANGE G.....10 minutos
8. RINSAGEM COM ÁCIDO ACÉTICO 1%.
9. LIGHT GREEN.....15 minutos
10. RINSAGEM COM ÁCIDO ACÉTICO 1%
11. RINSAGEM COM ETANOL 70%
12. RINSAGEM COM ETANOL 95%
13. RINSAGEM COM ETANOL 100%
14. XILENO.....3 minutos
15. XILENO (deixar secar).....5 minutos

Após coloração, uma gota de *mounting media* (LIPSHAW COVER GLASS – MOUNTING MEDIA / DETROIT – USA) era colocada na lâmina, e os espécimes cobertos com uma lamínula de vidro (PREMIUM COVERSLIP GLASS – FISHERfinest / FISHER SCIENTIFIC / USA) (FIGURA 9).

FIGURA 9 : a. Fatias já coradas com Tricromo de Goldner

b. Fatias cobertas com a lamínula de vidro, prontas para serem analisadas em MO.

Em seguida, os espécimes eram levados a um Microscópio Óptico (NIKON ECLIPSE E800) para análise da interface adesiva. Os espécimes eram analisados com magnificação de 100X, e as imagens capturadas em uma câmera (CCD CAMERA – OPTRONICS) acoplada ao mesmo, digitalizadas e transferidas para o computador, onde a análise e observação das mesmas foram feitas por um software (analySIS) (FIGURA 10). Em cada espécime (dente) eram analisadas as dez fatias para verificação da consistência dos resultados e, ao final, uma era escolhida, de maneira aleatória, para análise/comparação com os outros dentes. Por meio dessa técnica, o colágeno não infiltrado / protegido pelo sistema adesivo se cora de vermelho, a dentina mineralizada subjacente, de verde e o sistema adesivo, de um beje translúcido quase imperceptível.

FIGURA 10: a. Lâmina montada no microscópio óptico;
b. Software (Analysis), para análise das imagens.

B. ESPECTROSCOPIA MICRO-RAMAN:

Nessa técnica, o mesmo espécime usado para a microscopia óptica foi utilizado. Assim cada dente/espécime serviu de controle de si próprio e as técnicas se complementam. Três espécimes (dentes) foram analisados em cada sistema adesivo. O princípio do Raman é a captação das vibrações moleculares inerentes de cada elemento, proporcionando uma análise qualitativa e quantitativa de toda interface adesiva.

Os espectros Raman foram registrados com um Espectrômetro Raman (JASCO NRS-2000) equipado com um conjunto de lentes ópticas e confocais e acoplado/conectado a um detector CCD. O espécime era colocado imerso em água, primeiramente em uma câmara, sob a plataforma de um microscópio óptico, e a interface era localizada com auxílio desse MO com uma lente de magnificação de 100X (FIGURA 11). Essa plataforma permitia movimentos nos eixos X-Y-Z do espécime. Quando a interface era localizada e determinada (LOCAL), o conjunto era acionado. O espécime era excitado com laser de Argônio, operando a 514.5nm. Aproximadamente 3mW de energia incidia no espécime. A análise era feita em intervalos de 1μm através de toda interface. Isso era possibilitado pelo conjunto e disposição das lentes ópticas e confocais, possibilitando um feixe bem fino do laser sob o espécime, permitindo uma resolução espacial de 1μm. O espectro foi obtido a uma resolução de $\sim 6\text{cm}^{-1}$,

sob uma região de espectro entre $875\text{-}1785\text{ cm}^{-1}$. Duas leituras eram feitas da mesma região, com um tempo de integração de 90s. Três *sites* foram analisados por cada espécime.

Os espectros eram analisados através de um *software* (JASCO SPECTRA MANAGER). A imagem digital da interface adesiva, com demarcações indicando a posição de cada espectro, referente à região analisada da mesma era observada simultaneamente. Assim, vários locais eram examinados e comparados espectroscopicamente, através de toda interface.

a

b

FIGURA 11: a. Micro-raman (JASCO NRS – 2000);

b. Espécime submerso em água, montado na plataforma de um microscópio óptico para coleta dos espectros Raman.

C. ANÁLISE EM MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA (MEV):

Nesta última etapa do estudo, o espécime adjacente de cada dente foi tratado com ácido clorídrico 5N por 30 segundos, para remoção da *smear layer* superficial, seguido da aplicação de hipoclorito de sódio a 5% por 30 minutos, para remoção de todo colágeno não infiltrado pelo sistema adesivo. Em seguida, foram desidratados em sequência ascendente de etanol: 33% / 15 minutos; 67% / 15 minutos; 85% / 15 minutos; 95% / 15 minutos; 100% / 15 minutos e, finalmente, em HMDS / 15 minutos. Os espécimes permaneceram em uma incubadora em temperatura ambiente por 24 horas, para depois serem, montados em *stubs* de alumínio e metalizados com ouro-paládio em um metalizador (Denton Vacuum, INC. / Model Desk-1 – Cherry Hill, NJ / USA). A seguir, foram examinados em MEV (FIELD EMISSION ESEM XL 30 / FEI Company – Hillsboro, Oregon , USA) (FIGURA 12). Por essa técnica, pode-se analisar e avaliar toda a dimensão da zona não infiltrada pelo sistema adesivo, em toda a extensão da interface adesiva.

a

b

FIGURA 12: a. Espécimes metalizados;

b. Microscópio Eletrônico de Varredura.

Assim, no final de todo processo, por meio das três técnicas, pôde-se obter uma análise de toda interface; além de um unico dente / espécime, ser utilizado para as três técnicas, sendo cada um controle e complemento de si próprio.

Como controle, os mesmos procedimentos foram realizados em pré-molares hígidos extraídos (FIGURA 13). Sete dentes foram utilizados para cada sistema adesivo.

FIGURA 13: Pré-molares *In Vitro*

- a. Dente hígido;
- b. Preparo da cavidade;
- c. Dente após aplicação dos sistemas adesivos e restaurado.

RESULTADOS

5. RESULTADOS:

5.1- MICROSCOPIA ÓPTICA:

Por meio dessa técnica, os espécimes corados com Tricromo de Goldner, a dentina mineralizada se cora de verde, o colágeno não devidamente infiltrado de vermelho e o sistema adesivo, de bege pálido, quando presente. Não é possível ou é muito difícil de se detectar a camada híbrida pois o objetivo principal desta técnica é identificar colágeno exposto, não devidamente infiltrado/protegido pelo sistema adesivo o qual, conseqüentemente, se torna, disponível para reação com o corante.

Os resultados *in vitro* no sistema Single Bond (FIG. 14-a) mostraram a presença de uma grande e distinta área corada, representando colágeno não infiltrado e/ou não devidamente protegido pelo sistema adesivo na base da camada híbrida, disponível para reação com o corante. Nos espécimes *in vivo* (FIG. 14-b), a mesma característica foi observada, porém, esta área apresentou-se ligeiramente maior. A presença dos *tags* de resina, embora não tão claramente, também pôde ser detectada por meio dessa técnica, mostrando-se os mesmos, delineados pela área de colágeno não infiltrado.

a

b

FIGURA 14 : SISTEMA SINGLE BOND

a. *In Vitro*b. *In Vivo*

No sistema Clearfil SE Bond, essa área corada de vermelho não foi observada. Porém uma área bem fina, estreita e compacta, corada de roxo, consistente, em toda a extensão da interface adesiva, foi detectada, tanto *in vivo* quanto *in vitro*, sem diferenças marcantes entre os grupos (FIGURA 15). Isso significa que, embora não tão evidente quanto no sistema Single Bond, há a presença de fibras colágenas disponíveis para reação com o corante, donde se conclui que, nem todo colágeno foi adequadamente protegido e infiltrado pelo sistema adesivo. Os *tags* de resina também puderam ser detectados penetrando nos túbulos, principalmente *in vitro* circundados, no topo, por esta área roxa. *In vivo*, os *tags* foram raros e, quando presentes, apresentaram-se isolados, curtos e finos.

a

b

FIGURA 15: SISTEMA CLEARFIL SE BOND

- a. In Vivo
- b. In vitro

Para o sistema One UP Bond-F, essa área corada de roxo foi semelhante à do sistema Clearfil, porém não se mostrou tão consistente. *In vivo*, esta se mostrou bastante fina em toda extensão da interface adesiva, variando áreas mais compactas intercaladas com áreas mais porosas. *In vitro*, esta se apresentou um pouco mais espessa e compacta ao longo da interface. Os *tags* de resina foram observados *in vitro* e *in vivo*, mas neste, eles foram em menor número, mais curtos e finos (FIGURA 16).

a

b

FIGURA 16: SISTEMA ONE UP BOND-F

a. *In Vivo*;b. *In Vitro*.

5.2- MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA:

Em MEV, os espécimes *in vitro* tratados com o sistema Single Bond mostraram a presença de uma camada híbrida com uma espessura consistente ao longo de toda interface adesiva e, logo abaixo, uma zona de colágeno não infiltrado, removido pelo hipoclorito, em torno de 10μm (FIG. 17-a). Esta coincide com os achados da microscopia óptica, confirmando-os e demonstrando que a mesma área disponível para reação com o Tricromo de Goldner, na MO, também foi disponível e digerida pelo hipoclorito. A camada híbrida, apesar de se apresentar com espessura consistente em toda interface, se mostrou, porém, muito porosa em toda sua extensão (FIG.17-b). O *tags* de resina se mostraram característicos dos sistemas que se utilizam de condicionamento ácido, ou seja, *tags* com formato cônico devido à dissolução da dentina peritubular superficial e hibridização intratubular nessa região (FIG. 17-a, b).

a

b

FIGURA 17: a. Sistema Single Bond *in vitro*, mostrando uma camada híbrida com espessura consistente ao longo da interface;
b. Camada híbrida espessa, porém porosa em sua extensão

In vivo, a presença da camada híbrida foi observada, porém com espessura mais fina e irregular (FIG. 18-a, b). Esta se mostrou, também, bastante porosa em sua extensão, não muito diferente dos achados *in vitro* (FIG. 18-d,e). A região de colágeno não infiltrado, na base da camada híbrida, removido pelo hipoclorito, também foi detectada, também em torno de 10 μ m (FIG. 18-d). Os *tags* de resina se mostraram claramente mais curtos e finos (FIG. 18-a, b, c, d). Em muitas partes da interface, *in vivo*, os *tags* se mostraram curvados, sugerindo uma inadequada polimerização desses (FIG. 18- g).

a

b

c

d

f

FIGURA 18: a. Single Bond *in vivo* mostrando uma camada híbrida mais fina e irregular;
 b. Maior aumento;
 c. Região de camada híbrida mais espessa;
 d. Maior aumento;
 e. Camada híbrida mostrando alto grau de porosidade;
 f. Camada híbrida fina e *tags* de resina curvos/dobrados.

Para o sistema Clearfil SE Bond, a camada híbrida se mostrou significativamente mais fina, quando comparada ao sistema Single Bond, coincidindo também com os achados da MO, porém significativamente também mais compacta e homogênea. Não foi observada, por esta técnica, grandes diferenças em relação à morfologia da camada híbrida *in vitro* (Fig. 19-a) e *in vivo* (FIG. 19-b), embora naquela, a camada híbrida tenha se apresentado ligeiramente mais espessa (FIG. a, b). A presença de uma área de colágeno não infiltrado que pudesse ser detectada também não foi observada em ambas as situações. Porém, diferenças claras foram observadas em relação aos *tags* de resina. *In vitro*, eles se apresentaram mais consistentes e longos ao longo da interface (FIG. 19-a),

ao passo que, *in vivo*, os *tags* apareciam alterando regiões e maior e menor densidade, sendo a primeira bastante rara (FIG. 19- b, c, d).

a

b

c

d

FIGURA 19: Sistema Clearfil SE Bond

- a. *In Vitro*;
- b. *In Vivo*;
- c. *In Vivo* com maior densidade de *Tags*;
- d. *In Vivo* com maior densidade de *Tags*, porém mais curtos.

Em muitas porções da extensão da interface *in vivo*, os *tags* se apresentavam de forma “dobrada”, o que sugere/pode representar uma inadequada polimerização dos mesmos devido à umidade, no interior dos túbulos, pelo fluido pulpar (FIGURA 20-a,b).

a

b

FIGURA 20 : a, b. Sistema Clearfil SE Bond *in vivo*, mostrando tags curvos

Quando comparados ao sistema Single Bond, os *tags* apresentavam-se destacadamente em menor número e com formato mais cilíndrico, mostrando a ausência ou a baixa dissolução da dentina peritubular.

No sistema One UP Bond-F, a camada híbrida se mostrou bastante fina, muitas vezes até difícil de se detectar, em ambas as situações. *In vivo*, os tags de resina foram muito raros, muitas vezes ausentes (FIG. 21-a). Quando presentes, na grande maioria das vezes se mostravam curtos e “muito dobrados”, devido, provavelmente, à pobre polimerização dos mesmos no interior dos túbulos (FIG.21- b, c).

a

b

c

FIGURA 21 : a. Sistema OUB-F in vivo, mostrando uma fina camada híbrida;
b. Fotomicrografia mostrando *tags* em menor número, curtos e/ou curvos;
c. *Tags* totalmente dobrados.

In vitro, a camada híbrida apresentou-se aparentemente mais espessa. Os *tags* se mostraram mais presentes e com formato cilíndrico, evidenciando, também, uma limitada dissolução da dentina peritubular (FIGURA 22-a).

Erro!

a

FIGURA 22: a. One UP Bond- F *In Vitro*

Em ambas as situações, apesar de não demonstrar aparência porosa, a camada híbrida apresentou uma inadequada compatibilidade com a resina composta restauradora, pois em vários locais, ao longo da interface, ela se mostrou separada da mesma e fusionada na dentina subjacente (FIG. 23-a). Em geral, a interface adesiva, com esse sistema, mostrou a presença de muitos defeitos em sua extensão (FIG. 23- b).

a

b

FIGURA 23: a. Fotomicrografia mostrando a separação da camada híbrida da resina composta;

b. Presença de muitos defeitos ao longo da interface.

5.4- ESPECTROSCOPIA MICRO-RAMAN:

Os espectros Raman coletados da dentina mineralizada e dos três sistemas adesivos estão apresentados na figura 24.

O espectro da dentina mineralizada (FIG. 24-a) revela os picos vibracionais tanto do componente inorgânico, cujo pico mais intenso ocorre a 960cm⁻¹, relacionado ao grupo P-O, da hidroxiapatita, quanto do componente orgânico (colágeno), cujos picos referenciais mais intensos ocorrem a 1245cm⁻¹ (amida III) E 1667cm⁻¹ (amida I).

Para o sistema Single Bond (FIG. 24-b), os picos referenciais mais intensos ocorreram a 1113cm⁻¹ (C-O-C), 1185cm⁻¹ (Gem-dimetil CH₃-C-CH₃) 1607cm⁻¹ (Fenil C=C), 1450cm⁻¹ (CH₂,CH₃) e 1720cm⁻¹ (C=O).

Para o sistema Clearfil SE Bond (FIG. 24-c), os picos mais intensos ocorreram a 1720cm⁻¹ (carbonil), 1457cm⁻¹ (CH₂CH₃), 1609cm⁻¹ (Fenil C=C), 1187cm⁻¹ (dimetil-gem) e 1113cm⁻¹ (C-O-C), sendo as três últimas estritamente associadas com o componente Bis-GMA desse sistema (SE Bond liquid)

Para o sistemas One UP Bond-F (FIG. 24-d), os picos mais intensos ocorreram a 1722cm⁻¹ (carbonil), 1457cm⁻¹ (CH₂), 966cm⁻¹ (P-O), 1609cm⁻¹ (Fenil C=C) e 1113cm⁻¹ (C-O-C), sendo as duas últimas bandas associadas aos componentes aromáticos desse sistema .

a

Single bond

b

c**CLARFIL** **d****OUB-F**

FIGURA 24: a. Espectros dos componentes inorgânicos e orgânicos da dentina e dos três sistemas adesivos utilizados.

b. Single Bond

c. Clearfil SE Bond

d. One UP Bond-F

e. Espectro dos 3 Sistemas Adesivos

O espectro Raman da interface adesiva proporcionado pelo sistema adesivo Single Bond *in vitro*, está representado na figura 25. Este representa o mapeamento da interface em intervalos de $1\mu\text{m}$ ao longo da interface.

Os quatro primeiros espectros são relacionados ao sistema adesivo. A interface adesiva está representada entre os espectros 5 e 10, sendo esta de aproximadamente $5\mu\text{m}$. Pela análise dos espectros ao longo da interface verifica-se maior contribuição do sistema adesivo nos dois primeiros micrometros da interface (espectros 5 e 6, pico 1609cm^{-1}). A partir do sétimo espectro até o décimo, nota-se uma menor contribuição em relação ao

sistema adesivo, mais particularmente ao Bis-GMA, picos 1113cm⁻¹ E 1607cm⁻¹), e verifica-se uma maior contribuição relacionada ao componente orgânico: colágeno (pico 1667cm⁻¹ relacionado ao grupo amida I). A diminuição na intensidade dos picos dos componentes adesivos indicam uma diminuição em sua penetração na dentina desmineralizada. Os picos 11 ao 13 são representativos da dentina mineralizada.

