

ÂNGELA REGINA KIMIE MARIMOTO

**RESISTÊNCIA ADESIVA DE SISTEMAS AUTOCONDICIONANTE E
CONVENCIONAL FRENTE A DIFERENTES SUBSTRATOS E
ASSOCIAÇÃO AO LASER Nd:YAG. ESTUDO *IN VITRO*.**

Dissertação apresentada à
Faculdade de Odontologia de São
José dos Campos Universidade
Estadual Paulista, como parte dos
requisitos para a obtenção do título
de MESTRE, pelo Programa de Pós-
Graduação em ODONTOLOGIA
RESTAURADORA, Especialidade de
Dentística.

ÂNGELA REGINA KIMIE MARIMOTO

**RESISTÊNCIA ADESIVA DE SISTEMAS AUTOCONDICIONANTE E
CONVENCIONAL FRENTE A DIFERENTES SUBSTRATOS E
ASSOCIAÇÃO AO LASER Nd:YAG. ESTUDO *IN VITRO*.**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de São José dos Campos Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para a obtenção do título de MESTRE, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Especialidade de Dentística.

Orientador: Prof. Adj. Sérgio Eduardo de Paiva Gonçalves

São José dos Campos
2007

Apresentação gráfica e normalização de acordo com:

Bellini AB. Manual para elaboração de monografias: estrutura do trabalho científico. São José dos Campos: FOSJC/UNESP; 2006.

Marimoto, Ângela Regina Kimie

Resistência adesiva de sistemas autocondicionante e convencional frente a diferentes substratos e associação ao laser Nd:YAG. Estudo *in vitro* / Ângela Regina Kimie Marimoto; orientador Sérgio Eduardo de Paiva Gonçalves.-- São José dos Campos, 2007.

114p; IL

Dissertação (Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora, especialidade em Dentística) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista; 2007.

1. Esmalte – 2. Dentina – 3. Resistência adesiva – 4. Adesivo autocondicionante – 5. Adesivo convencional.

BLACK D 22

AUTORIZAÇÃO

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

São José dos Campos, / /

Assinatura:

E-mail: angela_marimoto@yahoo.com.br

DEDICATÓRIA

A **Deus**.

Obrigada, Senhor, por ter sido meu refúgio nos momentos de dúvidas e incertezas, por ter guiado meus passos nesta longa caminhada, por compartilhar comigo a alegria desta nova conquista!

Aos meus amados pais, **Irenice Marimoto** e **Sebastião Marimoto**, que nunca mediram esforços para que eu tivesse uma educação de excelência, que sempre me incentivaram a buscar o melhor e a nunca desistir. Obrigada pelo amor e carinho!

Ao meu irmão **Daniel Satoshi Marimoto** que sempre foi exemplo de busca pela perfeição, de profissional dedicado e determinação!

A **Rafael da Rocha Braga**, meu namorado e amigo, que compreendeu meus momentos de ausência, pela paciência, carinho e sempre disposição em ajudar!

AGRADECIMENTOS

Ao **Prof. Dr. Sérgio Eduardo de Paiva Gonçalves**, meu orientador.

Obrigada pela atenção e amizade, pela condução deste trabalho, por ter me feito descobrir novos limites!

À amiga **Karine Tenório Landim**, por estar à disposição sempre que precisei, abrindo mão do seu pouco tempo de lazer para ajudar. Obrigada!

À amiga **Carolina Ferraz Ribeiro**, que me cedeu o material que tinha para ajudar neste trabalho!

À **Luzia Sakaguti Umetsubo**. Que foi uma grande parceira neste trabalho; um verdadeiro anjo da guarda! Obrigada pela imensa ajuda!

À amiga e **Prof^a. Dr^a. Marta Solange Rampani Duarte**. Por me mostrar como a pesquisa pode ser encantadora; por ter fomentado em mim a vontade de crescer neste universo tão desafiador!

Ao **Prof. Dr. Dimas Renó de Lima**. Por ter me dado a primeira oportunidade de trabalhar seriamente em uma pesquisa de pós-graduação!

À amiga e **Prof^a. Dr^a. Ana Lúcia Marsílio**, pelo apoio e cessão de material para meu exame de qualificação!

À amiga **Vivian Francisco** por me ajudar com as fotografias deste trabalho!

À amiga e secretária do Departamento de Odontologia Social e Clínica Infantil, **Maria Regina Brauna Batista**. Obrigada por facilitar tudo o que você podia e tornar esta caminhada menos difícil!

À amiga **Alessandra Sverberi Carvalho**. Obrigada pela amizade e ajuda neste trabalho!

Aos membros da minha família, que embora não humanos, foram fundamentais para me manterem mentalmente saudável, proporcionando momentos de imensa alegria. Minhas jabutis **Pequena** e **Grande**, minhas cachorras **Mabel**, **Hemíola** (*in memoriam*) e **Fermata**!

Aos amigos do **Coral da Unesp**, do **Coral Libercanto** e do **Grupo Vocalis**. Obrigada por ajudarem a tornar este caminho mais afinado! **Sandra Mendes Sampaio de Souza** e **José Roberto Cannizza Filho**, parabéns pelo incansável trabalho de manter grupos vocais de excelência nesta cidade!

À **Ângela Bolanho**, representante discente junto ao Programa de Pós-Graduação. Obrigada pela ajuda!

Aos colegas de turma **Alessandro Travassos**, **Daniel Rocha**, **Fernanda Mollica**, **Gisela Castanho**, **João Maurício Silva**, **Juliana Magalhães**. Obrigada pela convivência agradável, pelo carinho e amizade!

Às colegas de curso **Alessandra Carvalho, Elaine Iglecias, Giovana Martins, Lecy Iório, Lílian Maekawa, Manuela Fonseca, Mariana Nakao**, pela companhia e amizade nesta jornada!

Aos amigos do Vittu! **Vivian Francisco, Rodrigo Schuster, Sandra Sampaio, Luciane Corrêa, Vanda Siqueira, Glória Vanique, Rafael Braga!** Obrigada por fazer este caminho menos sério, pela amizade e sempre disposição em ajudar!

Às amigas de sempre **Viviane Moreno, Carla Shibata, Carolina Ferraz, Lia Cunha, Patrícia Regina.** Obrigada pelo apoio e amizade!

Ao **Prof. Ivan Balducci**, pela realização da análise estatística deste trabalho.

À **Prof^a. Dr^a. Alessandra Bühler Borges** e ao **Prof. Dr. Carlos Rocha Gomes Torres**, pela valorosa participação no trilhar deste meu caminho. O exemplo de vocês como pesquisadores e docentes será sempre referência para mim. Obrigada!

Aos amigos e colegas de profissão **Suzana Nakamura Cardoso** e **Rogério Cardoso**, pela oportunidade profissional, pelo incentivo e apoio para este trabalho!

Aos amigos **Rose, Kaline, Danilo, Willian, Cláudia, Angélica**, por tornar possível minha dedicação a este trabalho!

Aos amigos da Disciplina de Clínica Integrada, que desde minha graduação me deram a oportunidade de crescer profissionalmente. Obrigada professores **Dimas, Galera, João Carlos, Braulino e Salgado** e a todos da equipe!

Ao coordenador da especialidade de Dentística de Programa do Pós-Graduação em odontologia Restauradora, **Prof. Dr. Clóvis Pagani**, pela incansável busca em nos oferecer um curso de qualidade!

Ao Diretor da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, **Prof. Adj. Paulo Villela Santos Júnior**.

Aos **docentes do Curso de Pós-Graduação** da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos.

A todos os **colegas do curso** de Pós-Graduação.

Às secretárias do Departamento de Odontologia Restauradora, **Rosangela e Nair**, pela atenção e carinho!

Às técnicas de laboratório **Josiana e Michelle**, pela disposição em ajudar!

Às secretárias do departamento de Pós-Graduação, **Rosemary, Erena, Maria Aparecida e Lílian**, pela ajuda e esclarecimentos!

A todos os funcionários da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....	10
LISTA DE TABELAS E QUADROS.....	11
RESUMO.....	12
1 INTRODUÇÃO.....	13
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	18
2.1 Sistemas adesivos.....	18
2.2 Laser.....	52
3 PROPOSIÇÃO.....	67
4 MATERIAL E MÉTODO.....	68
4.1 Adequação e preparo dos dentes.....	71
4.2 Preparo dos corpos-de-prova.....	73
4.3 Divisão dos grupos.....	76
4.4 Inserção e polimerização da resina composta.....	78
4.5 Teste de resistência ao cisalhamento.....	78
4.6 Planejamento estatístico (delineamento experimental).....	79
4.7 Análise dos dados.....	80
5 RESULTADOS.....	81
6 DISCUSSÃO.....	86
6.1 Da metodologia.....	86
6.2 Dos resultados.....	91
7 CONCLUSÃO.....	95
8 REFERÊNCIAS.....	96
ANEXO.....	113
ABSTRACT.....	114

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 -	Materiais e equipamentos empregados no estudo....	70
FIGURA 2 -	A) Dente bovino.....	73
	B) Dente bovino com as raízes seccionadas.....	73
	C) Abertura na região do cíngulo.....	73
	D) Dente embutido com a abertura lingual.....	73
FIGURA 3 -	A) Desgaste do esmalte.....	75
	B) Exposição da dentina.....	75
	C) Medição da espessura de dentina remanescente	75
	D) Fita seladora delimitando a área de teste.....	75
FIGURA 4 -	A) Matriz bipartida de teflon.....	79
	B) Cilindro de resina composta.....	79
	C) Máquina de ensaio.....	79
	D) Corpo-de-prova posicionado para o ensaio.....	79
FIGURA 5 -	Gráfico de colunas (média \pm desvio-padrão) dos valores de resistência adesiva.....	82
FIGURA 6 -	Gráfico dos valores médios de resistência adesiva obtidos em 15 dentes bovinos considerando separadamente os tipos de adesivo utilizado.....	83
FIGURA 7 -	Gráfico dos valores médios de resistência adesiva obtidos em 15 dentes bovinos, segundo as condições experimentais estabelecidas pelas três variáveis em estudo: Adesivo, Indicação do Tratamento e Tecido.....	84

LISTA DE QUADRO E TABELAS

Quadro 1 -	Materiais e equipamentos utilizados.....	68
Tabela 1 -	Dados de resistência adesiva ao cisalhamento (MPa) referente às condições experimentais.....	81
Tabela 2 -	Média e desvio-padrão dos dados de cisalhamento (valores em MPa) obtidos para as oito condições experimentais.....	82
Tabela 3 -	ANOVA para os dados de cisalhamento (MPa) obtidos.....	85
Tabela 4 -	Teste de Tukey para as oito condições experimentais.....	85

Marimoto ARK. Resistência adesiva de sistemas autocondicionante e convencional frente a diferentes substratos e associação ao laser Nd:YAG. Estudo *in vitro* [dissertação]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista; 2007.

RESUMO

A adesão continua a ser um desafio na Odontologia, principalmente em tecidos morfológicamente distintos e valendo-se de sistemas adesivos de mecanismos de ação também distintos. O objetivo deste estudo *in vitro* foi comparar a resistência adesiva de dois sistemas (autocondicionante e convencional) em dois substratos (esmalte e dentina), associados ou não à tecnologia laser (Nd:YAG). Foram utilizados 120 dentes bovinos, recém-extraídos, embutidos, que tiveram a superfície de esmalte ou dentina exposta por meio de lixas. Uma área de 3mm de diâmetro na região cérvico-vestibular-mediana foi selecionada para adesão, de acordo com os seguintes grupos: a) G1: AF/ esmalte (adesivo autocondicionante em esmalte seguindo especificação do fabricante); b) G2: AF/ dentina (adesivo autocondicionante em dentina seguindo especificação do fabricante); c) G3: AL/ esmalte (adesivo autocondicionante em esmalte + laser Nd:YAG + fotopolimerização); d) G4: AL/ dentina (adesivo autocondicionante em dentina + laser Nd:YAG + fotopolimerização); e) G5: CF/ esmalte (condicionamento ácido + adesivo convencional em esmalte); f) G6: CF/ dentina (condicionamento ácido + adesivo convencional em dentina); g) G7: CL/ esmalte (condicionamento ácido + adesivo convencional em esmalte + laser Nd:YAG + fotopolimerização); h) G8: CL/ dentina (condicionamento ácido + adesivo convencional em dentina + laser Nd:YAG + fotopolimerização). A resina composta Z 250 foi inserida com auxílio de matriz de teflon e fotopolimerizada com luz halógena, seguida da realização do teste de cisalhamento em máquina universal Emic, com carga de 100kgf e velocidade de 0,5mm/min. Os valores médios em MPa obtidos para os diferentes grupos foram: G1 (20,291), G2 (14,142), G3 (23,615), G4 (22,235), G5 (20,899), G6 (11,291), G7 (22,102), G8 (15,980). Após aplicação do teste de ANOVA e Tukey 5%, concluiu-se que a aplicação do laser Nd:YAG aumentou significativamente a resistência adesiva em todas as condições experimentais; o adesivo autocondicionante em esmalte obteve a maior média de resistência adesiva.

PALAVRAS-CHAVE: Esmalte; dentina; resistência adesiva; adesivo autocondicionante; adesivo convencional.

1 INTRODUÇÃO

O desenvolvimento e a evolução dos sistemas adesivos modificaram os conceitos de preparos cavitários que, anteriormente, buscavam a retenção para o material restaurador por meio de desgaste dental, para um conceito mais conservador que visa à manutenção das estruturas dentárias remanescentes sadias.

A adesão é um assunto que vem sendo continuamente estudado desde que Buonocore⁹, em 1955, testou o condicionamento ácido do esmalte, utilizando ácido fosfórico e verificou um aumento na resistência de união das resinas acrílicas ao esmalte.

O conceito de condicionamento ácido foi se aperfeiçoando no decorrer dos anos. A pesquisa de Silverstone et al.⁹², em 1975, que demonstrou os padrões de condicionamento da superfície do esmalte, foi o início do conhecimento de mais detalhes do substrato superficial para a adesão, bem como a ação de soluções ácidas na superfície do esmalte.

Com a introdução da técnica de condicionamento ácido, a união dos materiais restauradores ao esmalte tornou-se um procedimento seguro e confiável. Entretanto, a união à dentina ainda é um desafio. Enquanto o esmalte apresenta uma estrutura prismática e mineralizada, a dentina é constituída por um tecido, cuja variabilidade estrutural apresenta maior proporção de componentes orgânicos na sua composição, presença de água e oxigênio, permeabilidade; diferente proporção de dentina peritubular, intertubular e esclerótica; porcentagem de túbulos e comunicação com a polpa, tornando-o um tecido complexo para se conseguir uma adesão efetiva e duradoura.⁶⁸

Além disso, a formação de *smear layer* sobre a dentina após preparo cavitário, também atua como importante fator que interfere na união dos sistemas adesivos à dentina. A camada de *smear layer* reduz a permeabilidade dentinária diminuindo o fluxo dentinário. Entretanto a sua permanência reduz a resistência adesiva com a dentina subjacente.⁹⁴

Na técnica do condicionamento ácido total de esmalte e dentina introduzida por Fusayama et al.²⁷, em 1979, os sistemas adesivos propõem a remoção total de *smear layer*, promovendo adicionalmente a eliminação do conteúdo mineral da porção mais superficial da dentina, abrindo os túbulos dentinários, aumentando a permeabilidade dentinária e expondo as fibras ricas em colágeno. O desenvolvimento de soluções hidrofílicas (*primers*) tornou possível a interação entre as fibras colágenas e a resina fluida.

O principal mecanismo de retenção dos sistemas adesivos atuais baseia-se no conceito da formação da camada híbrida ou hibridização da dentina, definida por Nakabayashi et al.⁶⁰ em 1982, como uma camada ácido-resistente abaixo da interface adesiva, formada pela interdifusão do monômero resinoso entre as fibras colágenas expostas pelo condicionamento ácido. Os monômeros resinosos são carregados para o interior da dentina desmineralizada por meio de solventes orgânicos presentes nos *primers*, e após polimerizadas formam a camada híbrida e os chamados *tags* de resina que promovem a adesão de restaurações estéticas pela retenção micromecânica conseguida. A camada híbrida, *tags* e anastomoses são responsáveis pelo selamento dentinário, menor infiltração marginal e diminuição da sensibilidade pós-operatória.^{60, 65}

A umidade residual do substrato dentinário previamente à aplicação dos sistemas adesivos tem fundamental importância na difusão

dos monômeros resinosos na dentina condicionada. O colágeno exposto sem a sustentação dos cristais de hidroxiapatita se colapsa na ausência da umidade. Nessas condições, a permeabilidade dentinária fica reduzida e a infiltração dos monômeros resinosos hidrofílicos nos espaços interfibrilares prejudicada, comprometendo a formação de camada híbrida.⁶⁶

Além da umidade superficial, a natureza dos solventes é um fator de grande importância na adesão, pois o adesivo deve ser capaz de penetrar por toda a extensão da dentina desmineralizada, envolvendo as fibras colágenas expostas pelo condicionamento ácido. A ocorrência de falhas nessa fase resulta em infiltração dos fluidos, degradação hidrolítica das fibras colágenas e ou do monômero resinoso.⁸⁶

A obtenção da adesão necessita de aplicação de uma técnica sensível, com a necessidade de execução criteriosa de múltiplos passos operatórios por parte do profissional, comprometendo, de certa forma, a homogeneidade dos resultados da adesão.

Os sistemas adesivos convencionais constituem-se de um *primer*, que é uma estrutura bifuncional com uma parte hidrofílica, que se liga ao substrato dentário, e outra parte hidrofóbica, responsável pela ligação da estrutura dental à resina. Os sistemas convencionais também possuem uma resina fluida, chamada de adesivo ou *bond* que é responsável pela ligação da estrutura dental à resina composta.

Com a finalidade de simplificar os procedimentos clínicos, foram introduzidos no mercado, os sistemas adesivos de frasco único. Nos sistemas adesivos de frasco único, o *primer* e o *bond* dos sistemas convencionais fazem parte de uma única solução, mantendo um equilíbrio na concentração dos monômeros hidrofílicos e hidrofóbicos, que infiltram

a dentina em uma única etapa. Nesses sistemas o condicionamento ácido deve ser realizado previamente.

Mais tarde, na década de 90, foram lançados no mercado os chamados sistemas autocondicionantes, que são sistemas adesivos formados por *primers* autocondicionantes, os quais não necessitam de condicionamento ácido prévio, ou por adesivos autocondicionantes, que incluem condicionamento ácido, *primer* e adesivo em um único produto.⁹⁴ Nestes sistemas autocondicionantes, resinas adesivas acídicas misturadas com solventes hidrofílicos condicionam a estrutura dentária enquanto simultaneamente promovem a infiltração dos monômeros resinosos. A supressão do passo do condicionamento ácido prévio das estruturas dentais torna a técnica restauradora com estes adesivos menos crítica, pois há uma redução da chance de erro por parte do operador.⁴⁷

As dificuldades clínicas encontradas em todos os passos relacionados ao procedimento adesivo levaram alguns autores a pesquisar alternativas com o objetivo de minimizar a sensibilidade da técnica. Autores como Nakabayashi et al.¹⁰⁷, em 1994, propuseram a remoção do colágeno utilizando-se substâncias capazes de dissolver matéria orgânica como o hipoclorito de sódio, a fim de se obter uma adesão dentinária mais efetiva.

A tentativa de solucionar os problemas com a adesão e a incessante busca por melhor qualidade e longevidade das restaurações, levaram pesquisadores a buscar recursos em outras áreas do conhecimento como a Física, Engenharia, Biomédicas, entre outros e aplicá-los em benefício da Odontologia. Dentre essas propostas está a utilização de laser de CO₂¹⁷ e Nd:YAG para o tratamento dos tecidos dentais.^{6, 23, 50}

O laser Nd:YAG aplicado na dentina já condicionada pelo ácido fosfórico e impregnada de adesivo proporciona a fusão e recristalização da hidroxiapatita dentinária em presença de monômeros resinosos, desenvolvendo um substrato mais resistente e com maior afinidade química ao processo de adesão.^{17, 31, 32, 53, 62}

A alta complexidade do tecido dentinário⁶⁸, dificultando a efetividade das técnicas adesivas e a manutenção da adesão, além da diversidade de materiais e equipamentos disponíveis atualmente e a deficiente atuação dos sistemas autocondicionantes em esmalte, nos estimularam a buscar novas possibilidades de associações das técnicas em busca de uma maior estabilidade adesiva.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Para melhor organização e compreensão dos assuntos abordados, a revisão da literatura será dividida em dois tópicos: **sistemas adesivos**, no qual serão abordados estudos relacionados com adesão à estrutura dental e testes relacionados à resistência adesiva, e **laser**, com estudos referentes à sua aplicação na Odontologia Restauradora e seus efeitos sobre estrutura dentária e materiais restauradores.

2.1 Sistemas adesivos

O grande impulso para a era adesiva na Odontologia foi dado por Buonocore⁹ em 1955. Neste estudo, ao avaliar o esmalte dental após a aplicação do ácido fosfórico a 85% durante 30s, foi notado que a superfície apresentava-se opaca. A adesão conseguida com a aplicação do ácido fosfórico foi superior ao grupo no qual não houve esta aplicação. O autor concluiu que o ácido fosfórico alterou quimicamente a morfologia superficial do esmalte criando microporosidades, e assim obteve retenções que uniram fortemente a resina acrílica restauradora ao esmalte.

Em 1956, Buonocore et al.⁸ relataram propriedades de uma resina capaz de unir-se à superfície da dentina humana. Foram utilizados dentes humanos incluídos em resina acrílica e desgastados até a obtenção de uma área plana sobre a qual colocaram uma folha de alumínio, para delimitar a área a ser avaliada. Esta área foi coberta por uma camada de resina com aproximadamente 1,0 a 1,9mm de espessura e aguardada sua polimerização. A resistência de união da resina foi duplicada com o ataque ácido antes da aplicação do adesivo resinoso. Após a imersão em água esta união mostrou boa resistência. Os valores de união foram de 28 kg/cm², inicialmente, e após imersão em água por três meses reduziram-se para 15 kg/cm² nas superfícies sem tratamento. A força de união para superfícies tratadas com ácido clorídrico a 7%, inicialmente, foi de 53 kg/cm². Após imersão em água por cinco meses houve uma diminuição para 28 kg/cm². Os autores sugeriram que a união ocorria em decorrência da combinação química entre componentes da resina adesiva e a matéria orgânica da dentina.

Gwinnet e Matsui³⁶, em 1967, realizaram um estudo dos adesivos dentários e suas relações físicas com o esmalte. Os autores utilizaram 32 dentes anteriores humanos superiores e condicionaram a superfície do esmalte com a aplicação de uma gota do líquido do cimento de fosfato de zinco por 2 min. Nesta superfície condicionada, foram aplicados diferentes adesivos experimentais baseados em monômeros de cianoacrilato, metacrilato e dimetacrilato e as amostras foram submetidas à microscopia eletrônica de varredura (MEV). Os resultados demonstraram que extensões em forma de *tags* foram percebidas na interface esmalte/adesivos. A origem destes *tags* foi atribuída aos monômeros dos adesivos que penetraram no esmalte condicionado e polimerizaram nesta região, encapsulando os cristais de hidroxiapatita, promovendo uma efetiva e permanente ligação mecânica e protegendo o esmalte da dissolução.

Em 1968, Buonocore et al.⁷ através de um estudo experimental, investigaram a possibilidade da penetração da resina, ser o fator mecânico responsável pela adesão em superfícies condicionadas de esmalte. Observaram que os *tags* resultantes do condicionamento ácido eram, sim, a causa principal da adesão de resinas à superfície de esmalte condicionada.

