



**UNESP - Universidade Estadual Paulista  
Faculdade de Odontologia de Araraquara**



**ALINE DE OLIVEIRA GONÇALVES**

**EFEITO DO LASER ER:YAG E PONTA DIAMANTADA NA MORFOLOGIA DA  
CAMADA HÍBRIDA OBTIDA COM UM ADESIVO AUTOCONDICIONANTE.  
RESISTÊNCIA DE UNIÃO AO MICROCSALHAMENTO. ANÁLISE POR MEV E  
MLCF**

**Araraquara**

**2013**



**UNESP - Universidade Estadual Paulista**  
**Faculdade de Odontologia de Araraquara**

**ALINE DE OLIVEIRA GONÇALVES**

**EFEITO DO LASER ER:YAG E PONTA DIAMANTADA NA MORFOLOGIA DA  
CAMADA HÍBRIDA OBTIDA COM UM ADESIVO AUTOCONDICIONANTE.  
RESISTÊNCIA DE UNIÃO AO MICROCISALHAMENTO ANÁLISE POR MEV E  
MLCF**

Dissertação apresentada ao programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas, Área de Dentística Restauradora, da Faculdade de Odontologia de Araraquara da Universidade Estadual Paulista para título de mestre em Ciências Odontológicas.

Orientador: Prof. Dr. Osmir Batista de Oliveira Junior

**Araraquara**

**2013**

Gonçalves, Aline de Oliveira

Efeito do laser ER:YAG e ponta diamantada na morfologia da interface adesiva de adesivos condiciona e lava e autocondicionante.

Análise por MEV e MLCF / Aline de Oliveira Gonçalves. —

Araraquara: [s.n.], 2013.

110 p. ; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista,  
Faculdade de Odontologia

Orientador: Prof. Dr. Osmir Batista Oliveira Junior

1. Preparo de cavidade dentária 2. Microscopia confocal 3. Lasers  
4. Microscopia eletrônica de varredura 5. Camada de esfregaço  
6. Adesivos dentinários I. Título

ALINE DE OLIVEIRA GONÇALVES

**EFEITO DO LASER ER:YAG E PONTA DIAMANTADA NA MORFOLOGIA DA  
INTERFACE ADESIVA DE ADESIVOS CONDICIONA-E-LAVA E  
AUTOCONDICIONANTE. ANÁLISE POR MEV E MLCF.**

COMISSÃO JULGADORA

DISSERTAÇÃO PARA OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE

Presidente e Orientador: Prof. Dr. Osmir Batista Oliveira Junior

2º examinador: Profa. Dra. Mírian Lacalle Turbino

3º examinador: Prof. Dr. Edson Alves de Campos

Araraquara, 26 de março de 2013.

## DADOS CURRICULARES

ALINE DE OLIVEIRA GONÇALVES

NASCIMENTO: 22/04/1985 – Itapeva – São Paulo

FILIAÇÃO: Maria José de Oliveira Gonçalves e Wladimir Gonçalves

Graduação em Odontologia pela Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho – FOAR- UNESP- Araraquara (2010). Atualmente é mestranda da Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho (2011-2013). Tem experiência na área de Ciências Odontológicas, com ênfase em Odontologia Restauradora, atuando nos seguintes temas: adesivo dentinário, laser Er:YAG, jato abrasivo de óxido de alumínio, ponta diamantada e ultrassom.

## DEDICATÓRIA

*“Primeiramente ao Deus do impossível,*

*Aos meus pais,*

*Wladimir e Maria José*

*Ao meu irmão,*

*Tiago*

*A minha irmã e cunhada,*

*Paula*

*Aos amigos do Departamento,*

*Mário, Vanderley, Creusa, Maria Aparecida, Priscila*

*Aos colegas da pós, especialmente a minha grande amiga*

*Cinthia que esteve comigo em todos os momentos com seu apoio e prontidão*

*Aos amigos distantes,*

*Que de uma forma ou outra estiveram presentes*

*Ao professor,*

*Edson Alves Campos*

*A todos os meus amigos e pessoas queridas...*

*Por todo o apoio, carinho, compreensão e estímulo no decorrer desta jornada.*

*Ao meu orientador,*

*Prof. Dr. Osmir Batista Oliveira Jr”.*

## **Agradecimentos**

À Universidade Estadual Paulista - UNESP e à Faculdade de Odontologia de Araraquara - FOAR, representadas pelo Digníssimo Reitor Herman Jacobus Cornelis Voorwald e pela Digníssima Diretora Prof.<sup>a</sup>. Andréia Affonso Barretto Montandon.

Ao Programa de Pós Graduação em Ciências Odontológicas, representado pela Profa. Dra. Josimeri Hebling e pelo Prof. Dr. Osmir Batista de Oliveira Junior.

Aos professores do Programa de Pós Graduação em Ciências Odontológicas, pelos conhecimentos e experiências compartilhados.

Aos funcionários da biblioteca Adriano, Maria Inês, Silvia, Eliane, Ceres, Cristina, Marley, Maria Aparecida e Odete, pela receptividade, orientação e disponibilidade.

Aos funcionários do Departamento de Odontologia Restauradora: Dna. Cida, Marinho, Wanderley, Conceição, Priscila e Creuza

Aos funcionários da seção de Pós Graduação: Mara, Rosângela, Flávia e Alexandre.

Ao departamento de Dentística Restauradora da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, pelo empréstimo do aparelho de laser Er:YAG - Fotona para preparo das amostras, com atenção especial a Profa. Dra. Silmara Aparecida Milori Corona.

Ao departamento de Materiais Odontológicos e Prótese pela utilização do Laboratório de Microscopia Eletrônica de Varredura, sob a direção dos professores Dr. Gelson Luis Adabo e Dr. Carlos Eduardo Vergani e a técnica responsável pelas análises Dra. Paula Aboud Bargugli.

Ao departamento de Materiais Odontológicos e Prótese pela utilização do Laboratório de Ensaio Mecânicos, sob a responsabilidade do Prof. Dr. José Maurício Santos Nunes dos Reis e Prof. Dr. Luiz Geraldo Vaz.

Gonçalves AO. Efeito do Laser ER:YAG e ponta diamantada na morfologia da interface adesiva de adesivos condiciona-e-lava e autocondicionante. Análise por MEV e MLCF. [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2013.