FIGURA 25 : O espectro Raman da interface adesiva proporcionada pelo sistema adesivo Single Bond *in vitro*

O espectro Raman da interface adesiva proporcionado pelo sistema adesivo Single Bond *in vivo* está representado na figura 26. Este representa o mapeamento da interface em intervalos de 1μm ao longo da interface.

Os quatro primeiros espectros são relacionados ao sistema adesivo. A interface adesiva está representada entre os espectros 5 e 12, sendo esta de aproximadamente 7 μ m concordando com a MO. Pela análise dos espectros ao longo da interface verifica-se que, embora se tenha maior contribuição do sistema adesivo nos 4 primeiros micrometros da interface (espectros 5 ao 8, pico 1609cm⁻¹), a partir do terceiro micrometro ao longo da interface (sétimo espectro) até a base da interface (12º espectro) há uma maior contribuição relacionada ao componente orgânico colágeno (pico 1667cm⁻¹ relacionado ao grupo amida I). A diminuição na intensidade dos picos dos componentes adesivos indica uma diminuição em sua penetração na dentina desmineralizada e/ou menor proteção das fibras colágenas. Os picos 13 ao 15 são representativos da dentina mineralizada.

FIGURA 26: Espectro Raman da interface adesiva proporcionado pelo sistema adesivo Single Bond *in vivo*

O espectro Raman da interface adesiva proporcionado pelo sistema adesivo Clearfil SE Bond, *in vitro*, está representado na figura 27.

O primeiro espectro está relacionado ao sistema adesivo. O picos vibracionais associados à interface adesiva (complexo hibridizado – adesivo, colágeno e mineral), estão representados no 2º espectro. A análise desse espectro indica que a interface adesiva é bem fina (em torno de 1µm), e o sistema adesivo, incluindo o Bis-GMA, penetrou e está integrado ao complexo hibridizado. O pico associado ao componente mineral nessa região (960cm⁻¹) sugere que a dentina foi levemente desmineralizada. Os espectros 3 e 4 são relacionados à dentina mineralizada.

FIGURA 27: Espectro Raman da interface adesiva proporcionada pelo sistema adesivo Clearfil SE Bond *in vitro*.

O espectro Raman da interface adesiva proporcionada pelo sistema adesivo Clearfil SE Bond *in vivo*, está representado na figura 28.

Os espectros 1 e 2 são relacionados ao sistema adesivo e os picos vibracionais relacionados à interface adesiva (complexo hibridizado) estão representados nos espectros 3 e 4. Isso não quer dizer, diretamente, que a interface *in vivo* é mais espessa que *in vitro*, mas, provavelmente, o 3º espectro representa o topo do complexo

hibridizado. Este complexo hibridizado, muito fino, e a resolução do Raman, de 1 micrometro, impediram que o feixe incidisse bem diretamente na interface, como no 4º espectro, mas sim no limite entre a mesma e o sistema adesivo. Quase nenhuma contribuição do componente resinoso BIS-GMA, foi observada na interface (ESPECTRO 4). O ligeiro aumento no pico mineral no espectro 2 é associado ao grupo fosfato (PO_4), liberado na reação com a dentina mineralizada o qual, provavelmente, foi incorporado no sistema adesivo ($\text{MONÔMERO} - \text{PO}_4$). Os espectros 5 e 6 são relacionados à dentina mineralizada.

FIGURA 28: Espectro Raman da interface adesiva proporcionada pelo sistema adesivo Clearfil SE Bond *in vivo*.

Pela intensidade do pico referente ao componente mineral, verifica-se uma desmineralização maior na superfície da interface (espectro 3), também integrada com os monômeros resinosos, e uma menor penetração na base do complexo hibridizado. Os espectros 5 e 6 são referentes à dentina mineralizada.

O mapeamento da interface produzido pelo sistema One Up Bond-F, *in vitro*, está representado na figura 29.

Os primeiros 3 espectros referem-se ao sistema adesivo. O aumento na intensidade do pico relacionado à porção mineral nos espectros referentes ao sistema adesivo é relacionado à incorporação, de grupos fosfato (PO_4), provenientes da reação do sistema adesivo com a dentina mineralizada, indicando que o sistema adesivo próximo à interface também reagiu e incorporou esses radicais. O 4º espectro é associado à região hibridizada ($\sim 1\mu\text{m}$), na qual os componentes associados ao sistema adesivo, colágeno e mineral são presentes. O 5 e 6 espectros são associados com a dentina mineralizada.

FIGURA 29: Mapeamento da interface produzida pelo sistema One Up Bond-F *in vitro*.

O mapeamento da interface produzida pelo sistema One Up Bond-F, *in vivo*, está representado na figura 30.

Os três primeiros espectros são relacionados ao sistema adesivo. Pela análise dos espectros percebe-se a ausência de interface adesiva ou a presença de uma interface extremamente fina que não pôde ser detectada pelo Raman (menor que $1\mu\text{m}$). Os

espectros 4-6 são relacionados à dentina mineralizada. O aumento no pico mineral no espectro 3 sugere uma leve reação do sistema adesivo com a dentina mineralizada superficial, mas uma interação muito leve pois não se nota a presença do pico relacionado ao colágeno, indicando uma baixa e inadequada penetração do sistema adesivo.

FIGURA 30: Mapeamento da interface produzida pelo sistema One Up Bond-F *in vivo*

DISCUSSÃO

6 . DISCUSSÃO:

No presente estudo, as restaurações e todo procedimento adesivo foram realizados *in vivo* e, portanto, os resultados podem ser considerados como representativos das reais situações clínicas. Entretanto, algumas colocações são de importância como, o fato de os dentes estarem indicados para extração por razões ortodônticas e serem extraídos imediatamente após restaurados. Sendo assim, o fator tempo e mastigação não puderam ser avaliados. Outro fator importante é que todos os dentes utilizados eram hígidos, sem a presença de cárie ou outros possíveis fatores que possam alterar significativamente o substrato dentinário o que, muitas vezes, não condiz com as situações clínicas⁷³. Embora esses fatores sejam, de certo modo, limitantes principalmente em relação ao comportamento a longo termo, a real situação clínica de procedimentos operatórios e restauradores adesivos foi verificada e constatada.

No presente estudo, o procedimento adesivo foi realizado em cavidades classe I. Estas, apesar de serem um procedimento corriqueiro e teoricamente de fácil realização, porém são cavidades que possuem um alto fator de configuração cavitária e, em se considerando restaurações adesivas, esse fator é de grande importância, no que tange a fatores relacionados à integridade da interface adesiva²⁸. Yoshikawa¹²⁶ et al., verificaram que a resistência adesiva de sistemas adesivos convencionais e autocondicionantes foi significativamente afetada quando superfícies planas, com fator de configuração 1 foram, foram transformadas em cavidades classe I com fator C 3. Bouillaguet et al.⁶, testando a hipótese de que a resistência adesiva das paredes cavitárias em cavidades classe II era menor que quando comparadas as mesmas localizações, com as paredes restauradas isoladamente, constataram que, dentro da mesma localização cavitária, todas as paredes planas apresentaram valores significativamente superiores que as mesmas integradas às cavidades. NIKAIDO et al.⁶⁶ avaliaram a influência de vários fatores (ciclagem térmica e mecânica e fator de configuração cavitária) na resistência adesiva do sistema Clearfil Liner Bond 2V e verificaram que o fator configuração teve uma maior influência, na resistência adesiva, que os outros fatores, sendo que a ciclagem termomecânica não afetou de maneira significativa o desempenho desse sistema em dentina plana. Esses resultados confirmam e concordam com os obtidos por PRICE⁸⁵ et al., que verificaram grande influência do fator configuração cavitária na resistência adesiva, e que a termociclagem só teve efeito juntamente com a presença de altos valores de configuração cavitária.

Outro fator de interesse clínico, nesse estudo, foi que as cavidades, embora com alto fator de configuração, foram restauradas de maneira incremental e fotopolimerizadas gradualmente permitindo,

assim, o melhor escoamento e relaxamento das tensões resultantes da contração de polimerização da resina composta (BOUILLAGUET et al. 2001⁶, HANNIG; FRIEDRICHS, 2001²⁸, OPDAM et al., 1998⁷³, YOSHIKAUWA et al., 1998¹²⁶). HANNING; FRIEDRICHS²⁸ verificaram que o selamento interno de restaurações adesivas é uma condição muito difícil de ser alcançada. Os autores comentam que, sob o ponto de vista clínico, a estabilidade, principalmente a longo termo, do selamento interno de restaurações adesivas de classe I é questionável. A presença ou a formação de *gaps* na interface é um fator detrimental, pelo fato de permitir maior deformação do material quando submetido aos esforços oclusais e estresse térmico. Esses *gaps*, quando não preenchidos pelo fluido dentinário, podem ser subsequenteemente preenchidos por fluidos relacionados a infiltração marginal, sendo essa região um ambiente perfeito para o crescimento bacteriano, implicando na falência da interface e procedimento adesivo.

As presenças da pressão pulpar e do fluido dentinário na dentina *in vivo*, têm sido reportadas como importantes fatores que influenciam o processo adesivo à dentina, podendo reduzir a adesão de sistemas adesivos no substrato dentinário úmido⁹². Tem sido sugerido que a pressão pulpar hidrostática, o exudato do fluido dentinário e o aumento da umidade dentinária na dentina vital podem afetar a íntima interação de certos sistemas adesivos com o tecido dentinário⁹², assim como de materiais resinosos^{79,80}.

Sendo assim, outro fator importante é que, para a realização dos procedimentos operatórios e restauradores, foi utilizado anestésico sem vasoconstrictor com a finalidade de que o mínimo de interferência na pressão pulpar fosse provocada. Embora alguns autores FERRARI, 1994¹⁷, FERRARI; CAGIDIACO; MASON, 1994¹⁸, GORACCI et al., 1994²³, TAY et al. 1995¹¹², TAY et al., 1994¹¹³) não tenham verificado grandes diferenças em relação à morfologia e valores de resistência adesiva em trabalhos *in vivo*, o mesmo não foi observado aqui; além do fato de que, na maioria dos trabalhos *in vivo*, foi utilizado anestésico com vasoconstrictor, o que causa uma queda acentuada da pressão pulpar. KIM et al.⁴⁵, verificaram que o fluxo do fluido dentinário foi significativamente influenciado quando do uso de vasoconstrictor nos anestésicos locais. O fluxo foi reduzido em 72% quando em anestésias infiltrativas, 67% após anestésias de bloqueio regional; quando do uso de anestesia ligamentar, o fluxo cessou em torno de 30 minutos. PITT-FORD; SEARE; McDONALD⁸³ verificaram que a aplicação local de 1-2ml de lidocaína 2% somente não teve efeito na pressão pulpar e fluido dentinário e a duração da anestesia foi em torno de 25 minutos. Porém a injeção de 1ml de lidocaína 2% contendo adrenalina 1:80.000 causou uma redução significativa no fluxo do fluido dentinário em torno de 31% com duração média de 68.5 minutos. O efeito anestésico durou aproximadamente 100 minutos. ITTAGARUM; TAY⁴² verificaram, através de réplicas de cavidades tipo *inlay* preparadas com anestésico local com e sem vasoconstrictor

que, com este, não houve bloqueio ou interrompimento do fluxo pulpar e fluido dentinário, e toda a parede pulpar das cavidades foi coberta por um filme amorfo causado pelo mesmo. Em contraste, quando do uso de anestésico com vasoconstrictor, esse fator não foi presente, pelo fato de este bloquear a exudação do fluido. Os autores comentam que, em tais condições, a pressão pulpar é reduzida a quase zero, que cuidados devem ser tomados para não se secar demais a dentina quando do uso de sistemas adesivos que requerem técnica úmida. Quando do uso de anestésicos sem vasoconstrictor, o contrário deve ser observado pois o fluido constante, associado à umidade adicional deixada após lavagem e secagem da dentina, pode causar um “sobremolhamento” da mesma (*overwet phenomenon*), que interfere na integridade e polimerização do sistema adesivo. Esse fator provavelmente ocorreu com os três sistemas adesivos utilizados nesse estudo na condição *in vivo*, pelas observações das imagens em MEV.

A maioria dos trabalhos na literatura são realizados *in vitro*, além do fato de serem realizadas em superfícies planas de dentina, a *smear layer* é criada pela abrasão dessa superfície com lixas de diferentes abrasividades^{3,4,8,12,14,20,29,41,49,50,54,55,58,59,61,66,67,76,78,85,97,99,102,105,106,114,115,117,124,125,127}. Esse fato embora propicie essa camada de *smear layer*, é questionado e dúvidas existem na literatura em relação ao abrasivo e método mais adequado para criação da mesma, que se assemelhe o mais possível às reais condições clínicas^{69,70,72,91,105}.

Apesar de o método de preparo para se obter a *smear layer* não tenha efeito significativo quando se utilizam sistemas adesivos convencionais⁷², esta pode ter mais significância em se tratando dos sistemas autocondicionantes^{47,70}. Entretanto vários trabalhos têm mostrado a efetividade desses sistemas em diferentes espessuras e modos de preparo da *smear layer* (ARRAIS.; GIANNINI, 2002³, MIYAZAKI; IWASAKI; ONOSE, 2002⁵⁴, OGATA et al., 2002⁶⁹, OGATA et al., 2001⁷⁰, OLIVEIRA et al., 2003⁷², TANI; FINGER, 2002¹⁰³, TAY et al., 2000¹⁰⁵, TAY, F. R.; PASHLEY, 2001¹⁰⁶, TAY et al., 2000¹¹¹). Embora OLIVEIRA et al.⁷², relatem que o sistema Clearfil SE Bond tenha sido influenciado por diferentes métodos e espessuras de *smear layer*, os resultados mostraram que, mesmo assim, os valores de resistência adesiva desse sistema foram maiores, para todas as situações, quando comparados ao sistema Single Bond. Relatam que para se gerar dados relevantes clinicamente, todo procedimento deve ser realizado o mais próximo possível das condições clínicas. Outro fator é que trabalhos relatam que a *smear layer* produzida com ponta diamantada é mais densa e, muitas vezes, não totalmente removida^{69,70,91}. Sendo assim, o uso de broca *carbide* 245, contribui ainda mais para validação clínica desse trabalho.

Vários métodos para análise da interface adesiva têm sido propostos propiciando a análise da qualidade da mesma. Entretanto, esses na maioria das vezes, provocam alterações na interface devido ao

preparo do espécime ou teste empregado, impossibilitando que o mesmo seja avaliado complementarmente por outra técnica⁹⁹.

A interface e qualidade adesiva têm sido estudadas através de técnicas de investigação e caracterização morfológica associadas a testes de resistência adesiva^{1,8,12,14,29,41,49,54,55,59,61,66,67,102,115,116,125}. Porém há a possibilidade de equívocos na utilização dessas técnicas, de erros de interpretação e resultados falso-positivos, por exemplo quando se interpretam valores altos de resistência adesiva como indicativo de interfaces adesivas com alta qualidade, quando de fato estas podem possuir defeitos em sua extensão, os quais muitas vezes não são detectados pelas técnicas convencionais (HASHIMOTO et al., 2000³⁰, HASHIMOTO et al., 2001³¹, SPENCER et al., 2000⁹⁷, WANG; SPENCER, 2000¹²⁴, ZHENG et al., 2001¹²⁷). Embora esses métodos proporcionem comparações entre diferentes sistemas adesivos, promovem apenas uma avaliação indireta sobre a qualidade e poucas informações sobre a composição química da camada híbrida (SPENCER, P.; WANG, 2002⁹⁵, SPENCER et al., 2000⁹⁷, WANG, Y; SPENCER 2003¹²³, WANG, Y.; SPENCER, 2002¹²⁴). Baseados nessas metodologias, não é claro quão bem os monômeros resinosos penetram na dentina desmineralizada e encapsulam as fibras colágenas. Sendo assim, para melhor entender toda a dinâmica e natureza da interface adesiva, novos métodos e técnicas que caracterizem microscopicamente os materiais devem ser empregados¹²⁴.

A metodologia utilizada para preparo dos espécimes e análise da interface adesiva neste estudo seguiu os parâmetros estabelecidos por SPENCER; WANG^{95,97,99,123,124} onde o mesmo espécime foi analisado pelas três técnicas, proporcionando uma análise complementar e completa da interface adesiva, o que diminui a possibilidade de interferências.

O uso dessa técnica de preparo e coloração dos espécimes para microscopia óptica é um método simples para se visualizar e identificar estruturalmente a interface adesiva, principalmente a presença de colágeno não devidamente infiltrado pelo sistema adesivo, e não destrutiva, quando comparada aos métodos convencionais para análise da interface^{99,124}. A profundidade e extensão de desmineralização, infiltração do sistema adesivo, extensão de encapsulamento e proteção do colágeno e a formação dos *tags* de resina, podem ser observados e avaliados ao longo de toda interface (SPENCER et al., 2000⁹⁷, WANG; SPENCER, 2003¹²³, WANG; SPENCER 2002¹²⁴).

A técnica de microscopia óptica utilizada neste estudo envolve a obtenção de secções muito finas (5µm) da interface adesiva, com o uso de um micrótomo de tecido duro, sem que o espécime seja embebido, fixado ou descalcificado, o que poderia causar alterações e possíveis artefatos de técnica, além do fato de o espécime ser analisado em condições atmosféricas normais, e coradas com uso de Tricromo

de Goldner, o qual é uma modificação do Tricromo de Masson, mais comumente utilizado para coloração de tecido ósseo. Sendo assim, o uso dessa técnica de coloração é um método seguro e validado para identificação de *sites* de incompleta infiltração dos monômeros resinosos na dentina desmineralizada (SPENCER et al., 2000⁹⁷, WANG; SPENCER, 2003¹²³, WANG; SPENCER 2002¹²⁴).

