

ALEXANDRE RODRIGUEZ HEREDIA

**APLICAÇÃO DE SISTEMAS ADESIVOS À DENTINA IRRADIADA  
COM *LASER* DE Nd:YAG: ESTUDO DA DURABILIDADE DA  
RESISTÊNCIA DE UNIÃO**

Dissertação apresentada como requisito parcial à obtenção do grau de Mestre em Odontologia, curso de Pós-graduação em Odontologia, concentração em Dentística, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

Orientadora: Profa. Dra. Ana Maria Spohr

Porto Alegre

2006

ALEXANDRE RODRIGUEZ HEREDIA

**APLICAÇÃO DE SISTEMAS ADESIVOS À DENTINA IRRADIADA  
COM *LASER* DE Nd:YAG: ESTUDO DA DURABILIDADE DA  
RESISTÊNCIA DE UNIÃO**

Dissertação apresentada como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Odontologia – Área de Concentração em Dentística Restauradora – pela Faculdade de Odontologia da PUCRS.

Aprovada em \_\_\_\_/\_\_\_\_/2006.

BANCA EXAMINADORA

---

Orientadora: Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Ana Maria Spohr - PUCRS

---

Dr<sup>a</sup>. Patrícia dos Santos Jardim - UFRGS

---

Dr. Ivori Dutra da Silveira - PUCRS

## AGRADECIMENTOS

Agradeço aos meus pais, **Carlos Alberto Vianna Heredia** e **Suely Bertoglio Rodriguez Heredia**, pelo amor, amizade e exemplo ao longo de minha vida, e, por eu saber que sempre posso contar com vocês.

À minha noiva, **Luciane de Castilhos Meireles**, pelo amor, carinho e pela compreensão e apoio durante os momentos mais difíceis dessa caminhada.

A minha orientadora professora **Ana Maria Spohr**, pela paciência e dedicação durante a orientação desse trabalho. Pelo conhecimento e ensinamento transmitido ao longo do curso. Obrigado pela amizade e convívio ao longo dessa caminhada.

Aos meus irmãos **Leonardo** e **Tales**, pela amizade, união e por vocês serem únicos.

Ao professor **Luiz Henrique Burnett Jr.**, pela amizade, disposição, dedicação e conhecimentos transmitidos no decorrer do curso. Obrigado Luiz.

A professora **Nilza Pereira da Costa**, coordenadora do curso de Mestrado em Odontologia da PUCRS, pela competência, dedicação e incentivo.

Aos meus colegas de turma: **Fausto Rodrigues**, **Luciana Martinelli**, **Maria Paula Paranhos** e **Maurem Marcondes**, por serem pessoas fantásticas, pela amizade e pelo convívio nesses dois anos de curso. Por essa turma não ser apenas de colegas e sim de amigos.

Aos professores **Eduardo Mota**, **Luciana Hirakata** e **Hugo Oshima**, por sua amizade, ajuda e troca de conhecimentos.

Aos colegas da turma de Materiais Dentários, **Caio**, **João**, **Regênio**, **Rogério**, pelo agradável convívio e amizade nesses dois anos.

E a todos que de forma direta ou indireta, fizeram parte dessa trajetória.

“Só desiste da luta quem desconhece o  
sabor da vitória”.

Lema da Turma Érico Veríssimo do Colégio Militar -  
Porto Alegre – 1970-1976.

## RESUMO

O objetivo desse estudo foi avaliar, *in vitro*, a influência do *laser* de Nd:YAG na resistência de união dos sistemas adesivos Single Bond 2 e Clearfil SE Bond sobre a dentina, assim como a longevidade desta união e a topografia superficial da dentina irradiada com o *laser*. Em terceiros molares humanos extraídos foi obtida uma superfície oclusal plana em dentina, sendo a mesma regularizada com lixas de carvão de silício de granulação 320, 400 e 600, respectivamente. Os dentes foram divididos aleatoriamente em 8 grupos: Grupo 1 - Single Bond 2; Grupo 2 - Clearfil SE Bond; Grupo 3 – *laser* e Single Bond 2; Grupo 4 – *laser* e Clearfil SE Bond. O *laser* de Nd:YAG foi aplicado na dentina previamente ao sistema adesivo nos seguintes parâmetros: 60 mJ, 15 Hz e 0,9 W. Após a aplicação dos sistemas adesivos, foram construídos blocos de resina composta com 6 mm de altura. As amostras destes grupos foram armazenadas em água destilada a 37° C por 24 horas. As amostras dos Grupos 5, 6, 7 e 8 foram idênticas as dos Grupos 1, 2, 3 e 4, respectivamente, sendo armazenadas em água destilada a 37° C por 7 meses. Decorrido o período de armazenagem, os conjuntos dente/resina foram cortados paralelamente ao longo eixo do dente, nos sentidos vestibulo-lingual e mesio-distal, com secção de aproximadamente 0,7 mm. Foram obtidos 25 corpos-de-prova para cada grupo, sendo então submetidos ao teste de resistência à microtração em máquina de ensaio universal com velocidade de 0,5 mm/min. A topografia superficial da dentina com aplicação do *laser* foi observada em MEV. De acordo com a Análise de Variância e o teste de Tukey ( $\alpha=0,05$ ), o grupo 1 (Single Bond 2, 24 hs = 19,79 MPa), o grupo 5 (Single Bond 2, 7 meses = 21,58 MPa), e o grupo 7 (Single Bond 2, com *laser*, 7 meses = 17,80 MPa) não diferiram estatisticamente entre si e foram estatisticamente superiores a todos os grupos do Clearfil SE Bond. Para o Single Bond 2, a menor média foi obtida para o grupo 3 (Single Bond 2, com *laser*, 24 horas = 12,44 MPa), não diferindo estatisticamente do grupo 7 (Single Bond 2, com *laser*, 7 meses). As menores médias foram obtidas com os grupos do Clearfil SE Bond, as quais não diferiram estatisticamente entre si, sendo obtidas as seguintes médias: grupo 2 (11,39 MPa), grupo 4 (10,60 MPa), grupo 6 (11,16 MPa) e grupo 8 (9,56 MPa). De acordo com a análise em MEV, o *laser* de Nd:YAG alterou a topografia superficial da dentina. Concluiu-se que o *laser* de Nd:YAG reduziu significativamente a resistência à microtração apenas para o sistema adesivo Single Bond 2 quando armazenado por 24 horas, e que o *laser* não comprometeu significativamente a durabilidade da união no período de 7 meses para os sistemas adesivos testados.

**Palavras-chave:** Laser; Dentina, Resistência de união.

## ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate, *in vitro*, the influence of Nd:YAG laser in bond strength of the Single Bond 2 and Clearfil SE Bond adhesive systems to dentin, as well as durability of such bond, and superficial topography of the laser irradiated dentin. A flat occlusal surface was obtained in extracted third human molars being it regulated with 320, 400 and 600 grit silicon carbide sandpaper, respectively. Teeth were randomly divided in 8 groups: Group 1 - Single Bond 2; Group 2 - Clearfil SE Bond; Group 3 – laser and Single Bond 2; Group 4 – laser and Clearfil SE Bond. Nd:YAG laser was applied in dentin previously to adhesive system in the following parameters: 60mJ, 15Hz and 0,9W. After applying adhesive systems, composite resin blocks with 6 mm height were built. Samples from these groups were stored in distilled water at 37° C for 24 hours. Samples from Groups 5, 6, 7 and 8 were identical to Groups 1, 2, 3 and 4, respectively, being stored in distilled water at 37° C for 7 months. After storage period, groups of tooth/resin were cut in a parallel way along the tooth axis in buccal-lingual and mesio-distal directions with cut of approximately 0,7 mm. It was obtained 25 specimens for each group, being, then, submitted to microtensile bond strength on a universal testing machine at a crosshead speed of 0,5mm/min. Superficial topography of dentin with laser application was observed in MEV. According to Variance Analysis and Tukey test ( $\alpha=0,05$ ), group 1 (Single Bond 2, 24 h = 19,79 MPa), group 5 (Single Bond 2, 7 months = 21,58 MPa), and group 7 (Single Bond 2, with laser, 7 months = 17,80 MPa) did not differ statistically amongst and were statistically higher than all Clearfil SE Bond groups. For Single Bond 2, the lowest mean was obtained by group 3 (Single Bond 2, with laser, 24 hours = 12,44 MPa), not statistically differing from group 7 (Single Bond 2, with laser, 7 months). The lowest means were obtained with Clearfil SE Bond groups, which did not statistically differ amongst, being obtained the following means: group 2 (11,39 MPa), group 4 (10,60 MPa), group 6 (11,16 MPa) and group 8 (9,56 MPa). According to analysis in MEV, Nd:YAG laser altered dentin superficial topography. It was concluded that Nd:YAG laser significantly reduced resistance to microtensile bond strength only for Single Bond 2 adhesive system when stored for 24 hours, and that laser did not significantly implicate bond durability in a period of 7 months for tested adhesive systems.

**Key-words:** Laser; Dentin, Bond Strength.

## LISTA DE FIGURAS, TABELAS E QUADROS

Quadro 1: Composição, número do lote e fabricantes dos materiais empregados ...	44
Figura 1: Superfície plana em dentina.....	45
Figura 2: Bloco de resina composta construído sobre a dentina tratada.....	47
Figura 3: Corte dos conjuntos bloco/resina nos eixos x e y .....	48
Figura 4: Corpos-de-prova em forma de palitos .....	48
Figura 5: Corpo-de-prova posicionado na matriz de microtração.....	49
Figura 6: Porções fixadas em <i>stubs</i> para observação em MEV .....	50
Figura 7: Médias dos valores de resistência à microtração.....	53
Figura 8: Dentina acabada com lixa de granulação 600 .....	55
Figura 9: Dentina irradiada com o <i>laser</i> de Nd:YAG .....	55
Tabela 1: Resultados do teste de Análise de Variância .....	52
Tabela 2: Médias de resistência à microtração (MPa) entre os grupos experimentais e os respectivos desvios-padrão.....	52
Tabela 3: Freqüência dos tipos de falha (%) nos grupos experimentais .....	54

## LISTA DE ANEXOS

ANEXO A - Grupo 1 – Single Bond – sem <i>laser</i> - 24 horas .....	71
ANEXO B - Grupo 2 – Clearfil SE Bond – sem <i>laser</i> - 24 horas .....	72
ANEXO C - Grupo 3 – Single Bond – com <i>laser</i> - 24 horas .....	73
ANEXO D - Grupo 4 – Clearfil SE Bond – com <i>laser</i> - 24 horas .....	74
ANEXO E - Grupo 5 – Single Bond – sem <i>laser</i> – 7 meses .....	75
ANEXO F - Grupo 6 – Clearfil SE Bond – sem <i>laser</i> – 7 meses .....	76
ANEXO G - Grupo 7 – Single Bond – com <i>laser</i> – 7 meses .....	77
ANEXO H - Grupo 8 – Clearfil SE Bond – com <i>laser</i> – 7 meses .....	78
ANEXO I - Carta da Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia da PUCRS .....	79
ANEXO J - Carta do Comitê de Ética em Pesquisa da PUCRS .....	80

## LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SIGNIFICADOS

%	Porcentagem
±	Mais ou menos
µm	Micrometro
µL	Microlitro
°C	Grau Celsius
4-META	4-Metacriloxietil trimetacrilato anidro
Bis-GMA	Bisfenol Glicidil Metacrilato A
Ca	Cálcio
cm	Centímetro
dines/cm	Dines por centímetro
EDTA	Ácido etilenodiaminotetra acético
et al.	Abreviatura de et alii (e outros)
h	Horas
Hz	Hertz
J/cm <sup>2</sup>	Joule por centímetro quadrado
M	Molar
MDP	Metacriloxietil dihidrogênio fosfato
MEV	Microscopia eletrônica de varredura
mJ	Milijoule
mJ/cm <sup>2</sup>	Milijoule por centímetro quadrado
mL	Mililitro
mm	Milímetro

mm/min	Milímetro por minuto
mm <sup>2</sup>	Milímetro quadrado
MPa	Mega Pascal
msec	Milisegundo
mW/cm <sup>2</sup>	Miliwatt por centímetro quadrado
Nd:YAG	Neodímio Ítrio Alumínio Granada
N	Newton
n	Número de corpos-de-prova
nm	Nanômetro
n°	Número
pH	Potencial de Hidrogênio
ppm	Partes por milhão
pps	Pulsos por segundo
rpm	Rotações por minuto
s	Segundos
TEGMA	Trietileno glicol dimetacrilato
UDMA	Uretano dimetacrilato
W	Watt

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	<b>13</b>
<b>2 PROPOSIÇÃO</b> .....	<b>15</b>
<b>3 REVISÃO DA LITERATURA</b> .....	<b>16</b>
<b>4 MATERIAIS E MÉTODOS</b> .....	<b>44</b>
4.1 MATERIAIS .....	44
4.2 MÉTODOS.....	45
4.2.1 Confeção dos corpos de prova e ensaio de resistência à microtração ..	45
4.2.2 Análise dos tipos de falha.....	50
4.2.3 Análise da topografia superficial .....	51
4.2.4 Análise estatística.....	51
<b>5 RESULTADOS</b> .....	<b>52</b>
<b>6 DISCUSSÃO</b> .....	<b>56</b>
6.1 MECANISMOS DE UNIÃO DOS SISTEMAS ADESIVOS À DENTINA.....	56
6.2 INTERAÇÃO DOS SISTEMAS ADESIVOS COM A DENTINA IRRADIADA PELO LASER DE Nd:YAG .....	59
6.3 DURABILIDADE DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO .....	61
6.4 ANÁLISE DAS FALHAS.....	63
<b>7 CONCLUSÕES</b> .....	<b>64</b>
<b>REFERÊNCIAS</b> .....	<b>65</b>
<b>ANEXOS</b> .....	<b>70</b>

## 1 INTRODUÇÃO

O desenvolvimento dos sistemas adesivos permitiu a realização de procedimentos restauradores com remoção mínima de tecido dental hígido devido à união micro-mecânica obtida entre o material restaurador ao esmalte e à dentina.

O mecanismo de união ao esmalte foi estabelecido em 1955 quando Buonocore propôs o condicionamento ácido deste tecido e, em 1956, o mesmo pesquisador tentou repetir na dentina os resultados obtidos para o esmalte. Pelo fato da dentina ser um substrato mais complexo, maiores dificuldades foram encontradas na busca pela união, sendo assim, muitos estudos têm sido desenvolvidos com o objetivo de compreender o mecanismo de união dos sistemas adesivos à dentina.

Em 1979, Fusayama et al. propuseram a técnica do condicionamento ácido total, baseando toda a união na formação da camada híbrida, que foi descrita por Nakabayashi, Kojima e Masuhara em 1982. Esta camada tem sido a base da união à dentina desde então.

Justamente em função da dentina, os sistemas adesivos têm evoluído quimicamente com o intuito de melhorar seu funcionamento sobre este substrato. Além disto, os fabricantes também têm investido nos adesivos simplificados, objetivando a rapidez e a facilitação durante o uso.

Paralelo à evolução dos sistemas adesivos, novas tecnologias têm sido desenvolvidas, como a utilização da radiação a *laser*. Os efeitos dos *lasers* sobre os tecidos dentais duros têm sido investigados por vários pesquisadores desde a década de 60, pois se acreditava haver razões para substituir a broca dental, tais como: o não contato com a estrutura dentária (gerando menos vibração, e mais conforto para o paciente), a possibilidade de desinfetar o preparo, e a capacidade de selamento dos túbulos dentinários (MERCER, 1996; MORITZ et al., 1999). Desde então, vários tipos de *lasers* têm sido utilizados nos tecidos moles e na estrutura dentária com diferentes objetivos.

Dentre os diversos tipos de *lasers* existentes, o laser de Nd:YAG tem se mostrado efetivo na Dentística para o tratamento da hipersensibilidade dentinária (LAN et al., 2004), na remoção de tecido cariado (HARRIS et al., 2002), e no selamento de fóssulas e fissuras do esmalte (HUANG et al., 2001).

No entanto, a aplicação do *laser* de Nd:YAG leva a modificações morfológicas no substrato dental (ANIC et al., 1998; LAN et al., 2000), tornando a dentina mais resistente à desmineralização por um agente ácido (SCHALLER; WEIHING; STRUB, 1997) que tem o objetivo de desmineralizar a dentina para a penetração do adesivo, visando a obtenção da camada híbrida. Desta forma, a aplicação do *laser* pode comprometer a capacidade de união de sistemas adesivos ao substrato dentinário (MORITZ et al., 1998; MATOS et al., 1999) e, conseqüentemente, a longevidade dos trabalhos restauradores.

A busca por materiais restauradores mais duradouros tem sido almejada por profissionais e pacientes. A durabilidade da união entre o substrato dentário e o adesivo tem significativa importância na longevidade clínica dos trabalhos restauradores. Como a aplicação de *laser* modifica a estrutura dentária, é necessário que se investigue as conseqüências dessas alterações ao longo do tempo, sendo importante avaliar a resistência de união de diferentes sistemas adesivos à dentina quando esta é tratada com o *laser* de Nd:YAG. Além disto, a literatura não relata como permanece a união do sistema adesivo sobre a dentina irradiada com laser, ou seja, a durabilidade desta união.

Este estudo foi realizado sob a hipótese de que o *laser* de Nd:YAG, quando aplicado sobre a dentina, não comprometeria a resistência de união dos sistemas adesivos, assim como sua longevidade a este substrato.

## 2 PROPOSIÇÃO

Os objetivos específicos deste estudo foram:

- Verificar a influência da aplicação do *laser* de Nd:YAG na resistência de união de sistemas adesivos à dentina, assim como a durabilidade desta união.
- Analisar a topografia superficial da dentina irradiada com o *laser* de Nd:YAG.

### 3 REVISÃO DA LITERATURA

Buonocore, em 1955, apresentou um método simples para aumentar a adesão da resina acrílica à superfície de esmalte. Verificou que a adesão de discos de resina acrílica, com 5 mm de diâmetro, à superfície de esmalte era maior quando este era condicionado com ácido fosfórico a 85% por 30 segundos, do que quando não recebia nenhum tratamento previamente à colocação da resina acrílica. O autor sugeriu algumas explicações para tal fenômeno, como o grande aumento da área de superfície devido à ação do ataque ácido e o aumento da capacidade de umedecimento da superfície, permitindo assim contato íntimo da resina acrílica com o esmalte.

Buonocore, Wileman e Brudevold, em 1956, verificaram a adesão da resina acrílica sobre a superfície dentinária associando a utilização de adesivo e o condicionamento ácido prévio com ácido hidrocloreídrico a 7%. A superfície dentinária de dentes humanos foi exposta e delimitada uma área de 5 mm de diâmetro. Em alguns espécimes foi aplicado o adesivo e, após polimerização do mesmo, a resina acrílica. Em outros espécimes foi aplicado o ácido hidrocloreídrico a 7% por 1 minuto, adesivo e resina acrílica. As amostras foram armazenadas em água e a resistência de união foi avaliada uma hora após a confecção dos corpos-de-prova, em intervalos ao longo de cinco meses. Os autores verificaram que o valor para a resistência de união foi, aproximadamente, o dobro após o condicionamento ácido da superfície da dentina e as uniões mostraram-se resistentes quando imersas em água, embora os valores tenham reduzido.