## Resumo

Este estudo tem como objetivo avaliar o efeito de laser de Er: YAG (L) e ponta diamantada (B) sobre a força de resistência ao microcisalhamento (MPa) e o efeito sobre a interface adesiva de adesivos condiciona e lava (CL) – Adper Scotchbond Multiuso e autocondicionante (CS) – Adper EasyOne, ambos da 3M ESPE. Foram constituídos 4 grupos segundo instrumentos e adesivos: B\_CL (controle); B\_CS; L\_CL e L\_CS. 60 incisivos bovinos foram randomicamente divididos nos experimentos e grupos: 40 para força de resistência ao microcisalhamento (n=10) e 20 para morfologia da interface adesiva (6 para mensuração da espessura da camada híbrida (CH) e comprimento de *tags* (t) por MLCF (n=3); 12 para morfologia da interface adesiva por MEV (n=3) e 2 para ilustração o efeito dos instrumentos sobre dentina por MEV (n=1). Para o ensaio de microcisalhamento foram confeccionados 4 cilindros de resina composta Filtek Z350 XT – 3M ESPE (0,7 mm de diâmetro por 1 mm de altura e área de adesão de 0,38 mm<sup>2</sup>) sobre cada superfície de dentina tratada pelos instrumentos e adesivos. O ensaio de resistência de união ao microcisalhamento foi realizado em máquina de ensaio universal EMIC 2000, com célula de carga de 500 Kgf e velocidade de 0,5 mm/min. A interface adesiva foi caracterizada pela espessura da camada híbrida (CH) e comprimento de *tags* (t) em µm, com o software UTHSCSA Imagetool. Os

valores de resistência adesiva ao microcissalhamento foram L\_CL 34,10 ± 19,07 MPa, B\_CL 24,26 ± 9,35 MPa, L\_CN 33,18 ± 12,46 MPa, B\_CN 21,24 ± 13,96 MPa. Anova two-way resultou em diferença estatisticamente significativa somente para instrumentos (p=0,047). Teste de Mann-Whitney identificou os instrumentos determinam diferenças significativas para de espessura de CH e comprimento de (t). Para adesivos estas diferenças só foram observadas para (t). Pode-se concluir que 1) Laser de Er:YAG resulta em maiores valores de resistência adesiva ao microcissalhamento, independente do sistema adesivo utilizado (CL ou CS). 2) Os *tags* não tem efeito significativo na resistência adesiva ao microcissalhamento. 3) A interface adesiva é afetada tanto pelos instrumentos utilizados para o preparo cavitário como pelo tipo de sistema adesivo empregado.

**Palavras chaves:** Preparo de cavidade dentária, Microscopia confocal, Lasers, Microscopia eletrônica de varredura, Camada de esfregaço, Adesivos dentinários.

Gonçalves AO. Effect of Laser ER: YAG and a diamond bur in the morphology of the hybrid layer obtained with a Total Etch and self-etching adhesives. SEM analysis and MLCF. [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2013.

## **Abstract**

This study aims to evaluate the effect of Er: YAG (L) and bur (B) on the strength of resistance microshear (MPa) and the effect on the interface adhesive stickers and wash conditions (CL) - Adper Scotchbond Multipurpose and self (CS) - Adper EasyOne, both from 3M ESPE. Were formed 4 groups according tools and adhesives: B\_CL (control); B\_CS; L\_CL and L\_CS. 60 bovine incisors were randomly divided into experimental and groups: 40 to force microshear resistance (n = 10) and 20 for the adhesive interface morphology (6 to measure the thickness of the hybrid layer (CH) and length of tags (t) by MLCF (n = 3); 12 to the adhesive interface morphology by SEM (n = 3) and 2 to illustrate the effect of the instruments on dentine by SEM (n = 1). Microshear For testing four cylinders were fabricated composite Filtek Z350 XT - 3M ESPE (0.7 mm in diameter and 1 mm in height and area of adhesion of 0.38 mm) on each dentin surface treated by tools and adhesives. Testing of bond strength was performed in microshear FDMS universal testing machine 2000 with a load cell of 500 kgf and a speed of 0.5 mm / min. Adhesive interface was characterized by layer thickness hybrid (HC) and length of tags (t) in nm, with software UTHSCSA ImageTool. Values of bond strength to microshear L\_CL were  $34.10 \pm 19.07$ ,  $24.26 \pm 9.35$  B\_CL, L\_CN  $33.18 \pm 12.46$ ,  $21.24 \pm 13.96$  B\_CN. Anova two- way resulted in statistically significant only for instruments ( $p = 0.047$ ). Mann-

Whitney identified instruments to determine significant differences CH thickness and length (t). adhesives for these differences were only observed for (t). It can be concluded that 1) Laser Er: YAG results in higher bond strength to the microshear, regardless of the adhesive system (CL and CS). 2) The tags have no significant effect on bond strength to microshear. 3) The adhesive interface is affected by both instruments for cavity preparation and the type of adhesive system used.

Key words: dental cavity preparation, confocal microscopy, lasers, scanning electron microscopy, smear layer, dentinal Adhesives.

## Sumário

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>14</b>
<b>2</b>	<b>REVISÃO DA LITERATURA</b>	<b>19</b>
<b>3</b>	<b>PROPOSIÇÃO</b>	<b>58</b>
<b>4</b>	<b>MATERIAL E MÉTODO</b>	
<b>4.1</b>	<b>Desenho do Estudo</b>	<b>60</b>
<b>4.2</b>	<b>Randomização</b>	<b>60</b>
<b>4.3</b>	<b>Instrumentos e sistemas adesivos</b>	<b>62</b>
<b>4.4</b>	<b>Experimento1 – Resistência de união ao Microcisalhamento</b>	<b>64</b>
<b>4.5</b>	<b>Experimento 2 - Morfologia da Interface Adesiva</b>	<b>70</b>
<b>4.6</b>	<b>Morfologia da superfície dentinária</b>	<b>78</b>
<b>4.7</b>	<b>Análise estatística</b>	<b>79</b>
<b>5</b>	<b>RESULTADO</b>	<b>81</b>
<b>6</b>	<b>DISCUSSÃO</b>	<b>88</b>
<b>7</b>	<b>CONCLUSÃO</b>	<b>97</b>
<b>8</b>	<b>REFERÊNCIAS</b>	<b>98</b>

# 1 INTRODUÇÃO

A evolução da técnica adesiva iniciada por Michael Buonocore<sup>15</sup>, em 1955, tem revolucionado a prática da odontologia, permitindo a execução de procedimentos restauradores menos invasivos, mais biocompatíveis e duráveis. O adesivo dentinário ideal deve promover retenção e estabilidade do material restaurador, evitar ou reduzir a infiltração marginal e, conseqüentemente, a recidiva de cárie e garantir a manutenção da vitalidade pulpar. Nesse sentido, um dos maiores desafios é o desenvolvimento de um adesivo que seja capaz de aderir-se a dois substratos distintos, esmalte e dentina, vedando a interface de forma uniforme e homogênea.

Enquanto o esmalte dental é bastante homogêneo, composto basicamente por substâncias inorgânicas prismáticas e apenas 3% de água e traços proteicos<sup>30</sup>, a dentina é extremamente heterogênea, sendo formada por 70% de material inorgânico (cristais de hidroxiapatita), 18% de matéria orgânica, em sua maioria composta por fibras colágenas e 12% de água<sup>50</sup>. Além disso, em situações clínicas mostra-se constantemente banhada por fluido dentinário, o que resulta em baixa bio-afinidade com os monômeros resinosos que, devido à sua composição, são hidrofóbicos.

Esse desafio começou a ser superado a partir dos trabalhos de Nakabayashi<sup>51</sup>, 1991 e Fusayama<sup>29</sup>, 1992, que propuseram a técnica adesiva do condicionamento ácido total da dentina.

O condicionamento ácido tem duas ações: 1) solubiliza e remove a smear layer e os smear plugs resultantes da ação dos instrumentos rotatórios, abrindo os túbulos dentinários e 2) desmineraliza superficialmente a dentina expondo parcialmente a malha de fibras colágenas.