Retief et al.⁸⁰ observaram, em 1970, que a incapacidade dos materiais restauradores em promover uma adesão efetiva à estrutura dental, representam a principal causa de insucessos das restaurações. Esta falta de adesão determina, segundo o autor, a formação de microespaços entre o dente e o material restaurador, propiciando a ocorrência de um fenômeno conhecido como infiltração marginal ou microinfiltração.

Gwinnett³⁵ em 1971, utilizando microscópio óptico (MO), microrradiografia e MEV, verificou o efeito sobre o esmalte da técnica de condicionamento com ácido fosfórico a 85% por 30s, e observou que, o agente condicionador remove uma camada micrométrica da superfície de esmalte, expondo uma estrutura porosa nos seus prismas, o que aumenta a rugosidade superficial. Esse fenômeno permite que os adesivos penetrem por capilaridade nessas microporosidades, formando projeções resinosas conhecidas como *tags*, promovendo assim, uma retenção micromecânica.

Em 1976, Garberoglio e Brännströmm²⁸, examinaram em MEV a estrutura da dentina a variadas distâncias da polpa, que foram classificadas como superficial, média e profunda. Os autores procuraram determinar o número e o diâmetro dos túbulos dentinários, conforme estas três profundidades pré-determinadas. Concluíram que em média, a dentina superficial apresenta um número de 20.000 túbulos/mm², com cerca de 0,9µm de diâmetro; a dentina média, 29.000 túbulos/mm² com cerca de 1,2 µm de diâmetro; e a dentina profunda, 45.000 túbulos/mm²

com 2,5 µm de diâmetro. Não houve variação estatisticamente significativa entre dentes jovens e velhos nas amostras analisadas. Os autores concluíram que o número e o diâmetro dos túbulos dentinários aumentam na medida em que se aproximam da polpa.

Fusayama et al.²⁷, introduziram, em 1979, uma nova metodologia para avaliar a resistência adesiva. Um novo sistema adesivo foi empregado, *Clearfil Bond System F (Kuraray)*, sobre o esmalte e dentina hígida e cariada, submetidos ou não ao condicionamento ácido. A comparação foi realizada com os sistemas *Adaptic Total System (Johnson & Johnson)*, *Concise Enamel Bond (3M)* e *Palakan (Kulzer)*. As superfícies vestibulares de incisivos e oclusais de molares foram desgastadas, condicionadas ou não, recebendo em seguida os sistemas adesivos e respectivas resinas compostas, aplicadas por meio de uma matriz de 5mm de diâmetro, contendo uma alça que possibilitou a ligação com a máquina de tração. Concluíram: a) que o novo sistema adesivo foi superior aos demais e ofereceu maior resistência adesiva; b) que o condicionamento ácido de esmalte e dentina aumentou significativamente a resistência adesiva em ambos os tecidos; c) que o sistema mostrou forte adesão a todos os substratos.

Este trabalho de Fusayama é considerado pioneiro pela grande maioria autores com relação à adesão à dentina, impulsionando uma nova era de pesquisas.

Nakabayashi et al.⁶⁰, avaliaram a efetividade do 4-META na adesão ao esmalte e dentina condicionados por ácidos. Neste estudo de 1982 foram utilizados dentes humanos e bovinos, preparados com lixas de granulação 800 para criar uma superfície onde seria realizada a adesão. Para delimitar e padronizar a área de adesão, os autores empregaram uma fita adesiva com uma perfuração de 5mm de diâmetro aplicada à superfície. As amostras foram divididas em dois grupos que

foram condicionados com ácido cítrico a 1% e cloreto férrico a 1% (1:1), ou com ácido cítrico a 10% e cloreto férrico a 3% (10:3). As superfícies foram lavadas, receberam o sistema 4-META MMA/TBB-O e foram armazenadas em água a 37°C por 24h. Foram, então, realizados testes de resistência à tração. Para a análise da estabilidade da adesão foi realizada a termociclagem dos espécimes. Segundo os autores, os resultados mostraram a efetividade da solução 10:3 para promoção de adesão em esmalte e dentina, enquanto a solução 1:1 foi eficiente apenas em dentina. O monômero 4-META polimerizado foi observado nas superfícies condicionadas, nos túbulos, nas dentinas peri e intertubular o que promoveu um aumento significativo na resistência adesiva. Com estes dados, os autores concluíram que a penetração e posterior polimerização de monômeros com características hidrofílicas e hidrofóbicas no interior do substrato dental reforça a estrutura dental, representando um novo conceito em adesão aos tecidos dentais.

Em 1983, para achar um substituto para dentes humanos em testes de adesão, Nakamichi et al.⁶¹, compararam a força adesiva em dentes bovinos com dentes humanos, usando três cimentos de poliacrilato, um cimento de ionômero de vidro, um cimento de fosfato de zinco e duas resinas compostas na dentina profunda e superficial. O esmalte dos dentes humanos foi preparado lixando-se as superfícies vestibulares de incisivos centrais superiores e a superfície oclusal de primeiros molares superiores. As superfícies vestibulares, em esmalte e dentina de dentes inferiores de bovinos, foram preparadas da mesma forma com espessura de dentina residual de 0,2 – 0,9mm para camada profunda e 1,4 – 2,1mm de espessura de dentina residual para camada superficial. Os espécimes foram comparados para investigar a influência da profundidade e tempo de armazenamento na adesão. Foram realizadas cavidades na face vestibular dos dentes, em seguida, a resina ou mistura de cimento foi

inserida na cavidade, sem pressão com uma seringa, e um gancho foi inserido na superfície da resina para a prova de ruptura por tração. Os espécimes foram armazenados primeiro em estufa a 37°C por 10min e então, em água a 37°C por uma semana até a realização do teste de tração. A morfologia do substrato de esmalte e dentina dos dentes, humano e bovino, foi estudada por MEV. Os autores concluíram que a adesão para esmalte e a camada superficial de dentina não mostraram nenhuma diferença estatisticamente significativa entre o dente humano e bovino, embora os valores médios sempre fossem ligeiramente menores para dentes bovinos; a adesão para dentina bovina diminuiu consideravelmente com a profundidade de dentina; os dentes que ficaram mais tempo estocados apresentaram valores de adesão ligeiramente mais altos; e que os dentes bovinos foram úteis no teste de adesão como substitutos para dentes humanos usando esmalte e camada superficial de dentina.

Retief et al.⁷⁹, em 1986, realizaram um estudo para avaliar a resistência adesiva aos testes de tração, de quatro agentes adesivos sob diferentes tratamentos de dentina. Os sistemas analisados, bem como as formas de tratamento superficial dos espécimes foram: a) *Scotchbond (3M Dental Products)* em dentina não tratada; b) *Scotchbond* em dentina condicionada por ácido fosfórico; c) *Scotchbond* em dentina condicionada por ácido cítrico associado à resina P10 (*3M Dental Products*); d) *Dentin Bonding Agent* associado à resina *Adaptic (Johnson & Johnson Dental Products Company)*; e) *Creation Bondin System* em dentina tratada com *Cavity Cleanser/Spectrabond (Dent.-Mat.)*; f) *Dentin-Adhesit System (Vivadent Schaan, Liechtenstein)* em dentina tratada com *Vivadent Conditioner/Isopast*. Os autores utilizaram dentes incisivos humanos, extraídos, livres de cárie, estocados em álcool etílico a 70%. Para a exposição da dentina da face vestibular, foram utilizadas lixas até a granulação 600. Em seguida, foram executados o tratamento adesivo e

aplicação de resina composta. Após a realização dos testes, os maiores valores foram encontrados com o *Dentin Bonding Agent*, sem tratamento prévio da dentina (3,01MPa). Os autores observaram que a resistência de união foi muito baixa e variou muito e que havia a necessidade da padronização dos testes *in vitro*.

Retief et al.⁷⁸, realizaram um estudo em 1990 com o objetivo de comparar a dentina humana com a bovina, para a possível utilização da última, nos testes laboratoriais de resistência e microinfiltração. Foram comparados molares humanos com incisivos bovinos, seguindo os procedimentos convencionais para os testes. Os autores obtiveram uma diferença significativa quanto à resistência adesiva do *Scotchbond2/Silux (3M Dental Products)* em dentina humana ($6,2 \pm 2,9$ MPa) e bovina ($4,4 \pm 1,2$ MPa). A microinfiltração foi significativamente menor para a dentina humana.

Para estabelecer a correlação existente entre permeabilidade dentinária, profundidade da dentina e a resistência de materiais adesivos, Tagami et al.⁹⁵, empregaram, em 1990, dentes bovinos e realizaram testes de resistência ao cisalhamento. A superfície vestibular dos dentes foi desgastada no terço cervical até a exposição da dentina, em várias profundidades. Foi realizada a simulação da pressão hidráulica pulpar e o fluxo do fluido dentinário, através da conexão de um aparelho na região radicular. Após a aplicação dos sistemas adesivos *Scotchbond (3M Dental Products)*, *Clearfil New Bond (Kuraray)* e *Superbond C&B (Sun Medical)*, as amostras foram submetidas ao teste de cisalhamento. Os autores observaram que à medida que a profundidade aumentava, principalmente após a remoção da *smear layer*, havia um aumento na permeabilidade e uma redução significativa da resistência adesiva para todos os materiais avaliados. Os maiores valores de resistência adesiva foram verificados com a utilização do *Superbond*

C&B, em qualquer profundidade dentinária. Puderam os autores concluir que as variações na resistência adesiva, em função da permeabilidade dentinária, podem explicar a grande variação encontrada nos estudos de adesão à dentina.

Em 1992, McCabe e Rusby⁵⁴, verificando as variações que ocorriam na resistência adesiva, em função da profundidade dentinária, realizaram um estudo com quatro sistemas adesivos aplicados em diferentes profundidades de dentina. Foram utilizados molares humanos estocados em solução salina de formol a 10%, por uma semana após a extração e, posteriormente, congelados em água destilada por quatro a oito semanas. A dentina da região oclusal foi exposta por meio de lixa de granulação 180, para produzir os seguintes desgastes em mm de dentina: 0; 0,5; 1,0 e 1,5. Os seguintes sistemas adesivos foram aplicados: *Gluma* (Bayer), *Tenure* (Den-Mat Corp.), *Scotchbond 2* (3M Dental Products) e *Tripton* (ICI), e em seguida, a resina composta Occlusin (ICI) foi aplicada sobre a superfície com o auxílio de uma matriz de teflon com 5mm de diâmetro. Após a adesão, as amostras foram estocadas por sete dias a 37°C e o teste de tração foi realizado em uma máquina Instron, a uma velocidade de 1mm/min. Com base nos resultados, os autores observaram diferenças significantes na resistência adesiva, em todos os materiais, na dentina superficial e profunda. Os valores, em MPa, de resistência encontrados foram os seguintes, dentina superficial: *Tenure* (10,4), *Tripton* (8,1), *Scotchbond 2* (5,0) e *Gluma* (4,6); dentina profunda: *Tenure* (3,2), *Gluma* (2,8), *Tripton* (2,3) e *Scotchbond 2* (2,2). Desta forma, os autores concluíram que: a adesão à dentina profunda é difícil; o mecanismo de adesão pode ser comum entre os sistemas testados, mesmo apresentando composições diferentes; e a penetração do adesivo no interior dos túbulos abertos pelo condicionamento ácido não é pré-requisito para efetiva união.

Num estudo em 1992, Pashley et al.⁶⁷, buscaram evidenciar a necessidade de se conceituar agentes condicionadores e *primers*, confusão geralmente feita pela tentativa de se reduzirem os passos técnicos requeridos para a adesão, onde *primers* e condicionadores estão combinados em uma única solução. Os autores discorrem sobre as possíveis desvantagens causadas pelo condicionamento ácido, como o aumento da permeabilidade dentinária, da umidade superficial, do potencial de irritação pulpar, da desnaturação do colágeno e de uma discrepância entre profundidade de desmineralização e capacidade de penetração do agente adesivo. Assim, concluíram que seria vantajosa a combinação de agentes condicionadores e *primers* na redução da concentração ácida e no tempo de aplicação, além da redução da microinfiltração.

No estudo de 1993, Watanabe e Nakabayashi¹⁰⁸ desenvolveram um *primer* autocondicionante que consistia de uma solução aquosa de 2-metacriloxietil fenila hidrogênio fosfato (Phenyl-P) 20% e de 2-hidroxietil metacrilato (HEMA) 30% para adesão em esmalte e dentina simultaneamente. Este *primer* reduzia o tempo de trabalho, eliminando o passo de lavagem do ácido, além de evitar o risco de colapso das fibras de colágeno dentinário.

Em 1993, Perdigão et al.⁷³, através de estudos *in vitro* e testes de cisalhamento, avaliaram como o tipo de condicionamento, a umidade superficial da dentina e tipo de resina, influenciaram a resistência de união à dentina. Os sistemas adesivos analisados foram: *All-Bond 2*, *Amalgambond* e *Clearfil Photo Bond*. Duzentos molares humanos foram utilizados e preparados para receber os sistemas adesivos. Os espécimes do *Clearfil* foram condicionados com H₃PO₄ a 40% por 15s. Os grupos *All-Bond 2* e *Amalgambond* subdividiram-se em dois: no primeiro, o condicionamento foi feito com ácido fosfórico a 10% por 15s ou solução 10:3 por 10s; no segundo, os espécimes foram secos

com ar ou papel absorvente e receberam uma resina composta híbrida ou de micropartículas. Os resultados indicaram que, o tipo de condicionador, a umidade superficial e o tipo de resina tiveram efeitos decisivos sobre a resistência de união, onde os maiores valores foram conseguidos com o uso de solução condicionadora 10:3, dentina úmida e resina composta híbrida.

No estudo de 1994, para avaliar a resistência ao cisalhamento de sistemas adesivos a diferentes substratos dentinários, Perdigão et al.⁷², utilizaram: *All-bond 2 (Bisco)*, *Amalgambond Plus (Parkell)*, *Prisma Universal Bond 3 (Caulk/Dentsply)* e *Scotchbond Multi-Purpose (3M Dental Products)* em dentina normal, hipermineralizada e desmineralizada, simulando dentina hígida, esclerótica e cariada, respectivamente. Para tanto, 120 molares humanos, livres de cáries foram selecionados, desgastados com lixas 240, 400 e 600 até a exposição de dentina, a qual foi condicionada com ácido fosfórico por 5s para remoção da *smear layer* obtida com o desgaste. Posteriormente, o primeiro grupo foi imerso em solução mineralizante, contendo 1,5mM de cálcio, 0,9mM de fosfato e 0,15M de cloreto de potássio, por 14 dias, em trocas diárias. O segundo grupo foi imerso em solução desmineralizante, contendo 0,1mol/L de ácido acético, por sete dias, que remove mineral, mas não dissolve o colágeno. Os demais dentes, pertencentes ao terceiro grupo, foram imersos em água destilada. A aplicação dos sistemas adesivos foi realizada após sete dias dos dentes terem sido removidos das soluções de tratamento. Em seguida foi aplicada resina composta Z100 (3M) e fotopolimerizada por 120s, armazenadas após 20min da adesão em água destilada por sete dias em temperatura ambiente. As amostras foram termocicladas, permaneceram por 48h em temperatura ambiente, foram submetidas aos testes laboratoriais de resistência ao cisalhamento e análise ao MEV após a fratura. Duas amostras adicionais foram seccionadas ao longo da interface de adesão com micrótomo, imersas em

HCl a 6M/l por 30s e em NaOCl a 1% por 12h para parcial desmineralização e desproteínização da dentina. Os espécimes foram montados em *stubs*, dessecados em vácuo por 24h e metalizados seguido da análise ao MEV. Para todos os sistemas adesivos, a média de resistência em dentina normal foi significativamente maior em relação aos outros substratos. A resistência em dentina hipermineralizada foi significativamente maior do que a desmineralizada para todos os sistemas, com exceção do *Prisma Universal Bond 3*. A avaliação morfológica possibilitou a conclusão de que a dentina hipermineralizada, pela alta concentração mineral da dentina peri e intertubular, não permite um condicionamento ideal para que haja uma penetração efetiva dos sistemas adesivos o que afeta significativamente a adesão. Os autores sugeriram que se confeccionem retenções mecânicas apropriadas nestas situações clínicas.

Em 1994, Van Meerbeek et al.¹⁰⁵, avaliaram, retroativamente, a efetividade clínica de dez sistemas adesivos: *Scotchbond (3M)*; *Gluma (Bayer)*; *Clearfil Liner Bond (Kuraray)*; *Scotchbond 2 (3M)*; *Tenure (Den-Mat)* e *Tripton (ICI)*, comparados a quatro sistemas modernos, que empregam o condicionamento total (*Bayer exp. 1 e 2*, *Clearfil Liner Bond System (Kuraray)* e *Scotchbond Multi-Purpose (3M)*). Foram utilizadas, no total, 1.117 lesões de classe V cervicais, em 346 pacientes, seguindo dois tipos de cavidade: grupo a) esmalte não chanfrado, nem condicionado; grupo b) esmalte adjacente chanfrado e condicionado. Os autores concluíram que as taxas de retenção clínica indicaram definitivamente a eficácia melhorada dos sistemas mais recentes. A respeito da estratégia de adesão, os sistemas que removeram a *smear layer* e desmineralizaram a dentina, mostraram uma evolução clínica melhor do que aqueles que modificaram a camada desordenada de colágeno sem remoção completa da *smear layer*. Verificaram que a hibridização por interdifusão de resina na camada de

colágeno da dentina exposta, com *tags* nos túbulos dentinários, pareceu ser essencial para uma união dentinária confiável, mas poderia por si só ser insuficiente. Relataram também que a formação adicional de uma área de união elástica funcionou como um amortecedor de contração de polimerização e o uso de um compósito restaurador de partículas microfinas, aparentemente garantiram um resultado clínico eficiente. A retenção após um ano foi registrada como perfeita para *Clearfil Liner Bond* e *Scotchbond Multi-Purpose*.

Grande parte dos estudos laboratoriais sobre sistemas adesivos utiliza dentes hígidos. No entanto, a condição clínica de exposição da superfície dentinária ao meio bucal desencadeia diferenças na composição e na morfologia destas superfícies e, sobretudo revela um substrato de maior dificuldade na adesão. Nesse sentido Van Meerbeek et al.¹⁰⁴ em 1994 objetivaram neste estudo caracterizar a morfologia da interface adesiva em dentina cervical normal e esclerótica. Para tanto, foram utilizados dez dentes humanos, incisivos, caninos e pré-molares, com lesão não-cariosa cervical sobre os quais foi aplicado o sistema adesivo *Clearfil Liner Bond (Kuraray)*. Após a secção das interfaces, realizaram um condicionamento com corrente de íon-argônio antes da análise em MEV, sendo revelada uma camada híbrida de menor extensão e poucos *tags* (por vezes ausentes) em dentina esclerótica. Estas observações foram associadas às obliterações tubulares devido à aposição de dentina peritubular e deposição irregular de minerais dentro dos túbulos, formando trajetos tubulares escleróticos. Segundo os autores, torna-se aceitável predizer um resultado menos efetivo em dentina esclerótica comparada à normal, considerando que a principal estratégia de adesão envolve o entrelaçamento micromecânico entre dentina e resina com a formação de *tags* resinosos. Estes resultados contribuem para a explicação da dificuldade de adesão neste tipo de

dentina e abre uma discussão a respeito da necessidade de adaptação de um sistema adesivo indicado para este tipo de substrato

Em 1995, Swift Junior et al.⁹⁴ realizaram uma revisão de literatura sobre adesão ao esmalte e à dentina, afirmando que o condicionamento ácido remove aproximadamente 10µm de superfície de esmalte e cria uma camada porosa que varia de 5 a 50µm de profundidade. Quando há aplicação de ácido fosfórico a 50% na superfície dentária, forma-se um precipitado (monofosfato de cálcio monohidratado) que pode ser removido. No entanto, concentrações deste ácido inferiores a 27% formam um precipitado (difosfato de cálcio dihidratado) que não pode ser facilmente removido. Entretanto, alguns estudos mostraram que menores concentrações de ácido também apresentaram resistência adesiva similares às obtidas com concentrações de 30 a 40 %. A resistência ao cisalhamento de uma resina composta ao esmalte condicionado é de aproximadamente 20MPa. Este valor permite sucesso na retenção das resinas compostas para as mais variadas aplicações clínicas. Alguns estudos indicam ácidos como fosfórico a 10%, maleico a 10% e nítrico a 2,5%, porém todas as conseqüências clínicas da utilização destes ácidos ainda não são conhecidas.

Após a desmineralização da dentina, o colágeno perde seu suporte mineral que é substituído pela água proveniente do passo clínico de lavagem do ácido condicionante. Em seguida, a secagem deve ser cuidadosa para que não ocorra total evaporação desta água, colapsando, desta forma, a rede de colágeno. Se isto ocorrer, o espaço interfibrilar diminui, dificulta a penetração de monômeros resinosos e, conseqüentemente, forma uma camada híbrida de baixa qualidade. A importância deste passo clínico levou, em 1996, Carvalho et al.¹³ a pesquisarem a habilidade do HEMA em evitar a contração dentinária e em reexpandir o colágeno colapsado durante a secagem da dentina. Para tanto, quarenta discos dentinários (0,7 x 0,7 x 5,0mm) provenientes de

terceiros molares humanos foram desmineralizados em solução 10/3 por 8h, padronizando-se a quantidade de colágeno desmineralizado a ser estudado, e foram, então, divididos em quatro grupos (n=10). Os grupos A e B foram destinados para o tratamento com água e 50% de HEMA e 100% de HEMA após o ressecamento da dentina. Os grupos C e D destinaram-se para o estudo da ação de 100% de HEMA e de 100% de etileno glicol antes da exposição ao ar por 24h, para secagem dentinária. Os resultados revelaram uma ação eficiente destas duas últimas substâncias em prevenir o colapso do colágeno durante a secagem da dentina. O ressecamento dos espécimes gerou uma contração volumétrica da ordem de 65,6%. Nos grupos A e B, tanto HEMA a 50% quanto HEMA a 100% não foram capazes de reexpandir totalmente o colágeno. HEMA a 50% restituiu 50% do volume inicial enquanto HEMA a 100% não foi capaz de reexpandi-lo. Somente a imersão em água por 24h foi eficaz na reexpansão total de colágeno. Segundo os autores, este estudo providenciou informações importantes sobre a contração máxima dentinária durante a técnica adesiva.

Em 1996, Gonçalves et al.³³, realizaram testes de resistência ao cisalhamento, para determinar se os mais recentes sistemas adesivos multiuso poderiam ser utilizados com diferentes marcas de resina composta. A dentina de pré-molares humanos foi exposta através de lixas d'água de granulações 180, 400 e 600. As amostras foram divididas em três grupos: a) grupo 1 – *Scotchbond Multi-Use* (3M); b) grupo 2 – *Optibond Ligth Cure* (Kerr); c) grupo 3 – *Opitbond Dual Cure* (Kerr). Estes grupos foram subdivididos em subgrupos, nos quais foram empregadas as resinas compostas: Z100 (3M do Brasil), *Prisma APH* (Dentsply) e *Herculite XRV* (Kerr). Foi realizada ciclagem térmica e, após o armazenamento em água destilada a 37°C por 24h, o teste de cisalhamento foi realizado, seguido da análise em estereomicroscópio para avaliar o tipo de fratura e em MEV. Os

resultados mostraram que o adesivo *Optibond Light Cure* produziu a maior média de resistência adesiva, seguida do *Scotchbond Multi-Us* e do *Optibond Dual Cure*. Em relação à interação, adesivo/resina, os melhores resultados foram observados entre a resina Z100 e *Herculite XRV* com o adesivo *Optibond Light Cure* e entre a resina APH, com o adesivo *Scotchbond Multi-Us*. Os autores concluíram que o adesivo *Optibond Light Cure* apresentou a melhor resistência adesiva e que existe diferença na interação do adesivo com a resina.