O mesmo espécime utilizado para microscopia óptica foi utilizado para análise micro-Raman. Este é baseado na análise quantitativa e qualitativa da interface adesiva através da captação das vibrações moleculares inerentes de cada elemento. Essa técnica, devido à sua capacidade de análise do espécime sem qualquer preparação adicional que possa causar alterações dimensionais e estruturais no mesmo, tem sido utilizada para o mapeamento químico/estrutural *in situ*, da camada híbrida (MOLL; PARK; HALLER, 2002⁶⁰, SPENCER; WANG 2002⁹⁵, SPENCER et al., 2000⁹⁷, SPENCER; WIELICZKA, 1999⁹⁸, SUZUKI; KATO; WAKUMOTO, 1991¹⁰⁰, WANG; SPENCER, 2003¹²³, WANG; SPENCER, 2002¹²⁴). Apresenta muitas vantagens sobre as outras técnicas para análise da interface adesiva, não é destrutiva e requer mínima ou não requer preparação do espécime. É um método não invasivo, de resultado rápido, seguro, onde mínima quantidade de amostra é requerida. Esta pode ser analisada em água, em temperatura ambiente, evitando a desidratação do espécime, pois não interfere na aquisição dos espectros. Pela combinação de espectroscopia e microscopia, a espectroscopia Raman pode ser utilizada para se detectar e quantificar a composição molecular de materiais, incluindo a interface adesiva. Essa informação molecular é obtida através de uma resolução espacial muito pequena ao longo da interface (1µm). Nessa técnica, a resolução espacial é definida pelo arranjo de espelhos confocais que permitem a obtenção de um feixe bem fino do laser utilizado para excitação do espécime. Como os espectros Raman são muito específicos, possibilitam a identificação e quantificação molecular da amostra. Assim, os grupos funcionais do composto são detectados pelos seus específicos espectros obtidos.

O uso de microscopia eletrônica de varredura para análise da interface adesiva é um método já consagrado, porém pode causar alterações e artefatos no espécime, o que pode induzir a erros de interpretação³². Isso, embora possa ter ocorrido neste estudo, de certa forma foi minimizado pelo uso de técnicas não destrutivas no mesmo espécime.

O substrato dentinário pode ser considerado como um composto biológico formado por uma matriz colágena (principalmente colágeno tipo I), preenchido por cristais de hidroxiapatita. Durante os procedimentos adesivos, os quais se utilizam de soluções ácidas para extração dessa porção mineral, esses espaços devem ser preenchidos e as fibras colágenas encapsuladas pelos monômeros resinosos, criando um novo composto, biopolímero, formado pela integração desses monômeros resinosos com as fibras colágenas⁹⁹.

Porém, a criação dessa camada com esses sistemas adesivos, pela penetração de monômeros resinosos hidrofílicos na dentina desmineralizada, tem sido relacionada a problemas potenciais referentes à integridade e durabilidade da interface adesiva⁵¹. Na verdade, essa situação ideal, não acontece na prática. WANG; SPENCER¹²³ verificaram, que essa situação de completa penetração e encapsulamento das fibras apenas acontecem em condições especiais e controladas de laboratório.

Vários trabalhos na literatura têm mostrado defeitos ao longo da interface adesiva, principalmente na porção basal da camada híbrida, com sistemas adesivos que requerem condicionamento ácido, devido a uma discrepância no grau de desmineralização e o grau de infiltração dos sistemas adesivo^{8,30,31,32,33,35,36,40,60,78,89,94,97,99,115,116,120,121,124,127}. Sendo assim, criam-se sítios para permeação de fluidos, íons, moléculas e enzimas bacterianas, degradando a interface adesiva. SANO⁸⁸, definiu esse fenômeno como nanoinfiltração, ou seja, a passagem de substâncias através dessas porosidades principalmente na base da interface adesiva, na ausência de *gaps* nas margens da restauração. Essa passagem de fluidos ao longo da interface tem sido responsável pela degradação e queda da resistência adesiva ao longo do tempo⁵¹. Vários trabalhos *in vivo*^{32,33,89,101,120} e *in vitro*^{11,26,30,31,34,35,36,37,38,39,40,44,51,71,88,94} têm mostrado a degradação do colágeno e/ou dos monômeros resinosos ao longo da interface, promovendo a extração desses do interior da camada híbrida.

Na verdade, vários trabalhos^{7,11,13,26,32,33,56,60,71,82,88,94,97,99,100,120,124} têm mostrado que, com os sistemas adesivos convencionais, a camada híbrida é uma estrutura porosa em sua extensão, e que a difusão dos sistemas adesivos, principalmente aqueles que requerem condicionamento ácido prévio, diminui nas regiões mais profundas da dentina desmineralizada. Essa incompleta difusão dos monômeros resinosos na extensão da interface pode ser atribuída a uma série de fatores, incluindo as propriedades intrínsecas de cada sistema, como solventes utilizados (JACOBSEN; SODERHOLM, 1995⁴³, NAKAJIMA et al., 2002⁶⁵, NUNES; SWIFT Jr.; PERDIGÃO⁶⁸, PASHLEY et al., 2003⁷⁴), parâmetros de solubilidade (NAKAJIMA et al., 2002⁶⁵, PASHLEY et al., 2003⁷⁴) e grau de hidrofobicidade/hidrofiliidade do sistema adesivo (SPENCER; WANG, 2002⁹⁵, WANG; SPENCER, 2003¹²³).

Já para os sistemas autocondicionantes esse fato não ocorre, pois como os *primers* ácidos contêm os monômeros resinosos, à medida que a dentina vai sendo desmineralizada a infiltração ocorre simultaneamente. Entretanto, microcanais, devido à retenção de água, foram detectados através de testes de nanoinfiltração, ao longo da interface adesiva produzida por esses sistemas^{1,50,76,78,108,114}. Ambos os fatores, para ambos os tipos de sistemas adesivos, servem como *sites* para hidrólise e degradação da interface adesiva.

Recentemente, vários trabalhos têm mostrado a diminuição da resistência adesiva de espécimes armazenados em água a longo termo (ARMSTRONG et al., 2003², BURROW; SATOH; TAGAMI, 1996¹¹, GWINNETT; YU, 1995²⁶, HASHIMOTO et al., 2003³⁶, HASHIMOTO et al., 2002³⁷, HASHIMOTO et al., 2002⁴⁰, KATO; NAKABAYASHI, 1998⁴⁴, LI; BURROW; TYAS, 2002⁵¹, OKUDA et al., 2002⁷¹, SHONO et al., 1999⁹⁴). Esses autores sugerem, que a absorção de água pela porção não infiltrada da dentina desmineralizada pode ser a causa de degradação hidrolítica dos monômeros resinosos e fibras colágenas, levando à falência da interface e queda da resistência adesiva. Segundo HASHIMOTO³⁰, a inadequada hibridização das fibras colágenas pode ocorrer ao longo de toda interface, e que a presença de dentina desmineralizada e não infiltrada afeta a integridade do procedimento adesivo a curto e longo prazo.

Hashimoto et al. 31 verificaram, através da análise fractográfica de espécimes fraturados, a presença de uma área de dentina desmineralizada e não infiltrada nos sistemas adesivos Single Bond e One Step (embora neste último em número bem reduzido). Porém essa área não foi detectada para os sistema MAC BOND II. Os autores comentam que, embora os sistemas convencionais tenham proporcionado uma resistência adesiva mediata significativamente superior, esse resultado não pode ser considerado como critério para qualificação de uma boa interface adesiva.

A degradação do colágeno tem sido observada em sistemas adesivos que se utilizam de condicionamento ácido prévio, em estudos a longo termo (HASHIMOTO et al., 2003³⁶, HASHIMOTO et al., 2002³⁷, HASHIMOTO et al., 2003³⁸, HASHIMOTO et al., 2002⁴⁰, KATO, G.; NAKABAYASHI, 1998⁴⁴). Essa degradação possivelmente se inicia nas áreas de colágeno exposto e não infiltrado na dentina desmineralizada, devido a uma discrepância no grau de desmineralização pelo ácido e infiltração do sistema adesivo³⁶. Entretanto, alguns estudos têm mostrado que esse fator não foi encontrado com o uso de sistemas adesivos autocondicionantes^{89,101}, pelo fato de promoverem um melhor encapsulamento e proteção das fibras colágenas. Esse fator protege as mesmas de sofrerem degradação³⁶.

A perda do conteúdo resinoso no espaço interfibrilar pode ter como causa a extração de monômeros não polimerizados (HASHIMOTO et al., 2003³⁶, MIYAZAKI et al., 2003⁵⁶, SANO et al., 1999⁸⁹). A extração dos mesmos pode se dever à presença e efeito de nanoinfiltração via espaços interfibrilares na região da dentina desmineralizada. A porosidade dessa região pode aumentar ao longo do tempo, devido à sorção de água, assim acelerando a degradação da interface adesiva³⁶. Clinicamente, a presença de saliva em contato com a interface da restauração pode degradar o conteúdo resinoso da mesma, devido ao efeito da enzima esterase contida na saliva, e degradar o colágeno pela presença,

também, de metaloproteinases que, como sabido, estão presentes na dentina e, ao serem ativadas, podem degradar o colágeno^{36,122}.

KATO; NAKABAYASHI⁴⁴ não detectaram diferença significativa nos valores de resistência adesiva após imersão em água por um período de 1 a 6 meses. Porém, o número de fraturas na dentina desmineralizada aumentou após seis meses em relação às fraturas coesivas no sistema adesivo. Após um ano, a resistência adesiva caiu significativamente, embora não se tenham observado grandes alterações na resina restauradora. Os autores argumentam que a resina adesiva é estável em água, porém o colágeno não infiltrado é facilmente degradado pela exposição à água. Isso contraria um pouco os achados de (BURROW; SATOH; TAGAMI, 1996¹¹, GWINNETT; YU, 1995²⁶, HASHIMOTO et al., 2002³², HASHIMOTO et al., 2000³³, HASHIMOTO et al., 2003³⁶, HASHIMOTO et al., 2002³⁷, HASHIMOTO et al., 2002⁴⁰, LI; BURROW; TYAS, 2002⁵¹, OKUDA, 2002⁷¹, SANO et al., 1999⁸⁹, TAKAHASHI et al., 2002¹⁰¹), que verificaram, após avaliações de longo prazo, grandes alterações da interface adesiva pela degradação dos monômeros resinosos e sistema adesivo. Porém o mesmo fato, relacionado à degradação do colágeno exposto, foi observado. BURROW; SATOH; TAGAMI¹¹, verificaram num estudo, a longo prazo, de durabilidade da resistência adesiva que a base da interface adesiva é a região mais susceptível a degradação hidrolítica e que essa camada pode ser o fator mais vulnerável para se alcançar uma adesão estável e duradoura. Também relatam que o fator principal na redução da resistência adesiva após períodos de 1 a 3 anos está relacionado a possíveis efeitos de hidrólise no colágeno exposto, monômeros resinosos na camada híbrida e resina adesiva.

HASHIMOTO et al.³⁶ verificaram, em um estudo após 1 ano de armazenagem de espécimes em água, que dois padrões de degradação da interface foram observados: a desorganização das fibras colágenas e a perda de conteúdo resinoso dos espaços interfibrilares. Tal degradação talvez se deva à hidrólise do colágeno ou do conteúdo resinoso da interface, conseqüentemente comprometendo as propriedades físicas da interface.

HASHIMOTO et al.³⁸ verificaram que, em situações onde as fibras de colágeno são rodeadas pela parte mineral da dentina, esta protege as fibras do efeito hidrolítico da água. Porém, baseados em suas análises após armazenagem em água por 500 dias, verificaram que o colágeno não infiltrado pelo sistema adesivo é susceptível a degradação hidrolítica devido ao contato direto com a água. Os autores constataram após 500 dias, uma perda e desarranjo da arquitetura do colágeno (*crossband*), aumento do espaço interfibrilar e uma diminuição do diâmetro das fibrilas de colágeno.

HASHIMOTO et al.³², verificaram *in vivo* a degradação do colágeno e do conteúdo resinoso da interface adesiva, em molares decíduos, após anos de função na cavidade bucal. Os autores comentam

que, na cavidade oral, devido a presença de bactérias e seus produtos enzimáticos, esse processo é ainda mais acelerado.

MEIERS; YOUNG⁵¹, constataram grande perda na resistência adesiva de três sistemas adesivos convencionais após armazenagem em água por 2 anos. Os autores comentam que o ligeiro aumento na resistência adesiva, após 6 meses, pode se dever à maturação da matriz resinosa; mas após 12, 18 e 24 meses a absorção de água pela interface contribuiu para queda da resistência adesiva nesses períodos.

GRIFFITHS; WATSON, SHERIFF²⁵ verificaram, através de microscopia confocal e teste de micropermeabilidade utilizando um sistema adesivo convencional de passo único e um sistema autocondicionante, que mesmo na ausência de *gaps* e na aparente boa penetração e selamento da interface adesiva, esta permitiu a passagem de fluidos ao longo da mesma, não sendo esses sistemas capazes de selar completamente a interface²⁵, corroborando os achados de BOULLAGUET et al.⁷ onde verificaram, entre três sistemas adesivos, que nenhum foi capaz de promover um selamento perfeito após hibridização da dentina. E também com os achados aqui da MO, mostrando colágeno não protegido pelos sistemas adesivos ao longo da interface. Os autores verificaram que essa falha no selamento se localizou ou na parede lateral dos túbulos dentinários, provavelmente devido a contração do sistema adesivo²⁵, ou ao longo da camada híbrida.

O adesivo Single Bond é um sistema à base de água e etanol, Hema e Bis-GMA, portanto um sistema com uma hidrofobicidade maior que o de outros sistemas que não se utilizam Bis-GMA como monômero resinoso. A função do solvente em um sistema adesivo de frasco único é a de solubilizar e servir como veículo para carreamento dos monômeros resinosos, ao mesmo tempo em que promove uma desidratação química na dentina⁶⁵, assim como reduz a viscosidade do mesmo e modifica a pressão de vapor da água residual na dentina desmineralizada, facilitando sua remoção⁹¹. Além desse fator, o vapor de pressão da água é mais baixo quando comparado ao etanol. Idealmente, a combinação solvente/HEMA permitiria que o colágeno se mantivesse expandido para infiltração dos monômeros resinosos porém, vários trabalhos (NAKAJIMA et al., 2002⁶⁵, PASHLEY et al., 2003⁷⁴) têm mostrado que os próprios *primers* (solventes), etanol, hema, acetona, causam uma contração na estrutura do colágeno pelo fato de sua baixa capacidade de formação de pontes de hidrogênio com as fibras colágenas, permitindo a formação de interações entre as fibras (pontes de hidrogênio, Van der Waals, etc), causando seu colapso. Ao contrário a água, devido ao seu alto parâmetro de solubilidade de Hansen, rapidamente plastifica as fibras colágenas, formando com elas ligações intermoleculares, impedindo seu colapso⁷⁴, o que indica que os próprios “sistemas adesivos” limitam o espaço interfibrilar para penetração dos monômeros resinosos⁶⁵, sendo um fator a mais para criação de defeitos na interface. NAKAJIMA et

al.⁶⁵ verificaram que após aplicação de três sistemas adesivos ONE STEP, PRIME BOND NT e SINGLE BOND, na dentina desmineralizada, todos os sistemas, respectivamente, promoveram uma contração da matriz dentinária: 26,5%, 28,4% e 33,9%, o que limita o espaço disponível para penetração dos monômeros resinosos na dentina desmineralizada. Pelas análises em MEV dos espécimes, esses autores verificaram a diminuição dos espaços disponíveis para penetração dos sistemas adesivos, e que a dentina intertubular tratada com o sistema Single Bond tinha menos espaços disponíveis para os monômeros resinosos, seguido do sistema One Step e Prime Bond NT. Porém, o HEMA reduz significativamente a pressão de vapor da água, tornando mais difícil de remover essa água residual da dentina demineralizada, o que pode produzir áreas de incompleta polimerização no sistema adesivo e ao longo da interface (HASHIMOTO et al., 2002³⁷, JACOBSEN; SODERHOLM, 1995⁴³, PASHLEY et al., 2003⁷⁴, SPENCER et al., 2000⁹⁷, TAY; PASHLEY, 2003¹⁰⁸).