Na sequência a dentina assim modificada é banhada por um primer bipolar hidrofílico que permeia a malha de fibras colágenas expostas e penetra nos túbulos dentinários, modificando a característica natural da dentina, aumentando sua afinidade pelos adesivos em função da substituição da umidade dentinária pelo monômero resinoso do primer infiltrado.

A aplicação subsequente do adesivo encapsula as fibras expostas e penetra nos túbulos dentinários abertos garantindo a retenção das restaurações de resina composta por micro-retenção mecânica.

A camada formada pelas fibras colágenas envoltas em adesivo infiltrado foi denominada camada de interdifusão ou camada híbrida<sup>50</sup> e o material que penetra os túbulos dentinários recebeu o nome de *tag*<sup>2, 75</sup>.

Apesar desta interface adesiva, formada pela camada híbrida e pelos tags resultar em altos valores de resistência de união, ela é ainda altamente susceptível a falhas que podem causar irritação pulpar, infiltração marginal, recidivas de cárie, deslocamento da restauração e dano pulpar.

Vários detalhes técnicos podem comprometer o desempenho dos adesivos dentinários, dentre eles pode-se destacar a dificuldade de se manter a arquitetura das fibras colágenas adequadamente abertas para favorecer a interdifusão dos primers e adesivos. Esta dificuldade é determinada pela

necessidade de condicionar, lavar e secar a dentina antes da aplicação da sequencia adesiva dos adesivos condiciona-e-lava ou “Total-Etch” de 3 passos.

Na busca de superar esses problemas, na década de 1990, foram desenvolvidos novos sistemas adesivos denominados autocondicionantes ou “Self-Etch”<sup>81</sup>.

Estes diferem dos adesivos condiciona-e-lava por dispensarem as etapas de condicionar, lavar e secar, o que resulta em uma técnica de aplicação simplificada e menos sujeita a falhas.

Nos adesivos autocondicionantes a exposição das fibras colágenas pelo condicionamento ácido e a infiltração dos monômeros resinosos na malha de fibras colágenas é realizada de forma simultânea, o que resulta na formação de camada híbrida mais homogênea e praticamente ausência de nano-infiltrações<sup>58, 73</sup>.

Mesmo apresentando “tags” mais curtos e uma camada híbrida mais delgada do que as obtidas pela técnica Total-etch, esta é considerada suficiente para prover uma adequada retenção do material restaurador<sup>42, 58, 60, 66, 73, 76</sup>. Além disso, a capacidade de vedamento e bio-afinidade com a dentina dos autocondicionantes é considerada superior à promovida pela técnica Total-etch<sup>57</sup>.

Em função destas diferenças, e porque nos dois sistemas é realizado o condicionamento ácido da dentina, atualmente os sistemas adesivos “Total-etch” são melhor denominados “condiciona-e-lava” e os “Self-etch” autocondicionantes.

No entanto, como a adesão não depende somente do sistema adesivo, mas sim da interação deste com um substrato dentinário, fica evidente que as

características da dentina podem interferir e são determinantes para o sucesso clínico das restaurações adesivas <sup>20</sup>.

Esse fato foi observado em vários trabalhos que foram unânimes ao demonstrar reduções na efetividade dos adesivos dentinários quando estes foram utilizados sobre dentinas modificadas por cárie <sup>54, 74, 82</sup>.

Outro aspecto a ser considerado, é que tanto a técnica adesiva condiciona-e-lava como a autocondicionante, foram desenvolvidas considerando-se a necessidade da remoção/dissolução da *smear layer*, resultante da instrumentação da estrutura dental com pontas montadas diamantadas ou brocas laminadas.

Segundo Henostroza et al. (2003) <sup>32</sup>, “a *smear layer* dentinária difere em espessura, rugosidade e densidade de mineral depositado, dependendo da técnica de instrumentação utilizada”. Assim, torna-se evidente que a instrumentação da cavidade pode afetar o desempenho dos sistemas adesivos, potencializando-o ou prejudicando-o.

Atualmente, além da tradicional utilização dos instrumentos rotatórios o preparo cavitário também pode ser realizado por meio de brocas e ultrassom, jato abrasivo de óxido de alumínio e lasers de alta potência.

Desde o reconhecimento da efetividade do laser Er: YAG na remoção de tecidos duros pelos Us Food and Drug Administration <sup>9, 21</sup> o laser tem sido amplamente aplicado no tratamento de tecidos cariados, sendo considerado um equipamento apropriado e preciso <sup>6</sup>. Sua interação com o tecido dental minimiza a perda de tecido saudável e promove um grau de conforto ao paciente.

O desenvolvimento dos lasers de Er:YAG, também se constituiu um grande desenvolvimento na odontologia minimamente invasiva. Seu mecanismo de funcionamento é determinado por micro explosões resultante da vaporização instantânea das moléculas de água do spray utilizado em conjugação com o laser <sup>19</sup> o que provoca a ejeção de partículas mineralizadas da estrutura dental <sup>33</sup>, que resulta em cavidades sem a presença da *smear layer* <sup>25, 28</sup>.

Esses aspectos podem ser favoráveis à adesão, especialmente em relação aos sistemas adesivos condiciona e lava que têm uma melhor interação na ausência de debris de *smear layer* <sup>17, 28, 55-56, 71</sup>.

A análise da interação desse laser com a dentina mostra não haver *smear layer*, resultando em uma superfície limpa e irregular com exposição dos túbulos dentinários e muitas reentrâncias, <sup>9, 25-26, 28</sup> que em princípio, podem potencializar a ação dos adesivos dentinários.

No entanto, alguns estudos têm demonstrado que a adesão à dentina irradiada é menor que a obtida em dentinas instrumentadas por outros meios. Segundo, Ergücü et al. <sup>27</sup> (2009), isso acontece porque a superfície de dentina torna-se mais resistente à desmineralização, dificultando a ação ácida do primer hidrofílico, e a formação de uma camada híbrida adequada.

Uma vez que o tipo de substrato dental pode influenciar na formação da camada híbrida e os *tags* e os diferentes instrumentos utilizados para a realização do preparo cavitário determinam tipos diferentes de substrato dentinário, com presença ou ausência de *smear layer*, fica evidente a necessidade de estudos que avaliem o efeito dos diferentes instrumentos utilizados para o preparo cavitário sobre a interface adesiva, a fim de oferecer subsídios para a prática clínica.

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

Esta revisão da literatura abrangerá assuntos relacionados a sistemas adesivos condiciona e lava e condiciona e autocondicionantes, bem como o uso de diferentes instrumentos para o preparo cavitário.