Fusayama, et al., em 1979, testaram novas resinas adesivas restauradoras. Foram preparadas superfície de esmalte, dentina e dentina cariada para o teste de tração. As superfícies foram condicionadas com ácido fosfórico 40% por 60 segundos. As amostras foram armazenadas por 1 semana, 1 mês ou 3 meses e 20 espécimes foram testados em cada grupo. Os autores concluíram que esses novos materiais foram significativamente adesivos em esmalte e dentina. O condicionamento ácido total do dente aumentou consideravelmente a adesão ao

esmalte e a dentina, e essa adesão, ao esmalte, aumentou levemente com a armazenagem em água após 3 meses.

Nakabayashi, Kojima e Masuhara, em 1982, testaram a eficiência de uma resina à base de 4-META na união ao tecido dentinário, previamente condicionado com uma solução de ácido cítrico a 10% e cloreto férrico a 3%. Constataram que monômeros com ambos os grupos hidrofóbicos e hidrofílicos, tais como o 4-META, infiltraram-se no tecido duro, polimerizando *in situ* e melhorando a união com o substrato dentinário. A microscopia eletrônica sugeriu que tais monômeros resinosos infiltram-se na rede de fibras colágenas e, após polimerizarem, produziram uma retenção micromecânica da resina na superfície dentinária. Os autores denominaram de camada híbrida (híbrido de resina e colágeno) esta interdifusão de resina / dentina infiltrada, concluindo que tais monômeros representariam um novo conceito de materiais biocompatíveis para o uso na união dentinária.

A efetividade do HEMA no tratamento da dentina antes da aplicação do adesivo foi avaliada por Nakabayashi e Takarada em 1992. As amostras foram polidas com lixas de carbetto de silício de granulação 600. Metade das amostras recebeu aplicação direta do adesivo 4-META/MMA-TBB, enquanto a outra metade recebeu a aplicação de HEMA antes da aplicação do adesivo. Aumento na resistência de união foi obtido com o HEMA. A análise em microscópio eletrônico de varredura revelou a formação de uma zona de transição de dentina reforçada por resina - camada híbrida. A aplicação de HEMA ao substrato dentinário melhorou a difusão e o entrelaçamento com os componentes dentinários, facilitando a formação da camada híbrida, promovendo um aumento na resistência de união.

Em 1992, Van Meerbeek et al., estudaram os aspectos morfológicos da zona de interdifusão resina-dentina com diferentes sistemas adesivos dentinários. Discos de dentina entre 1 e 1,5 mm de espessura foram obtidos de terceiros molares hígidos. A *smear layer* foi produzida com lixas de carbetto de silício de granulação 600. Os sistemas adesivos foram aplicados conforme instrução dos fabricantes e sobre eles foi aplicada uma resina de baixa viscosidade. Baseado no pré-tratamento realizado e nos aspectos morfológicos da interface resina-dentina, os sistemas adesivos foram divididos em três categorias: o primeiro grupo removeu a *smear layer*, o segundo grupo preservou a *smear layer* e um terceiro grupo apenas

dissolveu parcialmente a *smear layer*. A profundidade de descalcificação depende do tipo, da concentração e do tempo de aplicação do agente condicionador utilizado. Esse estudo mostrou que a aplicação de sistemas adesivos induzem mudanças estruturais na superfície dentinária, criando uma interface retentiva, chamada de zona de interdifusão, entre a camada de dentina e o adesivo.

Em 1992, Erickson escreveu um artigo de revisão sobre as interações de superfície dos sistemas adesivos dentinários. O autor relatou que uma das características da efetividade dos sistemas adesivos é o bom molhamento do agente de união como resultado do uso de *primers* apropriados. Os *primers* são essenciais para uma adequada união, suas moléculas possuem dois grupos funcionais diferentes: um com afinidade pela superfície e outro pelo material adesivo, chamadas de promotores de adesão. Muitos sistemas adesivos utilizam *primers* que contêm moléculas com grupos funcionais hidrofílicos, que são compatíveis com a dentina e grupos hidrofóbicos que são compatíveis com o adesivo, podendo estar dissolvidos em água, acetona ou etanol. Os *primers* são aplicados na dentina e secos, presumivelmente levando junto, grupos hidrofóbicos para criar uma superfície favorável ao agente de união. A dentina com *smear layer* possui uma energia livre de superfície em torno de 42 dines/cm, e com o condicionamento ácido essa energia é reduzida a valores próximos a 28 dines/cm. Como o adesivo tem uma energia livre de superfície em torno de 40 dines/cm esse não consegue molhar a superfície adequadamente devido a baixa energia livre na dentina condicionada. É necessário que a energia livre da dentina seja aumentada, e isso é realizado com a aplicação do *primer*, pois este possui a capacidade de recuperar a energia livre de superfície da dentina, permitindo que o adesivo escoe e penetre adequadamente na superfície desmineralizada pelo condicionamento ácido. O autor relatou que a penetração do agente de união na dentina intertubular é importante para a formação da camada híbrida, formando um polímero ao redor e entrelaçando-se com as fibras colágenas e com os cristais de hidroxiapatita. A qualidade da união depende da habilidade dos monômeros em penetrar a camada desmineralizada.

A contribuição quantitativa da infiltração da resina na união à dentina foi avaliada por Gwinnett em 1993. Nesse estudo foi determinado o papel da infiltração da resina na adesão à dentina. Os dentes foram seccionados na região do terço médio coronal, polidos com lixas de granulação 600 e divididos em quatro grupos

com dez dentes cada: Grupo 1 - *smear layer* intacta; grupo 2: *smear layer* removida com jateamento; grupo 3 – *smear layer* condicionada com ácido fosfórico 10% por 20 segundos; grupo 4 - constituído de dentina exposta por meio de uma fratura no terço médio coronal. As superfícies foram tratadas com All-Bond 2 (Bisco) e resina P 50 (3M). Os corpos-de-prova foram armazenados em água por 24 horas a 37°C e então submetidos ao ensaio de resistência ao cisalhamento. A morfologia superficial e interfacial foi caracterizada utilizando o MEV. Os valores (MPa) foram os seguintes: grupo 1:  $10,24 \pm 2,98$ ; grupo 2:  $20,37 \pm 4,62$ ; grupo 3:  $32,68 \pm 7,12$  e grupo 4:  $26,77 \pm 4,85$ . A penetração da resina foi apenas encontrada, de forma apreciável, nos túbulos dentinários do grupo 4, e penetração tubular e intertubular no grupo 3. O autor concluiu que a infiltração de resina pode contribuir em aproximadamente um terço da resistência de união ao cisalhamento destes sistemas adesivos de condicionamento ácido total.

Em 1994, Wakabayashi et al., estudaram o efeito da dissolução do colágeno na adesão à dentina. O método de pré-tratamento consistiu na aplicação de solução de ácido fosfórico 40% para remover a *smear layer* e descalcificar a camada superficial de dentina, seguido da aplicação de hipoclorito de sódio 10% para dissolver e remover o colágeno da dentina exposta, provendo uma superfície nova de apatita na dentina, na qual o adesivo foi aplicado. As amostras foram armazenadas em água por 24 horas e receberam ciclo térmico entre 4 e 60°C. A resistência de união para o tratamento com ácido fosfórico foi de 6,7 MPa. Quando utilizado o hipoclorito por 60 segundos, a resistência de união aumentou para 9,7 MPa, e quando a aplicação de ácido fosfórico se estendeu a 60 segundos seguido da aplicação do hipoclorito por 120 segundos, os valores de resistência de união aumentaram para 12,9 MPa. O aumento da adesividade combinando o tratamento com ácido fosfórico e hipoclorito de sódio pode ser resultado da ausência de camada de colágeno entre a dentina e a resina, impedindo a penetração de água, mantendo a força adesiva na interface entre a resina e a dentina. Os autores concluíram que a remoção do colágeno aumenta a resistência adesiva entre a resina e a dentina.

Mercer, em 1996 na sua revisão de literatura, relatou que os efeitos do *laser* sobre os tecidos duros começaram a ser investigados na década de 60. Relatou também, que muitos pesquisadores imaginavam que o *laser* substituiria a broca

dental por várias razões: produz muito menos vibração que a broca convencional; é muito mais silencioso que a broca, produzindo apenas um pequeno som de “estouro”, o qual é geralmente bem tolerado; pode cortar e esterilizar, sendo uma vantagem no tratamento da cárie e possível aplicação endodôntica; pode também selar o tecido na periferia do corte, podendo selar os túbulos dentinários cortados, não permitindo caminho para microorganismos e reduzindo a possibilidade de hipersensibilidade pós-operatória.

Em 1996, Tay, Gwinnett e Wei estudaram a micromorfologia da interface resina-dentina dos sistemas adesivos One-Step (Bisco) e Prime & Bond (Dentsply) aplicados à dentina sob diferentes condições de umidade. Foram utilizados 48 discos de dentina de 1 mm de espessura que foram condicionados com ácido fosfórico 10% por 20 segundos. Estes foram aleatoriamente divididos em 4 grupos de acordo com a condição de umidade: Grupo 1 - secagem com jato de ar por 30 segundos; grupo 2 - secagem com jato de ar por 3 segundos; grupo 3 - secagem com papel absorvente; grupo 4 - dentina encharcada. A análise em MEV revelou um comportamento similar de ambos adesivos. Os dois foram afetados pelo tempo de secagem de 3 e 30 segundos, resultando em incompleta infiltração intertubular pela resina. Uma ótima infiltração resinosa intertubular foi encontrada quando a rede de colágeno foi mantida úmida e pareceu relativamente não afetada pela presença de excesso de umidade. Entretanto, a infiltração pela resina foi severamente comprometida na presença de excesso de água dentro dos túbulos e na superfície dentinária. Esse estudo demonstrou que a “janela de oportunidade” para uma ótima integridade interfacial parece depender da manutenção da umidade na rede de colágeno desmineralizada, juntamente com uma completa evaporação do excesso de água dos tecidos antes da fotopolimerização do sistema adesivo.

Os efeitos da concentração do ácido fosfórico na desmineralização da dentina foram avaliados por Kato e Nakabayashi em 1996. Nesse estudo, foi utilizado o ácido fosfórico 10% e 35% por 30 segundos como pré-tratamento da dentina para a remoção da *smear layer* e desmineralizar a dentina. Melhora na resistência de união à tração foi obtida quando o ácido fosfórico a 10% foi aplicado na dentina úmida. Porém quando foi aplicado ácido fosfórico a 35% não havia diferença nos valores de resistência em dentina úmida e seca.

Pashley e Carvalho, em 1997, realizaram uma revisão de literatura sobre a permeabilidade e a adesão à dentina, enfocando a importância da penetração da resina adesiva nos túbulos dentinários e nos espaços criados entre as fibras colágenas. A água é responsável pela manutenção da rede de colágeno para a preservação da porosidade necessária para a interdifusão do adesivo. Se a dentina é seca com ar, a água que estava suportando a rede de colágeno evapora causando um colapso devido a forças de tensão. Os autores concluíram que o procedimento de condicionamento ácido da dentina produz profundas modificações na composição química e nas propriedades físicas da matriz as quais podem influenciar a qualidade da união resina/dentina, sua resistência e talvez sua durabilidade.

Um estudo comparativo da resistência ao cisalhamento da resina composta ao esmalte dental condicionado com ácido fosfórico ou *laser* de Nd:YAG foi realizado por Eduardo et al., em 1997. Trinta terceiros molares impactados foram divididos em dois grupos: grupo 1 - condicionado com ácido fosfórico 35% durante 30 segundos no terço médio da superfície vestibular; grupo 2 - aplicação do *laser* de Nd:YAG com densidade de energia por pulso de 165,8 J/cm<sup>2</sup> e a fibra óptica perpendicular à superfície do esmalte, também no terço médio da face vestibular. Em ambos os grupos foi aplicado o adesivo Heliobond (Vivadent), o qual foi polimerizado por 40 segundos. A resina composta Prisma TPH (Dentsply) foi fixada ao esmalte com a utilização de um molde de teflon com 5 mm de diâmetro. A polimerização foi realizada durante 60 segundos. Todos os espécimes foram submetidos ao processo de termociclagem (700 ciclos) de 5 a 55°C e, após, submetidos ao teste de resistência ao cisalhamento com velocidade de 5 mm/min. Os resultados evidenciaram que a resistência de união foi significativamente maior no grupo tratado pelo ácido fosfórico a 35% (21,22 MPa) do que no grupo tratado pelo *laser* de Nd:YAG (2,06 MPa). Os autores relatam que o aumento na rugosidade dos tecidos duros dentários, após a aplicação de *laser*, favorece à união micromecânica, porém isso não produz necessariamente uma resistência de união superior nessas superfícies. Os autores concluíram que a resistência ao cisalhamento é significativamente maior quando se utiliza o ácido fosfórico, havendo a necessidade de novos estudos a fim de se alcançarem os parâmetros ideais do *laser* para o condicionamento da superfície do esmalte.

Em 1997, Eliades, Palaghias e Vougiouklakis realizaram um estudo com o objetivo de avaliar o efeito de alguns condicionadores ácidos na morfologia da dentina, na composição molecular e na conformação do colágeno. Foram utilizados terceiros molares hígidos que tiveram o esmalte oclusal removido através da secção perpendicular ao longo eixo do dente. Após, um novo corte foi realizado 2 mm abaixo do primeiro, obtendo assim discos de dentina, os quais foram polidos com lixas de carbetto de silício de granulação 600. Os condicionadores ácidos utilizados foram: Clearfil CA Agent – ácido cítrico 10% (Kuraray); 3M Scotchbond Etchant – ácido fosfórico 35% (3M) e Scotchbond Multi-Purpose – ácido maleico 10% (3M). A *smear layer* foi mensurada utilizando microscopia de força atômica e analisada por espectroscopia. Os espécimes foram submetidos aos tratamentos condicionantes: ácido cítrico 10% - 40 segundos de condicionamento e 10 segundos de lavagem; ácido fosfórico 35% - 15 segundos de condicionamento e 10 segundos de lavagem; ácido maleico – 10 segundos de condicionamento e 10 segundos de lavagem e analisados novamente. A extensão de dentina descalcificada na região mais externa (2µm) foi calculada a partir da redução de percentual do grupo fosfato. Os resultados mostraram que todos os condicionadores removeram a *smear layer*, afunilaram os túbulos, aumentaram a rugosidade intertubular e contaminaram a superfície da dentina com resíduos dos agentes espessantes. Os condicionadores ácidos induziram a consideráveis mudanças na conformação do colágeno da dentina, a maioria associada com processo de desnaturação.

Schaller, Weihing e Strub, em 1997, estudaram o efeito do *laser* de Nd:YAG na permeabilidade dentinária. Usaram 40 discos de dentina de terceiros molares, obtidos por meio de secção horizontal no terço coronário. Os discos foram finalizados com lixas de granulação 600 e divididos em três grupos e um controle. Para o teste três potências foram selecionadas: grupo A: 3 x 60 s, 60 mJ; grupo B: 3 x 60 s, 90 mJ; grupo C: 3 x 60 s, 120 mJ. No grupo controle não foi realizado tratamento com *laser*. A permeabilidade foi mensurada três vezes antes da aplicação do *laser*, três vezes imediatamente após o tratamento com *laser* e seis vezes após aplicação do ácido fosfórico. A análise de variância mostrou significativa influência do tratamento com *laser* de Nd:YAG na permeabilidade dentinária. A irradiação com *laser* de Nd:YAG causou mudanças na dentina, resultando em uma diminuição da dissolução ácida. Os autores concluíram que a irradiação na dentina

com *laser* de Nd:YAG criou modificações na superfície de desta, causando um aumento na resistência ao condicionamento ácido, pois o ácido fosfórico a 32% não foi capaz de remover as áreas re-solidificadas da superfície, o que foi mais evidente a uma potência de 120 mJ.

Anic et al., em 1998, compararam as mudanças morfológicas entre a superfície dentinária tratada com *laser* aplicado perpendicularmente e paralelamente à estrutura dental utilizando os *lasers* de argônio, CO<sub>2</sub> e Nd:YAG. Foram utilizados 15 terceiros molares e 5 dentes unirradiculares humanos. Na coroa dos molares foram feitos cortes transversais de 1,5 mm de espessura para obtenção de fatias que foram manualmente polidas com pastas de granulação extra-fina, e depois tratadas com EDTA 17% por 2 minutos e com hipoclorito de sódio a 5% por dois minutos. Após a remoção da *smear layer*, os espécimes foram lavados com água destilada e secos. Cada superfície foi marcada e dividida em quatro quadrantes. No primeiro quadrante foi aplicado o *laser* de argônio, no segundo o *laser* de CO<sub>2</sub>, no terceiro o *laser* de Nd:YAG e o quarto serviu como controle. Os canais dos dentes unirradiculares foram instrumentados empregando hipoclorito de sódio 1,25% e a água oxigenada 3%, sendo então secos com ponta de papel absorvente. O *laser* de Nd:YAG foi aplicado com a fibra introduzida até o *stop* apical. Após a aplicação dos *lasers* os dentes foram divididos longitudinalmente em duas metades. O *laser* de Nd:YAG em posição vertical produziu crateras na dentina, sendo o fundo destas cobertas com dentina fundida. Os túbulos dentinários da parede e da periferia da cratera possuíam o diâmetro menor. Superfície de dentina fundida foi geralmente encontrada na porção apical do canal radicular. A posição paralela, à superfície dentinária, da fibra de Nd:YAG produziu menos efeito na superfície que na posição perpendicular, porém foi mais efetivo quando comparado aos outros dois *lasers*. Quando o *laser* foi irradiado paralelamente à superfície dentinária os efeitos da energia do *laser* variaram. Quando o *laser* foi aplicado perpendicularmente todos os três *lasers* produziram crateras bem contornadas. Os autores concluíram que o ângulo em que o *laser* entra em contato com a superfície da dentina pode ser um fator decisivo na quantidade de energia absorvida pelo substrato dentinário e, conseqüentemente, nas alterações morfológicas que podem ser induzidas pelo *laser*.

Em 1998, Perdigão et al., avaliaram o efeito de um agente re-umidificador contendo HEMA no desempenho de adesivos dentinários. Os espécimes foram divididos em grupos de acordo com o nível de umidade na superfície dentinária: dentina úmida, dentina seca por 1 segundo, dentina seca por 5 segundos e dentina seca por 5 segundos seguida da aplicação do agente umidificador. A aplicação dos adesivos sobre dentina úmida ou sobre dentina seca por 1 segundo resultou em uma área de interdifusão resina-dentina ou camada híbrida. No grupo da dentina seca por 5 segundos o resultado foi uma deficiente impregnação do colágeno exposto. A aplicação do agente umidificador resultou em uma densa zona de interdifusão resina-dentina. Os autores concluíram que a re-umidificação da superfície seca de dentina mantém ou melhora a resistência de união a níveis comparáveis àqueles obtidos pela aplicação de adesivos dentinários à superfície úmida da dentina.