Essa água residual acumulada na interface impede a polimerização adequada dos monômeros no interior da camada híbrida; portanto o grau de conversão destes no interior da camada híbrida é menor que na resina adesiva. Esses monômeros são degradados e extraídos ao longo do tempo (HASHIMOTO et al., 2002³⁷, JACOBSEN; SODERHOLM, 1995⁴³, MIYAZAKI et al., 2003⁵⁶, PAUL et al., 1999⁷⁷, SANO et al., 1999⁸⁹, TOLEDANO et al. 2003¹¹⁵). Sendo assim, à medida que a concentração de Hema aumenta, torna-se mais difícil a remoção da água residual, e monômeros hidrofóbicos como Bis-GMA, resistem em penetrar na dentina desmineralizada, devido à presença dessa água residual^{95,115}. Por causa de sua natureza hidrofílica, a molécula de Hema prontamente se mistura e se difunde na dentina desmineralizada. Esta se separa dos componentes de maior hidrofobicidade, não contribuindo para a cadeia polimérica (*crosslink*), dos monômeros resinosos, como Bis-GMA^{95,123}. Este, pela sua natureza hidrofóbica, não se mistura com a água, formando com ela, uma espécie de emulsão que, após polimerizada apresentou formação de glóbulos nessa fase de separação na superfície da interface⁹⁵. Esse fato permite a característica granular e porosa da camada hídrida do sistema Single Bond, como observado neste estudo pela imagens em MEV. Vários trabalhos confirmaram essa característica, através de análises de nanoinfiltração que certificaram esta em toda extensão da interface com o sistema Single Bond (LI; BURROW; TYAS, 2002⁵⁰, PEREIRA et al., 2001⁷⁸, TAY; PASHLEY, 2003¹⁰⁸, TAY et al., 2002¹¹⁴, TOLEDANO et al., 2003¹¹⁵). Sendo assim, como reportado por SPENCER⁹⁵, o sistema Single Bond se separa em uma fase hidrofóbica, de Bis-GMA, na superfície da interface, e uma fase hidrofílica à base de Hema, quando se interage com a dentina demineralizada. Os resultados deste trabalho pelo micro-Raman sugerem que o sistema Single Bond sofreu essa separação de fases após 2 micrometros dentro da dentina desmineralizada tanto *in vitro* quanto *in vivo*, pelo fato da diminuição dos picos

referentes ao Bis-GMA no espectro desses sistema ao longo da interface e aumento ou detecção dos picos relacionados ao colágeno. Sendo assim, a interface adesiva formada pelo sistema Single Bond é caracterizada por fibras de colágeno com limitada infiltração do seu componente mais crítico, Bis-GMA, componente este responsável pelo *crosslink* da cadeia polimérica do adesivo^{95,123}. Além do mais, não só a presença de colágeno exposto deve ser considerada como fator para degradação da interface adesiva, mas, como relatado por TAY; PASHLEY¹⁰⁸, a presença de canais de água no interior da interface adesiva (*Water Treeing*), produzida por sistema adesivos convencionais de passo único, principalmente à base de etanol, e se estendendo para o interior do sistema adesivo e resina composta foram detectados nesses sistemas de maior hidrofilicidade, sendo os mesmos promotores do movimento de fluido no interior de toda interface, promovendo *sites* de falência da mesma.

Sendo assim, no sistema Single Bond é possível que a interface adesiva tenha sido preenchida mais profundamente com poly/hema, com baixo grau de *crosslink*, enquanto que apenas a superfície da dentina desmineralizada era favorecida pela composição com alto *crosslink* de Bis-GMA/Hema (HASHIMOTO et al., 2003³⁶, SPENCER; WANG, 2002⁹⁵, WANG; SPENCER¹²³). Esses dados concordam com achados de MIYAZAKI; ONOSE; MOORE⁶⁰ onde comentam uma incompleta penetração do Bis-GMA, utilizando o sistema SB, através da análise da interface em espectroscopia Raman, o que não foi detectado com o sistema MAC BOND II. Estimaram esta camada de monômeros de 1-1,2µm. Os autores também especulam que o Hema poderia se difundir mais facilmente na dentina desmineralizada ou parcialmente desmineralizada que o Bis-GMA, pelo seu menor peso molecular e hidrofilicidade, e então, preencher os espaços entre as fibras colágenas, sendo que o espectro relacionado ao Hema foi observado em toda região.

Outro fator relacionado ao sistema Single Bond é a existência do ácido polialcenóico em sua composição. Este, embora seja incluído por proporcionar uma certa interação química com sais de cálcio liberados após o condicionamento ácido, promove a formação um gel de poliacenoato de cálcio de alto peso molecular, que se acumula na superfície da dentina desmineralizada, sendo um fator adicional para impedir a completa e adequada penetração dos monômeros resinosos^{1,36,115} e a presença de altos valores de nanoinfiltração na base da camada híbrida proporcionada por esse sistema¹.

Todas essas observações relacionadas a problemas inerentes à formação de uma adequada interface adesiva com o sistema Single Bond foram confirmadas pela MO, tanto *in vitro* quanto *in vivo*. Quanto se observa uma grande e extensa área corada de vermelho, mostrando grande quantidade de colágeno disponível para reação com o corante, indicando que este se encontra exposto ou não

devidamente encapsulado e protegido pelo sistema adesivo, concordando com achados de SPENCER^{97,99,123}.

Os resultados da microscopia óptica do sistema adesivo Single Bond mostraram a presença de uma área distinta corada de vermelho, para ambas situações, *in vitro* e *in vivo*. Isso sugere que há a presença de colágeno exposto na interface adesiva, disponível para reação com o corante. *In vivo*, esta foi ligeiramente mais espessa (7µm), que *in vitro* (5µm), devido possivelmente ao maior excesso de umidade dentinária e do ambiente oral, contribuindo ainda mais para deficiente penetração desse sistema.

SPENCER et al.⁹⁷ verificaram que o sistema Single Bond penetrou em torno de 2µm na dentina desmineralizada, deixando uma área de colágeno exposto em torno de 4-5µm. O mesmo espécime foi analisado em espectroscopia Raman onde se detectou que a penetração desse sistema na dentina desmineralizada caiu de 70% no segundo micrometro da interface para 20% na base da mesma. Os autores concluem que a penetração do sistema Single Bond é menor que 50% ao longo de mais da metade da interface adesiva. WANG; SPENCER¹²⁴ quantificaram a penetração de três sistemas adesivos convencionais de frasco único na dentina desmineralizada: SCOTCHBOND MULTI PURPOSE (3M); SINGLE BOND (3M) e PRIME BOND NT (DENTSPLY) e verificaram, através de espectroscopia Raman, que todos os sistemas adesivos penetraram totalmente no primeiro micrometro da dentina desmineralizada, mas que essa infiltração diminuiu, sendo menor nas porções mais profundas da zona desmineralizada. No sistema SBMP, a penetração caiu para 40% no segundo micrometro, para 20% no terceiro e na base da zona desmoneralizada a infiltração foi de aproximadamente apenas 10%. Para o sistema SB, a penetração do mesmo caiu para aproximadamente 70% no 2º micrometro, para 50% no terceiro e na base da dentina desmineralizada a infiltração foi de aproximadamsnte 20%. No sistema PBNT, a penetração decresceu para aproximadamente 90% no 2º micrometro e para 80% no quarto. Na base da zona desmineralizada, ficou em torno de 55%. Esses dados também concordam com WANG; SPENCER¹²³, que também verificaram, através de MO e Raman, uma queda brusca na penetração desse sistema adesivo ao longo da dentina desmineralizada, onde apenas 68% de Bis-GMA foi penetrado no primeiro micrometro. Os autores concluem nesse estudo que a interface obtida com o sistema Single Bond, pela técnica úmida, não é uma estrutura compacta e impermeável, mas sim uma estrutura porosa, concordando aqui com as observações em MEV, cuja composição principal é de HEMA e fibras colágenas, com uma mínima contribuição de Bis-GMA, devido à separação desses componentes no ambiente dentinário úmido^{95,123}. Esses relatos e resultados concordam com os achados deste estudo, onde se verifica maior penetração desse sistema nos dois primeiros micrometros da interface (FIG. 25,

espectros 5 e 6; FIG. 26, espectros 5 e 6), pela observação da predominância dos picos relacionados ao sistema adesivo em relação ao colágeno.

O fracionamento e separação de fases dos componentes desse sistema inibem não apenas a formação de uma trama integrada de colágeno e monômeros resinosos, mas suprimem a infiltração do sistema adesivo ao longo da dentina desmineralizada. Assim, essa separação de fases (Bis-GMA / HEMA) pode levar a falência da interface por pelo menos 2 mecanismos fundamentais⁹⁵: por causa de sua baixa capacidade de *crosslink*, o HEMA é instável em ambiente úmido, sendo assim, essa fase hidrofílica vai se degradar mais rapidamente quando exposta aos fluidos orais; outro fator é que partículas isoladas de Bis-GMA infiltram na trama colágena, porém as fibras não são devidamente encapsuladas e protegidas para formar um polímero compacto e isolado, o que foi observado aqui na MO e Raman. Portanto, a interface produzida consta de partículas isoladas de Bis-GMA em uma matriz hidroliticamente instável de HEMA. Essas partículas de Bis-GMA, que tendem a se formar na superfície da dentina desmineralizada pelo fato de ser a essa região com menor quantidade de água, inibem a infiltração adequada do sistema adesivo na matriz dentinária desmineralizada⁹⁵. Embora vários estudos (CEBALLOS et al., 2003¹⁴, HALLER, 2000²⁷, LI; BURROW; TYAS, 2002⁵⁰, MIYAZAKI et al., 2001⁵⁵, OGATA et al., 2002⁶⁹, PEREIRA et al., 2001⁷⁸, PLASSE et al., 2001⁸⁵, TANUMIHARJA; BURROW; TYAS¹⁰⁴, ZHENG et al., 2001¹²⁷) tenham mostrado altos valores imediatos de resistência adesiva para esse sistema e outros sistemas que se utilizam de condicionamento ácido prévio e técnica úmida, verificou-se nesse trabalho, pelas três técnicas de análise, que há um decréscimo na penetração do sistema adesivo na dentina desmineralizada, e a falta de um adequado encapsulamento e proteção das fibras colágenas pelo sistema adesivo Single Bond. Vários fatores contribuem para essa deficiência na difusão do sistema adesivo na dentina desmineralizada tais como: o método e procedimento de aplicação do sistema adesivo, qualidade do solvente, tipo e concentração dos monômeros resinosos e qualidades hidrofílicas/hidrofóbicas do sistema adesivo¹²⁴. Essa interface, devido às suas características, se degrada rapidamente em ambiente aquoso. A absorção de água extrínseca leva à plastificação das fibras colágenas e dos monômeros resinosos e à perda da resistência adesiva interfacial sendo que, vários fatores contribuem para essa queda de resistência adesiva, incluindo a degradação do colágeno e dos monômeros resinosos e pequenos oligômeros formados^{31,32,3336,37,38,39,40,43,89,95}.

A baixa densidade de *crosslink* do HEMA e sua hidrofiliicidade sugerem que essa fase tende a absorver grande quantidade de água, sendo um fator contribuinte adicional para degradação da interface adesiva^{77,95}. PAUL et al.,⁷⁷ verificaram que a permeação de fluidos pela interface poderia promover a degradação dessa fase rica em HEMA em sistemas adesivos que se utilizam de Bis-GMA / HEMA. Na

boca, a camada de colágeno que foi infiltrada por essa fase rica em HEMA, será exposta aos fluidos orais, e esse colágeno exposto ou não devidamente protegido pode ser atacado e degradado por enzimas bacterianas (BOUILLAGUET et al., 2000⁷, HASHIMOTO et al., 2001³², HASHIMOTO et al., 2000³³, HASHIMOTO et al., 2003³⁶, PAUL et al., 1999⁷⁷, SANO et al., 1999⁸⁹, SPENCER; WANG, 2002⁹⁵, WANG, Y; SPENCER, 2002¹²³). Esse efeito cumulativo causa a falência da interface adesiva e marginal, culminado com infiltração marginal e falência do tratamento restaurador⁹⁵.

Outro fator relacionado ao sistema Single Bond é que o mesmo contém água na sua composição. Embora essa mesma possa proporcionar uma menor sensibilidade desse sistema ao substrato dentinário, porém a adição dessa água reduz o grau de conversão do sistema adesivo^{43,77}. JACOBSEN;SODERHOLM⁴³ verificaram que a composição Hema/Bis-GMA se polimeriza menos eficientemente na presença de água e que a quantidade para interferir na polimerização do sistema adesivo é muito próxima da condição clínica, ou seja, uma relativa pequena quantidade de água pode interferir dramaticamente na integridade da interface. Isso foi confirmado aqui nas imagens em MEV *in vivo*. Isso claramente indica que, embora a presença de umidade na dentina seja necessária para uma melhor penetração do *primer*, a presença dessa mesma água pode contribuir para o enfraquecimento da resistência adesiva se não removida adequadamente antes de polimerizado o sistema adesivo⁷⁷. Esse fato pode ter acontecido nos três sistemas adesivos *in vivo*.

Outro fator relacionado com os sistemas adesivos que se utilizam de condicionamento ácido para remoção da *smear layer* é que achados recentes de WANG; SPENCER^{123,124} mostraram, através da análise em micro-Raman da interface após condicionamento ácido, que este não remove totalmente a *smear layer* como se pensava. Na verdade, os autores mostraram que após o preparo da cavidade o colágeno desorganizado forma uma espécie de gel que encapsula partículas inorgânicas da dentina protegendo-a do ácido. Sendo assim, parte desse mineral não fica acessível ao ácido que, após sua aplicação, desnatura essa matriz colágena a qual pode servir como uma barreira a mais para a adequada penetração do sistema adesivo. O mesmo aspecto também foi observado por MILIA e cols.⁵² *in vivo*, quando verificaram que a parede pulpar da cavidade foi coberta com resíduos de sílica do gel do ácido e por resíduos gelatinosos resultantes da desorganização e desnaturaço do colágeno, formando uma espécie de *plug* na embocadura dos túbulos dentinários.

Também os monômeros hidrofílicos utilizados nos sistemas adesivos atuais absorvem grande quantidade de água, ao longo do tempo, o que pode criar considerável stress na interface, afetando sua integridade⁵¹.

Outro fator agravante nas situações *in vivo*, além da maior dificuldade de controle da umidade, é que a adaptação da restauração se torna mais sensível.

HANNING; FRIEDRICHS²⁸ verificaram que a frequência de *gaps*, nas paredes cavitárias foi significativamente maior que as mesmas condições *in vitro*. Os autores comentam que essas diferenças podem ser explicadas devido às diferentes condições *in vitro* e *in vivo*, as quais podem afetar a adaptação do agente adesivo na superfície dentinária. A existência e manutenção da pressão e fluido pulpar, assim como a maior umidade da dentina *in vivo*, podem afetar o contato íntimo entre o sistema adesivo/restaurador e a dentina^{28,86}. Além do mais, a maior dificuldade de polimerização e conversão dos monômeros resinosos e maior dificuldade de evaporação do solvente, em condições clínicas, podem causar maiores frequências de *gaps* ao longo da interface *in vivo*, quando comparadas às situações *in vitro*.

Pelas análises em MEV esse sistema adesivo mostrou uma camada híbrida bastante porosa para ambas as situações. Este fato concorda com achados de (AGEE et al., 2003¹, LI; BURROW; TYAS, 2002⁵⁰, PEREIRA et al., 2001⁷⁸, PIOCH et al., 2001⁸¹) que verificaram alto grau de nanoinfiltração, principalmente na base e topo da camada híbrida, com a utilização desse sistema. Isso se deve principalmente às características intrínsecas desse sistema onde a interface produzida pelo mesmo é caracterizada por partículas hidrofóbicas de Bis-GMA, distribuídas ao longo de uma matriz de Hema, devido à separação dessas fases no substrato dentinário hidrofílico. Por isso, a camada híbrida produzida por esse sistema se apresenta porosa e granular^{95,123}. Sendo assim, quando o espécime é tratado com hipoclorito para análise em MEV, todo esse colágeno não devidamente protegido na camada híbrida e na base da mesma é removido, proporcionando essa característica^{95,123}. Diferenças marcantes foram observadas em relação às condições *in vivo* e *in vitro*. Nesta, a camada híbrida, apesar de porosa, mostrou-se mais espessa e consistente ao longo da interface. Trabalhos mostraram (HASHIMOTO et al., 2000³⁰, HASHIMOTO et al., 2001³¹, HASHIMOTO et al., 2002³⁵, SPENCER et al., 2000⁹⁷, WANG; SPENCER, 2002¹²⁴, ZHENG et al., 2001¹²⁷) que, quanto mais espessa for a camada híbrida, maior a possibilidade da criação de defeitos, o que certamente tem um grande efeito negativo ao longo do tempo. *In vivo*, esta se mostrou claramente mais fina, alterando regiões com maior espessura, concordando com achados de PIOCH et al.⁸¹, ao verificarem que a pressão pulpar afetou significativamente a qualidade e formação da camada híbrida, resultando em queda na resistência adesiva. Esse fator pode ser justificado pois, *in vivo*, a presença do fluido pulpar constante, pelo fato de se utilizar anestésico sem vasoconstrictor, pode ter contribuído, para um maior contingente de umidade e de água na interface, o que contribui ainda mais para a menor efetividade desse sistema⁹³. Essa água armazenada na interface

tem um grande efeito deletério na interface, principalmente se considerado a longo prazo 43,77. PAUL et al.⁷⁷ verificaram que se a quantidade de umidade da superfície dentinária mais a quantidade de água inerente do sistema adesivo foram superiores a 9vol%, o potencial das características físicas da interface estará comprometido porém, não usou solvente apenas mistura de Hema e água. A água acumulada no sistema adesivo antes de sua polimerização numa quantidade maior que 9%, pode ser deletéria para a adequada polimerização e integridade da interface adesiva. Esse fator, *in vitro*, de certa maneira pode ser controlado, mas *in vivo* é ainda mais deletério e complicado. Esse fato foi de certa forma também observado por SPENCER; WANG^{95,123}, quando verificaram a influência da água na separação de fases do sistema SB e modelos de mistura de Bis-GMA/Hema. Grandes diferenças também foram percebidas em relação aos *tags* de resina. *In vitro* esses se mostraram consistentes em toda interface e com formato característico dos sistemas que utilizam condicionamento ácido, ou seja, formato cônico devido à dissolução da dentina peritubular superficial e hibridização da dentina intratubular. *In vivo*, mostraram-se claramente mais curtos, finos e inconsistentes devido, provavelmente, ao excesso de umidade no interior dos túbulos dentinários e compressão pela pressão pulpar.