Em seu trabalho clássico, Buonocore<sup>15</sup> (1955), contribuiu para uma revolução da Odontologia Restauradora que inicialmente era baseada nos conceitos de preparos cavitários de Black, para uma odontologia mais conservadora com princípios de restaurações minimamente invasiva. Para isso, o autor percebeu no parque industrial onde trabalhava, que o uso de ácido fosfórico aumentava a adesão entre tintas acrílicas e metais. O seu desempenho odontológico, foi testado no esmalte dental pelo autor em 1955, que utilizou ácido fosfórico a uma concentração de 85% em resina acrílica durante 30 segundos para a união ao esmalte, que para o benefício da odontologia adesiva, teve um resultado positivo apresentando uma união eficaz. O autor cita nesse artigo várias possibilidades que poderiam ser exploradas, tendo como base seu estudo: “o desenvolvimento de novos materiais resinosos com propriedades adesivas, modificação dos materiais existentes para torná-los adesivos, uso de um adesivo como revestimento que viesse a penetrar na interface dente-material restaurador”.

Nessa perspectiva, Buonocore et al.<sup>14</sup> (1956), encontraram o primeiro sistema de adesão à dentina, que era composto de monômeros e polímeros de metilmetacrilato e outros componentes. Observaram que o composto aumentava muito a adesão entre a dentina e a resina acrílica. No entanto, o estudo apresentou

falhas do material na presença de umidade e o insucesso das restaurações foi notado pela queda das restaurações.

Somente na década 1980, Bowen et al.<sup>12</sup> desenvolveram uma nova metodologia de procedimentos que aumentavam a resistência de união entre dentina e um compósito. Em seu estudo, os autores aplicaram sequencialmente: uma solução aquosa de oxalato férrico a 5,3% por 60 segundos; lavagem e secagem; acetona pura durante 10 segundos; jato de ar para sua volatilização; solução de 4-META em acetona por 60 segundos; secagem com ar. Os autores, também, analisaram sua eficiência positiva em esmalte e concluíram que a metodologia descrita poderia contribuir para a tão esperada adesão em dentina, precedendo, assim, os primeiros sistemas adesivos da odontologia.

Porém, esses sistemas ainda não eram totalmente eficazes na adesão, e os pesquisadores Nakabayashi et al.<sup>51</sup> (1991) na tentativa de desenvolverem um sistema eficiente, realizaram um estudo utilizando o TBB como sistema iniciador da reação química do MMA com o colágeno das superfícies de dentina. No estudo, perceberam que esse sistema não tinha a mesma efetividade em dentina onde foi realizado desgaste, abrindo o campo para a pesquisa e superfícies que foram modificadas por algum tipo de preparo.

Takeyama et al.<sup>77</sup> (1991) perceberam que, o uso de grupos hidrofóbicos e hidrofílicos ao MMA-TBB aumentava a estabilidade de união ao esmalte e adicionaram, então, o 4-META. No estudo observaram microscopicamente que o composto penetrava nos prismas de esmalte e formavam prolongamentos que foram denominados tags. Além disso, observaram que na porção final dos tags existia uma camada delgada em que o compósito ficou impregnado na zona interprismática,

definindo uma zona em que parte era dente e parte compósito, denominando-a como camada híbrida, ou seja, uma mistura entre substrato e material resinoso.

No entanto, mesmo com as descobertas de Takeyama <sup>77</sup> (1991), a adesão a dentina ainda não era eficaz, tornando necessários novos estudos que possibilitassem um maior sucesso. Esse impasse, começou a ser vencido em 1992 quando Nakabayashi et al. <sup>50</sup>, aplicaram ácido cítrico (10%) e cloreto férrico (3%) por 10 segundos a dentina. Na análise microscópica do experimento, os autores observaram um aumento da camada híbrida, que proporcionou um aumento das forças de adesão na dentina (valores de até 18 MPa). Percebe-se a partir dos estudos, que faz-se necessário o pré tratamento da superfície dental para a remoção da smear layer, decorrente de materiais inorgânicos e orgânicos, da área que será submetida ao procedimento adesivo. Por isso, aprimoramentos da técnica e novos sistemas adesivos são lançados rotineiramente, visto que a adesão a dentina ainda tem seus insucessos.

Van Meerbeek B et al. <sup>80</sup> (1992), observaram em MEV interfaces de adesivas de amostras condicionadas por íons de argônio que receberam diferentes sistemas adesivos. Os autores puderam perceber que no primeiro grupo onde a smear layer foi removida por ácidos, que a superfície ficou desmineralizada até certa profundidade de forma que um emaranhado de fibras colágenas pudesse ser observado. Essa rede facilitava a penetração de monômeros hidrofílicos que, por sua vez, facilitavam a penetração do adesivo (All-Bond All-Etch), formando uma camada híbrida densa. No segundo grupo, o adesivo foi capaz de modificar a smear layer por seus monômeros, mas não foi observada a formação camada híbrida. Já no terceiro grupo, o adesivo dissolve parcialmente a smear layer, formando uma camada híbrida fina. Através dos resultados, os autores preconizaram o sistema

adesivo que remove a smear layer, visto que esses podem formar uma maior camada híbrida (até 25 $\mu$ m), evitando a infecção bacteriana.

O advento dos autocondicionantes foi proposto por Watanabe et al.<sup>83</sup> (1994), pelo uso de altas concentrações de ácidos em monômeros resinosos P-Fenil a 20% e 30% em solução aquosa. Os monômeros ácidos foram capazes de liberar íons H<sup>+</sup> e desmineralizar a estrutura dental, ao mesmo tempo em que penetravam no substrato dentinário. Os autores concluíram que o adesivo de passo único condicionador/primer, “oferece diversas vantagens em relação aos sistemas adesivos anteriores, pois uma solução única contém condicionador e primer”.

Para analisar o grau de penetração de diferentes sistemas adesivos autocondicionantes em diferentes espessuras de smear layer Tay et al.<sup>78</sup> (2000), utilizaram a MET (Microscopia Eletrônica de Transmissão). “Para o grupo controle, os autores criaram e fraturaram a dentina média de forma que a superfície ficasse livre de smear layer. Para os outros grupos, as superfícies foram polidas com lixa d’água com granulação de 600 ou 60 produzindo uma smear layer fina e grossa, respectivamente. A adesão foi realizada com um dos três sistemas adesivos autocondicionantes: Clear<sup>®</sup> I Mega Bond (Kuraray), Non-Rinse Conditioner e Prime & Bond NT (Dentsply DeTrey) e Prompt L Pop (ESPE). Para o Mega Bond foi encontrado, camadas híbridas delgadas entre 0,4  $\pm$  0,5  $\mu$ m e a smear layer e a smear plug foram impregnadas ao complexo hibridizado. Para o sistema condicionador-e-não lava / Prime & Bond NT, a camada híbrida foi entre 1,2  $\pm$  2,2  $\mu$ m de espessura e a smear layer e a smear plug foram completamente dissolvidas na dentina no grupo com smear layer fina, e foram parcialmente impregnados na camada híbrida no grupo com smear layer grossa. Para o adesivo Prompt L-Pop, as camadas híbridas foram de 2,5  $\pm$  5  $\mu$ m de espessura e a smear layer e o smear plug foram

completamente dissolvidos na dentina com camadas espessas de esfregaço”. Nesse estudo, os autores demonstram que os adesivos autocondicionantes podem ser classificados de acordo com a capacidade de penetração em leve, moderado e agressivo, sendo que o último pode ser comparado com os sistemas adesivos condiciona-e-lava com ácido fosfórico em termos de espessura da camada híbrida.