Moritz et al., em 1998, avaliaram a resistência ao cisalhamento e à tração de compósitos ao esmalte e à dentina quando estes foram tratados com abrasão a ar, *laser* de Nd:YAG, Er:YAG, CO<sub>2</sub>, Diodo, condicionamento com ácido fosfórico a 37% e maleico a 10%. Um total de 1.440 dentes extraídos foram incluídos em resina acrílica, sendo utilizada somente a face vestibular. Os mesmos foram divididos em grupos com 20 dentes cada para os seguintes tratamentos: 1) Abrasão a ar com partículas de diferentes diâmetros e distintas velocidades; 2) *Laser* de Nd:YAG a) 1,2 W, 60 mJ, 20 Hz por 4 s.; b) 1,2 W, 80 mJ, 15 Hz por 6 s.; c) 1,6 W, 80 mJ, 20 Hz por 4 s.; 3) *Laser* de Er:YAG; 4) *Laser* de CO<sub>2</sub>; 5) *Laser* de Diodo. Um grupo teste recebeu condicionamento com ácido fosfórico a 37% e outro com ácido maleico a 10%. O sistema adesivo Scotchbond MultiUse (3M) foi aplicado numa área de 3,6 cm de diâmetro, seguido da confecção de um cilindro de resina composta Z100 (3M). No teste de resistência à tração, o maior valor obtido para o esmalte foi com a abrasão a ar com partículas de diâmetro de 50µm e pressão de 1,1 MPa, e o menor valor com o *laser* de CO<sub>2</sub> com 1 W por 10 segundos. Para a dentina, o maior valor foi obtido com a abrasão a ar com partículas de 50µm e pressão de 0,8 MPa, e o menor com o *laser* de Nd:YAG com 60 mJ e 20 Hz. No teste de resistência ao cisalhamento, o maior valor observado no esmalte foi para o grupo que recebeu condicionamento com ácido maleico e, em dentina, com o *laser* de Diodo a 7 W. Os autores concluíram que o condicionamento com *laser* poderia ser adicionalmente

utilizado quando a cavidade fosse preparada com instrumentos rotatórios, porém o condicionamento ácido permaneceria como método de escolha. O uso de outros tipos de *laser* como o Nd:YAG, CO<sub>2</sub> ou Diodo parecem ser menos adequados para o condicionamento de esmalte e dentina uma vez que, em sua maioria, promoveram baixa resistência de união ou apresentaram pouca utilidade para a confecção de preparos cavitários como é indicado o *laser* de Er:YAG.

Em 1998, Kato e Nakabayashi realizaram um estudo para investigar a influência de remanescente dentinário não impregnado pelo adesivo na resistência de união ao longo do tempo. Amostras de dentina bovina foram preparadas, condicionadas com ácido fosfórico 65%, lavadas com água e mantidas úmidas durante a aplicação do *primer*, seguido da aplicação do agente de união e fotopolimerização. Os valores de resistência de união foram obtidos após a manutenção em água à 37°C, durante vários intervalos de tempo (1 dia, 1 mês, 6 meses e 1 ano). O lado da dentina fraturada foi examinado em MEV. Os resultados revelaram um decréscimo na resistência de união de, aproximadamente,  $6,6 \pm 1,0$  MPa (1 dia) para  $3,4 \pm 1,7$  MPa após 1 mês,  $3,9 \pm 0,9$  MPa após 6 meses e  $2,0 \pm 1,0$  MPa após um ano. A observação em MEV revelou nas amostras, falhas dentro da dentina desmineralizada e não impregnada pela resina, as quais aumentaram com o período de imersão em água. Esse estudo mostra que a união à dentina úmida foi pior quando a dentina desmineralizada não estava impregnada pela resina, resultando na exposição de fibras colágenas, as quais hidrolizaram durante longos períodos de imersão em água.

Ariyaratnam, Wilson e Blinkhorn, em 1999, avaliaram a morfologia da dentina após o condicionamento com o *laser* de Nd:YAG, a resistência ao cisalhamento de compósito à dentina irradiada e a profundidade de dentina modificada pela irradiação do *laser*. Molares permanentes extraídos tiveram a coroa seccionada mesio-distalmente para se obter a superfície de dentina, sendo divididos em sete grupos. Um grupo (controle) não recebeu tratamento, outros três tiveram a superfície pintada com um gel para melhorar a absorção do *laser* e os outros três grupos não foram pintados. Os espécimes foram irradiados com *laser* por 60 segundos com três diferentes taxas de energia: a) 10 pps e 0,8 W; b) 15 pps e 1 W e c) 20 pps e 1,25 W. As superfícies irradiadas foram então avaliadas por um profilômetro para a avaliação da aspereza. Outros dentes foram utilizados para o

teste de resistência ao cisalhamento, sendo a dentina preparada conforme anteriormente descrito: um grupo controle, três pintados e três não pintados. Os corpos-de-prova, foram submetidos ao teste de resistência ao cisalhamento com velocidade de 0,1 mm/seg. Secções longitudinais de dentina irradiada por *laser* foram examinadas com MEV para avaliar a profundidade de modificações causada pelo *laser* de Nd:YAG. Os resultados mostraram que, quando não empregado o gel, a região de derretimento ficou limitada entre 30 - 50µm, ao passo que com a utilização do gel essa zona se estendeu entre 200 - 770µm. Os espécimes de dentina tratada com *laser* exibiram superfície morfologicamente diferente quando comparada com a dentina sem tratamento. O tratamento com *laser* de alta exposição resultou na formação de microcrateras e fissuras e a *smear layer* não estava visível. A resistência ao cisalhamento não foi diferente estatisticamente na dentina normal e na dentina irradiada com o *laser*. A superfície da dentina irradiada pelo *laser* foi parcialmente obliterada devido a re-solidificação da dentina fundida. Os autores concluíram que, apesar de existirem evidências que a irradiação *laser* na dentina produz uma superfície favorável à união mecânica da resina composta, o condicionamento à *laser* da dentina com Nd:YAG não produz união superior quando comparado com o convencional procedimento de união.

Lucena-Martin et al., em 1999, realizaram um estudo da resistência de união ao cisalhamento de cinco adesivos monocomponentes sob simulação da pressão pulpar. Também foi avaliada a influência do tempo de armazenagem na resistência. Foram utilizados 100 molares humanos, os quais foram incluídos em resina epóxica em moldes cilíndricos de borracha. Superfícies lisas de dentina 1 mm acima da câmara pulpar foram utilizadas como área de união. Os espécimes foram divididos em cinco grupos de acordo com o adesivo utilizado. Cada adesivo foi combinado com a resina composta do mesmo fabricante. Após a polimerização da resina, metade das amostras de cada grupo foram testadas uma semana e a outra metade após quatro semanas. Durante os procedimentos de colagem e durante o tempo de armazenagem, a pressão pulpar foi mantida constante. Após quatro semanas de armazenagem em água, houve uma significativa diminuição na resistência de união para todos os sistemas adesivos utilizados. Os autores relataram que materiais adesivos que contém acetona ou etanol como solvente tem um desempenho melhor, que os a base de água, quando utilizados com a técnica úmida de união.

Matos et al., em 1999, avaliaram a resistência de união à tração de compósitos à dentina tratada com *laser* de Nd:YAG antes e depois dos procedimentos de adesão. Foram utilizados 30 dentes anteriores humanos não cariados. A superfície vestibular foi desgastada até a exposição da dentina e os espécimes foram divididos em três grupos: grupo 1 – controle: utilizado condicionamento ácido, *primer* e adesivo; grupo 2 - aplicação do *laser*, condicionamento ácido, *primer* e adesivo e grupo 3 - condicionamento ácido, *primer*, adesivo e aplicação do *laser*. Os parâmetros utilizados no *laser* de Nd:YAG foram: 40 mJ, 15 Hz e 0,6 W e o sistema adesivo utilizado foi o Single Bond (3M). Após a aplicação do adesivo e/ou do *laser*, cones invertidos de resina composta foram construídos com base de 3 mm, sendo os corpos-de-prova submetidos ao ensaio de resistência à tração em máquina de ensaio universal com velocidade de 0,5 mm/min. Os grupos 1 (sem *laser*) e 3 (*laser* após aplicação do adesivo) tiveram resultados similares, 15,46 e 15,67 MPa, respectivamente, ambos superiores estatisticamente ao grupo 2 (4,57 MPa). Os autores relataram que variáveis como comprimento de onda, densidade de energia e tempo de exposição tem diferentes efeitos sobre os tecidos dentais e um dos mais importantes parâmetros observados é o ângulo formado entre o *laser* e a superfície dentinária assim como a distância entre eles. Foi concluído que o tipo de tratamento na dentina, especialmente com o *laser* de Nd:YAG, tem influência sobre a resistência de união à tração de resinas compostas. Além disso, os autores enfatizaram a necessidade de mais estudos sobre como a camada híbrida é formada quando a irradiação *laser* é utilizada após a aplicação do adesivo.

O efeito bactericida dos *lasers* de Nd:YAG, Ho:YAG e Er:YAG foi avaliado por Moritz et al., em 1999. Nesse estudo 40 dentes foram inoculados com suspensão de *Escherichia coli* e *Enterococcus faecalis* e posteriormente irradiados com parâmetros padronizados. A eficácia da desinfecção de cada *laser* foi avaliada através de exame microbiológico clássico. Todos os três *lasers* diminuíram a população bacteriana. O *laser* de Nd:YAG eliminou 99,16% das bactérias. Os autores concluíram que os três *lasers* atuam como um forte agente bactericida sem causar aumento de temperatura desfavorável.

Türkmen et al., em 2000, avaliaram o efeito dos *lasers* de CO<sub>2</sub>, Nd:YAG e ArF Eximer na morfologia dentinária e no aumento de temperatura da câmara

pulpar. Cavidades classe I foram realizadas em 66 molares, deixando um remanescente dentinário de aproximadamente 2 mm. A polpa foi removida via perfuração realizada na área cervical, e a câmara pulpar foi subseqüentemente preenchida com silicone termocondutor. Um termômetro digital calibrado de NiCr/NiSi com um par termoeletrico foi utilizado e inserido através do orifício na câmara pulpar, durante a aplicação dos *lasers*. A superfície de dentina na base da cavidade foi irradiada por 30 segundos com cada *laser* e com os mesmos parâmetros (3 W, 20 pps). O aumento de temperatura foi baseado na máxima temperatura alcançada após a irradiação terminada. Dois dentes de cada grupo foram preparados para análise em MEV. As médias de aumento de temperatura foram: CO<sub>2</sub> (37,46 ± 11,10°C); Nd:YAG (28,70 ± 7,75°C); ArF (1,05 ± 0,50°C). A mais baixa média de temperatura produzida pelo *laser* foi a cavidade preparada pelo ArF e, a mais alta, pelo CO<sub>2</sub>. A análise em MEV da dentina irradiada pelo *laser* de Nd:YAG mostrou não haver túbulos dentinários observáveis e algumas largas crateras. Os autores concluíram que o tipo de aparelho, o comprimento de onda da luz *laser*, o modo (contínuo ou pulsátil) e o tipo (contato ou sem contato) são fatores importantes no aumento de temperatura intrapulpar e nas modificações morfológicas da dentina.

Hashimoto et al., em 2000, investigaram a durabilidade a união da resina-dentina *in vivo*, acompanhando a degradação durante 1, 2 e 3 anos. Foram preparadas cavidades em molares decíduos, sendo aplicado o sistema adesivo Scotchbond Multi Uso (3M). Entre 1 e 3 anos com a erupção dos dentes permanentes, os decíduos foram extraídos, seccionados e preparados para o teste de tração. Também foi preparado um grupo controle testado após 24 horas. Os resultados de resistência de união foram os seguintes: grupo controle (28,3 ± 11,3 MPa); após 1 a 2 anos (15,2 ± 4,4 MPa); após 2 a 3 anos (9,1 ± 5,1 MPa). A análise de fractografia revelou uma maior proporção de fratura na dentina desmineralizada dos espécimes envelhecidos que no grupo controle, sugerindo que as fibras colágenas expostas foram degradadas no ambiente oral ao longo do tempo. Os autores concluíram que a degradação da união dentina-resina ocorre após o envelhecimento no meio oral, e a eliminação da zona de dentina desmineralizada dentro das estruturas de união é essencial para o aumento da longevidade da restauração de resina.

Em 2000, Gallo, Henderson e Burgess avaliaram a resistência de união ao cisalhamento à dentina úmida e seca dos sistemas adesivos Prime & Bond NT (Dentsply); Single Bond (3M); Gluma Confort Bond (Haraeus-Kulzer) e Gluma Confort Bond + Dessensibilizante (Haraeus-Kulzer). Metade dos espécimes foi completamente seca com jato de ar por 10 segundos e, na outra metade, a dentina foi deixada úmida após o condicionamento ácido. Todos os espécimes foram termociclados por 1000 ciclos entre 6 e 60°C e então submetidos ao ensaio de resistência ao cisalhamento. A análise estatística revelou que a condição da dentina (seca ou úmida) foi significativa. A adesão à dentina úmida produziu valores mais altos de resistência de união em comparação à dentina seca.

Lan et al., em 2000, compararam as mudanças morfológicas na dentina com e sem *smear layer*, após a irradiação com *laser* de Nd:YAG e CO<sub>2</sub>. A partir de 81 terceiros molares foram obtidas fatias de 3 mm de dentina acima da junção esmalte-cemento. Para criar a *smear layer* a superfície de dentina foi polida manualmente com lixas de papel com granulação de 320, 400 e 600. Cada fatia de dentina foi cortada em duas metades, onde uma foi tratada com EDTA 14% em ultrassom durante 2 minutos para remover a *smear layer*. Os *lasers* foram aplicados perpendicularmente com 1 mm de distância por 4 segundos. Os resultados evidenciaram a formação de crateras na superfície de dentina com ou sem *smear layer* quando irradiada com *laser* de Nd:YAG. O fundo das crateras ficou coberto com dentina fundida composta de finos grãos. A superfície derretida foi encontrada mais claramente na dentina com *smear layer*. Alta energia produziu uma forma bem modelada de cratera cercada por dentina fundida. Os autores concluíram que ambos os tipos de *lasers* e a *smear layer* tem uma influência significativa nas mudanças morfológicas da superfície de dentina irradiada.

Matos et al., em 2000, estudaram a resistência de união à tração da resina composta sobre o esmalte e a dentina tratados com *laser* de Nd:YAG antes e após os procedimentos de adesão com um sistema adesivo autocondicionante. Utilizaram 48 dentes humanos e separaram em seis grupos: grupo 1: Controle esmalte - Clearfil Liner Bond 2V (CLB 2V); grupo 2: Esmalte - Nd:YAG + CLB 2V; grupo 3: Esmalte - CLB 2V + Nd:YAG; grupo 4: Controle dentina - CLB 2V; grupo 5: Dentina - Nd:YAG + CLB 2V e grupo 6: Dentina - CLB 2V + Nd:YAG. A superfície de esmalte foi polida com lixa de granulação 180 e a dentina com lixa 600. Os parâmetros do *laser* de

Nd:YAG utilizados foram: 40 mJ, 15 Hz e 0,6 W. A média de resistência de união à dentina foi maior do que a obtida para o esmalte, sendo 20,38 e 15,54 MPa, respectivamente. A média de resistência de união foi menor com o uso do *laser* antes do procedimento adesivo. Entretanto, quando avaliado somente os resultados de resistência em dentina, não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes. Os autores relataram que a dentina modificada dificulta a desmineralização pelo agente condicionador, o qual pode ser um ácido ou um *primer* autocondicionante, e concluíram que o melhor momento para aplicação do *laser* Nd:YAG é após o uso do sistema adesivo, e que o sistema autocondicionante utilizado nesse estudo pode ser utilizado com o *laser* Nd:YAG sem comprometimento da adesão à dentina.

Huang et al., em 2001 estudaram a efetividade do *laser* de Nd:YAG associado a verniz fluoretado na inibição de formação de cárie em fóssulas, fissuras e superfícies lisas dentárias. Um total de 36 molares não cariados foram tratados com *laser* e verniz; somente com *laser*; somente com verniz e sem tratamento. Lesões artificiais de cárie foram criadas para avaliar a resistência do esmalte após o tratamento. O *laser* de Nd:YAG aumentou a resistência dental ao desafio ácido. Entretanto, o *laser* sozinho não foi tão eficiente como o *laser* combinado com o verniz fluoretado especialmente nas fóssulas e fissuras. O tratamento *laser* combinado com o verniz inibiu em 43% as lesões em fóssulas e fissuras e em 80% ns superfícies lisas. As lesões de cárie foram menores em profundidade e largura. Os autores concluíram que o efeito sinérgico na prevenção de cárie dental em fóssulas, fissuras e superfícies lisas pode ser conseguido com a aplicação de *laser* de Nd:YAG seguido da aplicação de verniz fluoretado.

Armstrong, Keller e Boyer, em 2001a, estudaram o tipo de falha na união dentina-adesivo-resina composta produzido pelo teste de microtração após a armazenagem em água por 30 e 180 dias. Quarenta molares hígidos foram incluídos em gesso, a superfície oclusal foi removida para a exposição da dentina, e as superfícies dentinárias foram polidas com lixas de carbetto de silício de granulação 600. O sistema adesivo Optibond FL (Kerr) foi aplicado, seguido da confecção de um bloco de resina composta com 4 mm de altura. Os espécimes foram seccionados em dois planos perpendiculares entre si e paralelos ao longo eixo do dente para obtenção de palitos com aproximadamente 1,5 mm x 1,5 mm de largura e com 10 a

12 mm de comprimento. Após os espécimes foram cortados de tal forma que a área de união variou entre 0,38 mm<sup>2</sup> e 0,54 mm<sup>2</sup>. Os corpos-de-prova foram armazenados em água por 30 e 180 dias e, decorrido o período de armazenagem, foram submetidos ao ensaio de microtração. Os tipos de falha foram observados em MEV sendo classificados da seguinte forma: a) interfacial: falha ao nível do topo ou base da camada híbrida e falha coesiva no adesivo; b) coesiva na dentina; c) coesiva na resina composta; d) mista. Os autores concluíram que, para os materiais empregados, a união mais fraca localizou-se na interface entre o topo da camada híbrida e o adesivo, e entre a base da camada híbrida e a dentina.

Oda, Oliveira e Liberti, em 2001, avaliaram morfológicamente a união adesivo/resina composta e dentina irradiada com *laser* de Er:YAG e Nd:YAG. Foram preparadas cavidades classe V na superfície vestibular de dentes bovinos, sendo divididos em grupos: Grupo 1 - tratamento com *laser* de Er:YAG e procedimento adesivo; Grupo 2 - tratamento com *laser* de Nd:YAG e procedimento adesivo; Grupo 3 - tratamento com *laser* de Er:YAG e procedimento adesivo, não sendo realizado o condicionamento ácido; Grupo 4 - tratamento com *laser* de Nd:YAG e procedimento adesivo, não sendo realizado o condicionamento ácido. Em todos os grupos foi utilizado o sistema adesivo Single Bond (3M) e a resina composta Z100 (3M) após o tratamento da superfície. Os dentes foram seccionados no sentido longitudinal, no centro da restauração, sendo observados em MEV. Nas amostras do grupo 1 houve penetração da resina na dentina; no grupo 2 não houve abertura dos túbulos dentinários, sugerindo que os túbulos estivessem vedados; no grupo 3 a dentina apresentou túbulos abertos, mas a resina estava espalhada, sem penetração; no grupo 4 observaram-se túbulos não abertos, sem penetração da resina. Os autores enfatizaram que o *laser* de Nd:YAG, por fundir ou recristalizar a dentina, impediu que o adesivo penetrasse na mesma, não havendo a formação de *tags* de resina, resultando num espalhamento da resina sobre a dentina. Nos tratamentos com *laser* de Nd:YAG houve apenas aparente superposição da resina na superfície dentinária, sugerindo que houve oclusão dos túbulos com características de fusão na dentina superficial.