Os resultados obtidos *in vivo*, neste estudo com o sistema Single Bond se diferem de outros autores (FERRARI, 1994¹⁷, FERRARI; CAGIDIACO; MASON, 1994¹⁸, GORACCI et al., 1994²³, NAKABAYASHI; ASHIZAWA; NAKAMURA, 1992⁶², SHIMADA et al., 1995⁹³, TAY et al., 1995¹¹², TAY et al., 1994¹¹³), que não verificaram diferenças na morfologia da interface adesiva *in vitro* e *in vivo* e relatam um perfeito selamento da dentina. GORACCI et al.²³ comentam que a presença do fluido pulpar tem um efeito mínimo na penetração do sistema adesivo, entretanto verificou que os *tags in vivo*, foram mais curtos e cilíndricos que *in vitro*. Porém, todos esses autores, ao contrário deste estudo, se utilizaram de anestésicos com vasoconstritor, cuja presença causa uma redução considerável da pressão pulpar e fluxo dentinário^{42,45,83}.

A presença da área de colágeno não infiltrado, na base da interface adesiva foi detectada em as ambas situações, confirmando e validando aqui os achados da MO, ou seja, a área de colágeno disponível para reação com o corante, também foi disponível e digerida pela ação do hipoclorito de sódio.

Outro fator agravante para interface adesiva produzida nos sistemas adesivos que requerem condicionamento ácido e técnica úmida e, mais particularmente, ao sistema SB, é que como há presença de uma maior umidade devido ao fluxo constante do fluido pulpar, pode ocorrer a diluição dos monômeros resinosos, impedindo a polimerização desses e formação de um polímero adequado⁷⁷.

HASHIMOTO³³ et al. verificaram, que sob o ponto de vista clínico, que essa região da interface adesiva, seja colágeno desprotegido, ou o sistema adesivo ou a resina restauradora, é susceptível a

degradação, levando à redução da resistência adesiva a longo termo. Os autores comentam que a eliminação dessa região não infiltrada é essencial para melhoria da longevidade da restauração. Isso, de certa forma foi confirmado por SANO et al.⁸⁹, que verificaram apenas a degradação do sistema adesivo após um ano de função *in vivo*, e que esta não influenciou nos valores de resistência adesiva. Porém eles se utilizaram de um sistema adesivo autocondicionante em que, teoricamente, essa região de colágeno não infiltrado é inexistente ou significativamente minimizada.

Sendo assim, mesmo com algumas divergências em relação à porção mais vulnerável da interface, fato é que essa sofre degradação de seus componentes ao longo do tempo.

Os sistemas adesivos autocondicionantes podem ser classificados como de 2 passos (*self-etching primers*) ou de passo único (*All-in-One*). Esses contêm monômeros hidrofilicos, assim como ácidos orgânicos ou monômeros ácidos para promover o condicionamento da dentina e a adesão ao substrato^{106,114}. Além do mais a água é um componente essencial, nesses sistemas, para geração de íons de hidrogênio e dissociação de prótons afim de permitir a viabilização e desmineralização dos substratos dentários, sendo relatado que esses sistemas são menos sensíveis às variações do substrato dentinário^{106,107,114}.

Esses sistemas autocondicionantes atuais foram desenvolvidos baseados em modificações das gerações anteriores. O conceito de adesão à *smear layer* não é novo, mas não obteve sucesso até recentemente pois os sistemas antecessores não eram ácidos suficientes para penetrar através da *smear layer*¹⁰⁶. Os sistemas atuais se utilizam de monômeros ácidos como Fenil-P ou MDP (CSEB) em concentrações aumentadas 20-30% em peso assim como outros monômeros como MAC-10 (OUB-F) em concentrações acima de 50% em peso. Esse fator melhorou o potencial condicionador desses sistemas, permitindo a formação de um complexo hibridizado consistindo, em geral, de uma porção superior referente à *smear layer* hibridizada e uma porção inferior referente à camada híbrida real¹⁰⁶.

Apesar de o complexo hibridizado ser significativamente mais fino, comparado aos sistemas que requerem condicionamento ácido, altos valores de resistência adesiva iniciais têm sido reportados com o uso desses sistemas^{8,12,14,41,55,61,70,72,78,102,106,115,116,125,127}. Como não existe correlação entre a espessura da camada híbrida e resistência adesiva^{30,31,35,78,97,106,124,127}, a existência de uma camada híbrida real fina não deve comprometer a resistência adesiva inicial, caso não haja defeitos na penetração dos monômeros resinosos¹⁰⁶. Sob essas condições, a resistência da interface adesiva seria mais dependente do grau de polimerização dos monômeros resinosos e da resistência intrínseca do sistema polimerizado¹³⁰.

Porém pelo fato de possuírem uma maior concentração de monômeros ácidos e necessitarem de água na sua composição esses tornaram-se muito hidrofílicos, aumentando sua possibilidade de degradação hidrolítica^{75,106,107}.

Vários trabalhos *in vitro* (CEBALLOS et al., 2003¹⁴, KUBO et al., 2001⁴⁹, LI; BURROW; TYAS, 2002⁵⁰, MIYAZAKI et al., 1998⁵⁸, NIKAIDO et al., 2002⁶⁶, NIKAIDO et al., 2002⁶⁷, TOLEDANO et al., 2001¹¹⁶) e *in vivo* (HASHIMOTO et al., 2003³⁶, MILIA; LALLAI; GARCIA-GODOY, 1999⁵², SANO et al., 1999⁸⁹, TURKUN, 2003¹¹⁸) têm mostrado um bom comportamento clínico desses sistemas adesivos. Embora a degradação dos monômeros resinosos da interface tenha sido observada^{89,102}, os valores de resistência adesiva não foram significativamente afetados.

O sistema Clearfil SE Bond é um sistema autocondicionante de dois passos, onde o monômero ácido do *primer*, MDP 25-30% (monoéster derivado do ácido fosfórico), é o mesmo do seu antecessor, Clearfil Liner Bond 2V, mas com uma concentração aumentada, o que proporciona um Ph =2, com uma acidez suficiente para formar uma camada híbrida real em torno de 0,4-0,5µm (ITOU et al., 2001⁴¹, TAY et al., 2000¹⁰⁵, TAY; PASHLEY, 2001¹⁰⁶, TAY et al., 2000¹¹¹). Esse monômero possui dois grupos hidroxila em sua composição, que pode quelar íons cálcio da dentina^{49,115}, o que pode exercer uma influência positiva em sua interação com o substrato, melhorando sua adesão à estrutura dentária⁵⁰. Esse *primer* é coberto por uma resina adesiva hidrofóbica, necessária para selar a dentina subjacente e promover a união com a resina composta restauradora¹⁰⁷.

Os resultados da MO com o sistema Clearfil SE Bond mostraram uma fina e compacta área corada de roxo. Isso representa que, embora não haja discrepância entre o grau de desmineralização e o grau de infiltração dos monômeros resinosos na dentina subjacente, há presença de fibras colágenas disponíveis para reação com o corante ao longo da interface adesiva, mas significativamente em menor grau que o sistema SB. Esses dados concordam com achados de (AGEE et al., 2003¹, LI; BURROW; TYAS, 2002⁵⁰, PASHLEY et al., 2002⁷⁶, PEREIRA et al., 2001⁷⁸, PIOCH et al., 2002⁸², TAY et al., 2002¹¹⁴, TOLEDANO et al., 2003¹¹⁵), que observaram a presença de nanoinfiltração nos sistemas autocondicionantes. Tay et al.¹¹⁴ relatam que a presença de nanoinfiltração nesses sistemas se deve à presença de água residual que não foi totalmente removida ao longo da interface e à formação de hidrogéis altamente hidrofílicos e permeáveis, à base de Hema. Esse fator permite a passagem de água, íons e moléculas, servindo como *sites* de possível degradação da interface¹⁰⁸. Esses dados confirmam os achados de SHONO et al.⁹⁴ e SANO et al.⁸⁹, os quais verificaram a degradação da interface adesiva após testes de longevidade com esses sistemas autocondicionantes de dois passos, mesmo que não haja uma relação direta com a resistência adesiva.

Os sistemas autocondicionantes, com *primers* autocondicionantes requerem/possuem uma segunda camada de uma resina hidrofóbica à base de Bis-GMA, após a aplicação do *primer* ácido, para selar a dentina subjacente e promover a união com a resina composta restauradora¹⁰⁷, sendo esse um fator de grande importância no desempenho desses sistemas.

Vários trabalhos têm mostrado um bom desempenho desses sistemas autocondicionantes de dois passos, seja através de acompanhamentos clínicos (TURKUN¹¹⁸), ou através de testes mecânicos onde, mesmo com utilização de carregamento oclusal e ciclagem térmica, ainda apresentaram bons resultados de resistência adesiva e selamento marginal^{4,5,14,29,45,49,50,58,66,67,116}. KUBO et al.⁴⁹; TAKAHASHI¹⁰² verificaram que o sistema adesivo Clearfil SE Bond possui boas propriedades mecânicas, que influem de maneira positiva no seu desempenho a longo prazo na cavidade bucal. NIKAIDO et al.⁶⁷, verificaram melhor desempenho do sistema CSEB ao compará-lo com o sistema SB, quando os mesmos foram aplicados em cavidades classe I e as restaurações submetidas a carregamento oclusal. HANNING; REINHARDT; BOTT²⁹, verificaram *in vitro* um bom comportamento em termos de selamento marginal e adaptação das margens de restaurações classe II com esses sistemas, tanto em esmalte quanto em dentina, mesmo após ciclagem termo-mecânica. MIYAZAKI et al.⁵⁸ comparando a influência da termociclagem na resistência adesiva de sistemas adesivos convencionais e autocondicionantes, verificaram que embora todos os sistemas tivessem a resistência diminuída com aumento do número de ciclos, porém os sistemas autocondicionantes apresentaram um melhor comportamento após diferentes períodos de ciclagem. KUBO et al.⁴⁹ verificaram que mesmo após termociclagem e ciclagem flexural a integridade marginal do sistema Clearfil SE Bond não mostrou sinais de deterioração, evidenciando que esse sistema pode melhorar o comportamento clínico de restaurações cervicais. LI et al.⁵⁰ verificou melhor capacidade de selamento para o sistema Clearfil SE Bond quando comparado aos sistemas Single Bond e Prompt L Pop.

Esses autores relatam que mesmo sendo muito fina a camada híbrida real proporcionada por esse sistema 0,4-0,5µm, ela possui uma boa estabilidade e bom encapsulamento das fibras colágenas, proporcionando altos valores de resistência adesiva (HANNING; REINHARDT; BOTT, 2001²⁹, TAY et al., 2000¹⁰⁵, TAY et al., 2000¹¹¹). Esses achados podem ser confirmados pelas análises em MEV, tanto *in vitro* quanto *in vivo* deste estudo, em relação a uma camada híbrida fina, porém densa e compacta em toda a extensão da interface adesiva, diferindo apenas em relação aos *tags in vivo*, os quais se apresentaram em menor número ou dobrados, também provavelmente devido à influência da pressão pulpar e fluido dentinário.

Embora haja preocupação de uma separação entre a *smear layer* hibridizada e a verdadeira camada híbrida com esses sistemas e, embora os remanescentes da *smear layer* e o colágeno desmineralizado sejam separados estruturalmente e apenas ligados pelo sistema adesivo, TAY et al.¹⁰⁵ não verificaram evidências de fraturas consistentes entre essas duas camadas.

Outro fator observado nesse sistema foi a consistência da camada híbrida em toda interface para ambas as situações. Ainda que diferenças significativas tenham sido observadas em relação ao número e morfologia dos *tags* de resina, *in vitro* e *in vivo*, a camada híbrida se mostrou compacta e consistente ao longo de toda interface adesiva, concordando com achados de TAY¹¹¹.

Outro fator importante nesse sistema é a presença de micropartículas na sua composição, importantes para se produzir uma película uniforme do sistema adesivo no topo da camada híbrida¹¹⁵. Mesmo não penetrando na trama de colágeno, ajudam a estabilizar a camada híbrida¹¹⁵. Esse fato foi observado em MEV neste estudo, com esse sistema, ou seja, uma camada híbrida consistente e uniforme ao longo da interface, com uma boa interação com ambas as situações tanto *in vivo* quanto *in vitro*.

Pelas análises em micro-Raman através da interface adesiva *in vitro*, verifica-se que o primeiro espectro é relacionado ao sistema adesivo devido à presença apenas dos picos referentes ao mesmo. Já o segundo espectro é relacionado à interface adesiva (região hibridizada) onde os picos referentes ao componente mineral (960cm⁻¹), sistema adesivo (1609 cm⁻¹) e colágeno (1667 cm⁻¹) estão presentes. Esse fato, ao contrário do sistema Single Bond, é esperado, já que nesses sistemas autocondicionantes não há condicionamento ácido e a *smear layer* é incorporada juntamente com parte da porção mineral e o colágeno no complexo hibridizado. Pelas análises Raman, esse complexo gira em torno de 1µm ou menos, confirmando os achados da MO, MEV (E OUTROS AUTORES!!!)

Nos espécimes *in vivo*, os dois primeiros espectros são obtidos do sistema adesivo, mais particularmente do SE Bond, devido à presença dos espectros relacionados ao Bis-GMA (1113cm⁻¹, 1187cm⁻¹, 1609cm⁻¹). Os terceiro e quarto espectros são relacionados à interface adesiva, pela presença dos picos relacionados ao mineral, sistema adesivo e colágeno (4^o espectro). Isso não quer dizer que a interface produzida *in vivo* seja mais espessa que *in vitro*, mas que pelo fato de ser muito fina e a resolução espacial do micro-Raman ser de 1µm, esta, no terceiro espectro, não incidiu diretamente na interface adesiva, mas no limite entre o sistema adesivo e a região hibridizada, pela presença do pico relacionado à porção mineral bem grande, confirmando a característica desse sistema como de leve acidez e desmineralização¹⁰⁶ e os picos referentes ao sistema adesivo. Já no quarto espectro, o feixe

incidiu mais diretamente sobre o complexo hibridizado, pois os picos referentes à porção mineral, sistema adesivo e colágeno agora são aqui detectados.

No intuito de se simplificar mais ainda os procedimentos adesivos e os sistemas autocondicionantes, foram introduzidos os sistemas adesivos de passo único, onde todos os procedimentos são realizados em uma única aplicação. Esses sistemas, se tornaram ainda mais hidrofílicos e mais ácidos que os sistemas autocondicionantes de dois passos^{107,109}. Isso os torna ainda mais permeáveis pelo fato de atraírem mais água do meio. Esse fator faz com esses sistemas sejam muito permeáveis, uma vez que a água é rapidamente difundida da interface adesiva para o sistema adesivo e resina composta, formando canais de água (*Water treeing*) no interior desse^{107,108}. Embora monômeros hidrofóbicos tenham sido adicionados a esses sistemas na intenção de se produzir polímeros mais resistentes, os monômeros hidrofílicos tendem a juntar-se antes da polimerização do sistema adesivo, permitindo a passagem de água e formação desses canais hidrofílicos. Esses canais/água remanescente plastificam e degradam os monômeros e polímeros formados, alterando as propriedades mecânicas dos mesmos e aumentando a degradação de toda interface¹⁰⁷. Esse fator é ainda mais agravado nesses sistemas, pois a baixa concentração resinosa e baixa viscosidade contribuem para que a camada de adesivo seja muito fina, facilitando essa permeação⁷⁶.

O sistema OUB-F contém MAC-10 (metacriloalquil fosfato ácido) como monômero ácido, o que lhe proporciona um pH aproximado de 1.5. Ele também se utiliza de um sistema de fotoativação à base de derivados de borato como fotoiniciadores, o que proporciona a mudança de cor desse sistema após fotoativação⁵⁵.

Os resultados da MO desse sistema mostraram, assim como no sistema CSEB, uma área corada de roxo, também representando/identificando a presença de colágeno disponível para reação com o corante. *In vivo*, essa área se mostrou bastante fina e inconsistente ao longo da interface. *In vitro* mostrou-se mais espessa e homogênea.

Outro fator de desvantagem nesses sistemas é o fato de não possuírem uma camada hidrofóbica sobre o sistema adesivo. Assim, a camada superficial inibida pelo oxigênio desses sistemas, além de muito espessa, contém também monômeros ácidos que, além do fato de atraírem mais água, proporcionam também uma incompatibilidade com a resina composta restauradora (WANG. – comunicação pessoal). Tem-se relatado na literatura^{107,110} uma incompatibilidade desses sistemas com as resinas quimicamente ativadas porém, pelos resultados observados neste trabalho em MEV, uma grande separação ocorreu entre a resina composta fotopolimerizada e a camada híbrida, sendo a interface adesiva produzida pelo sistema OUB-F, cheia de defeitos em toda sua extensão. Isso se deve à baixa efetividade

de seu agente fotoiniciador, e à espessa camada superficial inibida desse sistema, a qual reage rapidamente com o oxigênio, restando poucos grupos metacrilatos disponíveis para reagir com a resina composta restauradora (WANG. – comunicação pessoal). Esse fator de certa forma concorda com os achados de TAY et al.^{109,110}, que verificaram uma incompatibilidade desses sistemas com resinas compostas fotopolimerizadas tardiamente, mas principalmente pelo fato de serem muito permeáveis, permitindo a passagem de água e do fluido pulpar pelo sistema adesivo polimerizado, afetando uma adequada interface com a resina composta restauradora.