Para evitar erros de interpretação na análise de sistemas adesivos em MEV Saboia et al.<sup>71</sup> (2000), demonstram que é necessário padronizar as amostras de dentina, a angulação de corte e a escolha dos fragmentos a serem utilizados. Para isso, cilindros de resina foram cimentados na dentina da superfície oclusal de terceiros molares e posteriormente seccionados longitudinalmente para observação no MEV. Os resultados obtidos indicaram uma grande variação no direcionamento e comprimento dos tags. Assim, os autores concluem que “padrões micro morfológicos da interface adesiva diferentes podem ser encontrados em fragmentos de um mesmo espécime em função da variação de fatores durante o processamento dos mesmos para análise em MEV”.

Com intuito de obter resultados da adesão de sistemas adesivos autocondicionantes em esmalte, Oliveira et al.<sup>58</sup> (2001), utilizam três sistemas adesivos, sendo dois autocondicionantes e um condiciona-e-lava. Os resultados demonstraram que esses sistemas, quando comparados com o sistema adesivo convencional, promovem uma efetiva adesão. O Scotch Bond Multipurpose – 3M - (SBMP): 10,95 MPa com desvio padrão de 2,55, como grupo controle, onde foi utilizado condicionamento ácido prévio. Os outros dois sistemas adesivos autocondicionantes apresentaram os seguintes valores: Prompt –ESPE- (PPT): 9,15 MPa, com desvio padrão de 8,18, e o Clearfil S E Bond –Kuraray – (CSEB): de 12,42 MPa com desvio padrão de 4,03. Através desses dados, os autores

concluíram que os sistemas adesivos autocondicionantes empregados no estudo apresentam “bons resultados adesivos, podendo ser tão bons ou até melhores do que os sistemas condiona-e-lava”.

Koibuchi et al.<sup>37</sup> (2001), em estudam diferentes smear layers criadas e a resistência de união de sistemas adesivos autocondicionantes à dentina humana pelo teste de microtração. As smear layers foram criadas pelo desgaste da superfície de dentina por lixas de granulação # 180 ou # 600. O procedimento adesivo foi realizado da seguinte forma: o primer autocondicionante foi aplicado às superfícies dentinárias preparadas e deixado em repouso durante 30 s. Em seguida, foi seco com ar e o adesivo foi aplicado e fotoativado durante 20 s. A resina foi, então, adicionada à dentina preparada e fotopolimerizada durante 60. As Superfícies dos espécimes fraturados, tanto de resina e dentina, foram examinados sob microscópio eletrônico de varredura (MEV). Foram encontrada Resistência à tração significativamente diferentes (TBS) de  $10.0 \pm 7.2$  e  $28.5 \pm 5.02$  MPa para a dentina preparada, respectivamente, com # 180 e # 600 ( $p < 0.01$ ). Os autores concluem que “a presença e a qualidade de uma camada de esfregaço produzem significativamente diferentes forças de adesão em dentina humana preparada in vitro”.

Shighetani et al.<sup>73</sup> (2002), observam microscopicamente a morfologia criada pelo laser Er: YAG e turbina a ar, sendo que quando utilizado o laser a superfície dentinária apresentou-se rugosa e sem estrias, com túbulos dentinários abertos e sem presença de smear layer, diferentemente do instrumento rotatório. No estudo foi avaliada a infiltração marginal de restaurações de resina composta de cavidades preparadas por esses dois instrumentos de preparo e as imagens analisadas em um microscópio laser de varredura. Os resultados dos testes de

escoamento não revelaram diferenças significativas no selamento marginal de esmalte e dentina entre cavidades preparadas por Er: YAG e ou por instrumento rotatório. Assim, os autores afirmam que preparo com laser Er: YAG pode ser uma alternativa interessante ao uso de rotatórios convencionais.

Resende et al.<sup>70</sup> (2002), analisaram a capacidade de selamento marginal de dois sistemas adesivos atuais, um primer autocondicionante (Clearfil Liner Bond 2V) e um condiciona-e-lava (Excite). Para o estudo, foram realizadas cavidades classe V em dentes bovinos e humanos, aplicação dos sistemas adesivos e restauradas com resina composta. Os espécimes foram termociclados (300 ciclos variando de 5 a 55°C) e imersos em solução de nitrato de prata a 50% por 24 horas. “Após análise da microinfiltração em lupa estereoscópica e teste estatístico de Kruskal-Wallis ao nível de significância de 5%, constatou-se que o sistema adesivo Excite apresentou a maior infiltração em esmalte nos dentes bovinos, Clearfil foi o que melhor selou a margem cervical nos dentes humanos e bovinos”. Assim, pode-se concluir que nas superfícies dentárias, humanas ou bovinas, o sistema adesivo condiciona-e-lava tiveram comportamento semelhante, porém em relação ao sistema adesivo autocondicionante há diferença estatística significativa, sendo os valores maiores nos dois tipos de substratos.

Carrilho et al.<sup>18</sup> (2002), percebe que o adesivo condiciona-e-lava de dois passos tem menor sensibilidade à fratura em seu estudo. Para isso, “utilizou 12 dentes terceiros molares humanos que tiveram o esmalte oclusal removido para exposição de uma superfície plana de dentina, na qual foram realizados os procedimentos de adesão. Os dentes foram aleatoriamente divididos em quatro grupos, considerando-se o sistema adesivo e a resina composta a serem empregados: Grupo 1 - Single Bond + P60 (SB); Grupo 2 - Bond 1 + Surefil (B1);

Grupo 3 - Prime & Bond NT + Alert (NT) e Grupo 4 - Prime & Bond 2.1 + TPH (2.1). As amostras foram submetidas ao teste de microtração e a análise de variância ( $\alpha = 0,05$ ) demonstrou não haver diferença significativa entre os valores médios de resistência obtidos pelos quatro adesivos, embora a análise dos espécimes que sofreram fratura precoce tenha evidenciado menor sensibilidade para o sistema SB”.

A formação da camada híbrida teve maior espessura em adesivos condiciona-e-lava de três passos, do que em adesivos condiciona-e-lava de dois passos em, Arrais et al.<sup>8</sup> (2002). Os adesivos foram avaliados em preparos planejados de dentina na região oclusal de dentes humanos. Os espécimes foram preparados e analisados em MEV sob 2.000 X de magnitude. Os sistemas adesivos mostraram formação de diferentes espessuras de camada híbrida ( $p < 0,05$ ) e suas médias foram: para o Scotch Bond MP Plus (SM),  $7,41 \pm 1,24 \mu\text{m}$ ; para o Single Bond (SB),  $5,55 \pm 0,82 \mu\text{m}$ ; para o Etch & Prime 3.0 (EP),  $3,86 \pm 1,17 \mu\text{m}$  e, para o Clearfil SE Bond (CB),  $1,22 \pm 0,45 \mu\text{m}$ . Os autores, também, concluíram a partir dos resultados que os adesivos autocondicionantes EP e CB apresentaram camada híbrida mais delgada em comparação aos condiciona-e-lava como é comum para esses materiais.