Hossain et al., em 2001, investigaram o efeito da irradiação do *laser* de Nd:YAG sob a desmineralização ácida do esmalte e da dentina através da espectrofotometria. Um pulso de *laser* com comprimento de onda de 1064µm foi

utilizado para irradiar amostras de esmalte e dentina com parâmetros de 1, 2 e 3 W e 20 pps por um tempo total de 9 segundos, sendo as superfícies pintadas com tinta preta. As amostras foram submetidas a 2 ml de solução de ácido láctico 0,1M (pH 4,8) por 24 horas a 36°C. As partes por milhão (ppm) de íon cálcio dissolvido em cada solução foi determinado pela espectrofotometria de absorção atômica e as mudanças morfológicas foram investigadas por meio do MEV. A menor média de  $\text{Ca}^{+2}$ ppm foi registrada nas amostras irradiadas com 3 W. As amostras não irradiadas mostraram a mais alta concentração de  $\text{Ca}^{+2}$ ppm. As observações com MEV mostraram que nas áreas irradiadas, a *smear layer* foi parcialmente derretida e o esmalte e dentina subjacente pareceram ser termicamente degenerados. Os autores concluíram que os resultados desse estudo sugerem que a *smear layer*, o esmalte e a dentina subjacente degenerados termicamente pelo calor do *laser* de Nd:YAG poderiam desempenhar uma função no aumento da resistência à formação de cárie artificial.

Sazak, Türkmen e Günday, em 2001, estudaram os efeitos do *laser* de Nd:YAG, da abrasão à ar e do condicionamento ácido sobre o esmalte e a dentina. Utilizaram dez terceiros molares e dividiram em dois grupos - esmalte e dentina. Os espécimes em esmalte foram irradiados com *laser* de Nd:YAG por 2 segundos com potência de 0,75 J e frequência de 15 Hz; os abrasionados a ar por 2 segundos com partículas de óxido de alumínio de 50 $\mu\text{m}$ ; os condicionados com ácido fosfórico 37% por 60 segundos. Os espécimes de dentina foram submetidos aos mesmos procedimentos pela metade do tempo. Áreas não tratadas dos mesmos espécimes serviram como controle. Morfologicamente a dentina irradiada mostrou uma superfície aparentemente derretida, com os túbulos dentinários parcialmente obstruídos, bem como crateras ao longo dessa superfície. A abrasão a ar criou superfícies irregulares no esmalte e na dentina. Túbulos dentinários foram observados na dentina condicionada com ácido, mas não nas superfícies abrasionadas com o óxido de alumínio. O *laser* de Nd:YAG criou a superfície mais irregular tanto em esmalte quanto em dentina. Os autores concluíram que o *laser* de Nd:YAG altera a superfície morfológica do esmalte e da dentina e parece modificar a estrutura química.

Em 2001, Tay e Pashley verificaram a agressividade de sistemas adesivos autocondicionantes contemporâneos. Avaliaram a profundidade de penetração na

*smear layer* utilizando o microscópio eletrônico de transmissão. Discos de dentina humana foram preparados de três maneiras diferentes. O grupo controle estava ausente de *smear layer* e os grupos experimentais com fina e espessa *smear layer*. Foram utilizados os sistemas adesivos Clearfil Mega Bond (Kuraray), Non - Rinse Conditioner Prime & Bond NT (Dentsply) e Prompt L-Pop (ESPE). Os espécimes foram então desmineralizados e embebidos em resina epóxica para exame em MEV. Para o Clearfil Mega Bond foi encontrada uma fina camada híbrida entre 0,4 - 0,5µm. *Smear layer* e *smear plugs* foram mantidos como parte do complexo hibridizado. Para o Non-Rinse Conditioner/Prime & Bond NT a camada híbrida tinha espessura entre 1,2 e 2,2µm. *Smear layer* e *smear plugs* foram completamente dissolvidos na dentina de *smear layer* fina, mas parcialmente mantidos como parte do complexo hibridizado naquelas com *smear layer* espessa. Para o Prompt L-Pop, a camada híbrida foi entre 2,5 e 5µm e *smear layer* e *smear plugs* estavam completamente dissolvidos nos grupos de fina e espessa *smear layer*. Os autores classificaram os sistemas adesivos de acordo com a habilidade de penetrar e a profundidade de desmineralização, podendo ser leve, moderado e agressivo. O sistema adesivo mais agressivo solubilizou a *smear layer* e *smear plugs* formando uma camada híbrida com espessura aproximada daqueles sistemas que condicionam a dentina com ácido fosfórico.

Hogan e Burrow (2001) determinaram o efeito da água destilada na resistência à microtração de três sistemas adesivos e de uma resina de baixa viscosidade após armazenagem. Cinco cilindros de cada sistema adesivo: All Bond 2 (Bisco), Scotchbond Multi Purpose Plus (3M), Clearfil LB Bond (Kuraray) e da resina de baixa viscosidade Protect Liner F (Kuraray) medindo  $2,4 \pm 0,2$  mm de diâmetro e 9,5 mm de altura foram confeccionados com a utilização de um molde de polietileno, fotopolimerizados e armazenados ao ar à 37°C por 24 horas. Após, os espécimes foram desgastados em forma de ampulheta e armazenados ao ar ou em água à 37°C nos períodos de 1, 7, 28, 84 e 168 dias. Após os respectivos períodos de armazenagem os corpos-de-prova foram testados. As médias de resistência a microtração foram analisadas estatisticamente através de One-way ANOVA e teste t Student. Em todos os períodos de teste, a comparação dos resultados mostrou que a resistência à tração foi significativamente menor para a armazenagem em água. Os autores concluíram que a resistência à tração dos sistemas adesivos é afetada

pela armazenagem em água durante os 168 dias de teste, enquanto que as amostras em ar mostraram pouca diminuição durante o mesmo período.

Armstrong, Keller e Boyer, em 2001b, testaram o conceito de camada elástica, variando a espessura de sistemas adesivos em cavidades com baixo e alto fator C, após diferentes períodos de armazenagem em água. Uma superfície plana e uma cavidade em forma de caixa, ambas em dentina oclusal tratada com sistemas adesivos com e sem carga (Optibond FL (Kerr) e Optibond L (Kerr), respectivamente) foram restauradas com resina composta. Os espécimes foram seccionados transversalmente formando palitos com secção transversal de 0,5 mm<sup>2</sup>. Após a armazenagem por 30 e 150 dias em água destilada, a resistência à microtração foi determinada e o padrão de fratura foi examinado em microscópio eletrônico de varredura. Para o adesivo Optibond FL a resistência de união à microtração em superfície plana foi de 47,57 MPa aos 30 dias e 20,90MPa aos 150 dias. Para a cavidade em forma de caixa os valores variaram de 49,26 MPa e 17,49 MPa. As médias correspondentes para o adesivo Optibond L na superfície plana foi 36,93 MPa e 32,68 MPa e, na cavidade em forma de caixa, de 32,84 MPa aos 30 dias e 15,46 MPa aos 150 dias. As evidências sugerem que a durabilidade da união é ameaçada pela hidrólise causada pela armazenagem em água, e que a região mais suscetível a essa degradação é a base da camada híbrida. Em cavidades com baixo fator C, um liner de adesivo mais flexível tornou a união adesiva mais durável.

Harris et al., (2002) estudaram a ablação da superfície de esmalte cariada com *laser* de Nd:YAG. A segurança e a eficácia desse procedimento foram avaliadas. Lesões de cárie foram aleatoriamente escolhidas para serem tratadas com broca ou *laser*. Lesões de cárie foram removidas de terceiros molares, os quais foram extraídos uma semana depois e as polpas examinadas histologicamente. Não ocorreram efeitos adversos nem clinicamente nem histologicamente. O tratamento com *laser* de Nd:YAG removeu as lesões de cárie, mas não a superfície de esmalte abaixo da lesão. O *laser* de Nd:YAG foi seguro e efetivo na remoção de cárie.

Konno et al., em 2003, avaliaram o efeito da armazenagem (1 dia, 3 meses e 6 meses) em relação à resistência de união ao cisalhamento dos sistemas adesivos Clearfil Liner Bond 2V - CLB2V (Kuraray), Scotchbond Multi Purpose Plus – SBMP (3M), Optibond Solo – SOLO (Kerr), Prime & Bond NT – PBNT (Dentsply) e Etch &

Prime 3.0 - E&P (Degussa). Os sistemas adesivos foram aplicados em dentina bovina conforme as instruções dos fabricantes em área com 4 mm de diâmetro, seguido da construção de um cilindro em compósito. Após a armazenagem em água destilada a 37<sup>o</sup>C nos períodos determinados, os espécimes foram submetidos ao ensaio de resistência de união ao cisalhamento. Os sistemas adesivos SBMP, PBNT e E&P foram estatisticamente similares em todos os tempos. Clearfil Liner Bond 2V teve a mais alta média em três meses, não sendo estatisticamente diferente em relação ao valor de um dia e 6 meses. Após 6 meses de armazenagem, o CLB2V apresentou as mais altas médias, as quais foram diferentes estatisticamente daquelas dos outros sistemas. A maioria das falhas para o SOLO foram adesivas nos três períodos e, para o CLB2V, foram mistas. Os menores valores de resistência ao cisalhamento para todos os períodos avaliados foram obtidos para o E&P, devido à incompleta infiltração do monômero ácido e dissolução da smear layer. O CLB2V contém o 10-MDP, outro monômero ácido, que parece ser mais efetivo na formação de uma forte resistência de união, obtendo uma alta média para todos os tempos testados. Três dos cinco sistemas adesivos testados mostraram uma tendência para maiores médias em três meses, parecendo que esse período de armazenagem não foi suficiente para causar degradação perceptível. Assim a resistência de união ao cisalhamento após diferente tempo de armazenagem foi influenciada pelo sistema adesivo utilizado.

Armengol et al., em 2003, estudaram os efeitos do *laser* de Er:YAG e Nd:YAG na rugosidade superficial e energia superficial livre do esmalte e da dentina. Amostras de esmalte e dentina planas foram preparadas na superfície lingual e vestibular de 67 molares. Para o estudo da rugosidade 80 amostras foram escolhidas. Superfícies de esmalte e dentina foram condicionadas com ácido fosfórico 37%, irradiadas com *laser* de Er:YAG e com *laser* de Nd:YAG. Essas amostras foram observadas em MEV. Para o estudo da energia superficial, 54 amostras receberam o mesmo tratamento das demais descritas. Modificações morfológicas no esmalte e na dentina foram mais significativas com o ácido fosfórico e com o *laser* de Er:YAG que com o *laser* de Nd:YAG. A energia livre da superfície foi significativamente maior com o ácido fosfórico e com o *laser* de Er:YAG que com o *laser* de Nd:YAG. O *laser* de Nd:YAG produziu uma leve rugosidade no esmalte e na dentina. A superfície estava coberta com uma fina, lisa, fundida, vitrificada

camada. O *laser* de Nd:YAG produziu modificações superficiais que desfez a arquitetura normal. Os autores concluíram que o *laser* de Er:YAG aumenta a energia livre superficial e a rugosidade da superfície, enquanto que o *laser* de Nd:YAG teve pouca influência sobre a rugosidade e sobre a energia livre de superfície.

Em 2003, De Munck et al., avaliaram a resistência à microtração de sistemas adesivos de condicionamento ácido total Optibond Solo (Kerr), Single Bond (3M), Optibond Dual-Cure (kerr) e Scotchbond Multi Uso (3M) após quatro anos de armazenagem em água. Foram utilizados terceiros molares que tiveram a coroa removida para a exposição da dentina que foi polida com lixas de carbetto de silício de granulação 600 para reproduzir a *smear layer*. Os espécimes foram divididos em quatro grupos com sete dentes cada. Antes da armazenagem em água, dois dentes de cada grupo foram seccionados na metade expondo a interface dentina-adesivo, enquanto os demais foram armazenados intactos. Após 24 horas foram realizados os primeiros testes de microtração com as amostras de exposição indireta. Os demais espécimes foram testados após 4 anos. Os resultados revelaram que após 4 anos de imersão em água, as médias de resistência de união não diminuíram significativamente para as amostras de exposição indireta. A exposição direta em água resultou em uma significativa diminuição nos valores de resistência de união dos sistemas adesivos de dois passos. A redução dos valores de resistência estavam de acordo com o aumento da porcentagem de falhas adesivas. Os autores concluíram que: a união resina-dentina formada pelos adesivos de condicionamento ácido total é propensa à degradação por água; adesivos de dois passos são mais susceptíveis à degradação por água que os de três passos; a união resina-esmalte ao redor protege a interface dentina-resina contra a degradação por água.

Kobayashi et al., em 2003, avaliaram a resistência de união ao cisalhamento do cimento de ionômero de vidro à dentina irradiada com *laser* de Nd:YAG. Superfícies planas em dentina de 64 molares foram divididas em quatro grupos. As superfícies dos grupos 1, 2 e 3 foram pintadas com tinta preta e irradiadas com *laser* com os seguintes parâmetros: 1, 2 e 3 W, respectivamente. O grupo 4, controle, foi mantido sem tratamento. O cimento de ionômero de vidro foi aplicado sobre a dentina em uma área de 8 mm de diâmetro. Alguns espécimes de cada grupo foram utilizados para análise de elementos químicos e da morfologia, enquanto outros foram utilizados para o teste de resistência ao cisalhamento. Os resultados

demonstraram que a resistência ao cisalhamento do grupo 3 foi significativamente maior que do grupo controle. A observação morfológica da interface ionômero/dentina mostrou uma boa adaptação à dentina tratada com *laser*. A irradiação *laser* causou modificações no conteúdo mineral e orgânico da superfície da dentina, o que pode ser favorável ao aumento de interações moleculares como polar ou iônica entre o ionômero de vidro e a dentina irradiada. A análise do conteúdo atômico mostrou um significativo aumento na proporção de cálcio e fósforo após a irradiação com o *laser* de Nd:YAG. A observação em MEV revelou que a superfície de dentina irradiada foi derretida e recristalizada e algumas microcavidades foram observadas. As mudanças na morfologia poderiam promover retenção mecânica adicional ao cimento de ionômero de vidro. Os autores concluíram que a superfície de dentina foi modificada morfológicamente e quimicamente, e a resistência de união ao cisalhamento do cimento de ionômero de vidro à dentina foi aumentada pela irradiação de *laser* de Nd:YAG com 3 W.

Lan et al., em 2004, avaliaram as modificações morfológicas da dentina hipersensível após a irradiação com *laser* de Nd:YAG. Trinta pacientes com diagnóstico clínico de dentes com hipersensibilidade dentinária cervical foram tratados com *laser* Nd:YAG com intensidade de 30 mJ e 10 pulsos por segundo durante 2 minutos. Uma impressão da área sensível foi realizada antes e depois da aplicação do *laser* e então examinada em MEV. A impressão da superfície de dentina após o tratamento com o *laser* mostrou não haver prolongamentos salientes, contrastando com a presença de numerosos prolongamentos antes da irradiação a *laser*. Os autores concluíram que a irradiação com *laser* de Nd:YAG pode ser utilizada para selar túbulos dentinários expostos.

Miguez, Pereira e Swift Jr (2004) avaliaram a resistência de união ao esmalte com diferentes sistemas adesivos armazenados em água à 37°C por 24 horas e 1 ano. Um sistema adesivo experimental com *primer* autocondicionante (ABF, Kuraray), os sistemas adesivos Clearfil SE Bond (Kuraray) e One-Step (Bisco) foram aplicados em onze incisivos bovinos. Estes tiveram a superfície de esmalte planificada antes da aplicação do adesivo onde foram confeccionados blocos de resina composta. Após 24 horas em água à 37°C os espécimes foram seccionados e corpos-de-prova em forma de ampulheta foram confeccionados, sendo aleatoriamente divididos em dois períodos de armazenagem (24 horas e 1 ano)

antes do teste de microtração. Os resultados foram analisados com teste t pareado ( $p < 0,05$ ). Não houve diferença significativa entre os grupos com armazenagem de 24 horas. Após 1 ano, ABF e Clearfil SE Bond tiveram médias significativamente maiores do que as encontradas para o grupo de 24 horas. A resistência de união ao esmalte do sistema adesivo de dois passos com condicionamento ácido total permaneceu estável após 1 ano. Os valores encontrados para os sistemas com *primer* autocondicionante aumentaram com o tempo de armazenagem. Apesar de os sistemas autocondicionantes apresentarem um padrão de condicionamento no esmalte mais leve do que o obtido com ácido fosfórico, os resultados deste estudo sugerem que os sistemas avaliados apresentaram forças de união estáveis após o período de 1 ano.

A interação dos monômeros funcionais (4-MET, Phenyl-P e 10-MDP) com a hidroxiapatita foi estudada por Yoshida et al., em 2004. Geralmente, esses monômeros ácidos dos adesivos autocondicionantes são ésteres originados a partir da reação de um álcool bivalente com o ácido metacrilato e derivados do ácido fosfórico/carboxílico. Cada adesivo autocondicionante contém um monômero funcional específico, que em grande extensão determina o desempenho adesivo. Nesse trabalho, foram preparadas soluções desses monômeros e hidroxiapatita sintética. A interação química dos três monômeros com a hidroxiapatita foi avaliada utilizando a espectroscopia de fotoelétron e a espectrofotometria de absorção atômica, e para caracterizar a interação morfológica com a dentina foi utilizado o microscópio eletrônico de transmissão. Os resultados mostraram que o potencial do 4-MET foi substancialmente menor. A união do phenyl-P à hidroxiapatita não parece ser hidroliticamente estável. O monômero 10-MDP facilmente aderiu à hidroxiapatita e esta união parece ser estável. Os autores concluíram que alguns monômeros funcionais podem interagir quimicamente com a hidroxiapatita, a qual necessita permanecer disponível na superfície de dentina parcialmente desmineralizada.

Em 2004, Moriyama et al., realizaram um estudo de avaliação da dentina após a irradiação com *laser* de Nd:YAG usando pulsos curtos e longos. Os autores avaliaram as mudanças morfológicas e químicas da dentina através de MEV e EDS. Amostras de dentina foram polidas e divididas aleatoriamente em oito grupos. Os parâmetros utilizados pelo *laser* de Nd:YAG foram 1, 2, 3 e 6 pulsos com duração de

0,9 msec (pulsos curtos) e 1, 2, 3 e 6 pulsos com duração de 90 msec (pulsos longos). Os resultados mostraram que a irradiação *laser* promoveu alterações microscópicas em todos os grupos, sendo que nas amostras de pulso longo os efeitos foram mais evidentes. Significantes diferenças foram encontradas na superfície da dentina dependendo do número de pulsos, da energia de pulso e da duração do pulso. A análise em MEV mostrou ausência de *smear layer* e túbulos dentinários abertos nos locais onde ocorreram mudanças morfológicas. Quando utilizado pulsos curtos era observado um processo de derretimento e recristalização na superfície da dentina, resultando em pequenos fragmentos, ao passo que, na utilização de pulsos longos, foi observado grandes áreas de resolidificação na superfície da dentina, resultando em uma superfície aplainada. A análise com EDS mostrou um aumento das concentrações de cálcio e fósforo em todas as amostras irradiadas, sem correlação com a energia de pulso, duração ou número de pulsos. Concluíram que pulsos longos produzem efeitos mais evidentes de estruturas profundas resolidificadas, devido ao maior volume de material derretido, e que a dentina irradiada com *laser* contém maior concentração de substâncias inorgânicas que a dentina não irradiada.