Tay et al.⁹⁸, realizaram, em 1996, um trabalho para ilustrar a dentina e a micromorfologia da interface resina-dentina, quando foram utilizados dois sistemas adesivos de frasco único, sem água e com acetona (*One-Step - Bisco* e *Prime&Bond - Dentsply*), aplicados à dentina condicionada por ácido, sobre diferente secagem e condições de adesão úmida. Utilizaram terceiros molares humanos extraídos, estocados em cloramina por um mês, dos quais foram realizados quarenta e oito discos de dentina de 1,0 ou 1,5mm de espessura que foram condicionados com ácido fosfórico a 10% e enxaguados por 20s. Eles foram divididos aleatoriamente em quatro grupos, de acordo com o remanescente de umidade superficial: grupo I (30s de secagem); grupo II (3s de secagem); grupo III (secagem com papel) e grupo IV (reumedecimento). Pares de discos de dentina submetidos à adesão foram desmineralizados em EDTA e embutidos em resina epóxica para exame ao MET. A micromorfologia dos dois sistemas de união foi, essencialmente, semelhante. Ambas foram afetadas até mesmo pela secagem moderada (3s), o que resultou em uma infiltração incompleta da resina nos túbulos. A melhor infiltração de resina foi alcançada quando a rede de colágeno foi mantida úmida, aparentemente não afetada pela presença de umidade excessiva da superfície. Por outro lado, a infiltração intratubular da resina foi severamente comprometida na presença de água em excesso dentro dos túbulos de dentina e em seus orifícios na superfície de dentina. Não

houve continuidade da camada de resina; formaram-se espaços como bolhas na superfície de dentina e foram achados glóbulos de resina ao redor do orifício tubular e na superfície da camada híbrida. Além disso, um complexo padrão de separação de fases foi observado no grupo que recebeu o *Prime & Bond*, caracterizado através da inversão de fase na presença de umidade de superfície. Segundo os autores, uma ótima integridade da interface para os sistemas estudados pareceu depender da manutenção da umidade da rede de colágeno desmineralizado, junto com a evaporação completa do excesso do *primer* e deslocamento de água dos tecidos antes de fotopolimerizar o *primer*.

Tonami et al.¹⁰¹, em 1996, realizaram um estudo para avaliar os efeitos das condições de estocagem na resistência ao cisalhamento da dentina bovina. Foram utilizados sessenta incisivos extraídos imediatamente após o abate dos animais, e divididos em quatro grupos: controle (0h após a extração); armazenamento em *freezer* por uma semana; armazenamento por quatro semanas em *freezer*; 45min em água fervente. Foi utilizada uma máquina Instron para a realização dos testes e os resultados foram expressos em MPa. Não foi verificada diferença significativa entre os grupos controle, uma e quatro semanas em *freezer* (77, 78 e 79MPa). Para o grupo submetido à água fervente, houve uma diminuição na resistência adesiva (70MPa). O autor concluiu que o armazenamento em *freezer* pode ser indicado para manter a integridade do tecido dentinário bovino, para a realização de testes *in vitro*.

Em 1998, Tay et al.⁹⁷, avaliaram a micromorfologia da dentina condicionada seguido da aplicação de um sistema adesivo baseado em água. Para isso, 28 discos de dentina de 1mm de espessura foram condicionados com ácido maléico a 10% por 15s. Destes, 24 discos foram aleatoriamente divididos em quatro grupos, variando-se a umidade superficial após o condicionamento ácido: a) grupo I - 30s de secagem; b) grupo II - 3s de secagem; c) grupo III - umidade visível; d) grupo IV -

demasiadamente úmido. Em seguida, o sistema adesivo utilizado foi o *Scotchbond Multi-Purpose*. Os quatro discos restantes foram testados com um *primer* experimental contendo 35% de volume de HEMA (grupo V). Posteriormente, pares de lâminas obtidos dos discos de dentina foram preparados para o exame em microscopia eletrônica de transmissão (MET). Em todos os grupos foi verificada a presença do copolímero do ácido polialcenóico, componente do *primer*, na região da camada híbrida. A subsuperfície desta camada, no entanto, mostrou-se variável. No primeiro grupo foi detectado o colapso das fibras colágenas. Nos grupos II e III, observou-se uma região elétron-densa nos espaços interfibrilares. Já no grupo IV, detectou-se a diluição dos componentes do *primer*, representada pela observação de difusão gradiente. Além disso, também foram invariavelmente observados glóbulos elétron-lúcidos no interior da fase elétron-densa do *primer*, independente da hidratação conferida ao grupo. Esta fase elétron-densa foi ausente no grupo no qual o HEMA foi utilizado sozinho como *primer*, revelando sua ação de reversibilidade da expansão de colágeno mesmo após seu colapso causado por uma secagem excessiva. Os autores concluíram que com o uso dos adesivos à base de água, uma breve secagem da dentina condicionada com ácido permite que a água do *primer* hidrate novamente a matriz de colágeno colapsado, sem o risco da incompleta hibridização ou selamento tubular ao longo da interface resina-dentina, entretanto é necessário treinamento para minimizar a diluição do componente solúvel em água do *primer*.

Em 1999, Carvalho et al.¹¹ realizaram um estudo da resistência à tração em função da orientação (perpendicular e paralela) e densidade dos túbulos dentinários. Foram utilizados trinta molares humanos seccionados em fatias de 0,7mm e área de corte de 0,5mm², oclusal e proximal. O efeito da densidade dos túbulos foi verificado por variação em dentina superficial, média e profunda. Após o teste, a área fraturada foi analisada ao MEV para calcular a densidade tubular. A

resistência adesiva à microtração foi analisada usando teste T e regressão linear. Os autores observaram que houve diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre as amostras testadas com túbulos paralelos ($n=20$, $57,6 \pm 11,0$) e corte perpendicular ($n=20$, $80,0 \pm 13,6$). A regressão linear mostrou não existir correlação significativa entre resistência à tração e densidade tubular. Segundo os autores os resultados sugerem que a resistência à tração da dentina depende da direção da força aplicada, mas não da densidade dos túbulos (profundidade) na área de fratura.

Ainda em 1999, Carvalho et al.¹² revisaram os fatores que influenciam a difusão de resina através da matriz de dentina desmineralizada, discutindo aspectos como umidade superficial e presença da camada de *smear*, porosidades dentro da camada híbrida e as conseqüências de uma pobre infiltração resinosa. Dentre as principais conclusões, foi destacado que a formação de uma *smear layer* de colágeno após o condicionamento ácido e a secagem com ar podem ser fatores limitantes à infiltração de resina na dentina, acarretando a formação de uma camada híbrida não-uniforme e, conseqüentemente, uma adesão à dentina não homogênea sendo, portanto, desfavorável. Esta infiltração deficiente foi considerada responsável pela ocorrência da nanoinfiltração em margens seladas ou *gap-free*, sendo que a relevância clínica deste fenômeno na durabilidade da adesão e do selamento ainda não está totalmente elucidada.

Com o objetivo de avaliar o efeito de dois *primers* comerciais e água destilada na morfologia, composição molecular e conformação do colágeno da dentina desmineralizada por ácido, Eliades et al.²⁴, em 1999, empregaram espécimes de dentina condicionados com *Scotchbond Etchant*, que foram analisados por espectroscopia. As superfícies receberam *Scotchbond Multi-Purpose Plus Primer*, *Scotchbond 1 Adhesive* ou água destilada e a análise por espectroscopia

foi realizada, novamente. Foram estudadas as modificações químicas induzidas na camada superior da dentina preparada, de espessura de $2\mu\text{m}$, após a subtração da água e *primer* originais. Os autores observaram que, todos os tratamentos reexpandiram o colágeno da dentina, colapsado e partido após o condicionamento. Nenhuma evidência de união primária foi encontrada após os tratamentos, enquanto aproximadamente 50% do colágeno da dentina condicionada aparentemente desnaturado. O tratamento com água destilada não mudou o estado de colágeno desnaturado, porém, aplicação do *primer* devolveu a estrutura α -hélice em aproximadamente 95% da extensão da superfície de dentina de referência. A resposta dinâmica do colágeno da dentina para desmineralização e pré-tratamentos, revela o papel crítico de alguns *primers* em restabelecer, rapidamente, o estado de conformação do colágeno desnaturado por ácido. Implementação de grupos reativos nos adesivos para a recuperação da estrutura α -hélice podem prover meios associativos para modificar as propriedades mecânicas do colágeno desmineralizado, baseado na extensão de sua união intermolecular.

Em 2000, com o intuito de comparar a evaporação de solventes (veículos) inclusos em diferentes adesivos de frasco único, em função do tempo, Abate et al.¹, utilizaram os adesivos e respectivos solventes: *Prime & Bond 2.1* - acetona (*Dentsply*); *Single Bond* - etanol e água (*3M*); *PrismaBond 97'* - acetona (*BJM*); *Syntac Sprint* - acetona e água (*Vivadent*); *Optibond Solo* - etanol (*Kerr*) e *Syntac Single Component* - água (*Vivadent*). Foram também incluídos no experimento dois *primers* utilizados em adesivos de múltiplos frascos (*Perma Quick Primer* - base etanol - *Ultradent* e *Scotchbond Multi-Purpose* - base água - *3M*), assim como água destilada, etanol a 96% e acetona. Amostras destes produtos foram estocadas em recipientes de vidros pequenos, sob condições de temperatura e umidade controladas. Registraram a massa

inicial e final após diferentes períodos de tempo: 1, 7, 14, 21, 28, 60 e 75 dias, a fim de calcular a porcentagem de perda de massa. Após análise de variância dos resultados, seguida de comparações de contraste ortogonal, observaram uma perda de massa significativamente mais alta nos adesivos de frasco único que contém excipientes orgânicos, especialmente naquele em que o excipiente era acetona. Uma perda de massa um pouco mais baixa foi encontrada nos produtos à base de água. Concluíram existir uma relação entre as possibilidades de evaporação dos solventes utilizados em sistemas de frasco único e sua perda de massa durante o armazenamento; a conservação dos sistemas adesivos é extremamente importante para a manutenção do conteúdo original, e o dispensamento deve ser feito imediatamente antes da utilização. Esses passos clínicos são importantes para prevenir troca nas proporções relativas de seus componentes.

Hashimoto et al.³⁷, em 2000, avaliaram os efeitos da variação do tempo de condicionamento dentinário com ácido fosfórico a 35% sobre a espessura da camada híbrida e sua relação sobre a força de adesão com o sistema adesivo *Scotchbond Mutli-Purpose (3M Dental Products)*. Utilizando tempos de condicionamento de 15, 60 120 e 180s, os autores encontraram que o aumento no tempo de condicionamento elevou a espessura da camada híbrida (3, 6, 10 e 10 μ m, respectivamente), porém contribuiu para a redução da resistência adesiva, especialmente quando o tempo ultrapassa a 15s. Isto se deveu ao aumento da profundidade de desmineralização excessiva fazendo com que o adesivo não possa chegar até a base da zona desmineralizada, provocando falhas no interior da camada híbrida. A avaliação das superfícies dos espécimes fraturados ao MEV revelou a presença de zonas de dentina desmineralizada sem impregnação por resina no interior da camada híbrida.

Também em 2000, Kwong et al.⁴³ realizaram um estudo ultraestrutural sobre a adesão de sistema adesivo autocondicionante, precedido ou não por condicionamento ácido, e a dentina normal e esclerótica. Os autores consideraram lesões cervicais não-cariosas, sem preparos cavitários adicionais e, para o grupo controle, prepararam cavidades simulando lesões cervicais em formato de cunha em pré-molares hígidos. Dois tratamentos foram realizados nos grupos tratados (dentina esclerótica) e controle (dentina hígida): a) sistema adesivo autocondicionante *Clearfil Liner Bond 2V*; b) condicionamento com ácido fosfórico a 40% seguido da aplicação do mesmo sistema adesivo. Para a análise em MEV, os dentes foram criofaturados em duas partes a partir de uma ranhura confeccionada na lingual dos dentes. Diferentes regiões da lesão foram observadas após a realização do condicionamento ácido e/ou *primer* ácido, lavagem e desidratação dos espécimes. Para a investigação em MET, as interfaces de união dentina-resina foram processadas em cortes ultrafinos obtidos da oclusal, da gengival e da região central mais profunda da lesão. Os resultados obtidos revelaram a presença de uma camada superficial hipermineralizada na dentina esclerótica condicionada. Esta camada era bastante espessa, na região mais profunda das lesões escleróticas, onde a colonização bacteriana na superfície da lesão também foi aparente. Ambos os protocolos de tratamento foram incapazes de dissolver os trajetos escleróticos que ocluíam os túbulos dentinários. Detectou-se uma autêntica camada híbrida (i.e., dentina intertubular hibridizada) de menor espessura na dentina hígida tratada somente com o adesivo autocondicionante. Esta observação também pôde ser feita em relação à região mais profunda da lesão quando da aplicação adicional de ácido fosfórico. Dentro desta região, não foi possível observar a presença de uma camada híbrida autêntica, para os tratamentos. *Tags* resinosos foram detectados esporadicamente em todas as regiões observadas. Os autores concluíram que, as estratégias adesivas baseadas somente na retenção

micromecânica podem ser comprometidas pela ausência de camada híbrida e de *tags* resinosos na dentina esclerótica. Baseados nas características morfológicas apresentadas sugerem que a introdução de estratégias, como a remoção superficial de dentina esclerosada e a extensão do tempo de condicionamento, pode não ser completamente eficaz na adesão resinosa à dentina altamente esclerótica, sendo recomendados novos estudos interdisciplinares que visem otimizar esta interação.

Paraizo et al.⁶⁴ compararam, em 2000, a capacidade de selamento marginal de sistemas adesivos usando dentes humanos e bovinos. Os autores realizaram dez cavidades de classe V padronizadas, para cada grupo testado, em dentes recém extraídos, com uma margem em dentina/cimento e a outra em esmalte. Foram estudados *Scotchbond Multiuso Plus* (3M Dental Products), *Clearfil Liner Bond 2V* (Kuraray), *Etch&Prime 3.0* (Degussa), aplicados segundo as normas dos fabricantes em dentes humanos e bovinos e foi usado o compósito TPH *Spectrum* (Dentsply). Os espécimes foram armazenados em água destilada por uma semana, corados com solução de nitrato de prata a 50%, incluídos em resina epóxica e seccionados. Três examinadores calibrados avaliaram as restaurações utilizando uma lupa (25 X), atribuíram uma classificação, de acordo com a penetração do corante, de 0 (ausência de penetração) a 3 (infiltração além da parede axial). Os resultados obtidos foram tratados estatisticamente pelos testes ANOVA, *Kruskal-Wallis* e *Mann-Whitney*, após os quais os autores concluíram que, o substrato bovino impediu melhor a microinfiltração de corantes do que o humano, não sendo adequado para estudos de infiltração.

Ainda em 2000, Rosa e Perdigão⁸² determinaram a resistência adesiva de diferentes sistemas adesivos ao esmalte e à dentina. Foram utilizados 240 dentes bovinos, que foram divididos em dois grandes grupos (esmalte e dentina) e então subdivididos em 6

grupos, conforme o sistema adesivo utilizado: *Prompt L-Pop (3M ESPE)*; *Prime & Bond NT (Dentsply)* sem condicionamento ácido; *NRC + Prime & Bond NT*; condicionamento com ácido fosfórico + *Prime & Bond NT*; *Prime & Bond 2.1 (Dentsply)* sem condicionamento ácido; e ácido fosfórico + *Prime & Bond 2.1*. As amostras receberam a resina composta *TPH (Dentsply)* ou o compômero *Dyract AP (Dentsply)*. Todas as amostras foram termocicladas (500 ciclos entre 5 e 55°C) e submetidas ao cisalhamento. Os resultados demonstraram que em esmalte os valores de resistência ao cisalhamento variaram de $6,4 \pm 1,6$ a $24,2 \pm 5,3$ MPa. O grupo com valores mais altos foi o *Prime & Bond 2.1* com condicionamento ácido prévio em esmalte. Os autores concluíram que o condicionamento com ácido fosfórico permanece como o condicionador ideal em superfícies de esmalte.

No estudo de 2001, Miller⁵⁵ avaliou o comportamento *in vivo* de dois sistemas adesivos (*Transbond Plus Self-etching Primer - 3M*, que apresenta um *primer* autocondicionante, e *Prompt L-Pop - 3M ESPE*, um adesivo autocondicionante). Durante um período de seis meses, *brackets* ortodônticos foram aderidos à superfície de esmalte utilizando um dos dois sistemas adesivos e o grau de falha foi anotado. Os resultados demonstraram que os sistemas autocondicionantes foram capazes de manter os *brackets* em posição, com baixo grau de falha.

Em 2001, Anido³ realizou um estudo com objetivo de comparar a resistência adesiva da dentina humana e bovina em três diferentes espessuras de remanescente, frente ao teste de cisalhamento, a fim de estabelecer uma possível relação de profundidade entre os substratos visando a substituição da dentina humana em testes de adesão. Empregaram-se 48 dentes humanos (H) e 48 dentes bovinos (B), recém-extraídos, armazenados em água destilada e congelados a -18°C , por no máximo quatro semanas. Foram utilizadas lixas de granulação 240, 400 e 600, para expor a dentina e padronizar a *smear layer*, com

espessura de dentina de 0,5; 1,0 e 2,0mm. O sistema adesivo *Scotchbond Multipurpose Plus* foi utilizado seguindo instruções do fabricante, em uma área padronizada de 4mm, seguido da aplicação incremental da resina Z100. O ensaio de cisalhamento foi realizado em máquina Instron Universal à velocidade de 0,5mm/min. Foi realizada análise estatística pelo teste ANOVA ($p < 0,05$). Houve diferença significativa entre a resistência adesiva em dentes H e B, sendo os maiores valores para H; houve diferença significativa de resistência para as profundidades analisadas; houve semelhança de comportamento entre os substratos H0,5mm. e B2mm.; o substrato B presta-se aos estudos laboratoriais de resistência adesiva como indicativos da performance inicial de novos produtos, observando-se a relação de profundidade entre os substratos.

Em 2001, Miyazaki et al.⁵⁷ estudaram a resistência ao cisalhamento de diferentes sistemas adesivos autocondicionantes (*Imperva Fluoro Bond - Shofu* e *One-Up Bond F - Tokuyama*) em comparação a um sistema adesivo monocomponente com condicionamento ácido prévio (*Single Bond - 3M ESPE*). Dentes bovinos receberam cilindros de resina composta (*Z100 - 3M* ou *Palfique Estelite - Tokuyama*) ou de compômero (*F2000 - 3M*). Os resultados demonstraram que os sistemas autocondicionantes apresentaram menor resistência adesiva do que o sistema monocomponente.

Em 2001, Li et al.⁴⁴ estudaram a durabilidade de sistemas adesivos frente a nanoinfiltração relacionando com condicionadores ácidos de esmalte. Utilizaram para este estudo o sistema com *primer* autocondicionante *Clearfil SE Bond (Kuraray)*, o qual segundo os autores apresentam um *primer* ácido, composto de 10-metacriloxydecil dihidrogênio fosfato (MDP), HEMA e dimetacrilato hidrofílico, dicanofoquinona, N,N-dietanol-p-toluidina e água. Este sistema foi aplicado por 20s, e seco levemente com ar. Assim, observaram que no mesmo

tempo que ocorre o condicionamento da estrutura dentinária, o *primer* é incorporado, o que evitou a infiltração, diferentemente do que ocorreu com os outros sistemas avaliados que necessitavam de condicionamento prévio com ácido fosfórico.

Em 2002, Lopes et al.⁴⁷ realizaram uma revisão de literatura sobre adesão dentária no que se refere ao estado presente e perspectivas futuras. Os autores afirmaram que no presente momento, duas técnicas adesivas distintas são as mais proeminentes: condicionamento total e os sistemas autocondicionantes. Enquanto os adesivos com condicionamento total já demonstraram sua eficácia tanto *in vitro* como em situações clínicas, os sistemas autocondicionantes ainda necessitam provar sua eficácia. Os sistemas autocondicionantes estão evoluindo rapidamente, porém seus resultados ainda não são suficientemente previsíveis, mas alguns sistemas, como o *Prompt L-Pop* (3M ESPE), que é um adesivo autocondicionante, e o *Clearfil SE Bond* (Kuraray), que é um sistema com um *primer* autocondicionante, alcançaram resultados positivos nas estruturas dentárias. No entanto, mais estudos são necessários para confirmar a evidência destes sistemas.

Em 2002, Macari et al.⁴⁹ avaliaram a interface dentina-resina de três sistemas adesivos de quarta geração (Scotchbond Multipurpose Plus, SBMP; *Optibond*, OPB e *Denthesive Bond II*, DT) em MEV. Para isso, os adesivos e suas respectivas resinas compostas foram aplicados no interior do canal radicular de seis dentes incisivos e caninos humanos de acordo com as recomendações do fabricante. Os dentes foram embebidos em resina acrílica e cortados transversalmente ao canal radicular e perpendicularmente à interface dentina-resina. Os resultados mostraram que houve verdadeira hibridização e formação de *tags* de resina no interior dos túbulos dentinários de todos os grupos experimentais. No grupo SBMP houve maior impregnação do *primer* e

adesivo na dentina peri e intertubular, resultando em *tags* de resina em maior quantidade com camada híbrida homogênea e consistente. O grupo OPB apresentou características semelhantes ao SBMP, mas foram vistos *gaps* entre as paredes dos túbulos dentinários e os *tags*, estes, mais curtos e a camada híbrida menos contínua. O grupo DT teve características diferentes dos outros dois: a camada híbrida não se apresentou homogênea e os comprimentos dos *tags* de resina foram variáveis; os túbulos dentinários não foram abertos e a *smear layer* não foi removida, devido à ausência do condicionamento ácido prévio da dentina. Variações na espessura de camada híbrida foram observadas entre os produtos, entre os espécimes do mesmo adesivo e em áreas diferentes do mesmo espécime. A análise da camada híbrida em MEV revelou diferentes padrões de hibridização, sugerindo que a união da dentina ao sistema adesivo é influenciada por muitos fatores, além disso, a padronização do substrato dentinário é impossível.

Torii et al.¹⁰², em 2001, investigaram o efeito do condicionamento ácido dentinário precedente à utilização do adesivo autocondicionante. Para tanto, os dentes bovinos foram aleatoriamente divididos em quatro grupos de vinte espécimes cada. Os tratamentos superficiais foram os seguintes: a) grupo 1: esmalte desgastado com lixa de granulação 600; b) grupo 2: esmalte desgastado e condicionado com ácido fosfórico a 35% por 15s; c) grupo 3: dentina desgastada; d) grupo 4: dentina condicionada da mesma forma que o grupo 2. Subseqüentemente, cada grupo foi dividido em dois subgrupos, com dez espécimes cada, sendo aplicado duas marcas de sistema adesivo autocondicionante: *UniFil Bond* (UB) e *Clearfil SE Bond* (SE), seguido da aplicação de uma camada de resina composta (AP-X), conforme normas do fabricante. Para avaliação das performances foi realizado o teste de tração, por meio do qual se obtiveram os seguintes resultados: 11,2MPa (Grupo 1-UB); 14,3MPa (Grupo 1-SE); 16,3MPa (Grupo 2-UB); 20,5MPa

(Grupo 2-SE); 13,4MPa (Grupo 3-UB); 16,7MPa (Grupo 3-SE); 9,3MPa (Grupo 4-UB); 12,6MPa (Grupo 4-SE). A análise através do teste ANOVA e *Scheffe* revelou um aumento significativo nos valores de resistência adesiva para o esmalte, enquanto que para a dentina houve um decréscimo, também significativo.