Pioch et al.<sup>67</sup> (2003), avaliaram o efeito do preparo de instrumentos (broca e ultrassom) na integridade interfacial da parede cavitária e restauração. Os autores utilizaram 10 dentes decíduos e foram divididos em dois grupos experimentais de acordo com o tipo de preparo realizado, sendo o sistema adesivo pigmentado com Rodamina B. As amostras tiveram sua interface adesiva analisada sob MLCF e os autores puderam concluir que o ultrassom não causa efeitos deletérios na integridade da interface adesiva.

Oliveira et al.<sup>59</sup> (2003), determinou o efeito das smear layers em dentina criadas por vários abrasivos sobre a adesão de um adesivo autocondicionante (SE) e de um adesivo de condicionamento total (SB). Discos de dentina humana polidos foram abrasados com pasta de alumina 0,05 mm, lixas de carbetto com granulação 240, 320 e 600 de granulação, broca de carboneto 245, ponta de diamante 250,9 F ou ponta de diamante 250,9 C. As amostras foram submetidas à microtração. As smear layers foram caracterizadas pela espessura, usando MEV; rugosidade da superfície utilizando um nanoscópio e o condicionamento da superfície, com base na porcentagem de túbulos abertos. Pode-se observar por MEV que a espessura da camada híbrida foi menor quando foi usado SB. Como resultados os autores notaram uma diminuição na resistência a tração com o aumento da aspereza do abrasivo no grupo SE. Entre as brocas, o grupo Carbide apresentou os maiores valores de resistência à tração, e as lixas com granulação 320 e 240 apresentaram resultados próximos do grupo Carbide. Após o condicionamento com o primer SE, a abertura tubular das amostras desgastada por Carbide não diferiram das lixas de granulação 240 ou 320, mas diferem a partir da granulação 600. Ainda que afetado por diferentes métodos de preparação de superfície, o SE produziu SBS superiores do que o SB. Os valores mais elevados do SBS e a smear layer fina do grupo da broca Carbide, sugere o uso dos autocondicionantes quando utilizados in vivo. No geral, a lixa 320 produziu resultados mais próximos aos dos da broca Carbide e a sua utilização é recomendada in vitro como um simulador clínico quando se utiliza o SE.

Em estudo in vitro, Cal-Netto et al.<sup>16</sup> (2004), constata que o primer-autocondicionante e o sistema adesivo autocondicionante de passo único apresentam uma menor capacidade de penetração dos que o sistema adesivo

condiciona-e-lava. No estudo, 15 terceiros molares humanos foram seccionados em duas partes. Estas foram desgastadas com lixas carboneto de silício 600-1200 e divididas em seis grupos: grupo 1 - Prime & Bond NT (NT), controle negativo; grupo 2 - ácido fosfórico 37% + Prime & Bond NT (PANT), controle positivo; grupo 3 - agente condicionador não lavável (NRC) + Prime & Bond NT (NRCNT), grupo 4 - NRC + Prime & Bond 2.1 (NRCPB); grupo 5 - NRC + Scotch Bond MP (NRCSB), grupo 6 - Prompt L Pop (PLP). Para análise em MEV foram confeccionadas réplicas em resina epóxica. A penetração foi avaliada a partir de 0 (nenhuma penetração) a 3 (penetração máxima). O teste de Kruskal-Wallis e Mann-Whitney ( $p < 0,05$ ) mostrou três grupos estatisticamente homogêneos: {NT, NRCPB, NRCSB e PLP}, {NRCNT} e {PANT}. A partir dos dados do estudo podemos dizer que os adesivos condiciona-e-lava ainda são mais promissores a adesão do que os autocondicionantes de um passo e de dois passos.

Tonami et al.<sup>79</sup> (2005), avalia o efeito de vários lasers na força a tração na dentina bovina. Foram utilizados os lasers de Er: YAG, CO<sub>2</sub> e de diodo (GaAIAs) para irradiar a dentina e submetidos ao ensaio de microtração. As forças de tração para o laser Er:YAG, CO<sub>2</sub> e seu grupo controle e do diodo (GaAIAs) e seu controle foram: 73,1 e 78,5; 70,3 e 74,3; e 64,3 e 71,0 Mpa. Esse estudo sugere que o uso do laser pode diminuir a resistência à tração da dentina, sendo necessários cuidados no tratamento de tecidos duros, levando em conta suas características de transformação de energia.

Peunmans et al.<sup>66</sup> (2005), em sua revisão de literatura analisaram a eficácia clínica de adesivos contemporâneos, quando utilizados para restaurar a cervical de lesões classe V não cariosas no período de janeiro de 1998 a maio de 2004. Discute-se que a adesão do período foi prejudicada, analisando os sistemas

adesivos condiciona-e-lava de três passos e contemporâneos. Em sua comparação de retenção de restaurações de classe V adesivas percebeu-se que os ionômeros de vidro são mais eficazes e duradores na adesão aos tecidos dentais. Os sistemas adesivos condiciona-e-lava de três passos e os autocondicionantes de dois passos mostram-se clinicamente seguros e com bom desempenho clínico. A eficácia clínica de adesivos convencionais duas etapas foi menos favorável e o desempenho de adesivos autocondicionantes de um passo foi ineficiente, induzindo à interpretação de que a simplificação de passos pode influenciar na efetividade do sistema adesivo.

Segundo Barceiro et al.<sup>10</sup> (2005), as superfícies dentinárias preparadas com Er: YAG laser têm características diferentes daquelas preparadas com instrumentos convencionais e suas diferenças morfológicas podem influenciar na espessura da camada híbrida. Este estudo comparou a espessura da camada híbrida e morfologia formada utilizando Scotchbond Plus Multiuso (SBMP) sobre a dentina preparada com uma ponta diamantada em um instrumento rotatório de alta velocidade e com laser Er: YAG. Em seguida, o sistema adesivo foi aplicado e restaurado com resina composta. As amostras foram preparadas e analisadas em MEV, em que se realizou 10 medições diferentes na espessura da camada ao longo da superfície de cada amostra. Os resultados mostraram que SBMP produziu uma camada híbrida regular e contínua de  $3,43 \pm 0,75 \mu\text{m}$  quando a dentina foi preparada com uma ponta diamantada, enquanto no laser, a camada híbrida foi  $1,54 \pm 0,35 \mu\text{m}$  camada híbrida, sendo muito irregular e não contínua. A análise estatística de variância ( $p < 0,05$ ) mostrou que houve uma diferença estatisticamente significativa entre os grupos. Estes dados indicam que o laser Er: YAG, com os parâmetros utilizados no ensaio, tem uma influência negativa na formação e

espesura da camada híbrida, em oposição ao uso de uma broca de diamante numa turbina de alta velocidade.