O efeito da espessura da *smear layer* na resistência de união inicial e tardia dos sistemas adesivos autocondicionantes foi avaliada por Reis et al., em 2005. Foram utilizados os sistemas adesivo Clearfil SE Bond (Kuraray), Optibond Solo Plus Self-Etch Primer (Kerr), Tyrian Self Priming Etchant (Bisco) e como controle os sistemas adesivos Scotchbond Multi Uso (3M) e Single Bond (3M). Os resultados revelaram redução nos valores de resistência de união após 6 meses de armazenagem em água, para todos os sistemas adesivos, independente da espessura da *smear layer*. Os valores de resistência de união foram: Clearfil SE Bond – imediato:  $40,6 \pm 4,7$  MPa e após 6 meses:  $26,6 \pm 4,1$  MPa; Single Bond – imediato:  $41,5 \pm 2,6$  MPa e após 6 meses:  $28,0 \pm 2,6$  MPa; SBMU – imediato:  $42,6 \pm 5,5$  MPa e após 6 meses:  $45,2 \pm 4,3$  MPa. A discrepância entre a extensão da desmineralização da dentina e a infiltração da resina poderia explicar a redução nos valores dos adesivos de condicionamento ácido total, e a degradação hidrolítica dos polímeros após a sorção de água e a permeabilidade da camada de adesivo poderiam ser as prováveis causas da redução dos valores dos adesivos autocondicionantes. Os resultados desse estudo aparentemente indicam que os

sistemas adesivos mais hidrofóbicos parecem ser mais resistentes à degradação pela água.

Jaques e Hebling, em 2005, investigaram o efeito de diferentes tratamentos dentinários em relação à resistência à microtração do sistema adesivo autocondicionante Clearfil SE Bond (Kuraray) e de condicionamento total de frasco único Single Bond (3M). Terceiros molares foram divididos em três grupos de acordo com o agente condicionador utilizado antes da aplicação do sistema adesivo: *primer* autocondicionante, ácido fosfórico 37% e EDTA. Após o condicionamento da dentina, os grupos foram subdivididos em dois subgrupos. Após a aplicação do adesivo foram construídas coroas de resina composta Z-250 (3M) de 5 mm. Os dentes foram mantidos em água destilada a 37°C por 24 horas seguido de 500 ciclos termais entre 5 e 55°C. Cada dente foi seccionado de forma retangular com 1 mm<sup>2</sup> de área, sendo os corpos-de-prova (n=10) submetidos ao teste de microtração em máquina de ensaio universal com velocidade de 0,5 mm/min. Após o teste 50% dos espécimes fraturados foram aleatoriamente selecionados e examinados em MEV para determinar o modelo de falha. A maior média de resistência à microtração foi obtida com o condicionamento da dentina com *primer* autocondicionante e o adesivo Single Bond (58,5 ± 20,8 MPa), seguido pelo Clearfil SE Bond com 0,5 M EDTA (47,8 ± 15,1 MPa) e Single Bond com ácido fosfórico (40,9 ± 14,3 MPa). Quanto às falhas, 54% foram adesivas, 27,7% coesivas na resina composta e 18,3% mistas. A presença de uma zona defeituosa na base da camada híbrida poderia explicar alguns dos resultados encontrados nesse estudo. A média de resistência à microtração do Single Bond aplicado após o condicionamento com ácido fosfórico foi estatisticamente menor que a média obtida com esse adesivo aplicado em dentina previamente condicionada com o *primer* autocondicionante. Como o condicionamento da dentina e a aplicação do *primer* ocorrem ao mesmo tempo, uma zona mais homogênea e livre de vazios pode ser obtida, melhorando a qualidade da camada híbrida. Os resultados indicam que a maior resistência de união pode ser obtida com o condicionamento da dentina com condicionantes suaves, sugerindo que uma profunda desmineralização pode evitar a própria infiltração da resina e conseqüentemente comprometendo a adesão.

Rolla et al., em 2006, avaliaram a influência do *laser* de Nd:YAG na resistência à microtração de sistemas adesivos Single Bond (3M), Tyrian SPE/One

Step Plus (Bisco) e Adper Prompt L-Pop (3M/ESPE) à dentina. A superfície oclusal de 12 terceiros molares humanos foi removida para obtenção de uma superfície plana em dentina. Os dentes foram divididos em seis grupos de acordo com o material e o tratamento realizado. Os parâmetros utilizados para a aplicação do *laser* foram de 60 mJ, 15 Hz e 0,9 W. A fibra óptica foi utilizada em posição perpendicular à superfície dentinária, a uma distância aproximada de 1 mm. Sobre os adesivos um bloco de resina composta Z-250 (3M) foi construído com aproximadamente 4 mm de altura. O conjunto dente/bloco foi armazenado em água destilada a 37°C. Após esse período o conjunto foi seccionado obtendo-se espécimes de aproximadamente 0,70 x 0,70 mm de secção transversal. Os corpos-de-prova foram unidos ao dispositivo de teste adaptado à máquina de ensaio universal. O tipo de falha foi definido após o teste de resistência de união. Os resultados mostraram não haver diferença significativa para o sistema adesivo Single Bond com ou sem a aplicação do *laser* de Nd:YAG. Para os outros dois sistemas adesivos, o valor médio de resistência à microtração com a aplicação do *laser* foi estatisticamente superior em relação ao grupo em que o *laser* não foi aplicado. As falhas foram predominantemente adesivas. A avaliação em MEV evidenciou a presença de *smear layer* na área de dentina não irradiada. A área que recebeu a aplicação do *laser* formou uma superfície dentinária modificada, com aparência irregular e com a presença de visíveis áreas de tecido derretido e recristalizado, tendo a presença de alguns túbulos dentinários abertos. A aplicação do *laser* de Nd:YAG na dentina proporcionou um aumento de resistência de união para os sistemas adesivos Tyrian e Adper, não influenciando o Single Bond.

Toledano et al., em 2006, verificaram a durabilidade da união resina/dentina em relação aos efeitos da exposição direta e indireta ao meio de armazenamento e o tempo deste. Foram obtidas superfícies planas em dentina em 162 terceiros molares humanos empregando lixa de granulação 180. Os adesivos Single Bond (3M), o Clearfill SE Bond (Kuraray) e o One-Up Bond F (Tokuyama) foram aplicados conforme instrução dos respectivos fabricantes. Em seguida foram construídos blocos de resina composta com 6 mm de altura. Metade dos dentes designados como “exposição indireta” foram armazenados a 37°C em água destilada, mantidos secos (ao ar) e em óleo mineral. Esses dentes foram deixados por 24 horas, 3 meses e 12 meses. A outra metade de dentes, designada como “exposição direta”,

foi seccionada em fatias de 1 mm<sup>2</sup> de área e os dentes foram armazenados nos mesmos meios e tempos dos demais. Transcorrido os períodos os dentes designados “exposição indireta” também foram seccionados em forma de palitos. O teste de microtração foi realizado em máquina de ensaio universal com velocidade de 0,5 mm/min. A resistência à microtração após 24 horas foi semelhante para o Single Bond e Clearfill SE Bond, sendo superiores ao One-Up Bond F. Após 3 meses de armazenagem em água com exposição direta, foi observada diminuição na resistência de união para o Single Bond e o One-Up Bond F, havendo redução para o Clearfil SE Bond após 12 meses. Nos espécimes com “exposição indireta” armazenados em água não foram observadas reduções significativas nos valores de resistência de união dos adesivos Single Bond e Clearfil SE Bond, após 3 e 12 meses. Os espécimes deixados ao ar (seco) não alteraram a resistência de união ao longo do tempo. A resistência de união aumentou quando o Single Bond foi armazenado em óleo mineral após 3 e 12 meses. A análise fractográfica mostrou que após a imersão em água, o Single Bond freqüentemente falhou no topo da camada híbrida. Não foi observada resina na superfície dentinária após 12 meses de imersão e a morfologia da dentina intertubular foi alterada. Quando o Clearfil SE Bond foi utilizado, falhas ao longo do topo e da base ou dentro da camada híbrida foram observadas. O One-Up Bond F exibiu falhas mistas. Quando os espécimes foram mantidos secos ou em óleo mineral houve uma predominância de falhas mistas. Os autores concluíram que a água tem importante papel na degradação da união dentina/resina; a presença de esmalte adjacente à resina infiltrada exerce um efeito protetor na união resina/dentina, exceto para o adesivo One-Up Bond F, e quando o Clearfill é usado como adesivo, a degradação da união resina/dentina é adiada.

Reis et al., em 2006, determinaram o efeito de diferentes graus de umidade da superfície dentinária imediatamente e após dois anos sobre a resistência à microtração dos sistemas adesivos Single Bond (3M), One-Step (Bisco) e Syntac Single Component (Vivadent), os quais apresentam diferentes solventes. Superfície plana em dentina foi obtida em 45 terceiros molares hígidos após a remoção da superfície de esmalte, seguido de acabamento com lixa de granulação 600. Após o condicionamento ácido com os respectivos condicionantes, as superfícies foram lavadas com água destilada por 20 segundos e extensivamente secas com ar por 30

segundos. Os sistemas adesivos foram aplicados sobre a superfície mantida seca, ou reidratada por 10 segundos com diferentes quantidades de água destilada (úmida ou muito úmida). Os adesivos foram aplicados e fotopolimerizados pelo tempo recomendado pelo fabricante, seguido da construção de blocos em resina composta. Após 24 horas de armazenagem em água destilada, os dentes restaurados foram seccionados longitudinalmente nas direções “x” e “y”, obtendo-se palitos com área de aproximadamente  $0,8 \text{ mm}^2$ . Os palitos foram divididos aleatoriamente para o teste de 24 horas e para armazenagem por 2 anos, sendo então submetidos ao teste de microtração em máquina de ensaio universal com uma velocidade de  $0,5 \text{ mm/min}$ . Os resultados mostraram que a interação adesivo x grau de umidade x tempo foi estatisticamente significativa. O Single Bond alcançou superior resistência de união para superfície seca e úmida. Já o One Step obteve valor mais alto em superfície molhada. Após 24 meses de armazenagem, foram observadas significativas reduções na resistência de união para o Single Bond e One Step quando a superfície foi mantida seca e molhada. Porém, não foram observadas diferenças estatisticamente significantes na resistência à microtração em superfície úmida – Single Bond 32,6 e 21,8 MPa imediato e após 24 meses respectivamente e One Step 32,0 e 19,8 MPa. Os autores concluíram que altos valores de resistência de união foram obtidos para os espécimes imediatos (24 horas). Sob condição ideal de umidade, a redução na resistência de união foi menos pronunciada que em condições extremas.

## 4 MATERIAIS E MÉTODOS

### 4.1 MATERIAIS

Os materiais empregados no presente estudo estão dispostos no Quadro 1, assim como a composição, número do lote e fabricantes.

Quadro 1: Composição, número do lote e fabricantes dos materiais empregados.

Materiais	Composição	Lote	Fabricante
Single Bond 2	Bis-GMA, HEMA, dimetacrilatos, etanol, água, fotoiniciador, copolímero funcional de metacrilato de ácidos poliacrílico e polialcenóico, partículas esféricas de sílica com diâmetro de 5nm	5CL	3M/ESPE, Saint Paul, Minnessota, Estados Unidos
Clearfil SE Bond	<i>Primer:</i> água, MDP, HEMA, canforoquinona, dimetacrilato hidrofílico <i>Adesivo:</i> MDP, Bis-GMA, HEMA, canforoquinona, dimetacrilato hidrofóbico, sílica coloidal	00521A 00734A	Kuraray, Kurashiki, Okayama, Japão
Resina composta Z 250	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, partículas de zircônia/sílica	6PR	3M/ESPE, Saint Paul, Minnessota, Estados Unidos
Ácido fosfórico 35% gel	35% de ácido fosfórico, agente espessante composto por sílica pirogênica, tensoativo	4CB	3M/ESPE, Saint Paul, Minnessota, Estados Unidos

## 4.2 MÉTODOS

### 4.2.1 Confeção dos corpos de prova e ensaio de resistência à microtração

Para o presente estudo foram utilizados 24 terceiros molares humanos hígidos inclusos, extraídos por razões terapêuticas, e obtidos nas Disciplinas de Cirurgia da Faculdade de Odontologia da PUCRS. Os dentes foram limpos com curetas periodontais, escova de Robinson e pedra pomes, e armazenados em água destilada à 4°C por um período de, no máximo, 6 meses, sendo a água trocada semanalmente.

As raízes dos dentes foram incluídas em resina acrílica quimicamente ativada (Jet Clássico, São Paulo, SP, Brasil), com auxílio de uma matriz cilíndrica, permanecendo toda a coroa exposta e a superfície oclusal paralela à base da resina acrílica. A superfície oclusal de esmalte foi removida com disco diamantado de dupla face (Buehler, Illinois, EUA) montado em uma cortadora de precisão (Labcut 1010 – Extec, Inglaterra), sob refrigeração à água, expondo uma superfície plana de dentina oclusal (Figura 1). Após, a superfície dentinária recebeu acabamento com lixa de carbeto de silício de granulação 320, 400 e 600, consecutivamente, em uma politriz refrigerada com água (DPU-10 – Panambra, São Paulo, SP, Brasil).

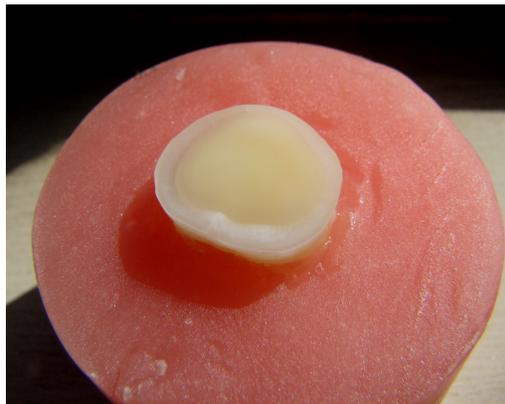


Figura 1: Superfície plana em dentina

Os dentes foram divididos aleatoriamente em 8 grupos de acordo com o tratamento realizado na dentina, material utilizado e o tempo de armazenamento.

Grupos 1 e 5 - Sistema adesivo Single Bond 2: Condicionamento da superfície dentinária com ácido fosfórico 35% por 15 segundos, seguido de lavagem com *spray* de água por 30 segundos e remoção do excesso de água com bolinha de algodão esterilizada. Foram aplicadas duas camadas consecutivas do adesivo, seguidas de leve jato de ar por 5 segundos e fotoativação por 10 segundos com o aparelho Optilight Plus (Gnatus, Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil). A intensidade de luz do aparelho fotopolimerizador foi monitorada com radiômetro (modelo 100, Demetron Inc, Saint Louis, MN, EUA), permanecendo a intensidade da luz entre 450 a 500 mW/cm<sup>2</sup>.

Grupos 2 e 6 – Sistema adesivo Clearfil SE Bond: uma camada do *primer* foi aplicada sobre a dentina, seguido de leve jato de ar por 5 segundos, e deixado passivamente durante 20 segundos. Em seguida, uma camada do adesivo foi aplicada, seguido de um leve jato de ar por 5 segundos e fotoativado por 10 segundos.

Grupos 3 e 7 – *Laser* e sistema adesivo Single Bond 2: nanquim (Trident, Itapuí, São Paulo, Brasil) foi aplicado sobre toda a superfície da dentina com a finalidade de permitir uma melhor absorção do laser nessa superfície. O *laser* de Nd:YAG, com um comprimento de onda de 1064 nm, modelo Pulsemaster 1000 (American Dental Technologies, Corpus Christi, TX, EUA), foi aplicado na potência de 60 mJ, 15 Hz e 0,9 W, gerando uma energia de 477,70 mJ/cm<sup>2</sup> por pulso. Uma fibra óptica de 400 µm de diâmetro foi aplicada em uma posição padronizada, perpendicular à superfície dentinária, a uma distância de aproximadamente 1 mm. Após a aplicação do *laser*, o restante de nanquim foi removido com o auxílio de um *microbrush* em água corrente e o dente seco com jato de ar por 10 segundos. Em seguida foi aplicado o sistema adesivo Single Bond 2 como descrito para os grupos 1 e 5.

Grupos 4 e 8 – *Laser* e sistema adesivo Clearfil SE Bond: aplicação do *laser* como descrito para os grupos 3 e 7 e aplicação do sistema adesivo Clearfil SE Bond como descrito para os grupos 2 e 6.

Sobre os sistemas adesivos foi construído um bloco de resina composta Z 250 (3M/ESPE, Saint Louis, MN, EUA), cor A2, de aproximadamente 6 mm de altura (Figura 2). Esse bloco foi confeccionado em três incrementos de aproximadamente 2 mm cada, sendo cada incremento fotoativado por 40 segundos. A intensidade de luz do aparelho fotopolimerizador foi monitorada com radiômetro (modelo 100, Demetron Inc, Saint Louis, MN, EUA), permanecendo a intensidade da luz entre 450 a 500 mW/cm<sup>2</sup>.

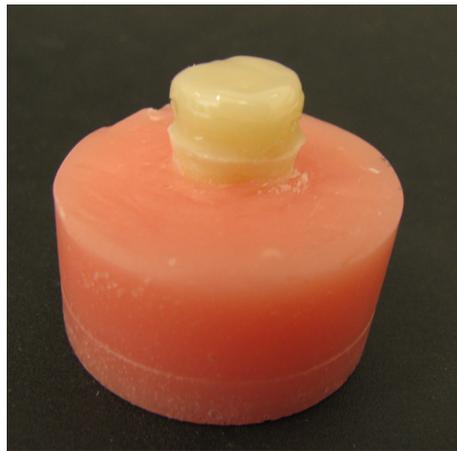


Figura 2: Bloco de resina composta construído sobre a dentina tratada

Os conjuntos dente/bloco de resina composta dos grupos 1, 2, 3 e 4 foram armazenados por 24 horas, e os conjuntos dente/bloco de resina composta dos grupos 5, 6, 7 e 8 foram armazenados por 7 meses, todos em água destilada a 37°C em estufa de cultura FANEM (Modelo 002CB, São Paulo, SP, Brasil). Para os espécimes que ficaram armazenados por 7 meses, a água destilada foi trocada a cada 15 dias.

Decorrido os períodos de armazenagem, os conjuntos dente/bloco de resina composta foram seccionados para obtenção de palitos. Os cortes foram realizados paralelamente ao longo eixo do dente nos eixos x e y (Figura 3), em uma máquina de corte Labcut 1010 (Exttec Corp., Londres, Inglaterra) com um disco diamantado de dupla face em uma velocidade de 500 rpm sob refrigeração com água. Dessa forma foram obtidos os corpos-de-prova em forma de palitos, sendo a metade

superior em resina composta e, a inferior, em dentina, com aproximadamente 0,7 mm de largura nos sentidos vestibulo-lingual e mésio-distal (Figura 4).