Em 2003, Perdigão et al.⁶⁹ testaram a seguinte hipótese: um sistema adesivo com *primer* autocondicionante poderia resultar em menor sensibilidade pós-operatória que um sistema convencional com condicionamento ácido prévio. Os pacientes foram selecionados com base na necessidade de restaurações classe I e II em molares e pré-molares. Foram confeccionadas 30 restaurações com *Clearfil SE Bond* e *Clearfil AP-X (Kuraray)* e 36 restaurações com *Prime & Bond NT* e *Esthet-X (Dentsply)*. Os preparos cavitários foram padronizados, com todas as margens em esmalte. Sob isolamento absoluto, os pesquisadores condicionaram as paredes de esmalte e dentina com o *primer* autocondicionante (para o *Clearfil SE Bond*) ou condicionaram com ácido fosfórico 34% (para o *Prime & Bond NT*), seguindo-se a aplicação do correspondente adesivo. As restaurações foram avaliadas no pré-operatório e após duas semanas, oito semanas e seis meses. Os fatores considerados foram: sensibilidade pós-operatória ao frio, ao ar e às forças mastigatórias, assim como a descoloração marginal. Os resultados revelaram que não houve diferença significativa entre os adesivos em todos os períodos de tempo avaliados. A descoloração marginal foi considerada ausente em todas as restaurações e apenas um dente apresentou sensibilidade às forças oclusais após seis meses. Concluíram que o *Clearfil SE Bond* não diferiu do *Prime & Bond NT* em relação à sensibilidade pós-operatória e na descoloração marginal. Isto sugere que a sensibilidade pós-operatória pode estar associada muito mais à técnica do que ao tipo de sistema adesivo utilizado.

Em 2003, Dutra-Corrêa et al.²² realizaram um estudo micromorfológico das dentinas humana e bovina, com o objetivo de normalizar o uso de dentes bovinos como substitutos dos dentes humanos em pesquisas científicas. Os autores utilizaram dentes bovinos recém-extraídos fixados em formol a 10%, por 24 horas e conservados em formol a 2% até o momento da preparação das lâminas; dez lâminas preparadas pelo método de desgaste e cem lâminas preparadas por descalcificação, foram coradas pelos métodos de HE e Tricrômico de Masson. Com base no estudo das lâminas, os autores concluíram que a dentina bovina apresenta maior número de túbulos dentinários nas proximidades do tecido pulpar e menor número próximo ao limite amelodentinário, como ocorre na dentina humana. Com relação ao diâmetro dos túbulos, foi observado que, ao contrário do que ocorre na dentina humana, os túbulos dentinários da dentina bovina têm maior diâmetro próximo do limite amelodentinário, sendo que o diâmetro diminui nas proximidades da polpa. A distribuição da dentina intertubular bovina nas proximidades da polpa não é uniforme ao longo do dente e a dentina bovina possui estruturas tubulares que foram denominadas estruturas tubulares dentinárias que estão presentes tanto na coroa como na raiz, sendo mais freqüentes na coroa e não apresentam distribuição regular. Os autores observaram também que, quando se utilizam dentes bovinos na região próxima à polpa, simulando procedimentos de hibridização dentinária, há menor permeabilidade, devido ao menor diâmetro dos túbulos dentinários, contrário à dentina humana, e maior área de dentina intertubular. Nas áreas próximas ao esmalte encontraram menor número de túbulos com maior diâmetro, tornando esta região menos mineralizada e mais permeável. Estas diferenças de permeabilidade e quantidade de conteúdo aquoso no fluido dentinário podem influenciar nos testes de microinfiltração e resistência à tração e cisalhamento, pois estão diretamente ligados à eficiência da hibridização. Verificaram que os dentes bovinos utilizados em incidência e profundidade aleatórias podem

alterar os resultados em testes de adesão e microinfiltração, quando comparados à dentina humana; não há, morfológicamente, na dentina bovina uma região idêntica à dentina humana; a região que a dentina bovina mais se assemelha à dentina humana é em corte transversal, na região mediana, área de dentina primária próximo à polpa; e que são necessários outros estudos para complementar seus achados.

Toledano et al.¹⁰⁰, realizaram um estudo, em 2003, para determinar a resistência adesiva de cinco sistemas adesivos na dentina superficial e profunda. Foram usados trinta molares humanos extraídos, dos quais se obteve secções transversais na coroa, próximo ao LAD ou próximo à polpa, para expor fatias de dentina superficial e profunda. As superfícies foram tratadas com: a) três sistemas adesivos de condicionamento ácido total (*Single Bond*, *Prime&Bond NT* e *Excite*); b) um sistema adesivo com *primer* autocondicionante (*Clearfil SE Bond*); c) um sistema adesivo autocondicionante de passo único (*Etch&Prime 3.0*), seguindo as instruções dos fabricantes. Após o tratamento das superfícies foram construídos cilindros de resina composta Z250, de 6mm de altura, pela técnica incremental. Os espécimes foram armazenados por 24hs em água a 37°C, então os espécimes foram cortados para obtenção de áreas de adesão de 1.0mm², posteriormente levadas à *Instron* com velocidade de corte de 0,5mm/min. Os resultados obtidos foram submetidos à análise estatística ANOVA e comparações múltiplas (p=0,05). As interfaces de união foram analisadas ao MET e a nanoinfiltração foi estudada através do emprego da técnica do corante de prata. Os autores observaram que o *Single Bond*, *Prime&Bond NT* e o *Clearfil SE Bond* apresentaram performance semelhante quando empregados na dentina superficial; o menor valor foi obtido com *Etch&Prime 3.0*. Na dentina profunda, os maiores valores de adesão foram encontrados com *Clearfil SE Bond* e *Prime&Bond NT*. A resistência adesiva do *Prime&Bond NT* e *Excite* foram significativamente maior em dentina profunda do que em dentina

superficial, os demais sistemas apresentaram resistência semelhante nas duas profundidades estudadas. A nanoinfiltração manifestou-se com extensões variáveis em todas as camadas híbridas examinadas. Os autores concluíram que existem diferenças na resistência adesiva dos sistemas analisados nas diferentes profundidades avaliadas.

Com a crescente preocupação em investigar a degradação da união entre resina e dentina, em 2004, Koshiro et al.⁴² avaliaram em um estudo *in vivo* a durabilidade da união e as modificações morfológicas na interface de dois sistemas adesivos. Foram preparadas cavidades Cl V na superfície vestibular de 14 dentes íntegros de dois macacos. As cavidades foram restauradas com um sistema adesivo convencional – *Single Bond* e resina composta Z250 ou, com um sistema adesivo autocondicionante *Unifil Bond* e resina composta Z250. Após um ano, dez dentes adicionais foram restaurados com os mesmos materiais e os animais foram sacrificados após 24h. Todos os dentes foram submetidos ao teste de microtração. Após a fratura, as superfícies foram examinadas morfológicamente ao MEV e após o polimento de secções, examinou-se a interface resina/dentina. Os autores observaram que a resistência adesiva medida após 24h do procedimento adesivo, foi maior do que a observada após um ano, para os dois materiais. Entretanto, a interface adesiva produzida pelo sistema autocondicionante *Unifil Bond* não revelou modificações notáveis em sua morfologia entre os espécimes do grupo 24h e do grupo um ano. Os autores concluíram que a resistência adesiva diminuiu com o tempo, para os dois sistemas adesivos e que a interface de união com sistema autocondicionante foi relativamente estável com o passar do tempo, quando comparada àquela obtida com o sistema adesivo convencional.

Em 2004, Torres et al.¹⁰³ realizaram um estudo no qual analisaram a influência da desproteínização da dentina na infiltração marginal em cavidades de classe V de bovinos. Um total de 180 dentes

foram divididos em três grupos de 60: Grupo C (controle) - ácido +single bond (SB) + resina composta (RC); Grupo H – ácido + NaOCl 10% + SB + RC; Grupo HF - ácido + hipoclorito + SB + Flow + RC. O G1 recebeu 500 ciclos de ciclagem térmica, o G2 1500 ciclos e o G3 2500 ciclos. As avaliações foram feitas após 24h, 6 meses e 12 meses, caracterizando a divisão em subgrupos (0, 6 e 12). O corante utilizado foi o nitrato de prata e a microinfiltração avaliada por diafanização em salicilato de metila. A desproteinização foi eficaz na redução da microinfiltração e o uso da resina flow não mostrou significância nos resultados.

O desafio de condicionar e hibridizar a dentina simultaneamente com adesivos autocondicionantes foi estudado por Carvalho et al.¹⁰ em 2005. Espécimes da superfície de dentina de terceiros molares humanos foram submetidos à adesão com cinco adesivos autocondicionantes de aplicação em passo único e cinco adesivos autocondicionantes de dois passos na técnica de aplicação. Fatias de 1,0mm contendo as interfaces de resina-dentina foram imersas em solução aquosa de 50% de nitrato de prata e processadas para examinação ao MET. Uma zona de dentina parcialmente condicionada, mas não infiltrada por resina foi identificada abaixo da camada híbrida nas versões de acidez moderada dos dois tipos de sistemas adesivos autocondicionantes testados. Esta hibridização foi caracterizada pela ocorrência de depósitos de prata ao longo dos espaços interfibrilares do colágeno mineralizado. Os espaços interfibrilares infiltrados por prata foram claramente observados para os adesivos de passo único *Xeno III*, *iBond*, *Brush & Bond* e um adesivo experimental. Também foram observados, ocasionalmente, e em menor espessura para os adesivos de dois passos *Clearfil SE Bond* e *Clearfil Protect Bond*. Os adesivos testados, de maior acidez exibiram uma transição abrupta entre a dentina desmineralizada e mineralizada e foram isentos dos espaços interfibrilares infiltrados por prata na base da camada híbrida. A infiltração

incompleta de resina observada em alguns adesivos autocondicionantes pode estar relacionada com a reduzida acidez de seus monômeros acídicos na base da zona hibridizada ou, pela presença de componentes adesivos acídicos não-polimerizáveis, criando sítios potencialmente degradáveis por hidrólise na união destes adesivos autocondicionante. Os autores observaram evidências morfológicas da discrepância entre a profundidade de desmineralização e a profundidade de infiltração dos monômeros acídicos em alguns adesivos autocondicionantes de acidez moderada.

Preocupados com a sensibilidade técnica dos adesivos autocondicionantes de um passo técnico, Van Meerbeek et al.¹⁰⁴ discutiram, em 2005, os principais pontos negativos inerentes a estes sistemas. Assim, consideraram que, além da formação da camada híbrida, os adesivos autocondicionantes poderiam oferecer a vantagem adicional de formar uma interação química entre os monômeros funcionais e a hidroxiapatita residual. Contudo, os adesivos autocondicionantes de um passo técnico são comumente associados com uma baixa resistência de adesão, a qual poderia ser atribuída em parte à dissolução de monômeros hidrofílicos e hidrofóbicos em uma relativamente alta concentração de solventes. Dentro desta mistura instável, a presença da água também é essencial como um meio de ionização para desencadear a atividade autocondicionante do adesivo. Por serem altamente hidrofílicos, os adesivos autocondicionantes de um único passo têm sido reportados como uma membrana semipermeável, permitindo a passagem de fluidos e comprometendo seriamente a durabilidade de união. Pesquisas recentes também têm revelado que os adesivos de um passo sem a presença de HEMA seriam propensos a uma separação de fase, a qual seria responsabilizada pela baixa efetividade na adesão. Entretanto, empregando-se uma técnica apropriada de secagem ou de evaporação do solvente a efetividade de

união seria aumentada, por remover substancialmente a quantidade de água destes adesivos.

Também em 2005, Anido² comparou a dentina humana e bovina quanto à profundidade de desmineralização com ácido fosfórico a 37% e com primer ácido e quanto à espessura de hibridização empregando um sistema adesivo convencional (Single Bond-3M ESPE) e um autocondicionante (Clearfil SE Bond-Kuraray), seguindo as instruções dos fabricantes. As amostras foram analisadas em MEV e revelaram maior profundidade de desmineralização e espessura de hibridização para o sistema convencional; os substratos humano e bovino apresentaram comportamento similar durante os procedimentos adesivos, mostrando que o substrato bovino pode ser considerado como substituto do humano para testes laboratoriais em primeira instância.

Em 2007, Sadr et al.⁸⁴ avaliaram a resistência ao microcisalhamento ao esmalte e à dentina, pH e dureza de dois sistemas adesivos ao longo de um período de 60 semanas de estocagem em diferentes temperaturas. Foram utilizados os respectivos sistemas adesivos: SE) *primer* autocondicionante *Clearfil SE Bond (Kuraray)* e TS) adesivo autocondicionante *Clearfil Tri-S Bond (Kuraray)*. A resistência ao microcisalhamento foi medida inicialmente, e após 1, 4, 16 e 60 semanas; com os materiais armazenados nas temperaturas de 4, 23 e 37°C. A dureza dos adesivos polimerizados e o pH foram medidos inicialmente e após as 60 semanas de armazenamento nas três diferentes temperaturas. Os resultados mostraram que a resistência adesiva dos materiais armazenados a 37°C reduziu significativamente após 4 semanas, para o TS e 16 semanas, para o SE. A dureza apenas do TS armazenado a 37°C reduziu significativamente após 60 semanas, e o pH de ambos os materiais diminuiu quando armazenados a 37°C. Os autores concluíram que o tempo e a temperatura de armazenamento afetaram significativamente a resistência adesiva de ambos os materiais,

provavelmente devido à hidrólise e outras alterações que podem ocorrer com os agentes autocondicionantes que contêm água, armazenados em altas temperaturas.

2.2 Laser

Dederich et al.²¹, em 1984, com o propósito de avaliar a capacidade do laser Nd:YAG em promover a fusão da parede dentinária do canal radicular, utilizaram oito primeiros e segundos molares inferiores humanos extraídos, que foram instrumentados até a lima nº 25. A dentina circundante dos canais foi pintada com tinta de cor preta para aumentar a absorção pelo laser. Foi utilizado o Nd:YAG com níveis de potência de 25W, 37W e 50W, com fibra óptica de 600µm de diâmetro, a 3mm da dentina com um tempo de aplicação da ordem de 0,5s. Após a avaliação dos espécimes em MEV constataram que ocorreu fusão e recristalização tanto dos *plugs* dentinários quanto da dentina circundante. Observaram que, o grau de fusão variava de mínimo a completo. Foi relatada ainda a presença de espaços e trincas em alguns espécimes, sendo necessários mais estudos para determinar parâmetros de exposição capazes de promover fusão da dentina sem produzir espaços, trincas e calor no tecido.

White et al.¹⁰⁹, em 1992, realizaram um estudo sobre a temperatura e a profundidade de penetração do laser de Nd:YAG em esmalte e dentina, utilizando terceiros molares livres de cárie submetidos à irradiação do mesmo laser. Os parâmetros variaram de 0,3 a 3,0W, 10 a 30Hz e 30 a 150mJ/pulso. A temperatura de superfície após irradiação sobre o esmalte foi de 57°C ± 11°C (parâmetros: 1W e 10Hz, 1s) e para dentina, todas as potências e frequências testadas, no tempo de 1s, apresentaram temperaturas inferiores à 50°C. Segundo os autores quando a potência e tempo de exposição aumentaram, ambos, temperatura de superfície e penetração térmica aumentaram. O laser aumentou a temperatura em menores níveis, para tratamentos rápidos

com frequências e potências baixas, quando comparado com pontas montadas. Os autores concluíram que o laser de Nd:YAG pode ser utilizado em esmalte e dentina sem efeitos térmicos pulpares e, além disso, a temperatura criada pela irradiação seria capaz de ablacionar tecidos orgânicos do esmalte e da dentina. Os autores ressaltam que apesar das temperaturas atingidas com a irradiação, o diâmetro da área quente na superfície e, a distância de penetração em direção à polpa foram significativamente inferiores às aquelas obtidas com brocas.

Schaller et al.⁸⁹, em 1997, investigaram os efeitos do tratamento com laser Nd:YAG na permeabilidade da dentina. Foram utilizados 40 discos de dentina, obtidos pela seção horizontal da coroa de 3º molares recém-extraídos e livres de cárie. Os discos foram regularizados com lixa d'água de granulação 600 até a espessura de 3,5mm e colocados em um dispositivo para mensurar a mudança na permeabilidade da dentina antes e após o tratamento com o laser. A mensuração foi realizada através do grau de filtração dos túbulos dentinários, por meio de uma solução radioativa de Ringer sobre uma pressão de 30cmH₂O. Em seguida, os discos foram aleatoriamente divididos em quatro grupos. Em três grupos a dentina recebeu tratamento com o laser Nd:YAG (American Dental Laser Inc – Troy EUA) - comprimento de onda de 1,060µm, no modo contato com fibra óptica de 320µm nos seguintes parâmetros: Grupo 1: 60mJ e 10Hz, Grupo 2: 90mJ e 10Hz e Grupo 3: 120mJ e 15Hz. O grupo 4 (controle) não recebeu tratamento com laser. Todos os grupos receberam condicionamento com ácido fosfórico 32% por 60s. A permeabilidade dentinária foi quantificada três vezes antes do tratamento, três vezes imediatamente após o tratamento com laser e seis vezes após a aplicação de ácido fosfórico. O teste ANOVA mostrou uma significativa influência do tratamento com o laser Nd:YAG na permeabilidade da dentina ($p < 0,001$). O coeficiente médio do grupo controle e o grupo tratado com laser foi $2,19 \pm 0,86$ para o

parâmetro de 60mJ, $1,49 \pm 0,88$ para o parâmetro de 90mJ e $2,04 \pm 2,17$ para o de 120 mJ. O condicionamento ácido da superfície tratada com laser teve significativa influência estatística na permeabilidade da dentina somente no grupo 1 ($p < 0,001$). Os autores concluíram que o tratamento com laser Nd:YAG modifica a superfície da dentina causando um aumento na ácido resistência, mais evidente para o parâmetro de 120mJ.

Com o objetivo de avaliar os efeitos do pré-tratamento da dentina com irradiação a laser, condicionamento ácido e hipermineralização na resistência adesiva ao cisalhamento do agente de união *Scotchbond Multi-Use Plus (3M)*, Gonçalves et al.³¹, realizaram este estudo em 1999. Para tanto, utilizaram superfícies dentinárias vestibulares de incisivos bovinos divididas em dois grupos: controle, armazenado em água destilada até o experimento e; hipermineralizado, imerso em solução mineralizante por 14 dias. Cada um destes grupos foi subdividido em três grupos, de acordo com o pré-tratamento da dentina: segundo normas do fabricante - F (condicionamento ácido + *primer* + adesivo); AL, condicionamento ácido + *primer* + adesivo + laser e LA, laser + condicionamento ácido + *primer* + adesivo. Após a inserção dos cilindros de resina composta, procedeu-se o teste de resistência adesiva. Os resultados demonstraram que o pré-tratamento da dentina com laser após a aplicação do sistema adesivo, grupo AL, foi promissor na criação de um novo substrato, originando os maiores valores de resistência adesiva.

Matos et al.⁵² em 1999, avaliaram a resistência adesiva de uma resina composta a dentina tratada com laser Nd:YAG antes e após o procedimento adesivo. Foram utilizados trinta incisivos humanos recém extraídos e não cariados, incluídos em resina acrílica com a superfície vestibular voltada para cima. A superfície foi desgastada até a exposição da dentina, em baixa rotação, em seguida, a superfície foi aplainada por disco de lixa d'água de granulação 600 por 1min. As amostras foram

divididas em três grupos de acordo com o tratamento da dentina. G1: Controle – aplicação de ácido fosfórico 35% por 20s, lavado e delicadamente seco mais duas camadas Single Bond (3M), sendo cada uma fotopolimerizada por 20s; G2: a superfície da dentina foi irradiada com laser Nd:YAG e os mesmos procedimentos que G1; G3: mesmo que G1, porém a segunda camada de Single Bond não foi fotopolimerizada. A amostra foi irradiada com laser Nd:YAG Pulse Máster 1000 (American Dental Technology, MI, EUA) com comprimento de onda de 1,064 μ m, 0,6W, 15Hz e 40mJ/ pulso com fibra óptica de 400 μ m, no modo contato a 1mm de distância por 30s. Sobre as amostras, espécimes em resina composta Z100 (3M, St. Paul, MW) foram construídas com 3mm de diâmetro por meio de uma matriz de *teflon*. A resina composta foi inserida em três incrementos sendo cada um polimerizado por 40s com uma intensidade de luz de 460mW/cm². As amostras foram armazenadas em água destilada por 24h a 37°C. Em seguida foi realizado o teste de resistência adesiva em máquina universal Instron, modelo 4442 (Instron Corp, Canton, MA) a uma velocidade de 0,5mm/min. A análise de variância $p < 0,05$ determinou que o tipo de tratamento dentinário usado teve influência na resistência adesiva. O teste de Tukey determinou, entretanto, que o G1(15,46MPa) e G3 (15,67MPa) tiveram resultados similares, ambos maiores do que o G2 (4,57MPa). Os autores concluíram que o tipo de tratamento dentinário, especialmente o uso do laser Nd:YAG, teve influência na resistência adesiva da resina composta

Araújo et al.⁵ avaliaram, em 2000, a microinfiltração através da MO e a nanoinfiltração, através de MEV em restaurações de resina composta sob influência do laser no preparo cavitário e no pré-tratamento dentinário. Utilizaram para o preparo com laser de Er:YAG (Kavo Key, Alemanha) 350mJ, 4Hz e 116,7J/cm², e para pré-tratamento dentinário com laser de Nd:YAG (Pulse Máster 1000-ADT) foi utilizado 60mJ, 10s e densidade de energia de 74,6J/cm². Utilizaram oitenta dentes

bovinos com preparos nas faces vestibular e lingual, totalizando 160 preparos que foram divididos em oito grupos de vinte dentes cada um. G-I (preparo com laser de Er:YAG + Prime & Bond NT + TPH), G-II (preparo com laser Er:YAG + Single Bond + Z100), G-III (preparo com laser Er:YAG + Single Bond + laser de Nd:YAG + Z100), G-IV (preparo com laser Er:YAG + Prime & Bond NT + laser de Nd:YAG + TPH), G-V (preparo convencional + Prime & Bond NT + TPH), G-VI (preparo convencional + Single Bond + Z100), G-VII (preparo convencional + Single Bond + laser de Nd:YAG + Z100), G-VIII (preparo convencional + Prime & Bond NT + laser de Nd:YAG + TPH). Os dentes restaurados foram termociclados por 300 ciclos nas temperaturas entre $5^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ e $55^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ (30s cada temperatura). Em seguida foram colocados no nitrato de prata 50% por 24h, em total ausência de luz e colocados em solução foto-reveladora sob luz fluorescente por 6h, para o teste de infiltração marginal. Foram seccionados no sentido inciso gengival obtendo três fatias. A avaliação da microinfiltração na margem gengival foi feita através de lupa estereomicroscópica segundo escores de zero a quatro. A fatia mediana foi polida e preparada para avaliação da nanoinfiltração em MEV. Os resultados foram submetidos à análise estatística de Kruskal-Wallis e teste de Miller, através dos quais o grupo G3 (LSNd), preparo com laser Er:YAG + Single Bond + laser Nd:YAG, apresentou os menores valores quanto a microinfiltração e nanoinfiltração.

Matos et al.⁵¹, em 2000, realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a resistência adesiva de uma resina composta em esmalte e dentina tratados com laser de Nd:YAG antes e após procedimento de adesão, utilizando um sistema adesivo autocondicionante. Foram utilizados 48 dentes humanos hígidos recém extraídos os quais foram submetidos a profilaxia e armazenados em água destilada a 37°C até a sua utilização. Os dentes foram embutidos em resina acrílica com a superfície vestibular voltada para cima e tiveram a superfície do esmalte exposta por meio de lixa d'água de granulação 180.