Oliveira et al.<sup>58</sup> (2005), em seu estudo elucidam que as aplicações de lasers odontológicos incluem o aumento da qualidade de resistência de união. Os autores avaliaram a resistência de união de dois sistemas adesivos (Single Bond e Clearfil SE Bond) submetidos ou não a um procedimento de termociclagem e aplicados a cavidades preparados com de alta velocidade com ponta diamantada ou laser Er: YAG. Neste estudo in vitro foi realizado utilizado o teste de microtração em 16 dentes bovinos, divididos em oito grupos. As cavidades foram preparadas na dentina superficial da porção média da superfície vestibular. Após a aplicação dos sistemas adesivos foram realizadas restaurações em resina composta. Após 24 horas, quatro grupos de dentes foram imersos em água, e os outros quatro termociclados. Os espécimes foram submetidos ao teste de microtração e os valores analisados estatisticamente. Os resultados mostraram que o sistema adesivo autocondicionante (SE) produziu uma força de ligação mais estável, do que o sistema o sistema convencional de dois passos (SB). Para dentina preparada em alta velocidade, o sistema adesivo com condicionamento ácido foi mais indicado, enquanto que a preparação da dentina com Er: YAG laser não foi influenciado pelo sistema adesivo. O procedimento de termociclagem afetou negativamente a microtração de ambos adesivos sistemas, sendo mais prejudicial no a SB do que ao SE.

Em estudo comparativo de adesivos autocondicionantes em relação a diferentes smear layers obtidas pela forma de preparo, Semearo et al.<sup>72</sup> (2006) observou que os adesivos de frasco único podem afetar na resistência a tração independentemente da forma de corte utilizada para o preparo da superfície. Em seu

artigo, os autores compararam a força microtração (MTBS) de três sistemas adesivos autocondicionantes de dois passos em substrato dentinário preparado por dois tipos de pontas diamantadas (regular e superfina). Para isso, foram planificadas as superfícies de 24 molares humanos extraídos com os dois tipos de ponta diamantada, e, aplicados sistemas adesivos: Clearfil SE Bond (CSE), Bond (GB), SSB-200 (SSB) ou Prompt L Pop- (PLP). Após armazenamento em água destilada durante 24 horas em 37 ° C os dentes hibridizados foram perpendicularmente a interface adesiva. As amostras foram então submetidas ao teste de microtração e a falha adesiva. As superfícies fraturadas foram observadas por MEV para determinar o modo de falha. Para observar o efeito de condicionamento, foram adicionados oito dentes com o mesmo preparo de superfície e analisados em MEV. Com base nos resultados, quando CSE e SSB foram aderidos a superfície preparada por ponta diamantada regular, os valores de microtração foram mais baixos do que os da ponta diamantada ultrafina e GB e PLP não apresentaram diferenças significativas em MTBS entre as duas superfícies preparadas de forma diferente. A observação por MEV das superfícies fraturadas revelou modo misto de falha em todas as amostras (adesão em algumas áreas e coesão em outras, na mesma amostra), com exceção no adesivo PLP, que mostrou falha de coesão no adesivo para os dois tipos de preparos da broca. As superfícies condicionadas utilizando os dois tipos de pontas mostrou uma remoção parcial da camada híbrida para o CSE, mínima para GB e SSB e há uma remoção completa no PLP. A partir do estudo exposto, os autores concluíram que há relação entre o tipo de ponta diamantada e o força de resistência à tração dos adesivos autocondicionantes.

No ano de 2006, Radovic et al.<sup>68</sup>, avaliaram em MEV a interface adesiva de dois sistemas adesivos autocondicionantes, sendo um de dois passos e outros de

um passo. Foram preparadas cavidades classe V (4 x 2,5 x 1,5 mm) nas superfícies vestibulares de 25 terceiros molares extraído humanos sem lesões de cárie, com o uso de pontas de carboneto em uma turbina de alta velocidade. Os sistemas autocondicionantes de dois passos foram: AdheSE (Ivoclar Vivadent) e Contax (DMG Hamburgo); e o sistema de um passo Futurabond NR (Voco) e 1 G-Bond (GC Corp). Um sistema adesivo condiciona-e-lava PQ Clear (Ultradent), foi utilizado como controle. Os dentes foram termociclados (500 ciclos, 5° / 55 ° C, 30 segundos tempo de espera), e foram feitos cortes longitudinais nas restaurações com ponta diamantada, produzindo amostras de aproximadamente 1 mm de largura. As amostras foram polidas com lixa de carboneto com aumento das granulações (400-1000), desmineralizadas (6NHCl, 30 segundos), desproteinizadas com NaOCl (2,5%, 10 minutos) e deixadas secar ao ar durante 24 horas. As amostras foram preparadas para observação em MEV (JEOL-JSM-6460LV). Em, AdheSE, Contax e Futurabond NR os tags e ramos laterais de resina puderam ser vistos. O G-Bond mostrou uma morfologia da interface diferente, com uma camada híbrida estreita, fina e contínua e com quase nenhuma penetração da resina nos túbulos. As amostras PQ-Clear apresentaram um maior número de tags de resina com ramos laterais numerosos. A camada híbrida nas amostras da Contax e PQ Clear foi bem definida. Os sistemas autocondicionantes investigados apresentaram morfologia da interface adesiva com a dentina semelhante, exceto para o adesivo G-Bond de um frasco/ 1- componente. Os autores concluem que o grau de desmineralização e interação com dentina estão correlacionados com a acidez dos primers / adesivos autocondicionante e um número menor de tags de resina foram formados com sistema adesivos autocondicionantes (primers / adesivos).

Prosseguindo nos estudos de sistemas adesivos, Moura et al.<sup>49</sup> (2006), procuram se certificar da hipótese de que a morfologia da interface adesiva varia em diferentes regiões da cavidade. Para isso utilizou três sistemas adesivo diferente Experimental ABF (n = 4), primers autocondicionantes - Clearfil SE Bond (n = 4) e condiciona-e-lava - Single Bond (n = 4). Foram preparadas cavidades MOD em 12 terceiros molares humanos hígidos e, posteriormente a aplicação com os sistemas adesivos testados, restaurados com resina composta Filtek Z250. Depois de 24 -h de armazenamento em água destilada a 37 ° C, os dentes foram cortados e preparados para MEV. A morfologia da interface pode variar dependendo do sistema adesivo e da à área avaliada. Na parede pulpar, parede axial e ângulos internos foram observados a formação tags e camada híbrida obedecendo à particularidade de cada tipo de sistema adesivo utilizados. Os sistemas autocondicionantes mostraram camada híbrida delgada (cerca de 0 a 2µm) e alguns tags de resina. O adesivo Single Bond formou uma camada híbrida de 3 a 4µm de espessura e, também, foram observados tags de resina. A parede gengival mostrou formação de camada híbrida para todos os sistemas adesivos. Foram observadas poças de adesivo no ânguloaxiogingival e gaps na interface adesiva. As interfaces adesivas em esmalte mostraram uma boa adaptação para todos os sistemas adesivos. Todos os adesivos autocondicionates mostraram interfaces adesivas bem semelhantes. Perante esses dados, os autores concluíram que a interface adesiva reflete tanto das características do substrato dental como as dos sistemas adesivos.

Vasconcellos et al.<sup>81</sup> (2007) comparou três sistemas adesivos, dois autocondicionantes (AD, XE) e um condiciona-e-lava (SB), quanto à resistência de união à dentina, empregando o ensaio de microtensão. Foi observada maior resistência adesiva para o sistema SB em detrimento de sistemas adesivos AD e XE

concluindo, assim, que a simplificação da técnica implicou em diminuição da resistência de união.