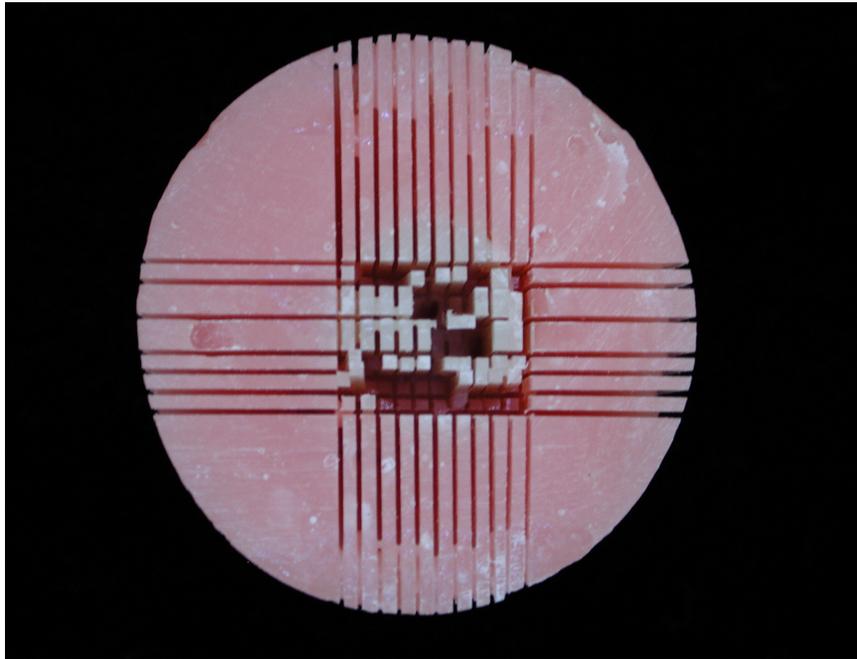


Figura 3: Corte dos conjuntos bloco/resina nos eixos x e y



Figura 4: Corpos-de-prova em forma de palitos

Os corpos-de-prova foram examinados em lupa óptica com aumento de 10 vezes para análise da área adesiva, sendo descartados os que apresentaram defeitos como bolhas, falhas no processo adesivo, falta de material ou área irregular. Dos corpos-de-prova aprovados na análise em lupa, 25 foram selecionados aleatoriamente para cada grupo. Cada corpo-de-prova teve a área adesiva mensurada em  $\text{mm}^2$  com um paquímetro digital Mitutoyo (Mitutoyo Sul Americana Ltda, Suzano, São Paulo, Brasil), com erro declarado máximo de 0,01 mm. Os corpos-de-prova foram fixados individualmente ao dispositivo de microtração com adesivo a base de cianocrilato (Superbonder Gel – Loctite, São Paulo, SP, Brasil) associado a um acelerador (Zip Kicker, Pacer, Rancho Cucamonga, CA, EUA) pelas suas extremidades, de forma que a área adesiva ficou perpendicular ao longo eixo da força de tração (Figura 5). O teste foi realizado na máquina de ensaio universal EMIC DL-2000 (São José dos Pinhais, PR, Brasil), operada por computador por meio do *software* MTest a uma velocidade de 0,5mm/min até a ruptura.

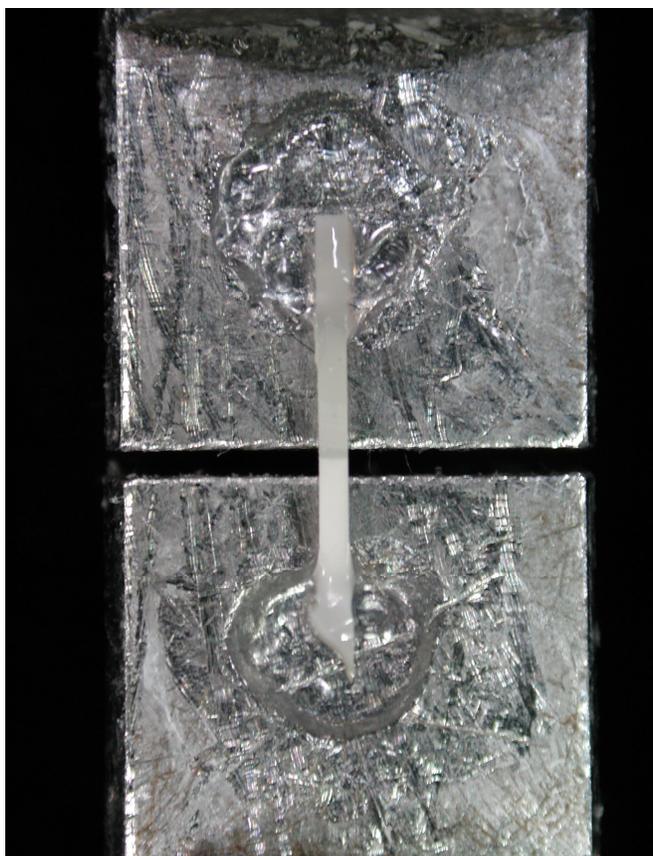


Figura 5: Corpo-de-prova posicionado na matriz de microtração

#### 4.2.2 Análise dos tipos de falha

Após o teste de microtração, foram selecionadas aleatoriamente 10 porções da interface dentinária dos corpos-de-prova para a observação dos tipos de falhas de cada grupo experimental. As porções foram fixadas lado a lado em *stubs* com a interface de fratura voltada para cima, sendo então metalizadas com ouro (Figura 6) para observação das falhas em microscopia eletrônica de varredura (Phillips modelo XL30). Os padrões de falha foram classificados de acordo com Armstrong, Keller e Boyer (2001a): a) interfacial: topo ou base da camada híbrida e coesiva no adesivo; b) coesiva em dentina: ruptura deste substrato; c) coesiva em resina composta: ruptura deste material; d) mista: associação de falha interfacial e coesiva na dentina e/ou resina composta.



Figura 6: Porções fixadas em *stubs* para observação em MEV

### 4.2.3 Análise da topografia superficial

Em um terceiro molar humano foi removida a superfície oclusal para exposição da dentina, recebendo acabamento com a lixa de carbeto de silício de granulação 600 sob refrigeração em politriz. Em apenas uma das metades da superfície dentinária foi aplicado o *laser* de Nd:YAG como descrito anteriormente. A amostra foi fixada em *stub*, deixada em desumidificadora por 7 dias e então metalizada com ouro para observação em microscopia eletrônica de varredura da superfície não irradiada e irradiada com o *laser*.

### 4.2.4 Análise estatística

Para verificação da normalidade dos dados foi utilizado o teste não-paramétrico Kolmogorov-Smirnov.

Os resultados obtidos no teste de microtração foram submetidos à Análise de Variância (ANOVA) seguido do teste de Tukey com nível de significância de 5%.

## 5 RESULTADOS

A análise estatística deste trabalho foi realizada através de tabelas, gráficos e estatísticas descritivas (média e desvio-padrão).

De acordo com o teste não-paramétrico Kolmogorov-Smirnov, todos os valores deste estudo tiveram distribuição normal.

A Tabela 1 corresponde à Análise de Variância; a Tabela 2 e a Figura 7 comparam os valores médios de resistência à microtração (MPa) dos grupos experimentais segundo o teste de Tukey ( $\alpha=0,05$ ).

Tabela 1: Resultados do teste Análise de Variância.

<i>Origem da Variação</i>	<i>Soma de Quadrados</i>	<i>gl</i>	<i>Quadrado Médio</i>	<i>F</i>	<i>P</i>
Entre grupos	3832,89	7	547,56	13,50	,000
Dentro dos grupos	7787,32	192	40,56		
Total	11620,20	199			

Tabela 2: Médias de resistência à microtração (MPa) entre os grupos experimentais e os respectivos desvios-padrão.

Grupos	n	Média (MPa)	Desvio-Padrão
Grupo 5: Single Bond 2 - Sem <i>Laser</i> - 7 meses	25	21,58 <sup>A</sup>	8,45
Grupo 1: Single Bond 2 - Sem <i>Laser</i> - 24 horas	25	19,79 <sup>A</sup>	7,27
Grupo 7: Single Bond 2 - Com <i>Laser</i> - 7 meses	25	17,80 <sup>AB</sup>	9,07
Grupo 3: Single Bond 2 - Com <i>Laser</i> - 24 horas	25	12,44 <sup>BC</sup>	4,69
Grupo 2: Clearfil SE Bond - Sem <i>Laser</i> - 24 horas	25	11,39 <sup>C</sup>	5,04
Grupo 6: Clearfil SE Bond - Sem <i>Laser</i> - 7 meses	25	11,16 <sup>C</sup>	5,71
Grupo 4: Clearfil SE Bond - Com <i>Laser</i> - 24 horas	25	10,60 <sup>C</sup>	4,19
Grupo 8: Clearfil SE Bond - Com <i>Laser</i> - 7 meses	25	9,56 <sup>C</sup>	4,51

\* Médias seguidas de mesma letra não diferem entre si pelo teste de Tukey ao nível de significância de 5%.

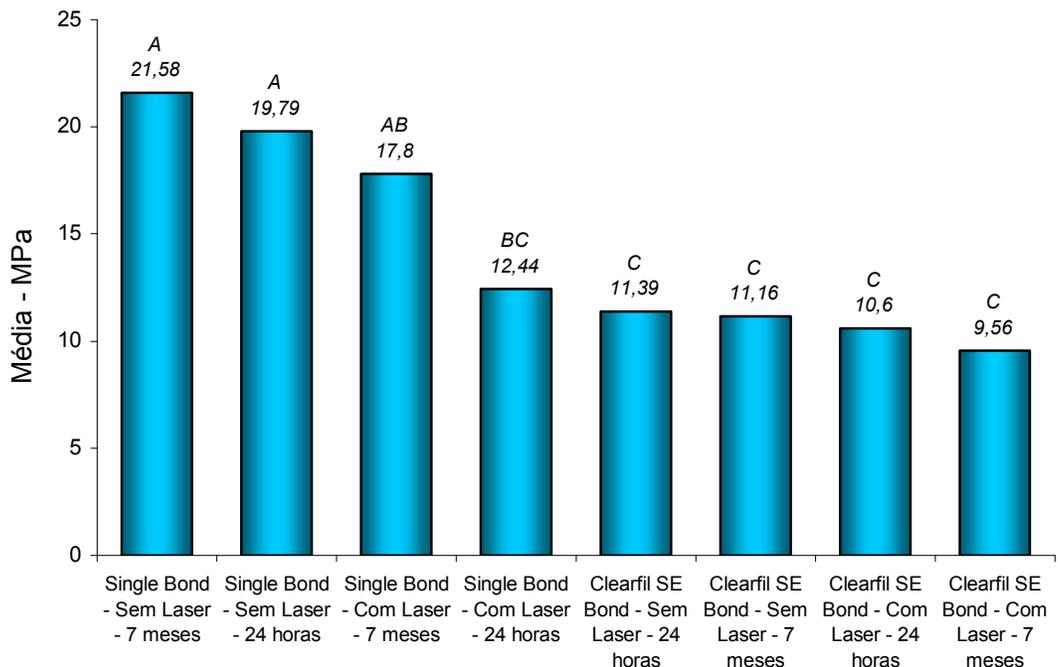
Por meio da Análise de Variância verifica-se que houve diferença significativa entre os grupos:

- as maiores médias de resistência à microtração foram obtidas com o sistema adesivo Single Bond 2;

- os grupos Single Bond 2, sem *laser*, 24 horas (19,79 MPa) e 7 meses (21,58 MPa), e o grupo Single Bond 2, com *laser*, 7 meses (17,80 MPa) não diferiram estatisticamente entre si e foram estatisticamente superiores a todos os grupos do Clearfil SE Bond;

- para o Single Bond 2, a menor média foi obtida com aplicação do *laser* e armazenamento por 24 horas (12,44 MPa), não diferindo estatisticamente do Single Bond 2, com *laser*, 7 meses;

- as menores médias foram obtidas com os grupos do Clearfil SE Bond, os quais não diferiram estatisticamente entre si e com o grupo do Single Bond 2, com *laser*, 24 horas.



\* Médias seguidas de mesma letra não diferem entre si pelo teste de Tukey ao nível de significância de 5%.

Figura 7: Médias dos valores de resistência à microtração

A Tabela 3 evidencia a frequência (%) dos tipos de falha que ocorreram em cada grupo experimental.

Tabela 3: Frequência dos tipos de falha (%) nos grupos experimentais.

Grupos / Tipos de falha	Interfacial	Coesiva em resina composta	Coesiva em dentina	Mista
Grupo 1: Single Bond 2 – 24 h	40%	14%	-	46%
Grupo 3: <i>Laser</i> + Single Bond 2 – 24 h	50%	10%	-	40%
Grupo 5: Single Bond 2 – 7 m	40%	-	-	60%
Grupo 7: <i>Laser</i> + Single Bond 2 – 7 m	60%	-	-	40%
Grupo 2: Clearfil SE Bond – 24 h	40%	-	-	60%
Grupo 4: <i>Laser</i> + Clearfil SE Bond – 24 h	70%	-	-	30%
Grupo 6: Clearfil SE Bond – 7 m	30%	-	-	70%
Grupo 8: <i>Laser</i> + Clearfil SE Bond – 7 m	60%	-	-	40%

As maiores porcentagem de falhas foram as interfaciais e as mistas, ocorrendo em todos os grupos. Falhas do tipo coesiva em resina composta ocorreram somente nos grupos Single Bond 2, 24 horas, com e sem aplicação de *laser*. Observa-se que houve uma tendência para um percentual maior de falhas interfaciais nos grupos em que o *laser* de Nd:YAG foi aplicado.

As Figuras 8 e 9 correspondem às imagens obtidas em microscopia eletrônica de varredura para avaliar a topografia superficial da dentina sem e com a irradiação do *laser* de Nd:YAG nos parâmetros empregados neste estudo.

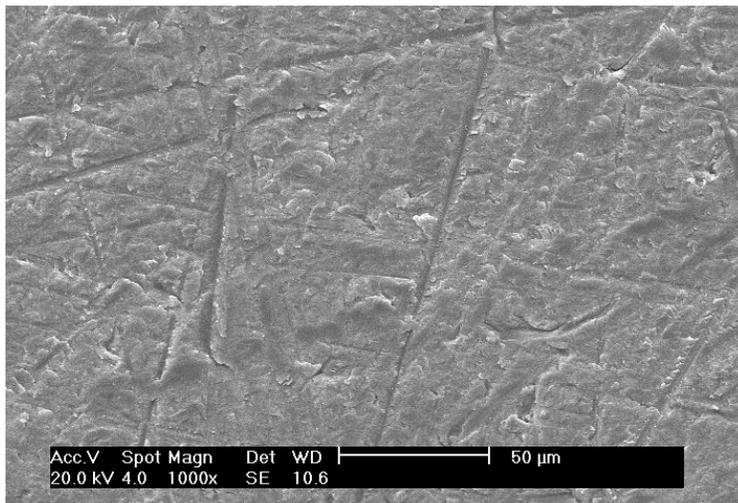


Figura 8: Dentina acabada com lixa de granulação 600

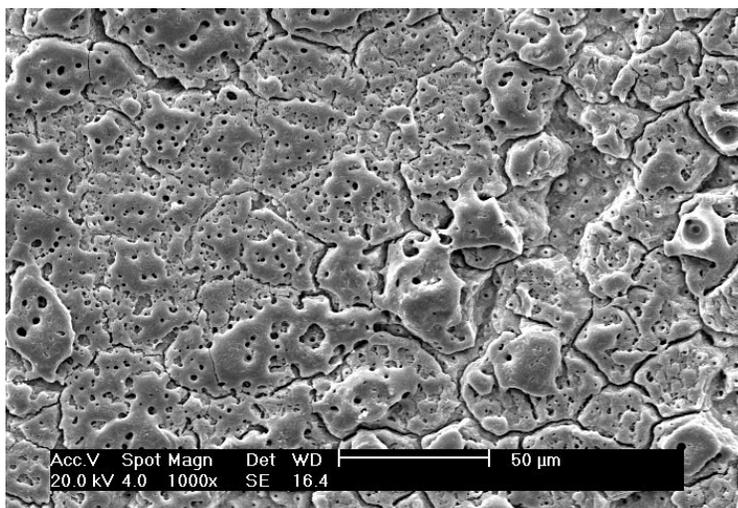


Figura 9: Dentina irradiada com o *laser* de Nd:YAG

A avaliação em microscopia eletrônica de varredura evidencia a presença de *smear layer* na área da dentina não irradiada pelo *laser* de Nd:YAG (Figura 8). A área que recebeu a aplicação do *laser* formou uma superfície dentinária modificada, com aparência irregular e com a presença de visíveis áreas de tecido derretido e recristalizado (Figura 9).

## 6 DISCUSSÃO

Os sistemas adesivos têm evoluído rapidamente com o objetivo de melhorar o seu desempenho clínico, possibilitando uma maior durabilidade ao trabalho restaurador. Os estudos clínicos demonstrando o desempenho destes materiais são de fundamental importância. Contudo, como tais estudos são mais complexos e dispendiosos, opta-se, inicialmente, pelos laboratoriais como, por exemplo, os testes de resistência de união à estrutura dental. Estes ensaios permitem uma comparação entre os materiais e os diversos tratamentos de superfície realizados em diferentes substratos.

No presente estudo foram utilizados os sistemas adesivos Single Bond 2 e Clearfil SE Bond, os quais foram aplicados em dentina humana irradiada e não irradiada pelo *laser* de Nd:YAG e foram armazenados por 24 horas e sete meses.

A hipótese desse estudo foi confirmada para o sistema adesivo Clearfil SE Bond e para o sistema adesivo Single Bond 2, exceto no grupo testado imediatamente (24 horas), em que o *laser* de Nd:YAG reduziu significativamente a resistência de união.

A presente discussão abordará os mecanismos de união de cada sistema adesivo à dentina, a interação dos mesmos com a dentina irradiada pelo *laser* de Nd:YAG, a durabilidade da resistência de união, e a análise das falhas.

### 6.1 MECANISMOS DE UNIÃO DOS SISTEMAS ADESIVOS À DENTINA

Os valores médios de resistência de união do Single Bond 2 foram superiores ao Clearfil SE Bond. As possíveis explicações para esses resultados estão nas diferentes composições químicas de cada sistema adesivo, nas diferentes interações entre o adesivo e a dentina modificada pelo *laser*, e nos mecanismos de união à dentina.