Após a realização dos testes de resistência adesiva no esmalte, os mesmos dentes tiveram a superfície desgastada até obtenção da dentina superficial, sendo a *smear layer* padronizada para realização dos testes de adesão, por meio de lixa d'água de granulação 600 por 1min. As amostras foram divididas em 6 grupos, de acordo com o substrato e o tipo de tratamento: GI (controle) – esmalte com Clearfil Liner Bond 2V (J.Morita Corp, Osaka, Japão). (CLB2V) seguindo recomendações do fabricante; GII – irradiação do esmalte com Nd:YAG + CLB2V; GIII – esmalte + CLB2V sem fotopolimerização + irradiação com Nd:YAG; GIV (controle) – dentina + CLB2V; GV – dentina + Nd:YAG + CLB2V; GVI – dentina + CLB2V sem fotopolimerização + Nd:YAG. O laser Nd:YAG Pulse Máster 1000 (American Dental Technology, MI) com $\lambda=1,064\mu\text{m}$ e $150\mu\text{s}$ de duração do pulso. Os parâmetros usados foram 0,6W, 15Hz e 40mJ/pulso com fibra óptica de 320 μm perpendicular a superfície dental, a 1mm da superfície por 30s. Em seguida, foram feitos dois incrementos cilíndricos de 3mm de diâmetro da resina composta Clearfil APX (J.Morita, Japão), com auxílio de uma matriz de *teflon*. Cada incremento foi fotopolimerizado por 40s com aparelho XL 1500 com $460\text{W}/\text{cm}^2$ de intensidade de luz (Demetron Research Corp, Danbury). As amostras foram armazenadas em água destilada por 24h a 37°C e, então, submetidas ao teste de resistência adesiva em máquina universal Instron modelo 4442 (Instron Corp, Canton, MA), com uma velocidade constante de 0,5mm/min. Os dados foram submetidos aos testes ANOVA e Tukey. A média para o esmalte foi de 15,54MPa, menor do que a média para a dentina 20,38MPa. A resistência adesiva dos grupos em que o laser foi aplicado na dentina antes do adesivo, foi em média 15,73MPa sendo menor do que os grupos em que o laser foi depois do adesivo 20,6MPa. A interação dos resultados entre os grupos GI x GIII; GII x GIII; GIV x GI; GII x GV foi estatisticamente significativa. Os autores concluíram que a resistência adesiva da resina composta com o sistema adesivo autocondicionante foi maior em dentina do que em esmalte e que o

melhor momento para a aplicação do Nd:YAG é após o uso do sistema adesivo. O sistema adesivo autocondicionante testado pode ser usado juntamente com o laser Nd:YAG sem comprometer a adesão à dentina.

Oda et al.⁶², em 2001, revisaram na literatura o emprego do laser Er:YAG e laser Nd:YAG em Dentística Restauradora, como tratamento operatório prévio ao procedimento adesivo e restaurador, avaliando morfológicamente a união adesivo/resina composta e dentina tratada com irradiação por meio de um estudo comparativo por MEV. Utilizaram dentes bovinos recém-extraídos, submetidos a uma profilaxia e armazenados em soro fisiológico a 0,9% até o início dos trabalhos. Foram preparadas cavidades de classe V, (na face vestibular dos dentes com dimensões de aproximadamente 4mm de altura, 6mm de largura e 3 mm profundidade), com ponta diamantada cilíndrica no 1092 (KG Sorensen) em alta rotação e total refrigeração. Os espécimes foram divididos em quatro grupos: G1 - os preparos receberam um tratamento na superfície da dentina com laser Er:YAG, seguido dos procedimentos adesivos (Single Bond - frasco único - 3M) e material restaurador (resina composta Z100 - 3M), ambos seguindo as instruções do fabricante; G2 - teve o tratamento idêntico ao anterior, porém com laser Nd:YAG; G3 - teve o tratamento com laser Er:YAG, procedimento adesivo, sem o condicionamento ácido, e finalmente o restaurador; G4 - teve o tratamento idêntico ao anterior, porém com laser Nd:YAG. Nesse trabalho, foi utilizado o laser Nd:YAG Pulse Máster 1000 com comprimento de onda de 1,064 μ m, com parâmetros 0,6W, 15Hz, 40mJ. O tempo de irradiação foi de 30s, a uma distância de 1mm, com refrigeração a ar. O laser Er:YAG utilizado foi o modelo Kavo Key Laser, com comprimento de onda de 2,94 μ m, com parâmetro de 2Hz, 80mJ focados durante 30s em varredura. O foco ideal foi estabelecido entre 12 e 15mm da lente até o tecido irradiado. A refrigeração deste aparelho ocorreu através de um *spray* de água, que atuou no processo de ablação. Todos os elementos dentais

foram seccionados no sentido longitudinal com auxílio de cinzel e martelo, no centro da restauração e foram adequados para a leitura em MEV, através de secagem em estufa a 37°C, por 12h e montados em "stubs". Em seguida as amostras foram metalizadas com ouro num aparelho Balzers SCD - 040, e analisados em MEV. Na análise observou-se que o grupo 1 (laser Er:YAG com condicionamento ácido) houve a penetração do adesivo na dentina. No grupo 2 (laser Nd:YAG com condicionamento ácido) foi possível observar a linha de união da dentina com o adesivo, não havendo abertura de túbulos dentinários, sugerindo que os túbulos estavam vedados. No grupo 3 (laser Er:YAG sem condicionamento ácido), notou-se que a superfície dentinária encontrava-se com abertura de túbulos, porém a resina estava espalhada, sem penetração. No grupo 4 (laser Nd:YAG sem condicionamento ácido), foi possível observar a falta de abertura dos túbulos dentinários. Comparativamente, em todas as amostras tratadas com Er:YAG, nas com condicionamento ácido, a resina não se encontrava espalhada na superfície dentinária, já nas sem condicionamento ácido, apesar da abertura dos túbulos, a resina encontrava-se espalhada, sem penetração. Com base nas observações microscópicas, concluíram que ocorreu a penetração nos espécimes tratada com laser Er:YAG e condicionamento ácido, portanto deve-se fazer o procedimento adesivo completo quando se utilizar o laser Er:YAG.

Yamada et al.¹¹², em 2001, realizaram um estudo *in vitro* com o propósito de comparar a efetividade da remoção de dentina cariada usando irradiação com laser de Er:YAG, Nd:YAG e o tratamento mecânico convencional, sendo todos com irrigação contínua de *spray* de água. Foram utilizados vinte dentes humanos extraídos com cárie nas superfícies próximas da raiz. As lesões de cárie foram selecionadas de acordo com a cor e a consistência, e tiveram sua extensão medida por meio do laser Diagnodent 2095 (Kavo Dental GmbH, Alemanha), com $\lambda=655\text{nm}$, sendo considerado os critérios: 0-20 não cárie; mais do que 20,

profundidade da cárie entre esmalte e dentina. As lesões de cárie que refletiram mais do que 26 foram usadas neste estudo. Inicialmente dois pontos foram marcados na borda de cada lesão com tinta preta, ao longo da linha central que divide longitudinalmente a lesão em duas metades. Primeiro, uma metade de dez lesões de cárie foi removida com tratamento mecânico e a outra metade com laser Er:YAG. As outras dez lesões de cárie receberam em uma metade tratamento mecânico e a outra, tratamento com laser Nd:YAG. O tratamento mecânico foi realizado utilizando brocas de aço esféricas de tamanho entre 0,05 a 0,14 montadas em micromotor de baixa rotação. O laser de Er:YAG utilizado foi o sistema KavoKey Laser 1242 (Kavo Dental GmbH, Alemanha), emitindo $\lambda=2,94 \mu\text{m}$ e diâmetro da fibra de 0,63mm; a irradiação foi de 200mJ de energia/pulso, com frequência de 2Hz com contínua refrigeração de *spray* de água (1ml/min) até a lesão ser totalmente removida. Para o tratamento com laser Nd:YAG, foi utilizado um laser pulsado d-Laser 300 (American Dental Laser, Birmingham). Este sistema emite $\lambda=1,074\mu\text{m}$ e fibra óptica de diâmetro 0,32mm. A irradiação foi realizada com potência de 6W e frequência de 20Hz, também com refrigeração contínua de *spray* de água (120ml/min). Após toda cárie ser removida a cavidade foi verificada com explorador de acordo com a cor e dureza. Quando a remoção de cárie progrediu e o assoalho da cavidade tratada tornou-se profundo e próximo demais da camada de dentina intacta subjacente, a cavidade tratada foi cuidadosamente acessada por meio do Diagnodent. O procedimento foi repetido até o Diagnodent mostrar valores menores do que 20. O tempo utilizado para a remoção da cárie foi determinado para cada tratamento, não incluindo o tempo de trabalho para inspeção da lesão residual. As diferenças no tempo requerido para cada grupo de tratamento, foram estatisticamente analisadas por ANOVA e um valor de $p<0,01$ foi considerado significativo. A mudança térmica no tempo da irradiação laser foi mensurada pelo sistema thermovision 870 (AGEMA, Suíça). Cada lesão foi examinada

antes e após o tratamento para verificar as características da superfície macroscopicamente usando estereomicroscópio (SMZ-16, Nikon, Japão). Ainda, os espécimes foram preparados e analisados em MEV (JSM-T220 A, JEOL, Japão) a 20KV. O tempo de irradiação do laser de Er:YAG ou Nd:YAG para remoção da cárie foi aproximadamente 2 ou 3 vezes maior do que o tratamento com broca, respectivamente. Nos grupos tratados com laser, o aumento de temperatura não excedeu 3-4°C. Macroscopicamente, o assoalho da cavidade se apresentou relativamente liso com o tratamento mecânico, já após a irradiação com laser, a superfície apresentou-se irregular sem carbonização ou fendas na dentina. A análise em MEV demonstrou no grupo do tratamento mecânico superfície plana, coberta por *smear layer* e orifício dos túbulos fechados. No grupo Nd:YAG vários padrões de irregularidade foram notados, não houve presença de *smear layer* e sim, exposição dos túbulos dentinários. O grupo Er:YAG também mostrou microirregularidades sem presença de *smear layer* com exposição dos orifícios dos túbulos dentinários. Os autores concluíram que pode ser sugerido que sobre adequada refrigeração e com uma técnica de irradiação cuidadosa as cavidades podem ser preparadas com laser de Er:YAG e Nd:YAG, sem injúria térmica para os tecidos circundantes bem como para a polpa dental.

Sazak et al.⁸⁸, em 2001, realizaram um estudo para verificar o efeito do laser de Nd:YAG, abrasão, jateamento e condicionamento ácido no conteúdo mineral e morfologia da dentina e esmalte. Foram utilizados dez terceiros molares humanos recém extraídos, limpos e armazenados em solução de formalina a 10% (pH 7), por no máximo um mês. Foram seccionados transversalmente na junção esmalte-cemento com disco diamantado em baixa rotação. De cada coroa, foram obtidos quatro fatias de esmalte e dentina, resultando em quarenta superfícies. As fatias de esmalte foram obtidas através de dois cortes longitudinais nas coroas dos molares. Já as fatias de dentina foram

obtidas através de uma secção transversal no meio oclusal da coroa e dois cortes longitudinais. Em seguida, as fatias foram embutidas em blocos de resina acrílica quimicamente ativada e divididas em quatro grupos. G1- controle: não recebeu tratamento; G2: a superfície foi atacada por ácido fosfórico 37% (3M Dental Products, EUA) sendo 60s em esmalte e 30s em dentina em seguida as superfícies foram lavadas com água e secas com jato de ar. G3: foi utilizado o laser de Nd:YAG Pulse Máster 600 (American Dental Technology Corp., EUA) com $\lambda=1,064\mu\text{m}$ com fibra óptica de $320\mu\text{m}$ de diâmetro em contato, os parâmetros foram 0,75J de energia e 15Hz de frequência por 2s. Antes da aplicação do laser, a superfície do esmalte foi pintada com tinta preta para melhor absorção da luz laser. G4: foi feito jateamento com partículas de óxido de alumínio de $50\mu\text{m}$ a uma pressão de 60psi no aparelho KCP 1000 Whispyet (American Dental Technology Inc) o tempo de aplicação foi de 2s em esmalte e 1s na dentina a uma distância de 2mm da superfície. As amostras foram preparadas para análise morfológica em MEV (JEOL JSM T330, Japão) em 20Kv. O conteúdo de cálcio, fósforo, enxofre e potássio no esmalte de cada amostra foi mensurada por meio de MEV e um Espectrômetro de energia dispersiva (Tracor Northern Inc, X Ray Detectors, WI53562, EUA) simultaneamente. As diferenças no conteúdo do mineral entre controle e os grupos tratados foram analisadas usando o teste de Mann-Whitney V. Morfológicamente, a dentina tratada com laser mostrou uma superfície aparentemente fundida com obstrução parcial dos túbulos dentinários, bem como rachaduras ao longo da sua extensão. O jateamento criou uma superfície muito irregular no esmalte e na dentina, além da obliteração dos túbulos dentinários. Já na dentina condicionada por ácido foram observados túbulos dentinários. O conteúdo de cálcio no esmalte tratado por laser foi maior do que do grupo controle, embora não significativa. A única mudança significativa no conteúdo mineral a redução de Ca na dentina do grupo controle em relação a dentina tratada por laser. Os autores concluíram que o Nd:YAG e o

jateamento criaram uma irregularidade de superfície maior, em menos tempo do que o condicionamento com ácido fosfórico no esmalte e dentina. Entretanto, a irradiação com laser causou mudanças no conteúdo mineral da superfície de esmalte e dentina. Mais estudos devem ser realizados para determinar o exato relacionamento do grau de irregularidades na superfície, resistência adesiva e microinfiltração.

Lizarelli e Bagnato⁴⁶ em 2002, realizaram um estudo para determinar que a eficiência da ablação com laser Nd:YAG através de um regime de picossegundos minimiza a destruição do material adjacente. Isso previne a geração excessiva de ondas de choque e promove uma considerável diminuição nos efeitos mecânicos. Nesse estudo foi utilizado um laser de Nd:YAG em picossegundos, que emite trens de pulsos de 70ps em 1,064µm. Três molares humanos recém extraídos tiveram a raiz removida e a coroa seccionada no sentido ocluso-cervical resultando em seis metades que foram embutidas em resina epóxica Cristal, ficando as faces vestibular e lingual para cima. Foi feito aplainamento das superfícies para exposição dentinária com lixas d'água de granulações 80, 120, 200, 400 e 600 (Norton) de forma manual. Em seguida foram realizadas 15 microcavidades em esmalte e nove em dentina. Os parâmetros para irradiar o esmalte seguiram uma frequência fixa de 100Hz e potência média de 1,3W; enquanto que para a dentina, a frequência foi fixa em 15Hz e a potência média variou em 800, 700 e 600mW. O esmalte demonstrou ser mais capaz de dissipar as ondas de choque do que a dentina, uma vez que as trincas originadas nas microcavidades foram mais frequentes em tecido dentinário, diferentemente do esmalte. Em conclusão, parece que para manter os aspectos de definição de bordas é importante escolher tempos de irradiação mais curtos, quando as potências médias forem mantidas mais altas, ou seja, energia total entregue deve ser mais baixa e bem localizada.

Em 2004, Coelho¹⁶ avaliou a resistência adesiva de resina composta em dentina bovina, tratado com hipoclorito de sódio, laser de Er:YAG e Nd:YAG, empregando sistema adesivo convencional e autocondicionante. Utilizou-se 120 dentes bovinos que tiveram as raízes seccionadas. Após embutimento em resina acrílica, tiveram as superfícies vestibulares desgastadas com lixas numa seqüência de granulação decrescente para padronizar a *smear layer* e expor a dentina até a espessura de 2mm. A área de adesão foi delimitada em 3mm de diâmetro. Os espécimes foram divididos em oito grupos, de acordo com o sistema adesivo e tratamento dentinário realizado: G1- SB - Single Bond (3M); G2 - CSEB - Clearfil SE Bond (Kuraray); G3 - SBH - após condicionamento ácido foi utilizado o hipoclorito de sódio a 10% durante 60s, em seguida o Single Bond; G4 - CSEBH - após condicionamento ácido foi utilizado o hipoclorito de sódio a 10% durante 60s, em seguida CSEB; G5 - Laser Er:YAG - 60mJ de energia por pulso e 10Hz por 60s e Single Bond; G6 - Laser Er:YAG por 60mJ de energia por pulso e 10Hz por 60s e CSEB; G7 - Laser Nd:YAG - 60mJ de potência e 10Hz por 20s e Single Bond; G8 - Laser Nd:YAG- 60mJ de potência e 10Hz por 20s e CSEB. A resina composta TPH (Dentsply) foi inserida pela técnica incremental, em matriz bipartida, sobre a área preparada. Após 24h de armazenagem em água destilada a 37°C, os espécimes foram submetidos à força de cisalhamento, em uma máquina de ensaios universal (EMIC), a uma velocidade de 0,5mm/min. Para análise estatística foram empregados os testes t (Student), comparação múltipla de Dunnet e Tukey, e análise de variância (ANOVA). Concluiu que o sistema adesivo autocondicionante apresentou resistência adesiva, significativamente maior que o monocomponente; que o tratamento da dentina com NaClO e laser de Er:YAG apresentou resistência adesiva maior e estatisticamente significativa com o sistema adesivo autocondicionante (CSEB), e que o tratamento da dentina com laser de

Nd:YAG apresentou resistência adesiva maior e estatisticamente significativa, com o sistema monocomponte (SB).

O estudo realizado por Ribeiro et al⁸¹. em 2005, avaliou o grau de infiltração marginal em restaurações classe V envolvendo a junção amelo-cementária. Os espécimes receberam pré-tratamento dentinário com ácido fosfórico a 37% seguido da aplicação do sistema adesivo Single Bond. Os 40 espécimes foram divididos em quatro grupos: G1 (controle); G2 (aplicação de laser Nd:YAG com 120mJ/pulso, 10Hz, 1,2W); G3 (aplicação de laser Nd:YAG com 140mJ/pulso, 10Hz, 1,4W); G4 (aplicação de laser Nd:YAG com 160mJ/pulso, 10Hz, 1,6W). As cavidades foram restauradas com resina composta Z100 e fotopolimerizada com 300-600mW/cm² de intensidade de luz. Os espécimes foram termocicladas em 500 ciclos com variação de temperatura de 2 a 50°C. Em seguida eles foram secados e selados com esmalte de unha, respeitando margem de 1mm ao redor da restauração, e imersos em solução de azul de metileno 0,5% por 4h. depois deste período os dentes foram enxaguados, secos, seccionados e analisados em lupa estereomicroscópica. Os maiores valores de infiltração foram considerados para cada espécime. Houve uma diminuição na infiltração marginal para esmalte e cimento com a aplicação da energia laser, não havendo diferenças quanto à variação de energia. Os resultados também mostraram uma menor tendência a infiltração marginal em cimento do que em esmalte.

3 PROPOSIÇÃO

Avaliar *in vitro*, por meio de teste de cisalhamento, a resistência adesiva de sistemas adesivos autocondicionante e convencional ao esmalte e dentina de dentes bovinos, associados ou não ao laser de Nd:YAG.

4 MATERIAL E MÉTODO

Este trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP, sob protocolo nº 15/2007 - PA/CEP para pesquisa envolvendo animal, sendo aprovada a sua realização (Anexo A).

Os materiais e principais equipamentos utilizados neste estudo encontram-se no Quadro 1, e suas características descritas em seqüência.

Quadro 1- Materiais e equipamentos utilizados

Material / Equipamento	Lote	Fabricante
Xeno III	0504000522	Dentsply De Trey, Konstanz, Baden-Württemberg, Alemanha.
Single Bond 2	6HR	3M ESPE Dental Products, St Paul, MN, EUA.
Condac 37	051206	FGM Produtos Odontológicos Ltda, Joinville, SC, Brasil
Laser de Nd:YAG		PulseMaster 600IQ, American Dental Technologies Inc, Tx, EUA
Filtek Z250	1370	3M ESPE Dental Products, St Paul, MN, EUA.
Fotopolimerizador		Curing Light XL3000 3M ESPE Dental Products, St Paul, MN, EUA.

Xeno III: sistema adesivo autocondicionante em dois frascos de aplicação única. Um líquido A, composto por HEMA, água purificada, etanol, tolueno hidroxibutilato e sílica amorfa; e um líquido B, composto por metacrilato funcionalizado em ácido fosfórico (Pyro-EMA), mono fluoro fosfazeno modificado (PEM-F), UDMA, tolueno hidroxibutilato, canforoquinona e etil-4-dimetilaminobenzoato.

Single Bond 2: sistema adesivo de frasco único, que necessita de condicionamento ácido previamente à sua aplicação. Composto por etanol, Bis-GMA, 10% de sílica coloidal tratada com silano, HEMA, glicerol 1, 3 dimetacrilato, copolímero de ácido acrílico e ácido itacônico e uretano dimetacrilato (UDMA).

Condac 37: Gel de ácido fosfórico 37%, pH <1.

Laser de Nd:YAG: Pulse Master 600 IQ (American Dental Technologies) com comprimento de onda de 1,064 μ m, fibra óptica de 320 μ m, densidade de energia de 46,6J/cm², energia de 140mJ/pulsos, 10Hz de frequência e potência de 1,4W sem contato, a uma distância de aproximadamente 2mm, varrendo-se a superfície por 60s.

Filtek Z250: Resina composta microhíbrida fotopolimerizável indicada para restaurações de dentes anteriores e posteriores, é composta por partículas de carga inorgânica de zircônio/sílica, representando 60% em volume (sem silano), com um tamanho médio de partículas entre 0,19 a 3,3 μ m. A matriz orgânica é composta de Bis-GMA, UDMA e Bis-HEMA.



FIGURA 1- Materiais e equipamento empregados no estudo.

4.1 Adequação e preparo dos dentes

Neste trabalho foram utilizados 120 dentes incisivos de bovinos, com idade média de três anos, extraídos após o abate e em seguida limpos por meio de curetas periodontais, lâminas de bisturi e polidos com pedra pomes e água por meio de uma escova de Robinson. Após a limpeza, esses dentes foram verificados em lupa estereoscópica (Stemi 2000 – Karl Zeiss), a fim de descartar aqueles que apresentavam trincas e imperfeições (Figura 2a). Em seguida, foram submetidos a uma padronização pelo tamanho médio, com auxílio de um paquímetro, de maneira que todos os espécimes tivessem um diâmetro cervical médio de 7,5mm na região correspondente ao limite esmalte-cimento. A amostra inicial contava com 135 dentes bovinos, após a seleção este número foi reduzido aos 120 utilizados neste trabalho.

Os dentes selecionados foram armazenados em recipientes fechados contendo água destilada e congelados em freezer a -18°C até a sua utilização, não deixando ultrapassar 28 dias.¹⁰¹

As raízes foram seccionadas no terço cervical com disco de carborundum montado em peça de mão reta em baixa rotação (Figura 2b). Com o auxílio de uma broca diamantada esférica, foi realizada uma abertura na face lingual destes dentes, na região de cingulo, para promover a exposição da câmara pulpar (Figura 2c). A polpa foi removida pela abertura coronária e orifício radicular, com auxílio de limas endodônticas e curetas. As câmaras pulpares e os condutos radiculares foram lavados com jatos de água através de seringa tríplice, e secos com jatos de ar para conferir se o conteúdo pulpar fora completamente removido. A abertura da câmara pulpar na face lingual dos dentes foi vedada com cera utilidade para evitar a penetração de resina acrílica durante o embutimento dos dentes.³²

Para o embutimento dos dentes utilizou-se uma matriz de silicone industrial – Rodhorsil (Clássico produtos Odontológicos) medindo 3cm de comprimento, por 2cm de largura e 1cm de profundidade.