Embora no presente trabalho a técnica restauradora tenha sido realizada o mais rápido possível, mas de maneira cuidadosa e respeitando a técnica restauradora e propriedades do material, porém, mesmo assim, essa baixa interação do sistema adesivo com a resina composta restauradora foi observada, possivelmente pela influência da pressão e fluido pulpar e da alta permeabilidade desse sistema, permitindo a passagem do fluido. Esse fato provavelmente se deve à técnica fotopolimerizadora utilizada (“soft-start”) empregada, com a intenção de se prolongar a fase pré-gel da resina composta para se criar o mínimo de tensões na interface, promovendo o mesmo comportamento das resinas quimicamente ativadas. Isso porque devido sua longa fase pré-gel, favoreceu e houve tempo suficiente para a água se difundir osmoticamente da dentina hidratada, através do sistema adesivo polimerizado até a resina composta restauradora¹¹⁰.

LI et al.⁵⁰, verificaram altos graus de nanoinfiltração ao longo de toda interface adesiva com o sistema Prompt L Pop quando comparados ao sistema Clearfil SE Bond e Single Bond, após ciclagem termomecânica. PASHLEY et al.⁷⁶ verificaram com o uso do sistema Prompt L Pop, em que com aplicação de duas camadas do mesmo, sendo a segunda aplicada após a polimerização da primeira aumentou significativamente a resistência adesiva deste à dentina e também diminuiu o grau de nanoinfiltração a apenas algumas áreas da camada híbrida, ao contrário da aplicação única, onde verificaram um alto grau de nanoinfiltração em toda extensão da camada híbrida. Os autores concluem que a utilização de uma segunda camada para este sistema garante uma melhor polimerização da primeira camada, pois suprime/sela a interferência/atividade da camada livre de oxigênio na superfície do sistema adesivo, proporcionando, assim, um melhor selamento e melhores resultados. Esses resultados, de certa forma, concordam com FRANKBERGER et al.²¹, os quais verificaram que a aplicação do sistema Prompt L Pop em uma única camada deixava pequenas áreas de dentina não devidamente cobertas pelo sistema adesivo após a evaporação do solvente, e que essas eram suprimidas quando esse sistema adesivo era aplicado em várias camadas, sendo esse fator também importante para o aumento na resistência adesiva desse sistema.

Outro fator relacionado a esses sistemas de passo único é que eles contêm muito solvente para diluir e dissolver o conteúdo resinoso. Esse maior conteúdo de solvente, assim como a falta de uma camada livre de solvente nesses sistemas, comprometem sua adequada polimerização⁷⁶.

Vários autores (BOUILLAGUET et al., 2001⁸, CEBALLOS et al., 2003¹⁴, MIYAZAKI; IWASAKI; ONOSE, 2002⁵⁴, MIYAZAKI et al., 2001⁵⁵, MIYAZAKI et al., 2002⁵⁹, PASHLEY et al., 2002⁷⁶, TOLEDANO et al., 2003¹¹⁵, TOLEDANO et al., 2001¹¹⁶) têm relatado baixos valores de resistência adesiva nesses sistemas autocondicionantes de passo único e justificam tais resultados devido, provavelmente, à baixa resistência coesiva e pobre polimerização desses sistemas. Os autores também comentam que é possível que os baixos valores de resistência apresentados por esses sistemas de passo único indicam que esses não preenchem adequadamente os requisitos para produção de uma adequada interface adesiva^{14,55}. Além do mais, o tempo requerido/permitido para reação química desses sistemas aparentam ser extremamente curtos. Isso pode ter acontecido com One Up Bond-F nesse estudo. MIYAZAKI et al. 55 comentam que os baixos valores de resistência adesiva proporcionados por esses sistemas, incluindo OUB, não são provavelmente devido ao baixo molhamento proporcionado por eles, mas, provavelmente, devido às suas baixas propriedades mecânicas, pois verificaram neles grande prevalência de fraturas coesivas.

Os resultados em MEV, *in vitro* desse sistema mostraram a presença de uma camada híbrida fina, porém densa e consistente ao longo da interface adesiva, assim como *tags* longos e extensos, em grande número. *In vivo*, evidenciaram a presença de uma fina camada híbrida, muitas vezes difícil de se detectar, e ausência e/ou baixa densidade de *tags* de resina no interior dos túbulos. Quando presentes, estes se apresentavam muito dobrados, sugerindo pobre polimerização deles no interior dos túbulos dentinários. Esse fator concorda com os achados de (PASHLEY et al., 2002⁷⁶, SPENCER; WANG, 2002⁹⁶, WANG et al., 2001¹²²), que reportam uma baixa polimerização desses sistemas de passo único na dentina e, mais particularmente, no interior dos túbulos dentinários⁹⁶, resultando em baixos valores de resistência adesiva⁷⁶. WANG; SPENCER¹²² e SPENCER; WANG⁹⁶ ainda verificaram um aumento da desmineralização da dentina e perda da integridade do sistema adesivo após 2 e 4 semanas de armazenamento em água. Os autores comentam que, devido à incompleta polimerização desses sistemas na dentina, suas características ácidas não são totalmente neutralizadas, permitindo que essa acidez continue agindo na dentina.

TAY; PASHLEY¹⁰⁷ mostraram, *in vivo*, através de réplicas, que esses sistemas adesivos de passo único permitem a passagem do fluido dentinário ao longo do sistema adesivo polimerizado e não proporcionam um selamento hermético à dentina profunda.

HASHIMOTO⁴⁰ verificou que, após 1 ano de armazenagem em água, a interface tratada com o sistema OUB-F mostrou grande perda do conteúdo resinoso da resina adesiva ou no espaço interfibrilar após esse período, devido provavelmente a uma pobre polimerização do sistema adesivo por causa da água residual do período de armazenagem, no interior do substrato dentinário, provocando uma significativa queda na resistência adesiva, aumentando, após 6 meses e 1 ano as fraturas coesivas na camada híbrida.

Os resultados deste estudo diferem dos resultados obtidos por FINGER; TANI²⁰, os quais não verificaram diferenças nos valores de resistência adesiva ao cisalhamento de sistemas adesivos de passo único, incluindo o sistema OUB-F, em diferentes condições de umidade. Porém os autores verificaram a influência da umidade externa, o que pode ser insignificante em relação à quantidade inerente de água desses sistemas e não a umidade interna inerente da dentina, o que, pelo verificado neste trabalho (em MEV e Raman) influenciou significativamente o “desempenho” desse sistema. Porém os autores verificaram baixos valores de resistência adesiva para esse sistema, além de uma baixa efetividade no grau de hibridização do sistema OUB-F o que, de certa forma, concorda principalmente com os resultados *in vivo* aqui obtidos.

Pelas análises *in vitro* em micro-Raman com esse sistema, verifica-se que os três primeiros espectros são relacionados especificamente ao sistema adesivo. A interface adesiva (complexo hibridizado) está representada no quarto espectro, onde os picos referentes à porção mineral (960cm⁻¹), aos componentes do sistema adesivo (1113cm⁻¹, 1457cm⁻¹) e ao colágeno (1667cm⁻¹) estão presentes. Pela altura do pico referente à porção mineral verifica-se que esse sistema é mais agressivo que o sistema Clearfil SE Bond (130), pelo fato de sua acidez ser maior. O quinto e sexto espectros são relacionados à dentina mineralizada, onde os picos dos componentes mineral e orgânico estão presentes.

Um fator interessante detectado pelo Raman com esse sistema adesivo foi a presença de picos referentes à porção mineral nos três primeiros espectros. Estes são referentes a grupos fosfato (PO₄) liberados na reação do sistema adesivo com a dentina e que foram incorporados no interior do sistema adesivo (WANG, DADOS AINDA NÃO PUBLICADOS). Isso pode contribuir para um maior gradiente osmótico e, conseqüentemente, maior permeabilidade desses sistemas. TAY¹¹⁰, verificou a formação de *blisters*, derivados da dissolução de íons cálcio, fósforo e proteoglicanas da dentina, ao longo da interface sistema adesivo-resina composta com a utilização de sistemas de passo único. Isso foi devido ao maior contingente osmótico na superfície desses sistemas e devido à presença da camada e monômeros não polimerizados pelo oxigênio. Esses fatores são possíveis e adicionais explicações para a inadequada interação desse sistema adesivo com a resina composta restauradora, observada nesse estudo.

As análises, *in vivo*, mostram que os três primeiros espectros são relacionados ao sistema adesivo e os três últimos à dentina mineralizada. Isso não significa absolutamente, a ausência total de interface, mas, que esta é muito fina (menor que 1 μ m), concordando com os achados da MO e MEV, e que não pôde ser detectada pelo feixe do Raman.

O procedimento adesivo é altamente influenciado pelo operador, o qual pode cometer erros durante os diferentes estágios (MIYAZAKI et al., 1999⁵³, MIYAZAKI et al., 2002⁵⁷, PURK et al., 2004⁸⁶). Os procedimentos relacionados ao condicionamento, lavagem e secagem da dentina, quando necessários, além do método de aplicação do sistema adesivo, são difíceis de se controlar em condições clínicas *in vivo*⁸⁶. PURK et al.⁸⁶, verificaram que a resistência adesiva na parede gengival de cavidade classe II foram significativamente inferior que os valores na parede axial, e que a adesão *in vivo* foi significativamente inferior para ambas as situações que *in vitro*. Os autores comentam que a realização de uma adequada técnica adesiva não garante forte adesão, pois a presença do fluido dentinário e a heterogeneidade do substrato dentinário têm uma grande influência em relação ao procedimento adesivo na dentina.

Nas condições *in vivo*, há menor controle da quantidade de água remanescente na superfície dentinária devido ao constante fluido dentinário. Assim, há a possibilidade de a superfície dentinária possuir mais umidade ainda, contribuindo ainda mais para deficiência do procedimento adesivo⁸⁶. Esse fator foi claramente observado pelas técnicas de análise do presente estudo, onde em MO se verificou uma área corada ainda maior, em MEV uma camada híbrida mais fina e irregular, com *tags* mais finos e curtos, além de curvos em muitas regiões, devido à incompleta polimerização pela umidade no interior dos túbulos e pela análise em Raman, onde se verificou, que a base da interface adesiva era apenas representada por fibras colágenas, sem a contribuição do sistema adesivo que foi verificado nas condições *in vitro*.

Segundo HASHIMOTO et al.⁴⁰, o sistema adesivo pode ser um material quimicamente susceptível a água, sofrendo hidrólise ao longo do tempo. Embora a susceptibilidade da degradação polimérica dos sistemas adesivos não tenha sido ainda bem esclarecida em termos de estrutura química e composição química dos monômeros (MAC-10, BIS-GMA/HEMA, MDP) ou dos solventes o fato é, que esses sistemas sofrem degradação quando submetidos ao ambiente oral.

Pelo decorrido neste trabalho, o uso dessas três técnicas integradas proporcionou uma análise completa da interface adesiva formada por esses três diferentes sistemas adesivos.

Embora não esteja claro, entre os autores, que região é fator de maior fragilidade na interface adesiva (colágeno, monômeros), fato é que, mesmo com toda a evolução tecnológica, problemas ainda

persistem em relação à criação de um sistema que seja menos sensível ao substrato dentinário e com o máximo de manutenção de suas propriedades intrínsecas. A simplificação dos sistemas adesivos e inclusão de todos os componentes em um único frasco, embora mais atrativo para o clínico, gera perdas importantes nas características intrínsecas do material²¹.

O problema relacionado à longevidade da interface não foi sanado com os sistemas adesivos atuais. Como visto, defeitos existem, sejam eles relacionados à interface ou ao comportamento inerente dos sistemas adesivos. Pelo fato das restaurações adesivas serem sensíveis à técnica, o sucesso das mesmas é também determinado pela habilidade do profissional em relação ao conhecimento da técnica e do material¹⁰⁷. Mesmo com a significativa melhora nas qualidades e propriedades dos sistemas adesivos, a técnica não pode ser negligenciada pelo cirurgião-dentista, sendo de suma importância que o profissional trabalhe apropriada e meticulosamente com o material de sua seleção, respeitando sua composição e sua técnica de aplicação (MIYAZAKI et al., 1999⁵³, MIYAZAKI; IWASAKI; ONOSE, 2002⁵⁴, MIYAZAKI et al., 1996⁵⁷, MIYAZAKI et al., 2002⁵⁹, TURKUN, 2003¹¹⁸). Mesmo com a aparente menor sensibilidade dos sistemas adesivos atuais em relação ao substrato dentinário, fatores inerentes aos sistemas que fogem ao controle do profissional existem, como discutido e verificado neste trabalho. Sendo assim, o máximo de cuidado deve ser tomado quando da utilização de restaurações adesivas na atividade clínica, para que a integridade de todo procedimento restaurador não seja tão negativamente comprometida.

CONCLUSÃO

7. CONCLUSÕES:

- Os três sistemas adesivos mostraram padrões diferentes de interface adesiva;
- A condição *in vivo* apresentou uma camada híbrida mais fina e uma menor penetração do sistema adesivo na trama colágena, quando comparada à condição *in vitro*;
- O sistema Single Bond apresentou uma camada híbrida com maior espessura em comparação aos sistemas autocondicionantes; entretanto para ambas situações esta se apresentou muito porosa;
- A condição *in vivo* mostrou menor densidade dos tags de resina;
- O sistema Clearfil SE Bond aparentemente proporcionou uma melhor qualidade de interface, ao passo que, One Up Bond-F mostrou a pior interface dos três sistemas testados;
- Os resultados das três técnicas se complementam e se correspondem / condizem umas às outras.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

8. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS:

1. AGEE, K.; PASHLEY, E. L.; ITTHAGARUN, A.; SANO, H.; TAY, F. R.; PASHLEY, D.H. Submicron hiati in acid-etched dentin are artifacts of desiccation. **Dent. mater.**, v. 19, n. 1, p. 60-8, jan. 2003.
2. ARMSTRONG, S. R.; VARGAS, M. A.; FANG, Q.; LAFFOON, J. E. Microtensile bond strength of a total-etch 3-step, total-etch 2-step, self-etch 2-step, and a self-etch 1-step dentin bonding system through 15-month water storage. **J. adhes. Dent.**, v. 5, n. 1, p. 47-56, Jan. 2003.
3. ARRAIS, C. A. G.; GIANNINI, M. Morphology and thickness of the diffusion of resin through demineralized or unconditioned dentin matrix. **Pesq. Odont. Bras.**, v. 16, n. 2, p. 115-20, 2002.
4. BESNAULT, C.; ATTAL, J. P. Influence of a simulated oral enviornment on microleakage of two adhesive systems in class II composite restorations. **J. dent.**, v. 30, n. 1, p. 1-6, Jan. 2002.
5. BESNAULT, C.; ATTAL, J. P. Influence of a simulated oral enviornment on dentin bond strength of two adhesive systems. **Amer. J. dent.**, v 14, n. 6, p. 367-72, Dec. 2001.
6. BOUILLAGUET, S.; CIUCCHI, B.; JACOBY, T.; WATAHA, J. C.; PASHLEY, D.H. Bonding characteristics to dentin walls of class II cavities , in vitro. **Dent. mater.**, v. 17, n. 4, p. 316-21, Jul. 2001.
7. BOUILLAGUET, S.; DUROX, B.; CIUCCHI, B.; SANO, H. Ability of adhesive systems to seal dentin surfaces: an in vitro study. **J. adhes. Dent.**, v. 2, n. 3, p. 201-08, Mar. 2000.
8. BOUILLAGUET, S.; GYSI, P.; WATAHA, J.C.; CIUCCHI, B.; CATTANI, M.; GODIN, C.; MEYER, J.M. Bond strength of composite to dentin using conventional, one-step, and self-etching adhesive systems. **J. dent.**, v. 29, n. 1, p. 55-61, Dec. 2001.
9. BUONOCORE, M. G. A simple method of increasing the adhesion of acrilc filling materials to enamel surfaces. **J. dent. Res.**, v. 34, n. 6, p. 849-53, Dec. 1955.
10. BUONOCORE, M.; WILEMAN, W.; BRUDEVOLD, F. A report on a resin composition capable of bonding to human dentin surfaces. **J. dent. Res.**, v. 35, n. 6, p. 846-51, Dec. 1956.
11. BURROW, M.; SATOH, M.; TAGAMI, J. Dentin bond durability after three years using a dentin bond agent with and without priming. **Dent. mater.**, v. 12, n. 5, p. 302-07, Sept. 1996.