O sistema adesivo Single Bond 2, ao condicionar a superfície dentinária com ácido fosfórico a 35%, resulta na remoção total da *smear layer* e desmineralização da dentina subjacente, abrindo os túbulos dentinários e dissolvendo a parte superficial da dentina intertubular e peritubular (WAKABAYASHI et al., 1994; KATO; NAKABAYASHI, 1996; ELIADES; PALAGHIAS; VOUGIOUKLAKIS, 1997). A profundidade de desmineralização que ocorre na dentina depende do tipo de ácido, da duração do contato do ácido e da sua concentração (VAN MEERBEECK et al., 1992). Após a aplicação do ácido, a dentina é lavada e o excesso de água é removido, mantendo-se a dentina úmida para evitar o colapso passivo das fibras colágenas, e favorecer a infiltração dos monômeros adesivos na dentina intertubular e peritubular desmineralizada (KATO; NAKABAYASHI, 1996; TAY; GWINNETT; WEI, 1996; PASHLEY; CARVALHO, 1997), polimerizando em volta dessas fibras, para formar a camada híbrida (NAKABAYASHI; KOJIMA; MASUHARA, 1982). Autores como Perdigão et al. (1998) e Gallo, Henderson e Burgess (2000) relataram que maiores valores de resistência de união são obtidos quando, no procedimento de adesão, a dentina é mantida úmida ou re-hidratada, ao invés de seca. A dentina seca leva a uma penetração deficiente do adesivo, resultando em incompleto envolvimento da rede de colágeno (PERDIGÃO et al., 1998). Materiais adesivos que contém acetona ou etanol como solvente tem um desempenho melhor quando se utiliza a técnica de adesão úmida (LUCENA-MARTIN et al., 1999). Por este motivo, foi empregada uma bolinha de algodão para remover o excesso de água após a lavagem do ácido no presente estudo, pois o Single Bond 2 contém etanol na sua composição.

A adequada formação da camada híbrida depende da penetração dos monômeros resinosos do sistema adesivo na dentina desmineralizada que, pelo condicionamento ácido, expõe o colágeno, obtendo-se assim um substrato com uma baixa energia de superfície (ERICKSON, 1992). Sendo assim, é necessário que se aplique um material com a capacidade de elevar a energia de superfície. De acordo com Erickson (1992), os monômeros hidrofílicos presentes nos sistemas adesivos juntamente com solventes orgânicos, como acetona ou etanol, possuem a capacidade de aumentar a energia livre da dentina desmineralizada, tornando-a favorável ao processo de adesão, permitindo com que os monômeros adesivos penetrem nas microretenções presentes na dentina após o condicionamento ácido.

A molécula HEMA é um dos componentes mais utilizados nos sistemas adesivos atuais, pois é hidrofílica e possui afinidade pela dentina favorecendo à difusão, impregnação e entrelaçamento do adesivo nas microretenções deixadas na dentina após o condicionamento com o ácido fosfórico (NAKABAYASHI; TAKARADA, 1992). O entrelaçamento micromecânico dos adesivos na camada de colágeno previamente desmineralizada pelo ácido constitui um dos mecanismos mais prováveis de adesão à dentina.

O sistema adesivo Clearfil SE Bond caracteriza-se pela utilização de um *primer* autocondicionante, o qual contém um monômero ácido, que é aplicado na dentina e resulta na dissolução parcial da *smear layer*, sendo posteriormente aplicado o adesivo. De acordo com Yoshida et al. (2004), os monômeros ácidos dos sistemas adesivos autocondicionantes são ésteres originados a partir da reação de um álcool bivalente com o ácido metacrilato e derivados do ácido fosfórico/carboxílico. Cada adesivo autocondicionante contém um monômero funcional específico, que em grande extensão determina o desempenho adesivo. Esses adesivos autocondicionantes atuam dissolvendo a *smear layer*, descalcificando a dentina e ao mesmo tempo envolvendo as fibras colágenas expostas, formando assim a camada híbrida (TAY e PASHLEY, 2001). Os adesivos autocondicionantes minimizam o problema da presença de fibras colágenas que podem permanecer expostas quando se utiliza um adesivo que emprega o condicionamento ácido total prévio à aplicação do adesivo, pois existem indícios de que as fibras não envolvidas completamente por monômeros adesivos poderiam sofrer degradação hidrolítica (WAKABAYASHI et al., 1994; KATO; NAKABAYASHI, 1998). Para De Munck et al. (2003), os adesivos de condicionamento ácido total são propensos à degradação por água, sendo os de dois passos mais susceptíveis que os de três passos. Para Jacques e Hebling (2005), altos valores de resistência de união podem ser conseguidos com condicionadores dentinários mais suaves, sugerindo que a profundidade de desmineralização pode dificultar a infiltração da resina e conseqüentemente comprometer a união. Para Tay e Pashley (2001), os adesivos autocondicionantes podem ser classificados como leves, moderados e agressivos baseados na sua habilidade de penetrar a *smear layer* e sua profundidade de desmineralização na superfície dentinária, podendo os mais agressivos solubilizar completamente a *smear layer* e *smear plugs*, formando uma

camada híbrida com espessura aproximada daquela condicionada com ácido fosfórico.

É importante ressaltar que cada sistema adesivo contém uma composição química específica que certamente determina a capacidade de união destes materiais à dentina. O fato do sistema adesivo Single Bond 2 ter apresentado um valor de resistência de união superior ao Clearfil SE Bond não significa, necessariamente, que tenha desempenho clínico superior. Isto porque é difícil estabelecer o valor mínimo de resistência de união que um sistema adesivo deva ter *in vitro* ao substrato dentinário para garantir a longevidade clínica. Portanto, neste momento, tornam-se de fundamental importância os estudos clínicos longitudinais.

## **6.2 INTERAÇÃO DOS SISTEMAS ADESIVOS COM A DENTINA IRRADIADA PELO LASER DE Nd:YAG**

O presente estudo evidenciou que a aplicação do *laser* de Nd:YAG na dentina provocou alterações morfológicas nesta superfície com a formação de crateras, elevações e poros que correspondem à fusão e solidificação da dentina. Estas alterações morfológicas também foram evidenciadas por outros estudos (ANIC et al., 1998; LAN et al., 2000; TÜRMEEN et al., 2000; SAZAK; TÜRMEEN; GÜNDAY, 2001; KOBAYASHI et al., 2003; ARMENGOL et al., 2003; LAN et al., 2004). Segundo Ariyaratnam, Wilson e Blinkhorn (1999) e Moriyama et al. (2004), a *smear layer* não está presente após a irradiação do *laser* de Nd:YAG. Porém, de acordo com Türkmen et al. (2000), Sazak, Türkmen e Günday (2001), a aplicação do *laser* na superfície dentinária forma uma dentina solidificada com a presença da *smear layer*, tendo a presença de crateras e a aparência de esponja.

Estas alterações na morfologia da superfície dentinária podem favorecer a retenções micromecânicas que contribuem no processo de adesão (Rolla et al., 2006). No entanto, para o sistema adesivo Single Bond 2, houve uma redução significativa na resistência de união após 24 horas quando o *laser* de Nd:YAG foi aplicado, corroborando com o estudo de Matos et al. (1999). Para autores como Ariyaratnam, Wilson e Blinkhorn (1999), Eduardo et al. (1997), o aumento na

rugosidade dos tecidos duros dentários, após a aplicação do *laser*, favorece à união micromecânica, porém isso não produz necessariamente uma resistência de união superior nessas superfícies.

Associado às alterações morfológicas da dentina, a aplicação do *laser* de Nd:YAG torna a superfície dentinária mais ácido resistente (SCHALLER; WEIHING; STRUB, 1997; HOSSAIN et al., 2001), dificultando a desmineralização pelo condicionamento ácido, não sendo possível a remoção pelo ácido fosfórico das áreas solidificadas (SCHALLER; WEIHING; STRUB, 1997; MATOS et al., 2000), podendo este fato ser uma justificativa para a redução da resistência de união para o Single Bond 2 após 24 horas. Segundo Oda, Oliveira e Liberti (2001), o *laser* de Nd:YAG, por fundir e solidificar a dentina, impede que o adesivo penetre ao nível dos túbulos dentinários, não havendo a formação de “*tags*” de resina, resultando num espalhamento da resina sobre a dentina. Segundo Gwinnett (1993), a infiltração da resina nos túbulos dentinários e na dentina intertubular e peritubular pode contribuir com um terço da resistência de união de adesivos de condicionamento ácido total.

Para o Clearfil SE Bond, não houve redução significativa na resistência de união em dentina irradiada com o *laser* de Nd:YAG após 24 horas. A possível explicação para este achado é que, apesar do *laser* tornar a dentina mais ácido resistente, ocorrem alterações na composição química desses tecidos, como aumento nas concentrações de cálcio e fósforo (KOBAYASHI et al., 2003; MORIYAMA et al., 2004). No entanto, estas alterações químicas, bem como as morfológicas, dependem de variáveis como comprimento de onda, densidade de energia, tempo de exposição, ângulo formado entre o *laser* e a superfície dentinária (ANIC et al., 1998; MATOS et al., 1999; TÜRKMEN et al., 2000; MORIYAMA et al., 2004). O Clearfil SE Bond apresenta na sua composição o monômero MDP. Segundo Yoshida et al. (2004), este monômero parece ter uma ligação estável ao cálcio e, portanto, a dificuldade de condicionamento ácido sobre a dentina irradiada pelo *laser* pode ter sido compensada pela união entre o MDP e uma maior quantidade de cálcio disponível na superfície dentinária. Matos et al. (2000), testando um adesivo autocondicionante com MDP sobre a dentina irradiada com o *laser* de Nd:YAG, também verificaram o não comprometimento da resistência de união.

### 6.3 DURABILIDADE DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO

A durabilidade de união entre o sistema adesivo e a estrutura dentária é importante para a longevidade clínica das restaurações. A degradação da união dentina-resina é inicialmente atribuída à hidrólise das fibras colágenas na camada híbrida devido à incompleta penetração dos monômeros resinosos na dentina desmineralizada, o que poderia causar uma redução na resistência de união de sistemas adesivos que utilizam o condicionamento ácido total (KATO e NAKABAYASHI, 1998; HASHIMOTO et al., 2000). A discrepância entre a extensão de desmineralização e a infiltração de resina pode não ser a única razão para a redução da resistência de união de sistemas adesivos autocondicionantes, pois a degradação hidrolítica dos polímeros observada após a sorpção de água e a permeabilidade da camada de adesivo podem contribuir para a redução na resistência de união desses adesivos (REIS et al., 2005).

Apesar de não haver diferença estatística, observou-se que, para o sistema adesivo Single Bond 2, houve um aumento da resistência de união ao longo dos sete meses de armazenamento para ambos os grupos, com e sem *laser*, sendo o aumento mais expressivo para o grupo em que foi aplicado o *laser*. Esse sistema adesivo possui em sua composição um copolímero funcional metacrilato dos ácidos poliacrílico e polialcenóico, os quais teriam a capacidade de se unirem quimicamente ao cálcio da dentina. Kobayashi et al. (2003), verificaram a união do cimento de ionômero de vidro à dentina irradiada pelo *laser* de Nd:YAG, e concluíram que o aumento no conteúdo de cálcio da dentina poderia ser favorável para um aumento nas ligações moleculares, tanto polares como iônicas, do grupo carboxílico, presente no cimento de ionômero de vidro, com o cálcio da dentina irradiada, favorecendo ao aumento da resistência de união observado no estudo. Como acredita-se que os parâmetros do *laser* utilizados neste estudo favoreceram ao aumento de cálcio na dentina irradiada, esses ácidos (poliacrílico e polialcenóico) teriam a capacidade de se unirem quimicamente ao cálcio por meio de seus grupos carboxílicos. No entanto, só foi observada essa possível união química no teste realizado aos sete meses. Além disso, esse sistema adesivo possui nanopartículas esféricas de sílica como carga que, de alguma forma, poderiam ajudar a estabilizar a camada híbrida.

Entretanto, essas hipóteses precisariam ser confirmadas. Segundo Armstrong, Keller e Boyer (2001b), em cavidades com baixo fator C, adesivo mais flexível pela presença de carga torna a união mais duradoura.

A não redução nas médias de resistência de união do sistema adesivo Single Bond 2 ao longo de sete meses difere de alguns estudos como Lucena-Martin et al. (1999), e Reis et al. (2005), que avaliaram a longevidade da resistência de união e encontraram uma significativa redução nos valores nos sistemas adesivos testados. Para Hogan e Burrow (2001), a resistência de união dos sistemas adesivos é afetada pela armazenagem em água e a durabilidade desta união é ameaçada pela hidrólise da camada híbrida (ARMSTRONG; KELLER; BOYER, 2001b). Entretanto, Toledano et al. (2006), Reis et al. (2006) encontraram valores médios de resistência de união semelhantes estatisticamente ao longo de seis meses e 24 meses para o sistema adesivo Single Bond.

Para o Clearfil SE Bond observou-se uma manutenção dos valores médios de resistência de união ao longo dos sete meses de armazenamento. Possíveis explicações para este achado seria a união estável do monômero MDP ao cálcio da dentina e à ausência de fibras colágenas não cobertas pelo adesivo. Esses achados estão de acordo com os de Konno et al. (2003) e Toledano et al. (2006), em que os valores de resistência de união mantiveram-se estáveis ao longo de três, seis e 12 meses; porém, são contrastantes com os achados de Hashimoto et al. (2000) e Reis et al. (2005).

As diferenças nos resultados dos estudos pode estar relacionada com vários fatores, como o tipo de metodologia empregada. No presente estudo, as amostras compostas pelo conjunto dente/adesivo/bloco de resina composta foram armazenadas inteiras, e somente cortadas 24 horas antes de realizar o ensaio de microtração, assim como realizado no estudo de De Munck et al. (2003) e Toledano et al. (2006). Estes autores relataram que a presença de esmalte circundante protege a interface dentina-resina da degradação pela água, pois essa união (esmalte-adesivo) seria mais estável, como mostrou o estudo de Miguez, Pereira e Swift Jr. (2004), em que a resistência de união ao esmalte de sistema adesivo autocondicionante e de condicionamento ácido total manteve-se estável ao longo de um ano.

## 6.4 ANÁLISE DAS FALHAS

A análise dos tipos de falha correspondeu à observação em MEV de uma amostragem de cada grupo experimental. Esta observação permite analisar se a metodologia empregada está fornecendo valores de resistência de união correspondente à interface adesivo-dentina, que é justamente a união que se deseja estudar. Em segundo lugar, também permite determinar qual a região mais fraca e susceptível às falhas (AMSTRONG; KELLER; BOYER, 2001a). No presente estudo, ocorreram tanto falhas interfaciais, ou seja, ao nível da camada híbrida e coesiva no adesivo, e também falhas mistas. Como as falhas mistas caracterizam-se pela presença de falha interfacial associada com falha coesiva na dentina ou resina composta, pode-se sugerir que a interface de interesse (adesivo-dentina) foi mensurada em praticamente todos os corpos-de-prova. Também pôde-se observar uma maior tendência para falhas interfaciais em todos os grupos em que o *laser* foi aplicado. Isto sugere que a irradiação pelo *laser* de Nd:YAG tornou a interface adesivo-dentina mais fraca em relação aos grupos em que o *laser* não foi aplicado, o que justifica as menores médias de resistência de união quando o *laser* foi empregado.

Os resultados encontrados nesse estudo *in vitro* não devem ser extrapolados para a clínica; porém, leva-se a acreditar que o *laser* de Nd:YAG sobre a dentina não prejudica a união dos sistemas adesivos avaliados durante o período inicial de sete meses. No entanto, a longevidade da união adesivo-dentina deve ser muito superior aos sete meses, sendo necessário avaliar esta união em períodos maiores de armazenamento.

## 7 CONCLUSÕES

De acordo com a metodologia empregada, os resultados sugerem que a irradiação com o *laser* de Nd:YAG sobre a dentina:

- causou redução significativa na resistência de união após 24 horas para o sistema adesivo Single Bond 2;
- não comprometeu de forma significativa a resistência de união para o sistema adesivo Clearfil SE Bond;
- não comprometeu significativamente a durabilidade da união para ambos sistemas adesivos;
- causou alterações morfológicas na superfície da dentina.

## REFERÊNCIAS

ANIC, I. et al. Scanning electron microscopic study of dentin lased with Argon, CO<sub>2</sub> and Nd:YAG laser. **Journal of Endodontics**, Hagerstown, v. 24, n. 2, p. 77-81, 1998.

ARIYARATNAM, M.T.; WILSON, M.A.; BLINKHORN, A.S. An analysis of surface roughness, surface morphology and composite/dentin bond strength of human dentin following the application of the Nd:YAG laser. **Dental Materials**, Washington, v. 15, n. 4, p. 22 -228, 1999.

ARMENGOL, V. et al. Effects of Er:YAG and Nd:YAG laser irradiation on the surface roughness and free surface energy of enamel and dentin: an *in vitro* study. **Operative Dentistry**, Seattle, v. 28, n. 1, p. 67-74, 2003.

ARMSTRONG, S.R.; KELLER, J.C.; BOYER, D.B. Mode of failure in the dentin-adhesive resin-resin composite bonded joint as determined by strength-based ( $\mu$ TBS) and fracture-based (CNSB) mechanical testing. **Dental Materials**, Washington, v. 17, n. 3, p. 201-210, 2001a.

ARMSTRONG, S.R.; KELLER J.C.; BOYER, D.B. The influence of water storage and C-factor on the dentin-resin composite microtensile bond strength and debond pathway utilizing a filled and unfilled adhesive resin. **Dental Materials**, Washington, v. 17, n. 3, p. 268-276, 2001b.

BUONOCORE, M.G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. **Journal of Dental Research**, New York, v. 34, n. 6, p. 849-953, 1955.

BUONOCORE, M.G.; WILEMAN, N.; BRUDEVOLD, F.A. A report of a resin composition capable of bonding to human dentin surfaces. **Journal of Dental Research**, New York, v. 35, n. 6, p. 846-851, 1956.

DE MUNCK, J. et al. Four years water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. **Journal Dental Reserch**, New York, v. 82, n. 2, p. 136-140, 2003.

EDUARDO, C.P., et al. Comparative study of the shear bond strength of composite resin to dental enamel conditioned with phosphoric acid or Nd:YAG laser. **Revista de Odontologia da Universidade de São Paulo**, São Paulo, v. 11, n. 4, p. 245-248, 1997.

ELIADES, G.; PALAGHIAS, G.; VOUGIOUKLAKIS, G. Effect of acidic conditioners on dentin morphology, molecular composition and collagen conformation in situ. **Dental Materials**, Washington, v. 13, n. 1, p. 22-33, 1997.

ERICKSON, R.L. Surface interactions of dentin adhesive materials. **Operative Dentistry**, Seattle, supplement 5, p. 81-94, 1992.

FUSAYAMA et al. Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. **Journal of Dental Research**, New York, v. 58, n. 4, p. 1364-1370, 1979.

GALLO, J.R.; HENDERSON, M.; BURGESS, J.O. Shear bond strength to moist and dry dentin of four dentin bonding systems. **American Journal of Dentistry**, San Antonio, v. 13, n. 5, p. 267-270, 2000.

GWINNETT, A.J. Quantitative contribution of resin infiltration/hybridization to dentin bonding. **American Journal of Dentistry**, San Antonio, v. 6, n. 1, p. 7-9, 1993.

HASHIMOTO, M. et al. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. **Journal of Dental Research**, New York, v. 79, n. 6, p. 1385-1391, 2000.

HARRIS, D.M. et al. Selective ablation of surface enamel caries with a pulsed Nd:YAG dental laser. **Lasers in Surgery and Medicine**, v. 30, n. 5, p. 342-350, 2002.

HOGAN, L.C.; BURROW, M.F. The microtensile strength of bonding resins. **Australian Dental Journal**, St. Leonards, v. 46, n. 3, p. 194-197, Sep. 2001.