Os dentes preparados foram posicionados nessa matriz com a face vestibular situada acima da altura da borda da matriz e paralela ao plano horizontal e a face lingual apoiada na sua base. A seguir, resina acrílica incolor de rápida polimerização (Clássico- Artigos Odontológicos Ltda) foi vertida na fase fluida até o completo preenchimento da matriz tomando-se o cuidado para que a superfície de esmalte não fosse coberta pela resina, para não comprometer a posterior realização dos procedimentos adesivos nos corpos-de-prova destinados à avaliação da resistência adesiva em esmalte. Ainda durante a fase plástica da resina, todo o conjunto foi imerso em água, para minimizar a elevação de temperatura resultante da exotermia da reação de polimerização. Após a polimerização da resina, o dente embutido foi removido da matriz e o desgaste da face lingual do corpo-de-prova foi realizado até o aparecimento da cera da câmara pulpar que foi então removida. (Figura 2d). Essa abertura da câmara pulpar foi utilizada como acesso para a ponta ativa do espessímetro durante a mensuração e padronização da espessura de dentina, para os corpos-de-prova destinados à avaliação da resistência adesiva em dentina.

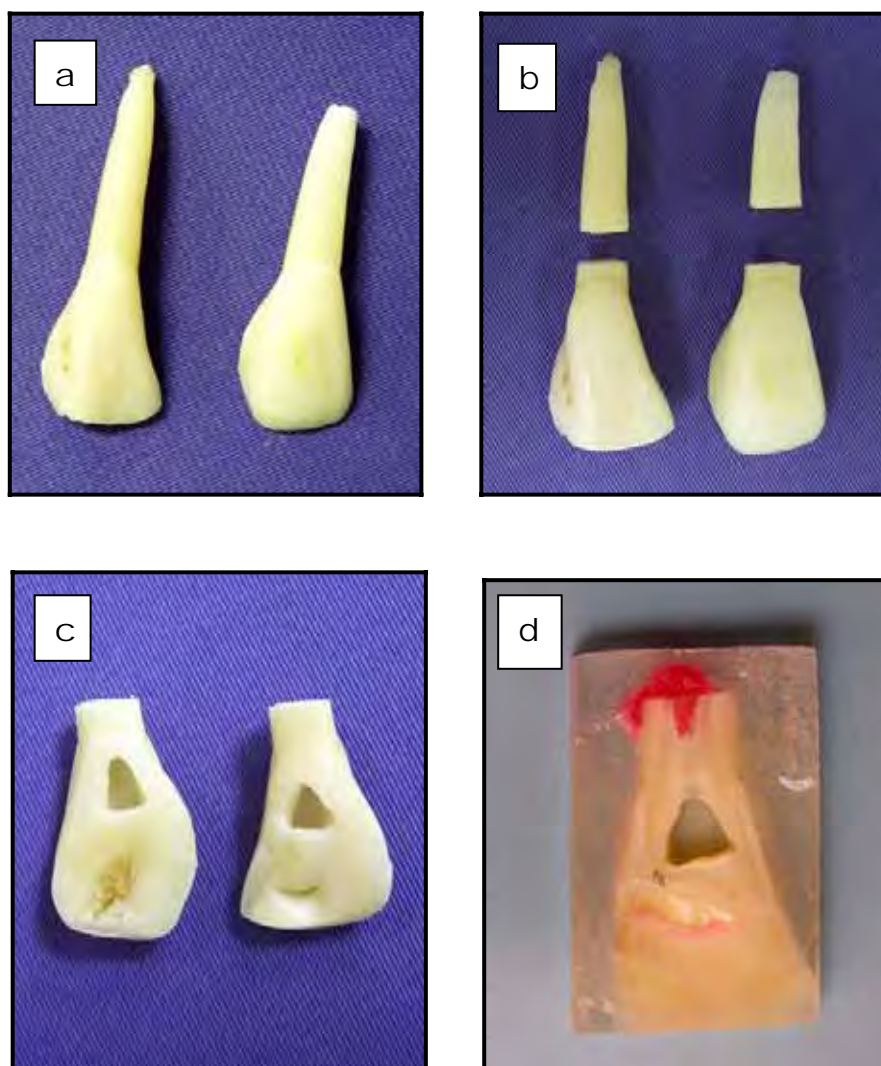


FIGURA 2- a) Dente bovino; b) Dente bovino com as raízes seccionadas; c) Abertura na região do cíngulo; d) Dente embutido com a abertura lingual.

4.2 Preparo dos corpos-de-prova

4.2.1 Espécimes para testes em esmalte

A superfície do esmalte dos espécimes foi aplainada utilizando discos de lixas d'água (3M do Brasil) de granulações 400 e 600, montados em politriz (*Struers DP10* - Panambra), sempre em presença de

água, mantendo-se uma pressão uniforme e constante, para a obtenção de uma superfície lisa e plana de esmalte de aproximadamente 3mm de diâmetro (Figura 3a).

4.2.2 Espécimes para testes em dentina

O esmalte do dente no terço médio vestibular foi desgastado em recortador de gesso com lixa nº 80 de carbeto de silício sob refrigeração com água, até a exposição da dentina (Figura 3b). Após a exposição da dentina foi realizada a medida desta espessura com auxílio de um espessímetro (Bioart Produtos Odontológicos), sendo esta a medida inicial (Figura 3c) e o desgaste foi monitorado até que a metade da medida inicial fosse obtida; esse desgaste foi realizado em politriz (DP10 – Panambra) com lixas d'água de granulação 320, 400 e 600, por 15s sob pressão constante com objetivo de obter uma *smear layer* uniforme. Foi utilizada a dentina média do incisivo bovino porque é a que mais se assemelha à dentina humana.³²

Após a limpeza dos resíduos das superfícies dentinárias com água da seringa tríplice, os espécimes foram secos com papel absorvente. A superfície dentinária exposta foi delimitada com uma fita adesiva seladora (3M) perfurada com diâmetro de 3mm (Figura 3D).

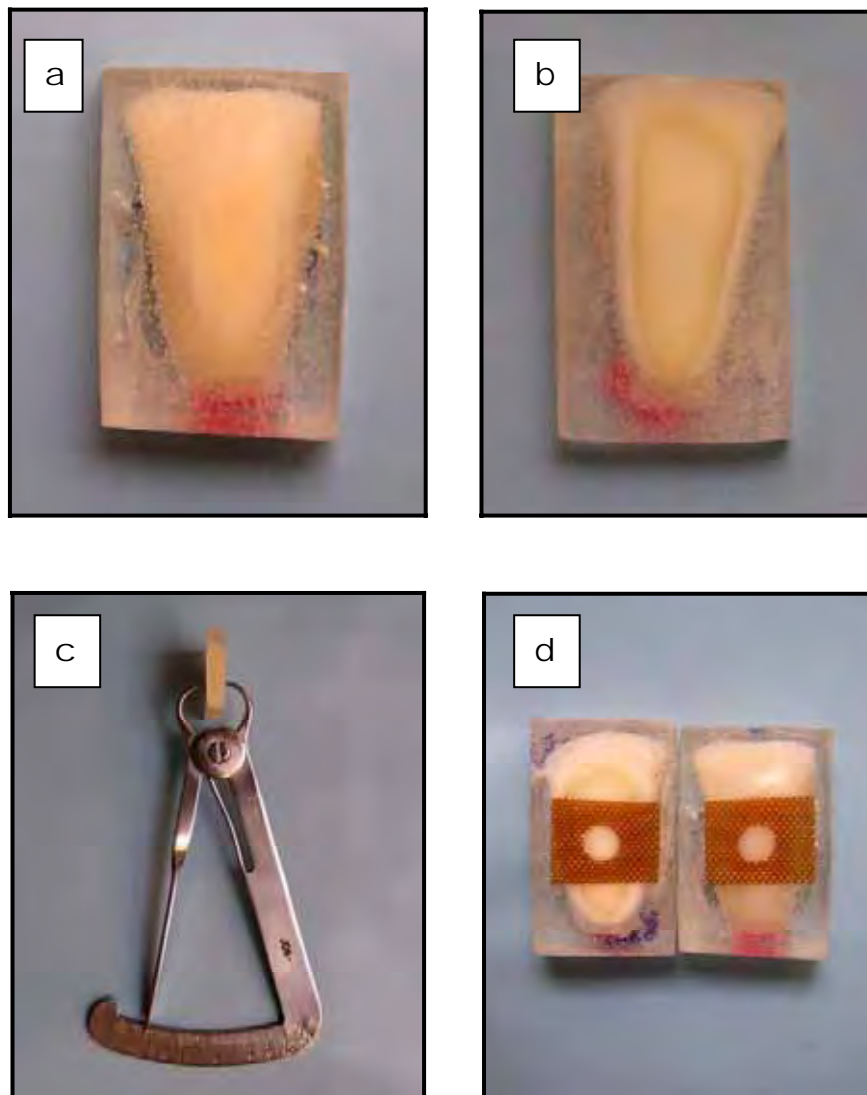


FIGURA 3- a) Desgaste do esmalte; b) Exposição da dentina; c) Medição da espessura de dentina remanescente; d) Fita seladora delimitando a área de teste.

4.3 Divisão dos grupos

Dos 120 corpos-de-prova, a metade (60) foi preparada para testes com adesivo autocondicionante e os demais (60), para testes com adesivo convencional. Em cada substrato, a adesão foi testada sob quatro condições experimentais, com 15 espécimes cada uma; totalizando oito grupos.

De acordo com o sistema adesivo, tratamento e substrato avaliado, foram realizados os passos descritos a seguir:

a) Grupo 1: AF/ esmalte

Compreende os espécimes que receberam aplicação do sistema adesivo autocondicionante Xeno III em esmalte por 20s, conforme especificação do fabricante, de forma passiva, seguido de jato de ar suave e fotopolimerização por 10s.

b) Grupo 2: AF/ dentina

Compreende os espécimes que receberam aplicação do sistema adesivo autocondicionante Xeno III em dentina por 20s, conforme especificação do fabricante, de forma passiva, seguido de jato de ar suave e fotopolimerização por 10s.

c) Grupo 3: AL/ esmalte

Compreende os espécimes que receberam aplicação do sistema adesivo autocondicionante Xeno III em esmalte, seguido da aplicação do laser Nd:YAG por 60s ($dE= 46,6J/cm^2$, varredura, não contato) e fotopolimerização por 10s.

d) Grupo 4: AL/ dentina

Compreende os espécimes que receberam aplicação do sistema adesivo autocondicionante Xeno III em dentina, seguido da aplicação do laser Nd:YAG por 60s ($dE= 46,6J/cm^2$, varredura, não contato) e fotopolimerização por 10s.

e) Grupo 5: CF/ esmalte

Compreende os espécimes que receberam condicionamento com ácido fosfórico a 37% por 15s em esmalte, seguido de lavagem com jato de água por 20s e secagem com jato de ar. Com pincel do tipo *microbrush* (Microbrush Corp.), foram aplicadas duas camadas consecutivas do adesivo convencional Single Bond 2 sobre o esmalte condicionado, de forma ativa, agitando o pincel na superfície por 15s, seguido de secagem para evaporar o solvente e fotopolimerização por 10s.

f) Grupo 6: CF/ dentina

Compreende os espécimes que receberam condicionamento com ácido fosfórico a 37% por 15s em dentina, seguido de lavagem com jato de água por 20s e remoção do excesso de água com papel filtro, mantendo a superfície dentinária úmida. Com pincel do tipo *microbrush* (Microbrush Corp.), foram aplicadas duas camadas consecutivas do adesivo convencional Single Bond 2 sobre a dentina condicionada, de forma ativa, agitando o pincel na superfície por 15s, seguido de secagem para evaporar o solvente e fotopolimerização por 10s.

g) Grupo 7: CL/ esmalte

Compreende os espécimes que receberam o condicionamento ácido e adesivo convencional Single Bond 2 em esmalte conforme o grupo 5, seguido da aplicação do laser Nd:YAG por 60s ($dE=46,6J/cm^2$, varredura, não contato) e fotopolimerização por 10s.

h) Grupo 8: CL/dentina

Compreende os espécimes que receberam o condicionamento ácido e adesivo convencional Single Bond 2 em dentina conforme o grupo 6, seguido da aplicação do laser Nd:YAG por 60s ($dE=46,6J/cm^2$, varredura, não contato) e fotopolimerização por 10s.

4.4 Inserção e polimerização da resina composta

A padronização da área de teste e volume da resina composta foi obtida utilizando-se uma matriz bipartida com 4mm de espessura e uma perfuração central de 3mm (Figura 4a), que coincidia com a perfuração da fita adesiva seladora sobre a superfície (esmalte ou dentina) tratada segundo a condição experimental à qual pertencia.

A resina foi inserida com espátula de aço, em três incrementos de aproximadamente 1,5mm de espessura e cada incremento foi fotopolimerizado por 20s.

A matriz foi removida e obteve-se um cilindro de resina composta de 3mm de diâmetro e 4mm de altura aderido à superfície do dente. Este cilindro recebeu uma fotopolimerização adicional por mais 60s a fim de suprir uma eventual falha na fotopolimerização previamente realizada com a matriz em posição (Figura 4b).

Os corpos-de-prova foram identificados, e armazenados em água destilada em estufa bacteriológica a 37°C por 48 h. Após esse período foram submetidos ao teste de cisalhamento.

4.5 Teste de resistência ao cisalhamento

Os testes de resistência adesiva foram realizados em uma máquina de ensaios universal (EMIC), com célula de carga de 100 kgf. A força de cisalhamento foi aplicada próxima à interface adesiva à velocidade de 0,5mm/min, até o rompimento da união adesiva, ou seja, da interface entre esmalte/dentina e resina composta (Figura 4c e 4d). Os valores de resistência adesiva foram expressos em MPa.

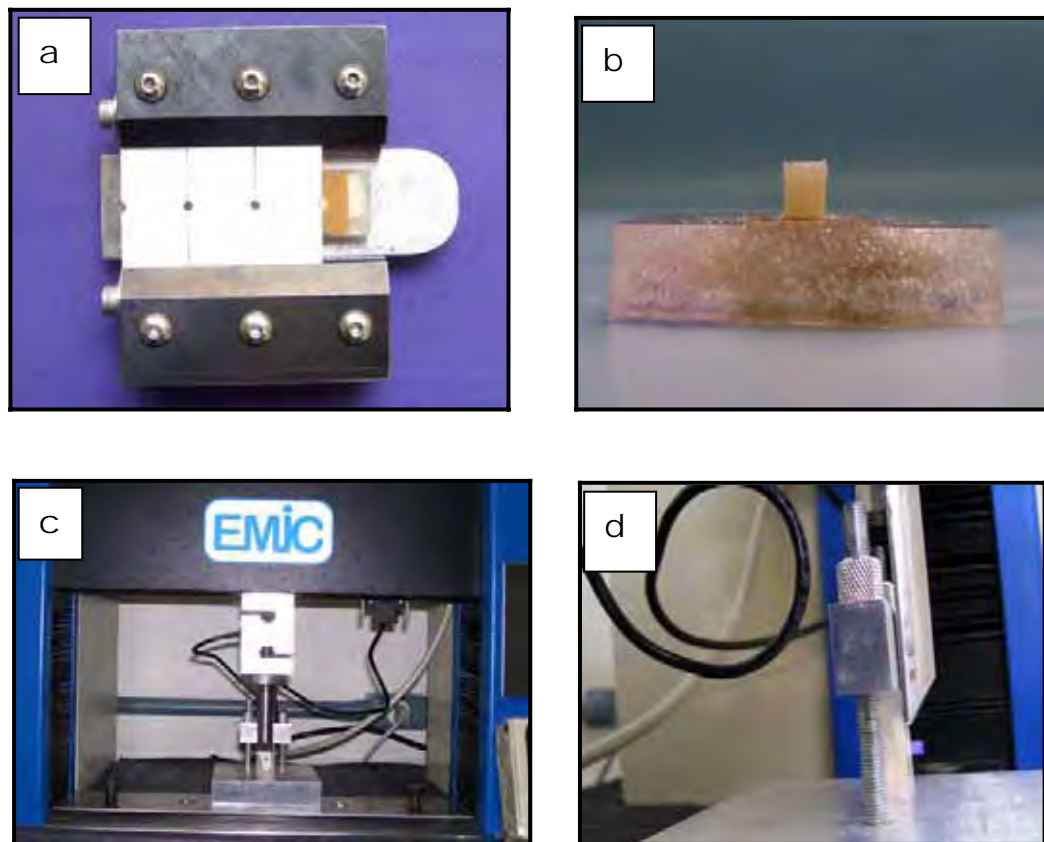


FIGURA 4- a) Matriz bipartida de teflon; b) Cilindro de resina composta;
c) Máquina de ensaio; d) Corpo-de-prova posicionado para o ensaio.

4.6 Planejamento estatístico (delineamento experimental).

Com o objetivo de analisar a influência do adesivo (autocondicionante ou convencional), da indicação do tratamento (fabricante ou laser) e do tecido ou substrato (esmalte ou dentina) na resistência adesiva foi delineado um experimento que segue um esquema fatorial (2x2x2), totalizando oito condições experimentais sob 15 repetições.

Nesse estudo, cuja unidade experimental é o dente bovino, são considerados três variáveis independentes (ou experimentais): tipo de adesivo, tratamento e tecido. O primeiro fator, relativo ao tipo de adesivo, apresenta dois tipos de categoria ou níveis que são os diferentes materiais utilizados: Xeno III e Single Bond 2. O segundo fator, relativo à indicação de tratamento, apresenta dois níveis: aplicação seguindo as instruções do fabricante e aplicação do adesivo seguido da aplicação do laser Nd:YAG e fotopolimerização do adesivo aplicado. O terceiro fator, relativo ao tecido testado, dois níveis: esmalte ou dentina.

A variável dependente (ou resposta) foi a resistência adesiva, medida operacionalmente por meio do teste de resistência ao cisalhamento (MPa).

4.7 Análise dos dados

Obtiveram-se 120 dados que foram submetidos à análise estatística por meio dos programas computacionais: STATISTIX for Windows (Analytical Software, Inc., versão 8.0, 2003), MINITAB (Minitab, version 14.12, 2004) e Prism (GraphPad, version 4.0, 2006).

A estatística descritiva consistiu no cálculo de médias e desvio padrão.

A estatística inferencial consistiu nos testes: análise de variância e teste de comparação múltipla de Tukey.

O estudo do efeito interação foi conduzido por meio do gráfico de médias.

O nível de significância escolhido foi o valor convencional de 5%.

5 RESULTADOS

Os dados obtidos nas condições experimentais estão apresentados na Tabela 1. Nela podemos observar os valores de resistência adesiva em MPa de cada um dos 15 espécimes de cada um dos oito grupos.

Tabela 1- Dados de resistência adesiva ao cisalhamento (MPa) referente às condições experimentais.

Corpos de Prova	Autocondicionante				Convencional			
	Esmalte		Dentina		Esmalte		Dentina	
	Fabricante	Laser	Fabricante	Laser	Fabricante	Laser	Fabricante	Laser
1	13,09	25,15	8,37	25,29	24,25	13,60	5,45	10,92
2	11,17	23,61	20,56	29,35	25,64	28,03	5,52	18,24
3	12,13	22,39	12,62	24,58	27,39	28,92	5,74	11,43
4	22,81	21,16	5,53	18,46	22,94	23,40	13,88	18,41
5	27,28	24,89	7,46	11,84	21,20	22,24	15,59	16,73
6	18,37	20,83	4,17	18,94	14,75	28,60	14,42	20,41
7	18,09	25,65	3,27	14,46	21,05	20,02	17,93	20,78
8	22,31	13,25	19,66	23,86	17,38	15,60	15,50	14,02
9	29,19	27,70	12,03	25,25	20,21	20,61	15,64	16,54
10	19,91	29,60	19,27	13,37	28,97	26,81	5,24	11,64
11	18,54	18,32	20,72	35,43	19,00	25,23	2,97	19,73
12	26,04	29,96	27,20	27,83	18,54	15,41	3,17	12,15
13	25,75	29,90	23,09	17,77	14,85	18,34	18,68	18,55
15	23,44	16,87	10,77	22,12	22,99	26,37	15,52	11,76
15	16,24	24,94	17,41	24,97	14,33	18,35	14,11	18,39

A estatística descritiva dos oito grupos é apresentada na Tabela 2, mostrada a seguir, na qual é possível observar a média de resistência adesiva de cada um dos oito grupos bem como seus valores de desvio-padrão.

Tabela 2- Média e desvio padrão dos dados de cisalhamento (valores em MPa) obtidos para as oito condições experimentais.

Grupos	N	Média	DP
AF/ esmalte	15	20,29	5,61
AF/ dentina	15	14,14	7,51
AL/ esmalte	15	23,61	4,92
AL/ dentina	15	22,23	6,45
CF/ esmalte	15	20,90	4,55
CF/ dentina	15	11,29	5,77
CL/ esmalte	15	22,10	5,14
CL/ dentina	15	15,98	3,61

A figura a seguir mostra a distribuição dos valores médios de resistência adesiva.

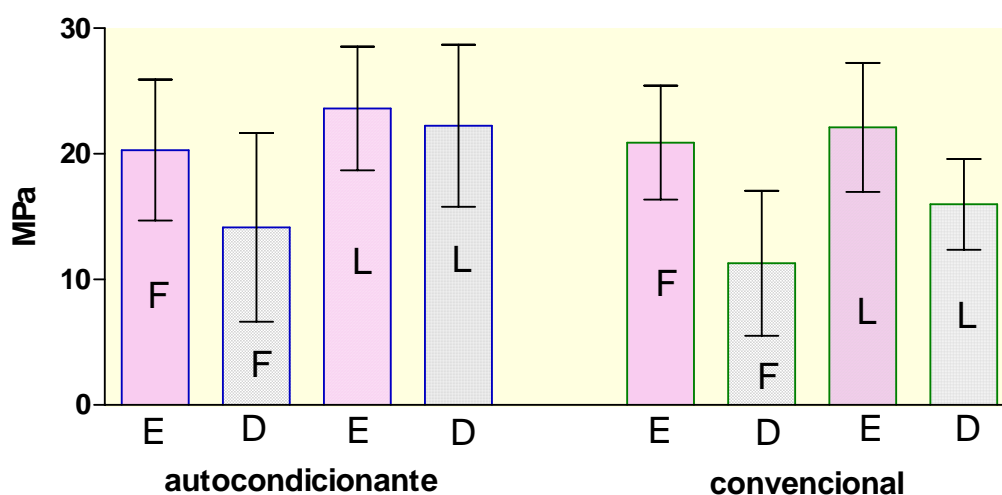


Figura 5- Gráfico de colunas (média e desvio-padrão) dos valores de resistência adesiva.

A próxima figura ilustra os valores médio de resistência adesiva obtidos, segundo as condições experimentais.

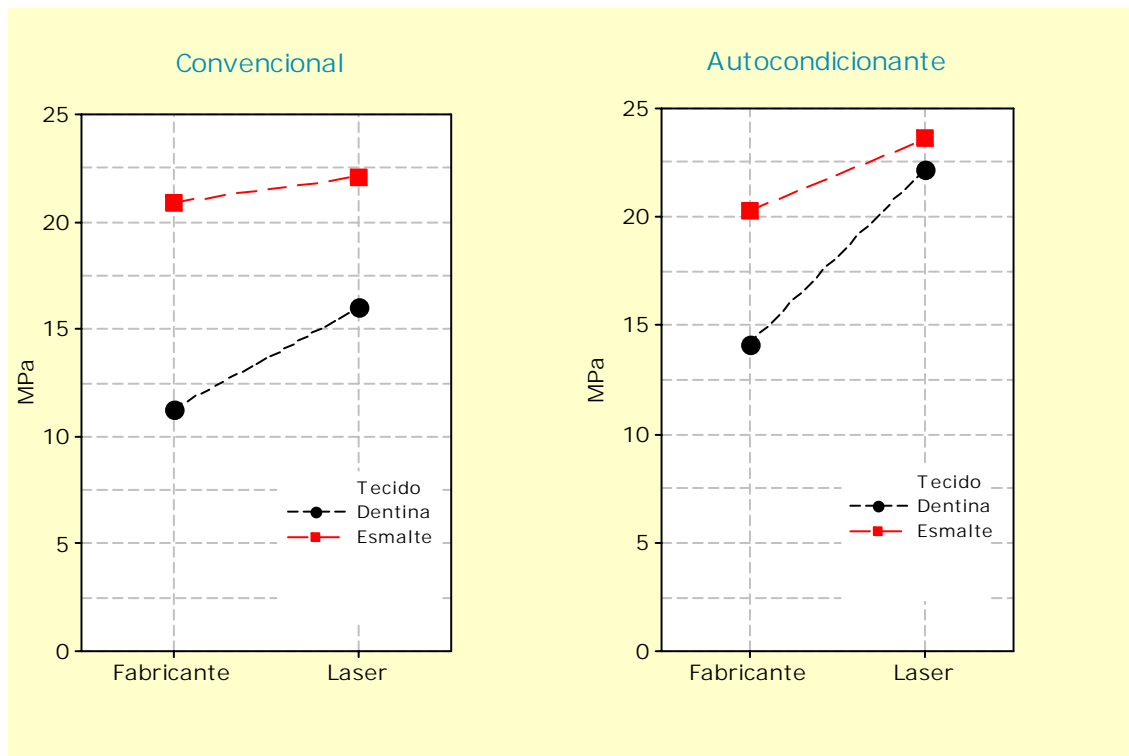


Figura 6- Gráfico dos valores médios de resistência adesiva obtidos em 15 dentes bovinos considerando separadamente os tipos de adesivo utilizado.