12. CARDOSO, P. E. C.; SADEK, F. T.; GORACCI, C.; FERRARI, J. Adhesion testing with microtensile method: effects of dental substrate and adhesive system on bond strength measurements. **J. adhes. Dent.** v. 4, n. 4, p. 291-7, Apr. 2002.
13. CARVALHO, R. M.; TAY, F. R.; SANO, H.; YOSHIAMA, M.; PASHLEY, D. H. Long-term mechanical properties of edta-demineralized dentin matrix. **J. adhes. Dent.**, v. 2, n. 3, p. 193-99, Mar. 2000.
14. CEBALLOS, L.; CAMEJO, D. G.; FUENTES, M. V.; OSORIO, R.; TOLEDANO, M.; CARVALHO, R. M.; PASHLEY, D. H. Microtensile bond strength of a total-etch and self-etching adhesives to caries-affected dentine. **J. dent.**, v. 31, n. 7, p. 469-77, Sept. 2003.
15. CIUCCH, B.; BOUILLLAGUET, S.; HOLZ, J.; PASHLEY, D.H. Dentinal fluid dynamics in human teeth, *in vivo*. **J. endod.**, v. 21, n. 4, p. 191-4, Apr. 1995.
16. FABIANELLI, A.; KUGEL, G.; FERRARI, M. Efficacy of a self-etching primer on sealing margins of class II restorations. **Amer. J. dent.**, v. 16, n. 1, p. 38-41, Feb. 2004.
17. FERRARI, M. The micromorphologic relationship between resin and dentin in class V restorations: an *in vivo* and *in vitro* investigation. **Quintessence Int.**, v. 25, n. 9, p. 621-6, Sept. 1994.
18. 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.**, v. 25, n. 12, p. 861-66, Dec. 1994.
19. FERRARI, M.; TAY, F. R. Technique sensitivity in bonding to vital, acid etched dentin., **Oper. dent.**, v. 28, n. 1, p. 3-8, Jan./Feb. 2003.
20. FINGER, W. J.; TANI, C. Effect of relative humidity on bond strength of self-etching adhesives to dentin. **J. adhes. Dent.** v. 4, n. 4, p. 277-82, Apr. 2002.
21. FRANKENBERGER, R.; PERDIGAO, J.; ROSA, B. T.; LOPES, M. No-bottle vs multi-bottle dentin adhesives – a microtensile bond strength and morphological study. **Dent. mater.** v. 17, n. 5, p. 373-80, Sept. 2001.
22. FUSAYAMA, T. et al. Non-pressure adhesion of a new restorative resin. **J. dent. Res.**, v. 58, n. 4, p. 1364-70, apr. 1979.
23. GORACCI, C.; BAZZUCCHI, M.; MORI, G.; de MARTINIS, L. C. *In vivo* and *in vitro* analysis of a bonding agent. **Quintessence int.**, v. 25, n. 9, p. 627-36, Sept. 1994.
24. GRAY, S. E.; BURGESS, J. O. An *in vivo* and *in vitro* comparison of two dentin bonding agents. **Dent. mater.**, v. 7, n. 3, p. 161-5, July 1991.

25. GRIFFITHS, B. M.; WATSON, T. F.; SHERIFF, M. The influence of dentin bonding systems and their handling characteristics on the morphology and micropermeability of the dentine adhesive interface. **J. dent.**, v. 27, n. 1, p. 63-71, Jan.1999.
26. GWINNETT, J.; YU, J. Effect of long-term water storage on dentin bonding. **Amer. J. dent.**, v. 8, n. 2, p. 109-11, Apr.1995.
27. HALLER, B. Recent developments in dentin bonding. **Amer. J. dent.**, v. 13, n. 1, p. 44-50, Jan. 2000.
28. HANNIG, M.; FRIEDRICH, C. Comparative *in vivo* and *in vitro* investigation of interfacial bond variability. **Oper. dent.**, v. 26, n. 1, p. 3-11, Jan/Feb. 2001.
29. HANNING, M.; REINHARDT, K. J.; BOTT, B. Composite-to-dentin bond strength, micromorphology of the bonded dentin interface and marginal adaptation of class II composite resin restorations using self-etching primers. **Oper. dent.**, v. 26, n. 2, p. 157-65, Mar./Apr. 2001.
30. HASHIMOTO, M.; OHNO, H.; ENDO, K.; KAGA, M.; SANO, H.; OGUCHI, H. The effect of hybrid layer thickness on bond strength: demineralized dentin zone of the hybrid layer. **Dent. mater.**, v. 16, n. 6, p. 406-11, Nov. 2000.
31. HASHIMOTO, M.; OHNO, H.; KAGA, M.; ENDO, K.; SANO, H.; OGUCHI, H. Fractographical analysis of resin-dentin bonds. **Amer. J. dent.**, v. 14, n. 6, p. 355-60, Dec. 2001.
32. HASHIMOTO, M.; OHNO, H.; KAGA, M.; ENDO, K.; SANO, H.; OGUCHI, H. Resin-tooth adhesive interfaces after long-term function. **Amer. J. dent.**, v. 14, n. 4, p. 211-5, Aug. 2001.
33. HASHIMOTO, M.; OHNO, H.; KAGA, M.; ENDO, K.; SANO, H.; OGUCHI, H. *In vivo* degradation of resin-dentin bonds in human over 1 to 3 years. **J. dent. Res.**, v. 79, n. 6, p. 1385-1391, June 2000.
34. HASHIMOTO, M.; OHNO, H.; KAGA, M.; SANO, H.; ENDO, K.; OGUCHI, H. Fractured surface characterization: wet vs dry bonding. **Dent. mater.**, v18, n. 2, P. 95-102, Mar. 2002.
35. HASHIMOTO, M.; OHNO, H.; KAGA, M.; SANO, H.; TAY, F. R.; OGUCHI, H.; ARAKI, Y.; KUBOTA, M. Over-etching effects on microtensile bond strength and failure patterns for two dentin bonding systems. **J. dent.**, v. 30, n. 2-3, p. 99-105, Feb./Mar. 2002.
36. HASHIMOTO, M.; OHNO, H.; SANO, H.; KAGA, M.; OGUCHI, H. *In vitro* degradation of resin-dentin bonds analyzed by microtensile bond test, scanning and transmission electron microscopy. **Biomaterials**, v. 24, p. 3795-3803, 2003

37. HASHIMOTO, M.; OHNO, H.; SANO, H.; TAY, F. R.; KAGA, M.; KUDOU, Y.; OGUCHI, H.; ARAKI, Y.; KUBOTA, M. Micromorphological changes in resin-dentin bonds after 1 year of water storage., **J. Biom. Mater. Res. (Appl. Biomater.)**, v. 63, n. 3, p. 306-11, 2002.
38. HASHIMOTO, M.; TAY, F. R.; OHNO, H.; SANO, H.; KAGA, M.; YIU, C.; KAMAGAI, H.; KUDOU, Y.; KUBOTA, M.; OGUCHI, H. SEM and TEM analysis of water degradation of human dentinal collagen. **J. Biom. Mater. Res (Appl. Biom.)**, v. 66B, n. 1, p. 287-98, July 2003.
39. HASHIMOTO, M.; VAN MEERBEEK, B.; YOSHIDAS, Y.; IONUE, S.; VARGAS, M.; SUZUKI, K.; LAMBRECHTS, P.; VANHERLE, G. Four-year degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. **J. dent. Res.**, v. 82, n. 2, p. 136-45, Feb. 2003.
40. HASHIMOTO, M.; OHNO, H.; SANO, H.; KAGA, M.; OGUCHI, H. Degradation patterns of different adhesives and bonding procedures. **J. Biom. Mater. Res.**, v. 66B, n. 1, p. 324-30, July 2002.
41. ITOU, K.; TORII, Y.; TAKIMURA, T.; CHIKAMI, K.; ISHIKAWA, K.; SUZUKI, K. Effect of priming time and tensile bond strength to bovine teeth and morphologic structure if interfaces created by self-etching primers. **J. prosthet. Dent.**, v. 14, n. 3, p. 225-30, May / June 2001.
42. ITTAHGARUN, A.; TAY, F. R. Self-contamination of deep dentin by dentinal fluid. **Amer. J. dent.**, v. 13, n. 4, p. 195-200, Aug. 2000.
43. JACOBSEN, T.; SODERHOLM, K. J. Some effects of water on dentin bonding. **Dent. mater.**, v. 11, n. 2, p. 132-6, Mar. 1995.
44. KATO, G.; NAKABAYASHI, N. The durability of adhesion to phosphoric acid etched, wet dentin substrates. **Dent. mater**, v. 14, n. 5, p. 347-52, Sept. 1998.
45. KIM, S.; EDWALL, L.; TROWBRIDGE, H.; CHIEN, S.. Effect of local anesthetics on pulpal blood flow in dogs. **J. dent. Res.**, v. 63, n. 1, p. 650-2, May. 1984.
46. KITASAKO, Y.; NAKAJIMA, M.; PEREIRA, P. N. R.; OKUDA, M.; OTSUKI, M.; TAGAMI. Monkey pulpal response and microtensile bond strength beneath a one-application resin bonding system in vivo. **J. dent.**, v. 28, n. 3, p. 193-8, Mar. 2000.
47. KOIBUCHI, H.; YASUDA, N.; NAKABAYASHI, N. Bonding to dentin with a self-etching primer: the effect of smear layers. **Dent. Mater.**, v. 17, n. 6, p. 122-6, Mar. 2001
48. KRAMER, I. R. H. ; McLEAN, J.W. Alterations in the staining reactions of dentin resulting from a constituent of a new self-polymerizing resin. **Br. Dent. J.** v. 93, p. 150-3, 1952.

49. KUBO, S.; YOKOTA, H.; SATA, Y.; HAYASHI, Y. Microleakage of self-etching primers after thermal and flexural load cycling.. **Amer. J. dent.**, v. 14, n. 3, p. 163-9, June 2001.
50. LI, H.; BURROW, M. F.; TYAS, M. J. The effect of load cycling on the nanoleakage of dentin bonding systems. **Dent. mater.**, v. 18, n. 2, p. 111-19, Mar. 2002.
51. MEIERS, N. C.; YOUNG, D. Two-year composite/dentin bond stability. **Amer. J. dent.**, v. 14, n. 3, p. 141-4, June 2001.
52. MILIA, E.; LALLAI, M. R.; GARCIA-GODOY, F. *In vivo* effect of a self-etching primer on dentin. **Amer. J. dent.**, v. 12, n. 4, p. 167-71, Aug. 1999.
53. MIYAZAKI, M.; HIROHATA, K.; TAKAGAKI, K.; ONOSE, H.; MOORE, K. Influence of a self-etching primer drying time on enamel bond strength of resin composite. **J. dent.**, v. 27, n. 3, p. 203-07, Mar. 1999.
54. MIYAZAKI, M.; IWASAKI, K.; ONOSE, H. Adhesion of single application bonding systems to bovine enamel and dentin. **Oper. dent.**, v. 27, n. 1, p. 88-94, Jan./Feb 2002.
55. MIYAZAKI, M.; IWASAKI, K.; ONOSE, H.; MOORE, B. K. Enamel and dentin strengths of single application bonding systems. **Am. J. dent.**, v. 14, n. 6, p. 361-66, Dec. 2001.
56. MIYAZAKI, M.; ONOSE, H.; IIDA, N.; KAZAMA, H. Determination of residual double bonds in resin-dentin interface by raman spectroscopy. **Dent. mater.**, v. 19, n. 3, p. 245-51, May 2003.
57. MIYAZAKI, M.; PLATT, J. A.; ONOSE, H.; MOORE, B. K. Influence of dentin primer application methods on dentin bond strength. **Oper. dent.**, v. 21, n. 4, p. 167-72, Jul./Aug. 1996.
58. MIYAZAKI, M.; SATO, M.; ONOSE, H.; MOORE, B. K. Influence of thermal cycling on dentin bond strength of two-step bonding systems. **Amer. J. dent.**, v. 11, n. 3, p. 118-22, June 1998.
59. MIYAZAKI, M.; TSUBOTA, K.; ONOSE, H.; HINOURA. Influence of adhesive application duration on dentin bond strength of a single-application bonding systems. **Oper. dent.**, v. 27, n. 3, p. 278-83, May/June 2002.
60. MIYAZAKI, M.; ONOSE, H.; MOORE, B. K. Analysis of dentin-resin interface by use of raman spectroscopy. **Dent. mater.**, v. 18, n. 8, p. 576-80, Dec. 2002.
61. MOLL, K.; PARK, H. J.; HALLER, B. Bond strength of adhesive / composite combinations to dentin involving total and self-etch adhesives., **J. adhes. Dent.**, v. 4, n. 3, p. 171-80, Mar. 2002.

62. NAKABAYASHI, N.; ASHIZAWA, M.; NAKAMURA, M. Identification of a resin-dentin hybrid layer in vital human dentin created *in vivo*: durable bonding to vital dentin. **Quintessence Int.**, v. 23, n. 2, p. 135-141, Feb. 1992.
63. NAKABAYASHI, N.; KOJIMA, K.; MASUHARA, E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. **J. biomed. Mater. Res.**, v. 16, n. 3, p. 265-73, May 1982.
64. NAKABAYASHI, N.; TAKARADA, K. Effect of Hema on bonding to dentin. **Dent. mater.**, v. 8, n. 2, p. 125-30, Mar. 1992.
65. NAKAJIMA, M.; OKUDA, M.; PEREIRA, P. R. P.; TAGAMI, J.; PASHLEY. Dimensional changes and ultimate tensile strengths of wet decalcified dentin applied with one bottle adhesives. **Dent. mater.**, v. 18, n. 8, p. 603-8, Dec. 2002.
66. NIKAIDO, T.; KUNZELMAN, K. H.; CHEN, H.; OGATA, M.; HARADA, N.; YAMAGUCHI, S.; COX, C. F.; HICKEL, R.; TAGAMI, J. Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. **Dent. mater.**, v. 18, n. 3, p. 269-275, May 2002.
67. NIKAIDO, T.; KUNZELMANN, K. H.; OGATA, M.; HARADA, N.; YAMAGUCHI, S.; COX, C. F.; HICKEL, R.; TAGAMI, J. The in vitro dentin bond strengths of two adhesive systems in class I cavities of human molars., **J. adhes. Dent.**, v. 4, n. 1, p. 31-40, Jan. 2002.
68. NUNES, M.F.; SWIFT Jr, E. J.; PERDIGAO, J. Effects of adhesive composition on microtensile bond strength to human dentin. **Amer. J. dent.**, v. 14, n. 6, p. 340-3, Dec. 2001.
69. OGATA, M.; HARADA, N. YAMAGUCHI, S.; NAKAJIMA, M.; TAGAMI, J. Effect of self-etching primer vs phosphoric acid etchant on bonding to bur-prepared dentin. **Oper. dent.**, v. 27, n. 5, p. 447-54, Sept./Oct. 2002.
70. OGATA, M.; HARADA, N.; YAMAGUCHI, S.; NAKAJIMA, M.; PEREIRA, P. N. R.; TAGAMI, J. Effects of different burs on dentin bond strengths of self-etching primer bonding systems. **Oper. dent.**, v. 26, n. 4, p. July/Aug. 2001.
71. OKUDA, M. PEREIRA, P. N. R.; NAKAJIMA, M.; TAGAMI, J.; PASHLEY, D. H. Long-term durability of resin dentin interface: nanoleakage vs microtensile bond strength. **Oper. dent.**, v. 27, n. 3, p. 289-96, May/June 2002.
72. OLIVEIRA, S. S. A.; PUGACH, M. K.; HILTON, J. F.; WATANABE, L. G.; MARSHALL, S. J.; MARSHAL Jr., G. W. The influence of the dentin smear layer on adhesion: a self-etching primer vs. a total-etch system., **Dent. mater.**, v. 19, n. 8, p. 758-67, Dec. 2003.

73. OPDAM, N. J. M.; FEILZER, A. J.; ROETERS, J. J. M.; SMALE, I. Class O occlusal composite resin restorations: *in vivo* post-operative sensitivity, wall adaptation and microleakage. **Amer. J. dent.**, v. 11, n. 5, p. 229-34, Oct. 1998.
74. PASHLEY, D. H.; AGEE, K. A.; CARVALHO, R. M.; LEE, K. W.; TAY, F. R.; CALLISON, T. E. Effects of water and water-free polar solvents on the tensile properties of demineralized dentin. **Dent. mater.**, v. 19, n. 5, p. 347-352, Jul. 2003.
75. PASHLEY, D. H.; TAY, F. R. Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives. Part II: etching effects on unground enamel. **Dent. mater.**, v. 17, n. 5, p. 430-44, Sept. 2001.
76. PASHLEY, E. L.; AGEE, K. A.; PASHLEY, D. H.; TAY, F. R. Effects of one versus two applications of an unfilled, all-in-one adhesive on dentine bonding. **J. dent.**, v. 30, n. 2-3, p. 83-90, Feb./Mar. 2002.
77. PAUL, S. J.; LEACH, M.; RUGGEBERG, F. A.; PASHLEY, D. H. Effect of water content on the physical properties of model dentine primer and bonding resins. **J. dent.**, v. 27, n. 3, p. 209-14, Mar. 1999.
78. PEREIRA, P. N. R.; OKUDA, M.; NAKAJIMA, M.; SANO, H.; TAGAMI, J.; PASHLEY, D.H. Relationship between bond strength and nanoleakage: evaluation of a new assessment method. **Am. J. dent.**, v. 14, n. 2, p. 100-4, Apr. 2001.
79. PEREIRA, P.N. R.; SANO, H.; OGATA, M.; ZHENG, L.; NAKAJIMA, M.; TAGAMI, J.; PASHLEY, D.H. Effect of region and dentin perfusion on bond strengths of resin-modified glass ionomer cements. **J. dent.**, v. 28, n. 5, p. 347-54, July 2000.
80. PEREIRA, P. N. R.; OKUDA, M.; SANO, H.; YOSHIKAWA, T.; BURROW, M. F.; TAGAMI. Effect of intrinsic wetness and regional difference on dentin bond strength. **Dent. mater.**, v. 15, n. 1, p. 46-53, Jan. 1999.
81. PIOCH, T.; STAEHLE, H. J.; SCHNEIDER, H.; DUSCHNER, H.; DORFER, C. E. Effect of intrapulpal pressure simulation *in vitro* on shear bond strengths and hybrid layer formation. **Amer. J. dent.**, v. 14, n. 5, p. 319-23, Oct. 2001.
82. PIOCH, T.; STAEHLE, H. J.; WURST, M.; DUSCHNER, H.; DORFER, C. The nanoleakage phenomenon: influence of moist vs dry bonding. **J. adhes. Dent.**, v. 4, n. 1, p. 23030, Jan. 2002
83. PITT-FORD, T. R.; SEARE, M. A.; McDONALD, F. Action of adrenaline on the effect of dental local anaesthetic solutions. **Endod. Dent. Traumatol.**, v. 9, n. 1, p. 31-5, Feb. 1993.