HOSSAIN, M. et al. Effect of pulse Nd:YAG laser irradiation on acid demineralization of enamel and dentin. **Journal of Clinical Laser Medicine e Surgery**, New York, v. 19, n. 2, p. 105-108, 2001.

HUANG, G.F. et al. Synergistic effect of Nd:YAG laser combined with fluoride varnish on inhibition of caries formation in dental pits and fissures in vitro. **Journal of the Formosan Medical Association**, v. 100, n. 3, p. 181-185, 2001.

JACQUES, P., HEBLING, J. Effect of dentin conditioners on the microtensile bond strength of a conventional and a self-etching primer adhesive system. **Dental Materials**, v. 21, n. 2, p. 103-109, 2005.

KATO, G.; NAKABAYASHI N. Effect of phosphoric acid concentration on wet-bonding to etched dentin. **Dental Materials**, Washington, v. 12, n. 4, p. 250-255, 1996.

KATO, G.; NAKABAYASHI N. The durability of adhesion to phosphoric acid etched, wet dentin substrates. **Dental Materials**, Washington, v. 14, n. 5, p. 347-352, 1998.

KOBAYASHI, C.A. et al. Effect of Nd:YAG laser irradiation on shear bond strength of glass-ionomer luting cement to dentin surface. **The International Journal of Prosthodontics**, v. 16, n. 5, p. 493-498, 2003.

KONNO, A.N.K., et al. Storage effect on the shear bond strength of adhesive systems. **Brazilian Dental Journal**, São Paulo, v. 14, n. 1, p. 42-47, 2003.

LAN, W.H., et al. A Comparison of the morphological changes after Nd-YAG and CO<sub>2</sub> laser irradiation of dentin. **Journal of Endodontics**, Hagerstown, v. 26, n. 8, p. 450-453, 2000.

LAN, W.H. et al. Morphologic study of Nd:YAG laser usage in treatment of dentinal hypersensitivity. **Journal of Endodontics**, Hagerstown, v. 30, n. 3, p. 131-134, 2004.

LUCENA-MARTIN, C. et al. Study of the shear bond strength of five one-component adhesives under simulated pulpal pressure. **Operative Dentistry**, Seattle, v. 24, n. 2, p. 73-80, 1999.

MATOS, AB. et al. Nd-YAG Laser influence on sound dentin bond strength. **Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery**, New York, v. 17, n. 4, p. 165-169, 1999.

MATOS, A.B. et al. Nd:YAG laser influence on tensile bond strength of self-etching adhesive systems. **Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery**, New York, v. 18, n. 5, p. 253-257, 2000.

MERCER, C. Lasers in dentistry: A review. Part1. **Dental Update**, v. 23, n. 2, p. 74-80, 1996.

MIGUEZ, P. A.; PEREIRA, M. P.; SWIFT Jr., E. J. One-year tensile bond strengths of two self-etching primers to bovine enamel. **Journal of Esthetic and Restorative Dentistry**, v. 16, n. 4, p. 243-248, 2004.

MORITZ, A. et al. Procedures for enamel and dentin conditioning: a comparison of conventional and innovative methods. **Journal of Esthetic Dentistry**, Philadelphia, v. 10, n. 2, p. 84-93, 1998.

MORITZ, A. et al. The bactericidal effect of Nd:YAG, Ho:YAG and Er:YAG laser irradiation in the root canal: an in vitro comparison. **Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery**, New York, v. 17, n. 4, p. 161-164, 1999.

MORIYAMA, E.H., et al. Dentin evaluation after Nd:YAG laser irradiation using short and long pulses. **Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery**, New York, v. 22, n. 1, p. 43-50, 2004.

NAKABAYASHI, N.; KOJIMA, K.; MASUHARA, E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrate. **Journal of Biomedical Materials Research**, New York, v. 16, n. 2, p. 265-273, 1982.

NAKABAYASHI, N.; TAKARADA, K. Effect of HEMA on bonding to dentin. **Dental Materials Journal**, Washington, v. 8, n. 2, p. 125-130, 1992.

ODA, M.; OLIVEIRA, D.C.; LIBERTI, E.A. Avaliação morfológica da união entre adesivo/resina composta e dentina irradiada com laser de Er:YAG e Nd:YAG: estudo comparativo por microscopia de varredura. **Pesquisa Odontológica Brasileira**, São Paulo, v. 15, n. 4, p. 283-289, 2001.

PASHLEY, D.H.; CARVALHO, R.M. Dentine permeability and dentine adhesion. **Journal of Dentistry**, Guildford, v. 25, n. 5, p. 355-372, 1997.

PERDIGÃO, J. et al. Effect of a re-wetting agent on the performance of acetone-based dentin adhesives. **American Journal of Dentistry**, San Antonio, v. 11, n. 5, p. 207-212, 1998.

REIS, A. et al. Effect of smear layer thickness and acidity of self-etching solutions on early and long-term bond strength to dentin. **Journal of Dentistry**, Guildford, v. 33, n. 7, p. 549-559, 2005.

REIS, A. et al. A 2 - year evaluation of moisture on microtensile bond strength and nanoleakage. **Dental Materials** (2006), doi: 10.106/j.dental.2006.05.005.

ROLLA, J.N. et al. Nd:YAG laser influence on microtensile bond strength of different adhesive systems to human dentin. **Photomedicine and Laser Surgery**. (Prelo). 2006.

SAZAK, H., TÜRKMEN, C., GÜNDAY, M. Effects of Nd:YAG laser, air-abrasion and acic-etching on human enamel and dentin. **Operative Dentistry**, Seattle, v. 26, n. 5, p. 476-481, 2001.

SCHALLER, H.G., WEIHING, T., STRUB, J.R. Permeability of dentine after Nd:YAG laser treatment: an in vitro study. **Journal of Oral Rehabilitation**, Michigan, v. 24, n. 4, p. 274-281, 1997.

TAY, F.R., GWINNETT, J.A., WEI, S.H. Micromorphological spectrum from overdrying acid-conditioned dentin in water-free acetone-based, single-bottle primer/adhesives. **Dental Materials**, Washington, v. 12, n. 4, p. 236-244, 1996.

TAY, F.R., PASLHEY, D.H. Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. **Dental Materials**, Washington, v. 17, n. 4, p. 296-308, 2001.

TOLEDANO, M. et al. Durability of resin-dentin bonds: Effects of direct/indirect exposure and storage media. **Dental Materials** (2006), doi: 10.106/j.dental.2006.06.030

TÜRKMEN, C. et al. Effect of CO<sub>2</sub>, Nd:YAG and ArF Excimer lasers on dentin morphology and pulp chamber temperature: An in vitro study. **Journal of Endodontics**, Hagerstown, v. 26, n. 11, p. 644-648, 2000.

VAN MEERBEEK, B. et al. Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive. **Journal of Dental Research**, New York, v. 71, n. 8, p. 1530-1540, 1992.

WAKABAYASHI, Y. et al. Effect of dissolution of collagen on adhesion to dentin. **The International Journal of Prosthodontics**, v. 7, n. 4, p. 302-306, 1994.

YOSHIDA, Y. et al. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. **Journal of Dental Research**, New York, v. 83, n. 6, p. 454-458, 2004.

## **ANEXOS**

**ANEXO A - Grupo 1 – Single Bond – sem laser - 24 horas****Grupo 1 – Single Bond – sem laser - 24 horas**

<b>Corpo de prova</b>	<b>Secção (mm)</b>	<b>Força Máxima (MPa)</b>
1	0,87 x 0,72	15,69
2	0,76 x 0,81	32,69
3	0,65 x 0,77	13,90
4	0,91 x 0,68	13,59
5	0,78 x 0,74	22,43
6	0,67 x 0,88	12,68
7	0,54 x 0,76	19,24
8	0,72 x 0,77	10,20
9	0,81 x 0,78	11,46
10	0,70 x 0,71	13,08
11	0,87 x 0,40	23,04
12	0,92 x 0,66	27,83
13	0,72 x 0,81	10,75
14	0,77 x 0,78	34,64
15	0,91 x 0,76	21,83
16	0,85 x 0,66	24,65
17	0,89 x 0,57	28,79
18	0,92 x 0,64	19,12
19	0,74 x 0,77	15,68
20	0,72 x 0,74	16,44
21	0,81 x 0,71	23,06
22	0,73 x 0,79	9,49
23	0,68 x 0,75	20,86
24	0,80 x 0,69	23,61
25	0,83 x 0,72	29,92

**ANEXO B - Grupo 2 – Clearfil SE Bond – sem laser - 24 horas****Grupo 2 – Clearfil SE Bond – sem laser - 24 horas**

<b>Corpo de prova</b>	<b>Secção (mm)</b>	<b>Força Máxima (MPa)</b>
1	0,87 x 0,72	9,7
2	0,71 x 0,90	8,2
3	0,66 x 0,81	18,14
4	0,77 x 0,78	16,31
5	0,83 x 0,69	16,1
6	0,55 x 0,64	11,66
7	0,89 x 0,74	13,82
8	0,72 x 0,79	5,99
9	0,82 x 0,68	6,81
10	0,65 x 0,77	5,55
11	0,87 x 0,66	5,35
12	0,91 x 0,80	4,79
13	0,78 x 0,73	12,4
14	0,79 x 0,73	23,2
15	0,69 x 0,71	16,04
16	0,74 x 0,91	9,92
17	0,84 x 0,79	9,96
18	0,77 x 0,63	8,65
19	0,70 x 0,79	9,3
20	0,71 x 0,82	7,37
21	0,59 x 0,66	11,76
22	0,71 x 0,70	18,67
23	0,73 x 0,87	19,19
24	0,84 x 0,79	7,07
25	0,81 x 0,67	8,77

**ANEXO C - Grupo 3 – Single Bond – com laser - 24 horas****Grupo 3 – Single Bond – com laser - 24 horas**

<b>Corpo de prova</b>	<b>Secção (mm)</b>	<b>Força Máxima (MPa)</b>
1	0,80 x 0,78	8,73
2	0,89 x 0,89	11,62
3	0,72 x 0,77	9,97
4	0,59 x 0,68	9,58
5	0,77 x 0,81	10,15
6	0,73 x 0,73	20,81
7	0,80 x 0,78	10,57
8	0,71 x 0,74	15,5
9	0,91 x 0,73	18,37
10	0,70 x 0,44	18,43
11	0,86 x 0,77	8,31
12	0,73 x 0,61	8,32
13	0,77 x 0,69	8,57
14	0,85 x 0,72	8,97
15	0,79 x 0,78	11,47
16	0,73 x 0,80	7,76
17	0,67 x 0,59	11,37
18	0,88 x 0,72	22,52
19	0,71 x 0,73	8,49
20	0,66 x 0,68	8,57
21	0,84 x 0,81	20,11
22	0,76 x 0,79	18,36
23	0,71 x 0,78	7,46
24	0,67 x 0,69	12,58
25	0,77 x 0,78	14,44

**ANEXO D - Grupo 4 – Clearfil SE Bond – com laser - 24 horas****Grupo 4 – Clearfil SE Bond – com laser - 24 horas**

<b>Corpo de prova</b>	<b>Secção (mm)</b>	<b>Força Máxima (MPa)</b>
1	0,74 x 0,70	10,93
2	0,69 x 0,78	17,41
3	0,67 x 0,81	9,78
4	0,74 x 0,59	9,54
5	0,75 x 0,76	7,59
6	0,59 x 0,73	16,39
7	0,64 x 0,76	6,6
8	0,75 x 0,73	7,16
9	0,90 x 0,71	6,27
10	0,80 x 0,77	8,39
11	0,72 x 0,57	11,17
12	0,84 x 0,75	8,79
13	0,71 x 0,67	9,32
14	0,74 x 0,81	6,12
15	0,83 x 0,76	20,52
16	0,75 x 0,76	9,41
17	0,76 x 0,87	14,81
18	0,68 x 0,74	13,58
19	0,75 x 0,76	6,5
20	0,72 x 0,67	7,41
21	0,85 x 0,74	8,66
22	0,83 x 0,69	10,78
23	0,74 x 0,65	19,81
24	0,80 x 0,57	11,08
25	0,77 x 0,75	7,08

**ANEXO E - Grupo 5 – Single Bond – sem laser – 7 meses****Grupo 5 – Single Bond – sem laser – 7 meses**

<b>Corpo de prova</b>	<b>Secção (mm)</b>	<b>Força Máxima (MPa)</b>
1	0,70 x 0,68	14,71
2	0,69 x 0,71	15,29
3	0,82 x 0,72	30,36
4	0,74 x 0,77	24,72
5	0,79 x 0,83	32,17
6	0,71 x 0,75	21,7
7	0,79 x 0,83	28,09
8	0,79 x 0,87	16,05
9	0,89 x 0,66	33,69
10	0,83 x 0,63	25,81
11	0,78 x 0,82	13,64
12	0,75 x 0,77	12,34
13	0,79 x 0,72	14,72
14	0,84 x 0,68	14,21
15	0,81 x 0,71	25,18
16	0,77 x 0,79	12,46
17	0,66 x 0,69	34,02
18	0,87 x 0,74	37,61
19	0,76 x 0,79	13,08
20	0,58 x 0,74	32,81
21	0,72 x 0,77	17,77
22	0,82 x 0,79	12,72
23	0,77 x 0,76	15,2
24	0,65 x 0,71	27,63
25	0,79 x 0,72	13,62

**ANEXO F - Grupo 6 – Clearfil SE Bond – sem laser – 7 meses****Grupo 6 – Clearfil SE Bond – sem laser – 7 meses**

<b>Corpo de prova</b>	<b>Secção (mm)</b>	<b>Força Máxima (MPa)</b>
1	0,61 x 0,73	14,88
2	0,73 x 0,79	8,29
3	0,89 x 0,75	17,44
4	0,79 x 0,55	6,78
5	0,77 x 0,72	4,87
6	0,84 x 0,60	12,33
7	0,73 x 0,79	6,48
8	0,78 x 0,78	12,44
9	0,88 x 0,59	6,17
10	0,79 x 0,61	11,07
11	0,88 x 0,71	11,63
12	0,91 x 0,48	7,68
13	0,84 x 0,77	6,97
14	0,71 x 0,75	6,3
15	0,74 x 0,78	11,79
16	0,66 x 0,69	19,8
17	0,72 x 0,79	16,86
18	0,73 x 0,76	8,39
19	0,79 x 0,68	6,5
20	0,80 x 0,73	7,3
21	0,77 x 0,79	20,51
22	0,63 x 0,71	13,81
23	0,82 x 0,75	6,7
24	0,73 x 0,77	6,39
25	0,55 x 0,72	27,57

**ANEXO G - Grupo 7 – Single Bond – com laser – 7 meses****Grupo 7 – Single Bond – com laser – 7 meses**

<b>Corpo de prova</b>	<b>Secção (mm)</b>	<b>Força Máxima (MPa)</b>
1	0,78 x 0,61	25,76
2	0,70 x 0,71	14,16
3	0,66 x 0,77	13,56
4	0,72 x 0,82	21,18
5	0,80 x 0,73	13,51
6	0,77 x 0,71	25,02
7	0,91 x 0,66	28,61
8	0,72 x 0,83	10,19
9	0,88 x 0,64	15,99
10	0,74 x 0,67	7,66
11	0,71 x 0,79	19,96
12	0,68 x 0,84	15,76
13	0,76 x 0,79	7,76
14	0,68 x 0,75	8,55
15	0,71 x 0,86	16,75
16	0,78 x 0,69	12,19
17	0,76 x 0,79	37,83
18	0,78 x 0,73	8,37
19	0,57 x 0,82	37,95
20	0,82 x 0,77	13,36
21	0,74 x 0,79	28,91
22	0,81 x 0,79	28,48
23	0,73 x 0,71	12,78
24	0,77 x 0,77	10,31
25	0,59 x 0,73	10,47

**ANEXO H - Grupo 8 – Clearfil SE Bond – com laser – 7 meses****Grupo 8 – Clearfil SE Bond – com laser – 7 meses**

<b>Corpo de prova</b>	<b>Secção (mm)</b>	<b>Força Máxima (MPa)</b>
1	0,74 x 0,67	7,03
2	0,71 x 0,71	12,68
3	0,59 x 0,78	18,22
4	0,67 x 0,72	20,08
5	0,70 x 0,73	3,9
6	0,85 x 0,74	5,26
7	0,78 x 0,73	11,38
8	0,89 x 0,81	7,92
9	0,71 x 0,61	13,32
10	0,76 x 0,77	9,96
11	0,77 x 0,71	4,47
12	0,79 x 0,71	12,89
13	0,73 x 0,72	5,98
14	0,88 x 0,77	11,95
15	0,81 x 0,74	14,68
16	0,70 x 0,71	4,82
17	0,79 x 0,83	6,81
18	0,66 x 0,81	5,66
19	0,71 x 0,74	4,55
20	0,80 x 0,75	10,18
21	0,67 x 0,79	10,55
22	0,81 x 0,79	7,32
23	0,77 x 0,74	4,73
24	0,71 x 0,78	9,33
25	0,69 x 0,63	15,45

**ANEXO I - Carta da Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia da PUCRS**



*Comissão Científica e de Ética  
Faculdade da Odontologia da PUCRS*

**Porto Alegre 28 de abril de 2006**

**O Projeto de: Dissertação**

**Protocolado sob nº:** 0028/06

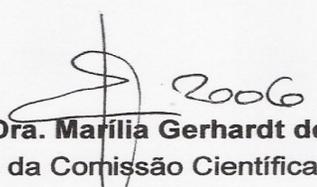
**Intitulado:** Aplicação de sistemas adesivos à dentina irradiada com laser de Nd: YAG: Estudo da resistência de uinão, da longevidade e da morfologia

**Pesquisador Responsável:** Profa. Dra. Ana Maria Spohr

**Pesquisadores Associados:** Alexandre Rodriguez Heredia

**Nível:** Mestrado

Foi **aprovado** pela Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia da PUCRS em 28 de abril de 2006.

  
**Profa. Dra. Marília Gerhardt de Oliveira**  
Presidente da Comissão Científica e de Ética da  
Faculdade de Odontologia da PUCRS

**ANEXO J - Carta do Comitê de Ética em Pesquisa da PUCRS**

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL  
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO  
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP - PUCRS



Ofício 1198/06-CEP

Porto Alegre, 16 de outubro de 2006.

Senhor(a) Pesquisador(a):

O Comitê de Ética em Pesquisa da PUCRS apreciou e aprovou seu protocolo de pesquisa, registro CEP 06/03416, intitulado: **“Aplicação de sistemas adesivos à dentina irradiada com laser de Nd: Yag: estudo da resistência de união, da longevidade e da morfologia”**.

Sua investigação está autorizada a partir da presente data.

Relatórios parciais e final da pesquisa devem ser encaminhados a este CEP.

Atenciosamente,

Prof. Dr. José Roberto Goldim  
COORDENADOR DO CEP-PUCRS

Ilmo(a) Sr(a)  
Profa Ana Maria Spohr  
N/Universidade

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA  
MESTRADO EM ODONTOLOGIA

ALEXANDRE RODRIGUEZ HEREDIA

**APLICAÇÃO DE SISTEMAS ADESIVOS À  
DENTINA IRRADIADA COM *LASER* DE  
Nd:YAG: ESTUDO DA DURABILIDADE DA  
RESISTÊNCIA DE UNIÃO**

Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Ana Maria Spohr

Orientadora

Porto Alegre

2006