Na figura seguinte estão representados os valores médios de resistência adesiva, tipo de tratamento e substrato testado nas oito condições experimentais.

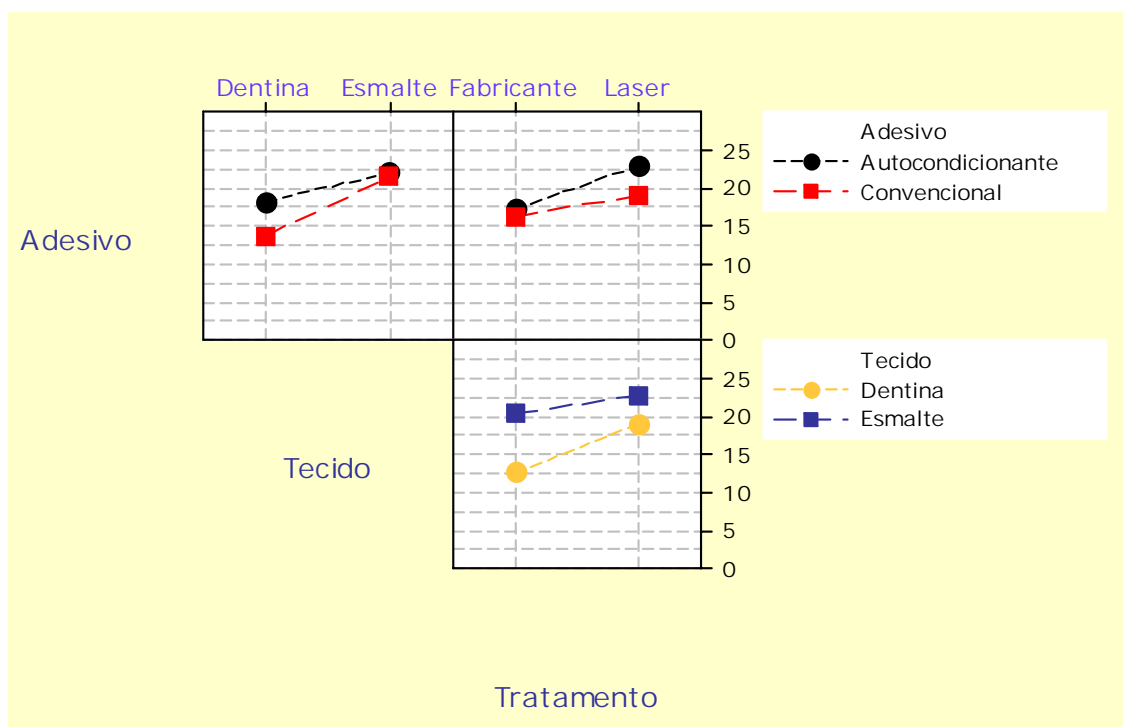


Figura 7- Gráfico dos valores médios de resistência adesiva obtidos em 15 dentes bovinos, segundo as condições experimentais estabelecidas pelas três variáveis em estudo: Adesivo, Indicação do Tratamento e Tecido.

Aplicando-se o teste de variância para as condições experimentais, conseguiu-se a tabela 3.

Tabela 3- ANOVA para os dados de cisalhamento (MPa) obtidos.

Fonte de variação	gl	SQ	QM	F	P
Adesivo	1	187,88	187,88	6,08	0,0152*
Tecido	1	1014,37	1014,37	32,84	0,0000*
Tratamento	1	561,73	561,73	18,18	0,0000*
Adesivo vs Tecido	1	126,14	126,14	4,08	0,0457*
Adesivo vs Tratamento	1	57,23	57,23	1,85	0,1762
Tecido vs Tratamento	1	127,78	127,78	4,14	0,0443*
Adesivo vs Tecido vs Tratamento	1	3,08	3,08	0,10	0,7527

* Grupos estatisticamente significante ($p \leq 0,05$)

A comparação entre as oito condições experimentais (oito médias entre si) pelo teste de comparação múltipla de Tukey está apresentada na tabela 4.

Tabela 4 – Teste de Tukey para as oito condições experimentais.

Adesivo	Tecido	Tratamento	Média	Grupos Homogêneos
Autocondicionante	Esmalte	Fabricante	20,291	ABC
Autocondicionante	Dentina	Fabricante	14,142	CD
Autocondicionante	Esmalte	laser	23,615	A
Autocondicionante	Dentina	laser	22,235	AB
Convencional	Esmalte	Fabricante	20,899	AB
Convencional	Dentina	Fabricante	11,291	D
Convencional	Esmalte	laser	22,102	AB
Convencional	Dentina	laser	15,980	BCD

Letras iguais indicam grupos homogêneos entre si.

6 DISCUSSÃO

Com os avanços da Odontologia Estética Adesiva, os sistemas de adesão à estrutura dental vêm ganhando destaque entre os trabalhos científicos por evitar o desgaste de estrutura dental sadia para reter as restaurações. Assim, pesquisas têm sido conduzidas a fim de se obter soluções cada vez mais simples e com maior resistência adesiva.

6.1 Da metodologia

Estudos *in vivo* continuam a ser imprescindíveis para se estabelecer a eficácia e confiabilidade dos sistemas adesivos, entretanto estes estudos consomem muito tempo e geram maiores custos, criando uma defasagem entre as pesquisas atuais e os materiais desenvolvidos. Sendo assim, os experimentos laboratoriais de resistência adesiva são de grande importância para se testar e qualificar materiais, pois estes são capazes de fornecer previsões do desempenho potencial dos sistemas adesivos que serão, posteriormente, avaliados clinicamente.^{6, 20, 31, 38, 63, 85, 94, 96, 111}

Porém, autores como Retief et al⁷⁸., em 1990 e Oilo⁶³, em 1993, apontaram para a necessidade da padronização e cuidados com as variáveis, tais como o substrato, tempo de estocagem, profundidade da dentina e métodos de teste, para que se possam obter resultados mais confiáveis, possibilitar a comparação fiel entre os diferentes estudos ou transpor os seus resultados para prever o comportamento destes materiais quando aplicados clinicamente. Valendo-se dessas considerações, neste estudo de resistência adesiva, optamos por

padronizar as variáveis justificando nossa metodologia através da citação de diversos artigos presentes na literatura.

Neste estudo optou-se por estocar os espécimes congelados em água destilada, o que segundo Tonami et al¹⁰¹ e Titley et al⁹⁹ é o melhor método para o armazenamento de dentes destinados à análise de adesão, porque assim, o colágeno dentinário é mantido mais próximo das condições *in vivo*.

O substrato de eleição deste estudo foi o incisivo de bovinos que têm sido amplamente utilizados por pesquisadores em substituição aos dentes humanos para análise de materiais odontológicos devido à disponibilidade desse substrato, à dificuldade para obtenção de dentes humanos hígidos, assim como sua padronização. Os dentes bovinos são de fácil obtenção, permitem uma adequada padronização da idade das amostras além de disponibilizar uma área de teste maior devido as suas características anatômicas.^{3, 19, 26, 39, 56, 58, 60, 71, 75, 83, 87, 95, 98, 99, 103}

Na literatura, vários trabalhos foram encontrados comparando resultados de adesão entre o substrato bovino e o humano, porém, poucos são os que oferecem respostas às diferenças ou às semelhanças observadas. Frente aos testes de resistência adesiva, alguns autores verificaram pequenas diferenças entre os resultados obtidos comparando dentes humanos e bovinos, validando, então, o uso de dentes bovinos em testes de adesão, desde que guardadas as relações entre eles e principalmente realizando uma padronização adequada e minuciosa.^{48, 61, 77, 86, 87, 90, 91}

Perdigão et al⁷⁰., observaram que o uso de incisivos bovinos em estudos de adesão enfrenta a limitação de manter uma proximidade da superfície de adesão com a parede pulpar, quando a superfície de dentina é desgastada para produzir a área de testes. O mesmo não ocorre com o uso de dentina coronária de molares humanos que, por sua maior espessura e maior distância da polpa, permite obtenção de área suficiente para o teste.

A crescente dificuldade para obtenção de dentes humanos devido aos conceitos seguidos na atualidade de preservação e conservação dos dentes, bem como devido à longevidade da dentição diretamente relacionada às novas técnicas e materiais restauradores e, ainda, à bioética que assegura ao ser humano o respeito e preservação de seus órgãos, por todos estes motivos, neste estudo optou-se pela utilização de dentes bovinos.

A adesão de materiais restauradores ao esmalte já é um procedimento consagrado na Odontologia, porém, a adesão à dentina representa, ainda, um desafio, devido à sua complexidade estrutural⁹⁴. Essa dificuldade em promover uma adesão mais satisfatória à dentina também foi observada neste estudo, onde os valores de resistência adesiva em dentina foram menores do que os valores em esmalte, para ambos os adesivos testados, independentemente do tipo de tratamento dado (uso ou não de laser).

No entanto, as avaliações em esmalte voltam a tomar grande relevância nas pesquisas, na medida em que se alteram os mecanismos de ação dos sistemas adesivos. Assim, o comportamento dos novos sistemas adesivos autocondicionantes necessita ser avaliado e comparado ao comportamento dos sistemas convencionais²⁹, já que resultados iniciais mostram decréscimo da resistência adesiva em esmalte quando são utilizados os sistemas autocondicionantes.

Nossos resultados, no entanto, mostram superioridade do adesivo autocondicionante tanto em esmalte, quanto em dentina.

A dentina, diferentemente do esmalte, é um tecido que contém uma proporção maior de água e material orgânico. Além disso, contém túbulos dentinários desde o limite amelodentinário até a polpa, com diferentes proporções de dentina peritubular e intertubular.^{28, 59, 66, 94}

O meio de estocagem também é um fator de grande importância nas pesquisas de adesão. Há uma grande variedade de

trabalhos que se valeram de diferentes soluções para estocagem. Neste estudo optou-se pelo congelamento em água destilada a -18°C , que também é utilizado por muitos autores.^{4, 31, 32, 108} O período de armazenamento foi de no máximo quatro semanas, conforme sugerido por Tonami et al.¹⁰¹, em 1996, Gonçalves³¹, em 1997, Gonçalves et al.³², em 1999 ; Anido³, em 2001 e Ribeiro⁸¹, em 2005, para conservação do colágeno o mais próximo possível da condição *in vivo*, evitando sua fixação ou desnaturação.

A resistência de união de sistemas adesivos à dentina é fortemente influenciada pela localização e profundidade da dentina. Como já sabido, os padrões de densidade, orientação e diâmetro dos túbulos variam conforme a profundidade da mesma.²⁸ Então, para este estudo, foi padronizada a utilização da dentina média bovina, obtida com o desgaste monitorado dos espécimes em lixas d'água até que se obtivesse a metade do valor medido inicialmente com auxílio de um espessímetro, que segundo Anido³ e Gonçalves et al.²⁹ corresponde à porção dentinária que mais se assemelha à dentina humana.

A fim de facilitar a execução dos procedimentos adesivos e posterior posicionamento na máquina de ensaio mecânico, os espécimes foram embutidos em resina acrílica, o que, segundo Takemori et al.⁹⁶, não afeta o resultado do teste.

O sistema adesivo convencional empregado neste estudo foi o *Single Bond 2* (3M ESPE), por ser um produto amplamente estudado. Este sistema preconiza anteriormente à sua aplicação, um condicionamento com ácido fosfórico a 37%. Este condicionamento remove a *smear layer* a qual apresenta baixos valores de resistência coesiva, prejudicando a adesão.^{65, 66, 105} Com a remoção dessa camada de esfregaço, ocorre a interpenetração do monômero resinoso, presente no *primer* e no adesivo ou *bond*, através da rede de colágeno, formando, então, a camada híbrida que foi descrita por Nakabayashi et al.⁶⁰, em 1982.

Após o condicionamento ácido houve o cuidado com o não ressecamento da dentina, por meio da secagem com papel absorvente e não com o jato de ar. Em estudos laboratoriais este procedimento torna-se fundamental, pois não há reidratação da dentina pelo fluxo de fluido dentinário, a manutenção de uma dentina úmida impede o colapso das fibras colágenas durante a secagem o que quando ocorre dificulta a interpenetração do monômero resinoso na malha de fibras colágenas e leva a uma interferência nos valores de resistência adesiva.

Quanto ao uso do laser de Nd:YAG, estudos têm mostrado as possibilidades de se melhorar a resistência adesiva na interface dente/restauração com a utilização desta tecnologia.^{14, 18, 30, 31, 32, 34, 40, 45, 50, 74, 76, 81} Porém a literatura revela resultados ainda controversos, devido, principalmente, à dificuldade de padronização dos parâmetros utilizados em cada tecido e de acordo com cada finalidade. Portanto, os efeitos produzidos pelos lasers dependem da intensidade de energia e da dose aplicada,^{31, 32, 50} e portanto, pesquisas devem ser intensificadas para contribuir para o estabelecimento de parâmetros seguros e eficazes. O laser de Nd:YAG apresenta comprimento de onda de 1,064µm, que é absorvido pelos tecidos dentais duros.

A energia de 140mJ para o laser de Nd:YAG utilizada neste estudo, seguiu orientações de estudos prévios realizados por Ribeiro et al.⁸¹, que conseguiu os melhores resultados de redução da microinfiltração marginal com esse parâmetro, também aliado à técnica introduzida por Gonçalves et al.^{31, 32} de aplicação do laser de Nd:YAG após o sistema adesivo.

No presente estudo, foi realizado o ensaio mecânico de resistência ao cisalhamento que vem sendo aplicado por inúmeros pesquisadores, e seus resultados podem contribuir para a avaliação comparativa da resistência adesiva.^{3, 26, 30, 32, 63, 74, 106}

6.2 Dos resultados

O objetivo deste estudo foi avaliar a resistência adesiva de dois sistemas adesivos em esmalte e dentina de dentes bovinos e a influência da associação ao laser de Nd:YAG.

Foram avaliadas oito condições experimentais. São elas: tipo de sistema adesivo (autocondicionante ou convencional), substrato (esmalte ou dentina) e o tipo de tratamento dado (fabricante ou associação ao laser Nd:YAG). Sendo assim, este experimento seguiu um esquema fatorial do tipo 2x2x2.

Ao aplicar-se o teste de ANOVA para estudar a influência das variáveis, verificou-se que a interação das variáveis adesivo e tecido, tecido e tratamento foram estatisticamente significantes, o mesmo ocorreu ao estudarmos as variáveis isoladamente; porém as interações adesivo e tratamento, adesivo e tecido e tratamento não apresentaram significância estatística.

O esmalte é um tecido eminentemente mineral (hidroxiapatita) com uma pequena porcentagem de material orgânico e água. Tal característica faz do esmalte um tecido favorável ao condicionamento ácido, o que promove valores mais elevados de resistência adesiva.^{32, 2} Nosso estudo comprovou essa superioridade do esmalte em comparação com a dentina para os valores de resistência adesiva, conforme tabelas 1 e 2.

No entanto, muitos trabalhos na literatura relatam a menor efetividade do sistema autocondicionante em esmalte. Isto se deve à concentração mais baixa do ácido^{57, 82, 102}. Porém, nosso estudo mostrou uma superioridade do sistema adesivo autocondicionante Xenolll sobre o convencional Single Bond 2 em esmalte. Tal resultado pode representar uma melhora na tecnologia dos atuais sistemas autocondicionantes em relação aos primeiros lançados no mercado.

A penetração dos monômeros resinosos na estrutura dental tem sido aceita como o principal mecanismo de união entre ela e a restauração, porém, a infiltração uniforme dos monômeros hidrofílicos em toda a dentina raramente é um padrão encontrado.^{65, 68, 105} A permeabilidade do tecido dentinário permite a infiltração dos componentes adesivos; assim, a durabilidade da união entre a estrutura dental e a resina composta depende da boa penetração dos monômeros adesivos nos espaços criados pelo condicionamento ácido, além da interação destes com a rede de fibras colágenas, criando uma extensa área de microembarcamento, onde a polimerização dos componentes resinosos forma a camada híbrida⁹³. No caso do sistema adesivo autocondicionante utilizado (Xeno III), existe uma forma do ácido fosfórico presente no líquido do frasco B (Pyro-EMA), podendo assim, de certa forma, aplicar-se o mesmo raciocínio.

Sabe-se que a *smear layer* diminui a energia de superfície, reduzindo a reatividade do substrato dentinário aos sistemas de adesão, acarretando em valores mais baixos de resistência adesiva.^{6, 27, 68} Assim, sua ausência deve proporcionar um substrato fisicamente resistente e quimicamente favorável às manobras adesivas. Deste modo, o condicionamento ácido descrito primeiramente por Buonocore⁹ em 1955, deve preceder o procedimento de adesão, para remoção da *smear layer* e exposição das fibras colágenas da matriz dentinária,^{68, 93} não se esquecendo de que neste estudo o condicionamento com ácido fosfórico é válido somente para os grupos que utilizaram o adesivo convencional (*Single Bond 2*).

A dentina exibiu menores valores de resistência adesiva que o esmalte, concordando com a grande maioria dos trabalhos consultados.

Em associação aos diferentes sistemas empregados, os melhores resultados também foram obtidos com os sistemas autocondicionantes em dentina.

A associação ao laser de Nd:YAG aumentou os valores de resistência adesiva em todos os grupos estudados como se pode observar pela Figura 5 e pelas Tabelas 2 e 4.

A aplicação do adesivo autocondicionante em esmalte associado ao laser mostrou os maiores valores de resistência adesiva, e a Figura 6 também mostra que mesmo sendo usado sem a aplicação do laser, mostrou valores também altos de resistência adesiva.

A análise dos valores médios descritos nas Tabelas 1 e 4, bem como da Figura 6 mostra que a associação ao laser Nd:YAG aumentou muito os valores de resistência adesiva também em dentina, apesar da dificuldade em se conseguir uma boa adesão neste tecido tão complexo.

O emprego do laser Nd:YAG sobre o sistema adesivo fotopolimerizado, como tratamento da superfície dentinária, é mostrado em inúmeras pesquisas como capaz de promover a fusão e recristalização da superfície dentinária, obliterando alguns túbulos dentinários, dependendo da densidade de energia utilizada.^{15, 41, 62, 110} Estas alterações na morfologia do substrato dental ocorrem devido à diminuição da porcentagem de cálcio e fósforo da estrutura dentinária, causando mudanças na composição orgânica da hidroxiapatita que resulta na recristalização da mesma, levando a baixos resultados de resistência adesiva.^{41, 53, 88}

Assim, Gonçalves³², em 1997, propôs a sua irradiação sobre a dentina já impregnada pelo sistema adesivo, porém antes da sua fotopolimerização. Dessa forma, estaria promovendo a formação de uma nova camada de tecido dentinário e sistema adesivo fusionados pela ação do laser, ou seja, um substrato mecanicamente embricado e quimicamente afim de adesão. A formação deste novo substrato explica porque neste estudo todos os grupos onde o laser foi aplicado houve uma melhora substancial na resistência adesiva, concordando com o estudo de Matos et al^{51, 52} que avaliaram a irradiação pelo laser Nd:YAG antes e

após a aplicação do sistema adesivo e concluíram que resultados de adesão mais favoráveis foram observados quando do emprego do laser após a aplicação do sistema de adesão ao substrato dental.

Ferreira et al²⁵., em 2004, encontraram uma influência negativa da irradiação com o laser Nd:YAG. Esta diferença provavelmente ocorreu porque, no seu estudo, o laser foi aplicado após a fotopolimerização do sistema adesivo, enquanto que nesta pesquisa foi utilizado o laser Nd:YAG primeiro para só então fotopolimerizar o adesivo.

A comparação com a literatura com relação ao adesivo Xeno III fica comprometida, pois apesar de sua inclusão no mercado, não foram encontrados trabalhos e resultados com este sistema. Assim, a contribuição deste estudo torna-se bastante relevante, principalmente por mostrar que este adesivo teve excelente comportamento tanto em esmalte quanto em dentina, associado ou não ao laser Nd:YAG, superando o adesivo convencional *Single Bond 2*.

No entanto, mais pesquisas são necessárias, sobretudo clínicas para comparação com novos resultados.

7 CONCLUSÃO

Os resultados deste trabalho mostram que:

a) o sistema adesivo autocondicionante teve comportamento superior ao sistema adesivo convencional com relação à resistência adesiva;

b) o esmalte foi o substrato que apresentou os maiores valores de resistência adesiva;

c) o laser de Nd:YAG aumentou a resistência adesiva para todas as condições experimentais em que foi empregado.

8 REFERÊNCIAS *

1. Abate PF, Polack M, Stefanoni JI, Macchi RL. Shear bond strength of adhesive composite systems to human dentin. *Acta Odontol Latinoam*. 1996, 9(1):21-6.
2. Anido AA. Dentina humana e bovina estudo da profundidade de desmineralização e da espessura da hibridização empregando-se sistema adesivo convencional ou autocondicionante: análise em MEV [tese]. São José dos Campos: Faculdade de odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista; 2005.
3. Anido AA. Dentina humana e bovina, estudo comparativo da resistência adesiva em três diferentes profundidades: teste de cisalhamento [dissertação]. São José dos Campos: Faculdade de odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista; 2001.

* Baseado em:

Internacional Comité of Medical Journal Editors. Bibliographic Services Division. Uniform requirements for manuscripts submitted to biomedical journals: simple referentes [homepage na Internet]. Bethesda: US Nacional Library; c2003 [disponibilidade em 2006 fev; citado em 20 mar.]. Disponível em : http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

4. Araújo RM, Eduardo CP, Duarte Júnior SLL, Araujo MAM, Loffredo LCM. Microleakage and nanoleakage: influence of laser in cavity preparation and dentin pretreatment. *J Clin Laser Med Surg.* 2001, 19(6):325-32.
5. Araújo RM. Avaliação da microinfiltração em restaurações de resina composta, influência do laser no preparo cavitário e no pré-tratamento dentinário [tese]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, 2000.
6. Barkmeier WW, Cooley RL. Laboratory evaluation of adhesive systems. *Oper Dent.* 1992, 17(2): 50-61.
7. Buonocore MG, Matsui A, Gwinnett AJ. Penetration of resin dental materials into enamel surfaces with reference to bonding. *Arch Oral Biol.* 1968 Jan, 13(1):61-70.
8. Buonocore MG, Wileman W, Brudevold F. A report on a resin composition capable of bonding to human dentin surfaces. *J Dent Res.* 1956 Dec, 35(6): 846-51.
9. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res.* 1955 Dec, 34(6): 849-53
10. Carvalho RM, Chersoni S, Frankenberger R, Pashley DH, Prati C, Tay FR. A challenge to the conventional wisdom that simultaneous etching and resin infiltration always occurs in self-etch adhesives. *Biomaterials.* 2005 Mar, 26(9): 1035-42.