84. PLASSE, N. P.; NECHAD, S.; TAVERNIER, B.; COLON, P. Effect of dentin adhesives on enamel-dentin/composite interfacial microleakage. **Amer. J. dent.**, v. 14, n. 6, p. 344-48, Dec. 2001.
85. PRICE, R. B.; DERAND, T.; ANDREOU, P.; MURPHY, D. The effect of two configuration factors, time and thermal cycling on resin to dentin bond strength. **Biomaterials**, v. 24, n. 6, p. 1013-21, Mar. 2003.
86. PURK, J. H.; DUSEVICH, V.; GLAROS, A.; SPENCER, P.; EICK, J. D. *In vivo* versus *in vitro* microtensile bond strength of axial versus gingival cavity preparations walls in class II resin-based composite restorations. **J. amer. Dent.Assoc.**, v. 135, n. 2, p. 185-92, Feb. 2004.
87. SANO, H.; TAKATSU, T.; CIUCCHI, B.; RUSSEL, C. M.; PASHLEY, D.H. Tensile properties of resin-infiltrated demineralized human dentin. **J. dent. Res.**, v. 74, n. 4, p. 1093-1102, Apr. 1995.
88. SANO, H.; YOSHIAMA, M.; EBISU, S.; BURROW, M. F.; TAKATSU, T.; CIUCCHI, B.; CARVALHO, R. M.; PASHLEY, D. H. Comparative SEM and TEM observations of nanoleakage within the hybrid layer. **Oper. Dent.**, v. 20, n. 4., p. 160-7, Jul./Aug. 1995.
89. SANO, H.; YOSHIKAWA, T.; PEREIRA, P. N. R.; KANEMURA, N.; MORIGAMI, M.; TAGAMI, J.; PASHLEY, D. H. Long-term durability of dentin bonds made with a self-etching primer, *in vivo*. **J. dent. Res.**, v. 78, n. 4, p. 906-11, Apr. 1999.
90. SCHUPBACH, P.; KREJCI, I.; LUTZ, F. Dentin bonding: effect of tubule orientation on hybrid layer formation. **Eur. J. oral. Sci.**, v. 105, n. 4, p. 344-52, Aug. 1997.
91. SEKIMOTO, T.; DERKSON, G. D.; RICHARDSON, A. S. Effect of cutting istruments on permeability and morphologi of the dentin surface. **Oper. dent.**, v. 24, n. 3, p. 130-6, May/June 1999.
92. SENGUN, A.; OZTURK, B.; OZER, F. The effect of simulated intrapulpal prsssure on bond strength to enamel and dentin. **J. oral Rehabil.**, v. 30, n. 5, p. 550-55, May 2003.
93. SHIMADA, Y.; CHARNIRATTISAI, C.; INOKOSHI, S.; BURROW, M. F.; TAKATSU, T. In vivo adhesive interface between resin and dentin. **Oper. dent.**, v. 20, n. 5, p. 201-10, Sept./Oct. 1995.
94. SHONO, Y.; TERASHITA, M.; SHIMADA, J.; KOZONO, Y.; CARVALHO, R. M.; RUSSEL, C.M.; PASHLEY, D.H. Durability of resin-dentin bonds. **J. adhes. Dent.**, v. 1, n. 3, p. 211-8, Autum 1999.

95. SPENCER, P.; WANG, Y. Adhesive phase separation at the dentin interface under wet bonding conditions. **J. Biom. Mater. Res.**, v. 62, n. 3, p. 47-56, Dec. 2002.
96. SPENCER, P.; WANG, Y. Self-etching adhesives: cinversion at the dentin interface and within the tubule. **J. dent. Res.**, v. 81, Special Issue, p. A-469, mar. 2002 / abstract 3831.
97. SPENCER, P.; WANG, Y.; WALKER, M. P.; WIELICZKA, D. M.; SWAFFORD, J. R. Interfacial chemistry of the dentin / adhesive bond. **J. dent. Res.** V. 79, n. 7, p. 1458-63, July 2000.
98. SPENCER, P.; WIELICZKA, D. M. A review of the chemical and morphologic characterization of the dentin / adhesive interface. **Recent res. Devel. Applied Spectroscopy**, v. 2, p. 183-93, 1999.
99. SPENCER, P; SWAFFORD, J. R. Unprotected protein at the dentin-adhesive interface. **Quintessence. Int.**, v. 30, n. 7, p. 501-7, Sept. 1999.
100. SUZUKI, M.; KATO, H.; WAKUMOTO, S. Vibrational analysis by raman spectroscopy of the interface between dental adhesive resin and dentin. **J. dent. Res.**, v. 70, n. 7, p. 1092-97, Jul. 1991.
101. TAKAHASHI, A.; INOUE, S.; KAWAMOTO, C.; OMINATO, R.; TANAKA, T.; SATO, Y.; PEREIRA, P. N. R.; SANO, H. In vivo long-term durability of the bond to dentin using two adhesive systems., **J. adhes. Dent.** V. 4, n. 2, p. 151-9, Feb. 2002.
102. TAKAHASHI, A.; SATO, Y.; UNO, S.; PEREIRA, P. N. R.; SANO, H. Effects of mechanical properties of adhesive resins on bond strength to dentin. **Dent.mater.**, v. 18, n. 3, p. 263-8, May 2002.
103. TANI, C.; FINGER, J. Effects of smear layer thickness an bond strength mediated by three all-in-one self-etching priming adhesives. **J. adhes. Dent.**, v. 4, n. 4, p. 283-9, Apr. 2002
104. TANUMIHARJA, M; BURROW, M. F.; TYAS, M. J. Microtensile bond strength of seven dentin adhesive systems. **Dent. mater.**, v. 16, n. 3, p. 180-7, May 2000.
105. TAY, F. R.; CARVALHO, R. M.; SANO, H.; PASHLEY, D.H. Effeft of smear layers on the bonding of a self-etching primer to dentin. **J. adhes. Dent.**, v. 2, n. 2, p. 99-116, Summer 2000.
106. TAY, F. R.; PASHLEY, D. H. Agressiveness of contemporary self-etching systems. I: depth of penetration beyond dentin smear layers. **Dent. Mater.**, v. 17, n. 4, p. 296-308, July 2001.
107. TAY, F. R.; PASHLEY, D. H. Have dentin adhesives become too hydrofilic? **J. Canad. Dent. Ass.**, v. 69, n. 11, p. 726-31, Dec. 2003.

108. TAY, F. R.; PASHLEY, D. H. Water treeing – a potential mechanism for degradation of dentin adhesives. **Amer. J. dent.**, v. 16, n. 1, p. 6-12, Feb. 2003.
109. TAY, F. R.; PASHLEY, D. H.; SUH, B. I.; CARVALHO, R. M.; ITTHAGARUN, A. Single-step adhesives are permeable membranes. **J. dent.**, v. 30, n. 7-8, p. 371-82, Sept./Nov. 2002.
110. TAY, F. R.; PASHLEY, D. H.; YIU, C. K. Y.; SANARES, A. M. E.; WEI, S. H. Y. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and chemically-cured or dual cured composite. Part I. Single-step self-etching adhesive. **J. adhes. Dent.**, v. 5, n. 1, p. 27-40, Jan. 2003.
111. TAY, F. R.; SANO, H.; CARVALHO, R. M.; PASHLEY, E. L.; PASHLEY, D. H. An ultrastructural study of the influence of acidity of self-etching primers and smear layer thickness on bonding to intact dentin. **J. adhes. Dent.**, v. 2, n. 2, p. 83-98, Summer 2000.
112. TAY, F.R.; GWINNETT, J.; PANG, K. M.; WEI, S. H. Y. Micromorphologic relationship of the resin-dentin interface following a total-etch technique in vivo using a dentinal bonding system., **Quintessence int.**, v. 26, n. 1, p. 63-70, Jan. 1995.
113. TAY, F.R.; GWINNETT, J.; PANG, K.M.; WEI, S. H. I. Structural evidence of a sealed tissue interface with a total-etch wet-bonding technique in vivo. **J. dent. Res.**, v. 73, n. 3, p. 629-36, Mar. 1994.
114. TAY, F.R.; KING, N. M.; CHAN, KAR-MUN; PASHLEY, D. H. How can nanoleakage occur in self-etching adhesive systems that demineralize and infiltrate simultaneously. **J. adhes. Dent.**, v. 4, n. 4, p. 255-69, Apr. 2002
115. TOLEDANO, M.; OSORIO, R.; CEBELLOS, L.; FUENTES, M. V.; FERNANDES, C. A. O.; TAY, F. R.; CARVALHO, R. M. C. Microtensile bond strength of several adhesive systems to different depths. **Amer. J. dent.**, v. 16, n. 5, p. 292-8, Oct. 2003.
116. TOLEDANO, M.; OSORIO, R.; LEONARDI, G.; LEAL, J. I. R.; CEBALLOS, L.; VILCHEZ, M. A. C. Influence of a self-etching primer on the resin adhesion to enamel and dentin. **Amer. J. dent.**, v. 14, n. 4, p. 205-10, Aug. 2001.
117. TORII, Y.; ITOU, K.; NISHITANI, Y.; ISHIKAWA, K.; SUZUKI, K. Effect of phosphoric acid etching prior to self-etching primer application on adhesion of resin composite to enamel and dentin. **Am. J. dent.**, v. 15, n. 5, p. 305-8, Oct. 2002.
118. TURKUN, S. L. Clinical evaluation of a self-etching and a one-bottle adhesive system at two years. **J. dent.**, v. 31, n. 8, p. 527-34, Nov. 2003.

119. VAN MEERBEEK, B. et al. Comparative SEM and TEM examination of the ultrastructure of the resin-dentin interdiffusion zone. **J. dent. Res.**, v. 72, n. 2, p. 495-501, Feb. 1993.
120. WALSHAL, P.R.; McCOMB, D. SEM characterization of the resin-dentine interface produced *in vivo*. **J. dent.**, v. 23, n. 5, p. 281-87, Oct. 1995.
121. WALSHAW, P. R.; McCOMB, D. Clinical considerations for optimal dentinal bonding. **Oper. Dent.**, v. 27, n. 9, p. 619-25, Sept. 1996.
122. WANG, Y.; McMANN, T. R.; WALKER, M.P.; SPENCER, P. Morphological and chemical characterization of the dentin/self-etch interface. **J. dent. Res.**, v. 80, special issue, p. 250, jan. 2001 / abstract 1715
123. WANG, Y; SPENCER, P. Hibridization efficiency of the adhesive/dentin interface with wet bonding. **J. dent. Res.**, v. 82, n. 2, p. 141-5, Feb. 2003.
124. WANG, Y.; SPENCER, P. Quantifying adhesive penetration in adhesive/dentin interface using confocal raman microspectroscopy. **J. Biom. Mater. Res.**, v. 59, n. 1, p. 46-55, Nov. 2002.
125. YOSHIAMA, M.; MATSUO, T.; EBISU, S.; PASHLEY, D. Regional bond strengths of self-etching/self-priming adhesives systems. **J. dent.**, v. 26, n. 7, p. 609-16, Sept. 1998.
126. YOSHIKAUWA, T.; SANO, H.; BURROW, M. F.; TAGAMI, J.; PASHLEY, D.H. Effects of dentin depth and cavity configuration on bond strength. **J. dent. Res.**, v. 78, n. 4, p. 898-95, Apr. 1999.
127. ZHENG, L.; PEREIRA, P.N.R.; NAKAJIMA, M.; SANO, H.; TAGAMI, J. Relationship between adhesive thickness and microtensile bond strength. **Oper. dent.**, v. 26, n. 1, p. 97-104, Jan./Feb. 2001.

APÊNDICE

Universidade de São Paulo
Faculdade de Odontologia de Bauru

Al. Dr. Octávio Pinheiro Brisolla, 9-75 – Bauru-SP – CEP 17012-901 – C.P. 73
PABX (0XX14)235-8000 – FAX (0XX14)223-4679

Comitê de Ética em Pesquisa

Processo nº 161/2002

Bauru, 13 de fevereiro de 2003

Senhor Professor,

Informamos que após o envio da documentação pendente, o projeto de pesquisa encaminhado a este Comitê denominado “**Avaliação da resistência adesiva *in vivo* de diferentes sistemas adesivos**”, de autoria de Fábio Sene, que será desenvolvido sob sua orientação, foi **APROVADO**.

Comunicamos que após o envio do trabalho concluído, este Comitê enviará o parecer final, que será utilizado para a publicação do trabalho.

Atenciosamente,

Prof. Dr. Arsênio Sales Peres
Vice-Coordenador

Ciente
14/02/03
[Assinatura]

Ilmº Sr. Prof. Dr. José Carlos Pereira

DD. Docente do Departamento de Dentística, Endodontia e Materiais
Dentários (*Dentística*)

ABSTRACT

ABSTRACT

The aim of this research was to analyze in Light Microscopy (LM), micro-Raman Spectroscopy (μ R) and Scanning Electron Microscopy (SEM), the dentin-adhesive interface produced by three different bonding systems applied *in vivo* and *in vitro*. In *in vivo* condition patients with the first upper premolars, to be extract for orthodontic reasons, were used. Class I cavities with 0.5mm below the dentin-enamel junction were performed, with carbide bur in high speed. Following, three different bonding systems were applied in accordance with their manufacturer instruction: Single Bond (SB-3M), Clearfil SE Bond (CSEB-KURARAY) and One Up Bond-F (OUB-Tokuyama), and the cavities restored, incrementally, with composite resin TPH Spectrum (Dentsply). After restoration the teeth were extracted and stored in 0,1% tymol solution. *In vitro*, the same procedures were performed in extracted upper premolars. Following, the teeth were taken to a cutting machine and cross-sectioned with as diamond saw in specimens with 2mmX2mmx6mm dimensions, being 2 specimens for each tooth. One of the specimen was taken to a hard tissue microtome were 5 μ m slabs were obtained and stained with Goldner's Tricrome. The slabs were analyzed in a Light Microscope with 100 times magnification. In this technique, the mineralized dentin is stained green, the collagen is stained red and the bonding system a pale orange. After, the same specimen was used for micro-Raman analysis. The adjacent specimen was dehydrated in ascendant ethanol sequence and analyzed in scanning electron microscopy. The LM results for SB showed the presence of a large area stained red for both conditions, indicating the presence of exposed or non protected collagen by the bonding system. This area was larger *in vivo* than *in vitro*. For CSEB this layer war purple stained and consistent along the interface for both situations, indicating, also, collagen available to react with the staining. For OUB this layer was also purple however, *in vivo*, this layer was thinner and inconsistent than *in vitro*. In SEM analysis, SB bonding system presented a porous hybrid layer for both situations. *In vitro* this layer was thicker and regular along the interface and, *in vivo*, thinner and irregular. Big differences were observed related to the resin tags. *In vivo* they were thinner and shorter. For CSEB the hybrid layer was thinner when compared with SB however, more homogeneous and compact along the interface for both situations. Big differences were observed related to the resin tags. *In vivo*, they were significantly in fewer amounts, shorter and thinner. For OUB *in vitro*, the hybrid layer was thin, however, homogeneous and with long tags. *In vivo*, the hybrid layer was very thin, almost undetectable. The resin tags were almost non-existent or bended due to poor polymerization of this system. In micro-Raman analysis for SB showed a greater

contribution of the bonding system in the first two micrometers of the interface was detected and, in the rest of the interface, there was few contribution of the resin monomers in the collagen protection. For CSEB the interface was thin (1 μ m), for both conditions, however, with contribution, in the hybridized complex, of the adhesives components, collagen and mineral. For OUB *in vitro*, the spectras also indicated the presence of a thin interface, among 1 μ m, but also, with contribution of the bonding components, collagen and mineral. *In vivo*, the interface could not be detected by the Raman, for being inexistent, or by the fact to be thinner than the Raman resolution (1 μ m). After all these analysis of the bonding interface, for both conditions, and with these different bonding systems, it can be concluded that: *in vivo* condition produced a less-quality interface for all the system. CSEB apparently produced a better-quality interface and OUB the worst. The use of these three techniques together allowed a complete analysis, qualitative and quantitative, of the dentin-bonding interface produced by these three bonding systems, for both situations.