11. Carvalho RM. Dentin strength as a function of tubule orientation and density. *J Dent Res.* 1999, 78(Sp.Iss.): 284. (Abstract 1428)
12. Carvalho RM . Resin diffusion through demineralized dentin matrix. *Rev Odontol Univ São Paulo.* 1999 out/dez, 13(4): 417-24.
13. Carvalho RM, Yoshiyama M, Pashley EL, Pashley DH. *In vitro* study on the dimensional changes of human dentine after demineralization. *Archs Oral Biol.* 1996, 41(4): 369-77.
14. Ceballos L, Osório R, Toledano M, Marshall GW. Microleakage of composite restorations after acido or Er:YAG laser cavity treatments. *Dent Mater.* 2001, 17: 340-6.
15. Cernavin I. Effects of Three types of lasers on enamel and dentine. *J Dent Res.* 1994, 72: 745.
16. Coelho LGC. Avaliação da resistência adesiva de resina composta em dentina bovina, tratada com hipoclorito de sódio, laser de Er:YAG e Nd:YAG, empregando sistema adesivo convencional e autocondicionante: teste de cisalhamento [tese]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista; 2004.
17. Cooper LF, Myers ML, Nelson DGA, Mowery AS. Shear strength of composite bonded to laser-prepared dentin. *J Prosthet Dent.* 1988 July, 60(1): 45-9.

18. Corona SAM, Menezes M, Borsatto MC, Chimello DT, Pécora JD, Palma-Dibb RG. Influence of Er:YAG laser on tensile bond strength of resin-modified glass-ionomer cements to dentin. *J Oral Laser Applic.* 2003, 3(1): 21-5.
19. Cunha MRB, De Goes MF, Montes MAJR. Comparação da resistência de união de sistema adesivo sobre a dentina aos 10 minutos e 24 horas. *Pesqui Odontol Bras.* 2000; 14 (Supl): 71. Apresentado à 17ª Reunião Anual da Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica, Águas de Lindóia; 2000.
20. Chain MC, Araujo RM, Teixeira LC. Adesivos dentinários: uma nova era na odontologia. *Rev Gaúcha Odontol.* 1994 maio/jun, 42(3): 134-8.
21. Dederich DN, Zakariasen KL, Tulip J. Scanning electron microscopic analysis of canal wall dentin following neodymium Yttrium-Aluminum-Garnet laser irradiation. *J Endod.* 1984 Sep, 10(9): 428-31.
22. Dutra-Corrêa M et al. Estudo micromorfológico comparativo entre dentina bovina e humana ao MEV. *RPG Rev Pos Grad.* 2003, 10(4): 312-6.
23. Eduardo CP et al. Estudo comparativo da resistência à força de cisalhamento da resina composta ao esmalte dental condicionado com ácido fosfórico ou laser Nd:YAG. *Rev Odontol Univ São Paulo.* 1997, 11: 245-8

24. Eliades G, Vougiouklakis G, Palaghias G. Effect of dentin primers on the morphology, molecular composition and collagen conformation of acid-demineralized dentin *in situ*. Dent Mater. 1999, 15:310-7.
25. Ferreira LS et al. Influência do laser de Nd:AYG na resistência adesiva à dentina de diferentes sistemas adesivos. Braz Oral Res. 2004; 18(Supl): 79. Apresentado à 21ª Reunião Anual da Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica, Águas de Lindóia; 2004.
26. Fowler CS, Swartz ML, Moore BK, Rhodes BF. Influence of selected variables on adhesion testing. Dent Mater. 1992 July, 8 (4):265-9.
27. Fusayama T, Nakamura M, Kurosaki N, Iwaku M. Non-pressure adhesion of a new adhesive restoration resin. J Dent Res. 1979 Apr, 58(4): 1364-70.
28. Garberoglio R, Branstrom M. Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. Archs Oral Biol. 1976 June, 21(6): 355-62.
29. Gonçalves M, Corona SAM, Borsatto MC, Silva PCG, Pécora JD. Tensile bond strength of dentin-resinous system interfaces conditioned with Er:YAG laser irradiation. J Clin Laser Med Surg. 2002, 20 (2): 89-93.

30. Gonçalves SEP. Dentina humana e bovina estudo comparativo das propriedades físicas e características da hibridização de sistemas adesivos convencionais e Grander modificados: análise em MEV [tese]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista; 2005.
31. Gonçalves SEP, Araújo MAM, Damião AJ. Dentin bond strength: influence of laser irradiation, acid etching and hypermineralization. *J Clin Laser Med Surg*. 1999, 17(2): 77-85.
32. Gonçalves SEP. Pré-tratamento dentinário: influência do condicionamento ácido, irradiação laser e hipermineralização na resistência ao cisalhamento de sistema adesivo Multi-Usado [tese]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista; 1997.
33. Gonçalves SEP, Araújo MAM, Padilha RQ. Adesivos multi-uso: avaliação da resistência adesiva à dentina ante ao teste de cisalhamento. *Rev Odontol UNESP*. 1996, 25(esp): 113-121
34. Groth EB, Mercer CE, Anderson P. Microtomographic analysis of subsurface enamel and dentin following Er:YAG laser and acid etching. *Eur J Prosthodont Res Dent*. 2001 June, 9(2): 73-9.
35. Gwinnett AJ. A comparison of proximal carious lesions as seen by clinical radiography, contact microradiography and light microscopy. *J Am Dent Assoc*. 1971 Nov, 83(5): 1078-80.

36. Gwinnett AJ, Matsui A. A study of enamel adhesives. The physical relationship between enamel and adhesive. *Arch Oral Biol.* 1967 Dec, 12(12): 1615-20.
37. 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.* 2000 Nov, 16(6): 406-11.
38. Henostroza H. Adhesión en odontología restauradora. Curitiba: Maio; 2003. 454p.
39. Huhtala MFRL, Uemura ES, Penna PP. Resistência ao cisalhamento de dois sistemas adesivos. *Pesqui Odontol Brás.* 2000; 14(Supl): 124. Apresentado à 17ª Reunião Anual da Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica, Águas de Lindóia; 2000.
40. Ishizaka Y, Eguro T, Maeda T, Tanaka H. Effects of Er:YAG laser irradiation on human dentin: polarizing microscopic, light microscopic and microradiographic observations, and FT-IR analysis. *Laser Surg Med.* 2002, 31: 171-6.
41. Kinney JH, Haupt DL, Balooch M, White JM, Bell WL, Marshall SJ et al. The threshold effects of Nd:YAG and Ho:YAG laser-induced surface modification on desmineralization of dentin surfaces. *J Dent Res.* 1996 June, 75(6): 1388-95.

42. Koshiro K, Inoue S, Sano H, De Munck J, Van Meerbeek B. In vivo degradation of resin – dentin bonds produced by a self-etch and an etch and rinse adhesive. *Eur J Oral Sci.* 2005 Aug, 113(4): 341-8.
43. Kwong SM, Tay FR, Yip HK, Kei LH, Pashley DH. An ultrastructural study of application of dentine adhesives to acid-conditioned sclerotic dentine. *J Dent.* 2000 Apr, 28:515-28.
44. Li HP, Burrow MF, Tyas MJ. The effect of long term storage on nanoleakage. *Oper Dent.* 2001, 26(6): 609-16.
45. Lima DR. Efeito do laser Nd:YAG no pré-tratamento dentinário e selamento marginal, em restaurações de cimento de ionômero de vidro resina-modificado [tese]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista; 2003.
46. Lizarelli RFZ, Bagnato VS. Análise estrutural de esmalte e dentina irradiados com Nd:YAG laser com e sem ataque ácido fosfórico a 35%. *J Bras Clin Estet Odontol.* 1999, 3(17):33-9.
47. Lopes GC, Baratieri LN, de Andrada MA, Vieira LC. Dental adhesion: present state of the art and future perspectives. *Quintessence Int.* 2002 Mar, 33(3): 213-24.
48. Lopes MB, Sinhorette MA, Correr Sobrinho L, Consani S. Comparative study of the dental substrate used in shear bond strength tests. *Pesqui Odontol Bras.* 2003 Apr/June, 17(2): 171-5.

49. Macari S, Gonçalves M, Nonaka T, Santos JM. Scanning electron microscopy evaluation of the interface of three adhesive systems. *Braz Dent J.* 2002, 13(1): 33-8.
50. Martínez-Insua A, Domínguez LS, Rivera FG, Santana-Penín UA. Differences in bonding to acid-etched or Er:YAG laser-treated enamel and dentin surfaces. *J Prosthet Dent.* 2000, 84(3): 280-8.
51. Matos AB, Oliveira DC, Navarro RS, Eduardo CP, Matson E. Nd:YAG laser influence on tensile bond strength of self-etching adhesive systems. *J Clin Laser Med Surg.* 2000, 18(5): 253-7.
52. Matos AB, Oliveira DC, Kuramoto M, Eduardo CP, Matson E. Nd:YAG laser influence on sound dentin bond strength. *J Clin Laser Med Surg.* 1999, 17(4): 165-9.
53. Matsumoto K, Hossain M, Yamada Y, Tsuzuki N. SEM and TEM findings of human dentin irradiated by Nd:YAG laser. *J Oral Laser Applic.* 2001, 1(3): 195-9.
54. McCabe JF, Rusby S. Dentine bonding agents – characteristic bond strength as a function of dentine depth. *J Dent.* 1992, 20:225-30.
55. Miller RA. Laboratory and clinical evaluation of a self-etching primer. *J Clin Orthod.* 2001 Jan, 35(1): 42-5.
56. Miyasaka K, Nakabayashi N. Combination of EDTA conditioner and Phenyl-P/HEMA selfetching primer for bonding to dentin. *Dent Mater.* 1999, 15: 153-7.

57. Miyazaki S, Iwasaki K, Onose H, Moore BK. Enamel and dentin bond strengths of a single application bonding systems. *Am J Dent.* 2001 Dec, 14(6): 361-6.
58. Nakabayashi N, Ashizawa M, Nakamura M. Identification of resin-dentin hybrid layer in vital human dentin created in vivo: durable bonding to vital dentin. *Quintessence Int.* 1992, 23(2): 135-41.
59. Nakabayashi N, Nakamura M, Yasuda N. Hibrid layer as a dentin-bonding mechanism. *J Esthet Dent.* 1991 July/Aug, 3(4): 133-8.
60. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res.* 1982, 16(3): 265-73
61. Nakamichi I, Iwaku M, Fusayama T. Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test. *J Dent Res.* 1983 Oct, 62(10): 1076-81.
62. Oda M, Oliveira DC, Liberti EA. A morphological evaluation of the bonding between adhesive/composite resin and dentin irradiated with Er:YAG and Nd:YAG lasers: comparative study using scanning microscopy. *Pesq Odontol Bras.* 2001 out/nov, 15(4): 283-9.
63. Oilo G. Bond strength testing – What does it means? *Int Dent J.* 1993, 43(5): 492-8.

64. Paraizo M. Microinfiltração em resina composta: substrato bovino versus humano. *Pesqui Odontol Brás.* 2000; 14(Supl): 39. Apresentado à 17ª Reunião Anual da Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica, Águas de Lindóia; 2000.
65. Pashley DH, Carvalho RM. Dentine permeability and dentine adhesion. *J Dent.* 1997, 25(5): 355-72.
66. Pashley DH, Ciucchi B, Sano H, Horner JA. Permeability of dentin to adhesive agents. *Quintessence Int.* 1993, 24(9): 618-31.
67. Pashley DH, Horner JA, Brewer PD. Interactions of conditioners on the dentin surface. *Oper Dent.* 1992 Suppl.5, 17: 137-50.
68. Pashley DH. Dentin bonding: overview of the substrate with respect to adhesive material. *J Esthet Dent.* 1991 Mar/Apr, 3(2): 46-50.
69. Perdigão J, Geraldeli S, Hodge JS. Total-etch versus self-etch adhesive. Effect on postoperative sensitivity. *J Am Dent Assoc.* 2003 Dec, 34:1621-9.
70. Perdigão J, May Jr KN, Wilder Jr AD, Lopes M. The Effect of the depth of dentin demineralization bond strengths and morphology of hybrid layer. *Oper Dent* May/June. 2000, 25(3): 186-94
71. Perdigão J, Baratieri LN, Lopes M. Laboratory evaluation and clinical application of a new one-bottle adhesive. *J Esthet Dent.* 1999, 11(1): 23-35.

72. Perdigão J, Swift Junior EJ, Cloe BC. Effects of etchants, surface moisture and resin composite on dentin bonding strengths. *Am J Dent*. 1993 Apr, 6(2): 61-4.
73. Perdigão J, Swift Junior EJ, Denehy GE, Wefel JS, Donly KJ. *In vitro* bond strength and SEM evaluation of dentin bonding systems to different dentin substrates. *J Dent Res*. 1994 Jan, 73(1): 44-55
74. Ramos RP, Chimello DT, Chinelatti MA, Nonaka T, Pécora JD, Palma-Dibb RG. Effect of Er:YAG laser on bond strength to dentin of a self etching primer and two single bottle adhesive systems. *Laser Surg Med*. 2002, 31: 164-70.
75. Rausher FC. Avaliação *in vitro* da qualidade da interface de adesão formada entre um sistema adesivo convencional e um autocondicionante e a dentina bovina normal e hipermineralizada: estudo em MEV [dissertação]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista; 2003.
76. Rechamann P, Goldin DS, Henning T. Er:YAG lasers in dentistry: an overview. In: Peatherstone JDB, Rechamann P, Fried DS. *Lasers in dentistry*. 4ed. Washington: SPIE, 1998. (Proceedings of SPIE, 3248).
77. Reis A, Grandi V, Carlotto L, Bortoli G, Patzlaff R, Rodrigues et al. Effect of smear layer thickness and acidity of a self-etching solutions on early and long-term bond strenght to dentin. *J Dent*. 2005 Aug, 33(7): 549-59.

78. Retief DH, Mandras RS, Russell CM, Denys FR. Extracted human versus bovine teeth in laboratory studies. *Am J Dent.* 1990 Dec,, 3(6): 253-8.
79. Retief DH, Gross JD, Bradley EL, Denys FR. Tensile bond strengths of dentin bonding agents to dentin. *Dent Mater.* 1986 Apr, 2(2): 72-7.
80. Retief DH. The principles of adhesion. *J Dent Assoc S Afr.* 1970 Nov, 25(9): 285-95.
81. Ribeiro CF. Avaliação da resistência adesiva à dentina tratada com os lasers Er:YAG e Nd:YAG [dissertação]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista; 2005.
82. Rosa BT, Perdigão J. Bond strengths of nonrinsing adhesives. *Quintessence Int.* 2000 May, 31(5): 353-8.
83. Ruse ND, Smith DC. Adhesion to bovine dentin – surface characterization. *J Dent Res.* 1991 June, 70(6): 1002-8.
84. Sadr A, Ghasemi A, Shimada Y, Tagami J. Effects of storage time and temperature on the properties of two self-etching systems. *J Dent.* 2007 Mar, 35(3): 218-25.
85. Sano H, Yoshikawa T, Pereira PN, Kanemura N, Morigami M, Tagami J et al. Long-term durability of dentin bonds made with a self-etching primer, *in vivo*. *J Dent Res.* 1999 Apr, 78(4): 906-11.

86. Sano H, Ciucchi B, Matthews WG, Pashley DH. Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. *J Dent Res.* 1994 June, 73(6): 1205-11.
87. Saunders WP. The shear impact retentive strengths of four dentine bonding agents to human and bovine dentine. *J Dent.* 1988, 16(5): 233-8.
88. Sazak H, Türkemen C, Günday M. Effects of Nd:YAG laser, air-abrasion and acid-etching on human enamel and dentin. *Oper Dent.* 2001, 26: 476-81.
89. Schaller HG, Weihing T, Strub JR. Permeability of dentine after Nd:YAG laser treatment: an in vitro study. *J Oral Rehabil.* 1997 Apr, 24(4): 274-81.
90. Schilke R, Lisson JA, Bauss O, Geurtsen W. Comparison of the number and diameter of dentinal tubules in human and bovine dentine by scanning electron microscopic investigation. *Arch Oral Biol.* 2000 May, 45(5): 355-61.
91. Schilke R, Bauss O, Lisson JA, Schuckar M, Geurtsen W. Bovine dentin as a substitute for human dentin in shear bond strength measurements. *Am J Dent.* 1999 Apr, 12 (2): 92-6.
92. Silverstone LM, Saxton CA, Dogon IL, Fejerskov O. Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy. *Caries Res.* 1975, 9(5): 373-87.

93. Susin AH, Oliveira Junior OB, Achutti MAC. Espessura de camada híbrida: influência de sistemas adesivos e condições ao substrato dentinário. *J Brás Dent Estet.* 2003, 2(7): 226-35.
94. Swift Junior, EJ, Perdigão J, Haymann HO. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995. *Quintessence Int.* 1995 Feb, 26(2): 95-110.
95. Tagami J, Tao L, Pashley DH. Correlation among dentin depth, permeability and bond strength of adhesive resins. *Dent Mater.* 1990 Jan, 6: 45-50.
96. Takemori T, Chigira H, Itoh K, Hisamitsu H, Wakumoto S. Factors affecting tensile bond strength of composite to dentin. *Dent Mater.* 1993 Mar, 8: 136-8.
97. Tay FR, Gwinnett AJ, Wei SHY. Micromorphological spectrum of acid-conditioned dentin following the application of a water-based adhesive. *Dent Mater.* 1998 Sept, 14(5): 329-38.
98. Tay FR, Gwinnett AJ, Wei SHY. The overwet phenomenon: a scanning electron microscopic study of surface moisture in the acid-conditioned, resin-dentin interface. *Am J Dent.* 1996 June, 9(3): 100-4.
99. Titley KC, Chernecky R, Rossouw PE, Kulkarni GV. The effect of various storage methods and media on shear bond strengths of dental composite resin to bovine dentine. *Arch Oral Biol.* 1998 Apr, 43 (4): 305-11.

100. Toledano M, Osorio R, Ceballos L, Fuentes MV, Fernandes CAO, Tay FR et al. Microtensile bond strength of several adhesive systems to different dentin depths. *Am J Dent.* 2003 Oct, 16(5):292-8.
101. Tonami K, Takahashi H, Nakamura H, Motomura K, Nishimura F. Effect of storage on tensile strength of bovine dentin. *J Dent Res.* 1996, 75(Sp. Iss):288. (Abstract 2161)
102. 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.* 2002 Oct, 15(5): 305-8.
103. Torres CRG, Araujo MAM, Torres ACM. Effects of dentin collagen removal on microleakage of bonded restorations. *J Adhes Dent.* 2004, 6(1): 33-42.
104. Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P et al. Technique-sensitivity of contemporary adhesives. *Dent Mater J.* 2005 Mar, 24(1): 1-13.
105. Van Meerbeek B, Peumans M, Verschueren M, Gladis S, Braem M, Lambrechts P et al. Clinical status of ten dentin adhesive systems. *J Dent Res.* 1994 Nov, 73(11): 1690-702.
106. Visuri SR, Gilbert JL, Wright DD, Wigdor HA, Walsh Jr JT. Shear strength of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin. *J dent Res.* 1996, 75(1): 599-605.

107. Wakabayashi Y, Kondou Y, Suzuki K, Yatani H, Yamashita A. Effect of dissolution of collagen on adhesion to dentin. *Int J Prosthodont*. 1994 Jul/Aug, 7(4):302-6.
108. Watanabe I, Nakabayashi N. Bonding durability of photocured phenyl-P in TEGDMA to smear layer-retained bovine dentin. *Quintessence Int*. 1993 May, 24(5): 335-42.
109. White J.M. Surface temperature and thermal penetration depth of Nd:YAG laser applied to enamel and dentin. *SPIE*, v.1643, p.423-36, 1992.
110. Wigdor H, Ashrafi S, Abt E. SEM evaluation of CO₂, Nd:YAG and Er:YAG laser irradiation of dentin in vitro. In *International congress on laser in dentistry*, 3: 131-2, 1992, Salt Lake City. Proceeding ... Salt Lake City: ISLD, 1992.
111. Wilson NHF. Direct adhesive materials current perceptions and evidence – future solutions. *J Dent*. 2001, 29: 307-19.
112. Yamada Y. et al. Comparison between the removal effect of mechanical, Nd:YAG, and Er:YAG lasers systems in carious dentin. *J Clin Laser Med Surg*, v.19, n.5, p.239-43, 2001.

Anexo A- Certificado do Comitê de Ética em Pesquisa envolvendo animais.

unesp  **UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA**
CAMPUS DE SÃO JOSÉ DOS CAMPOS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
Av. Eng. Francisco José Longo, 777 - Jd. São Dimas
CEP 12201-970 - F. (12) 3947-9028 / 9037
Fax (12) 3947-9010 / aigotti@fosjc.unesp.br / Guodex@fosjc.unesp.br



CERTIFICADO
Comitê de Ética em Pesquisa
Envolvendo Animais

CERTIFICAMOS, que o protocolo nº **15/2007-PA/CEP**, sobre **“Resistência adesiva de um sistema autocondicionante e convencional frente a diferentes substratos e associação ao laser Nd:YAG, sob responsabilidade de ANGELA REGINA KIMIE MARIMOTO,** está de acordo com os Princípios Éticos na Experimentação Animal adotado pelo Colégio Brasileiro de Experimentação Animal (COBEA) e foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa.

São José dos Campos, 11 de junho de 2007.


Prof. Dra. ADRIANA AIGOTTI HABERBECK BRANDÃO
Coordenadora do CEP/ANIMAIS/FOSJC

Marimoto ARK Selfetching and conventi onal adhesive system bnd strengths to difèrent substrates,eit her associated with Nd:YAG laser, or not. *In vitro* study [dissertation] São José dos Campos: School of Dentistry of São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista;2007.

ABSTRACT

Bonding continues to be a challenge in Dentistry, particularly in morphologically different tissues, and adhesive systems with different action mechanisms are also valid. The aim of this study was to compare the bond strength of two systems (self-etching and conventional) to two substrates (enamel and dentin) either associated with laser technology (Nd:YAG) or not. One hundred and twenty (120) recently extracted, embedded bovine teeth were used, and abrasive papers were used to expose the enamel or dentin surfaces. An area of 3mm in diameter in the cervical-vestibular-median region was selected for bonding, according to the following groups: a) G1: AF/ enamel (self-etching adhesive to enamel in accordance with the manufacturer's specification); b) G2: AF/ dentin (self-etching adhesive to dentin in accordance with the manufacturer's specification); c) G3: AF/ enamel (self-etching adhesive to enamel + laser Nd:YAG + light polymerization ; d) G4: AL/ dentin (self-etching adhesive to dentin + laser Nd:YAG + light polymerization ; e) G5: CF/ enamel (acid etching + conventional adhesive to enamel); f) G6: CF/ dentin (acid etching + conventional adhesive to dentin); g) G7: CL/ enamel (acid etching + conventional adhesive to enamel + laser Nd:YAG + light polymerization ; h) G8: CL/ dentin (acid etching + conventional adhesive to dentin + laser Nd:YAG + light polymerization). Resin composite Z250 was inserted with the aid of a Teflon matrix and light polymerized, followed by the shear test in an EMIC universal machine, with a load of 100 Kgf and speed of 0.5 mm/min. The mean values obtained in Mpa for the different groups were: G1 (20.291), G2 (14.142), G3 (23.615), G4 (22.235), G5 (20.899), G6 (11.291), G7 (22.102), G8 (15.980). After applying the ANOVA and Tukey tests 5%, it was concluded that the application of laser Nd:YAG significantly increased the bond strength under all the experimental conditions; the self-etching adhesive to enamel obtained the highest mean bond strength.

Keywords: Enamel; dentin; bond strength; self etching adhesive; conventional adhesive.