Souza-Zaroni et al.<sup>75</sup> (2007), avaliaram a resistência à tração de quatro sistemas adesivos em esmalte e dentina: Clearfil Liner –V (grupo C), Prime & Bond NT / NRC (grupo PB), Single Bond (grupo SB) e All Bond 2 (grupo AB). Para tal, 40 molares humanos foram selecionados (n=20, 10 em esmalte e 10 em dentina). As coroas foram seccionadas no sentido mesio-distal e cada metade foram desgastadas até se obter uma superfície plana de esmalte (E) ou dentina (D). Um total de 80 espécimes foi dividido aleatoriamente em 4 grupos (n = 20, 10 em esmalte e 10 em dentina). Depois do tratamento de superfície, resina composta (Z250, 3M) a amostra foi preparada utilizando-se uma matriz de Teflon ®. A microtração foi realizada em uma máquina universal de ensaios (0,5 mm / min). Os valores médios em MPa foram: C - E: 18,66 (± 2,67) e D: 21,62 (± 5,29); PB - E: 18,13 (± 2,96) e D: 3,19 (± 1,40); SB - E: 20,06 (± 6,11) e D: 16,95 (± 2,57); AB - E: 18,20 (± 3,94) e D: 15,94 (± 4,72). Os autores concluíram que o grupo C (adesivo autocondicionante) apresentou os melhores resultados, seguido por SB (condiciona-e-lava de dois passos). Nesse estudo um sistema adesivo autocondicionante (Clearfil Liner-2V) teve o melhor desempenho.

Esteves-Oliveira et al.<sup>28</sup>, 2007, puderam analisar em seu estudo morfológicamente as superfícies tratadas com laser Er: YAG e Er, Cr: YSGG, além da resistência à tração de um sistema adesivo autocondicionante em esmalte e dentina. Foram utilizadas 30 amostras de esmalte e 30 de dentina divididas em três grupos. O primeiro grupo de cada substrato serviu como controle sendo utilizada uma broca de corte, e os outros dois grupos foi condicionado com Er: YAG (350 mJ, 10 Hz, 20 J/cm<sup>2</sup> para o esmalte; 300 mJ, 6 Hz, 17 J/cm<sup>2</sup> para a

dentina) e Er, Cr: YSGG (125 mJ, 20 Hz, 16 J/cm<sup>2</sup> para ambos os substratos). Após o processo de adesão, as amostras foram restauradas com resina composta e o teste de resistência à tração foi realizado. Os valores de resistência de união foram estatisticamente superiores no laser Er: YAG do que nas superfícies tratadas com laser Er, Cr: YSGG. No entanto, os dois grupos tiveram menor resistência ao tracionamento do que no grupo que utilizou a broca.

A observação em MEV das superfícies irradiadas com laser revelou um aspecto áspero e ausência de camada de esfregaço. As superfícies do grupo controle preparado com broca apresentaram smear layer e túbulos dentinários ocluídos. Assim, os autores concluíram que a adesão do sistema autocondicionante foi influenciada pelo tipo de laser utilizado, e a força de adesão foram maiores nas superfícies irradiadas por laser Er: YAG do que nas s laser Er, Cr: YSGG, mostrando nesse estudo que o laser de Er: YAG apresenta resultados superiores em relação ao preparo do que o laser Er, Cr: YSGG.

No ano de 2007 Delmé et al.<sup>25</sup>, avaliaram a morfologia de micro superfícies de esmalte e dentina após o preparo com laser Er: YAG e condicionamento. Os parâmetros de irradiação foram: (1) a produção de energia: 200 mJ, 250 mJ, 300 mJ, 350 mJ e 400 mJ, (2) taxa de repetição: 5 Hz e 10 Hz, (3) a duração do impulso: 100µ s / VSP (impulso muito curto), (4) 5 e 10 passadas do laser sobre a superfície a uma distância de 7 mm, com velocidade: 4 mm / s sem contato da ponta ativa com o substrato, (5) vazão da água: 5 mL / min. A peça de mão foi fixada em dispositivo servo assistido para a movimentação. Em seguida, metade das amostras foi condicionada com laser a 00 mJ, 10 Hz, 250 µs/SP (pulso curto) para esmalte, e de 80 mJ, 10 Hz/SP para a dentina, a uma distância de 10 mm. A morfologia analisada por (MEV) mostrou que as superfícies de esmalte

irradiadas por laser Er:YAG apresentou-se irregulares com prismas de esmalte fechados típicos e na dentina foram visualizadas protusões e os túbulos dentinários apresentaram-se semelhantes a braçadeiras. As superfícies condicionadas com o laser apresentaram-se mais regularizadas, com menores protusões de tecido no esmalte e dentina. Os primeiros sinais de vitrificação foram vistos a 250 mJ para amostras de esmalte e 300 mJ nas amostras de dentina. O aumento da taxa de repetição de impulsos de 5 Hz a 10 Hz, não resultou em alterações da morfologia da superfície. Nesse estudo pudemos observar que o substrato resultante de preparos com laser é bastante irregular, e com ausência de smear layer.

Di Francescantonio et al.<sup>26</sup> 2008, “avaliaram a resistência de união (RU) através do teste de microcisalhamento ao esmalte e à dentina bovinos de sistemas adesivos com partículas de carga, sendo dois com condicionamento ácido prévio (Adper Single Bond 2 – 3M ESPE (SB) e Solobond M – Voco (SM)); e dois autocondicionantes (Adper Prompt L-Pop – 3M ESPE (ADP) e Futurabond NR/SD – Voco (FUT)). Foram utilizados 48 dentes bovinos cujas superfícies vestibulares foram desgastadas com lixas de carbetto de silício para exposição e planificação de esmalte (E) e dentina (D). As amostras foram, então, distribuídas em 8 grupos experimentais segundo o substrato dental e o sistema adesivo aplicado (n = 6). Estes foram aplicados de acordo com as instruções dos fabricantes e, com o auxílio de matrizes de silicone Tygon (0,75 mm diâmetro x 1 mm altura), sendo confeccionados três cilindros de resina composta (Grandio Flow – Voco) por espécime. As amostras foram submetidas ao ensaio de microcisalhamento em máquina de ensaio universal (4411/Instron, 0,5 mm.min<sup>-1</sup>) e os dados, analisados por ANOVA (2 fatores) e teste Tukey (p < 0,05). Houve diferença estatística entre os fatores em estudo, sendo que os valores de RU do SB foram superiores (p < 0,05)

aos do ADP e FUT. O SM apresentou valores intermediários de RU, sem diferir estatisticamente dos demais grupos ( $p > 0,05$ ). Em relação aos substratos, o esmalte apresentou maior RU independente do sistema adesivo utilizado. Os resultados sugerem que os adesivos tiveram melhor desempenho em esmalte e o SB foi superior aos autocondicionantes em ambos os substratos”.

Segundo Çelik et al.<sup>20</sup> (2008), a técnica de irradiação a laser não altera significativamente a estrutura do tecido. Em seu estudo, utilizaram os lasers de Er, Cr:YSGG e Er:YAG e o método de preparação convencional com broca. Cavidades de 3mm foram preparadas nas superfícies lingual e vestibular de molares humanos. Os dentes foram incluídos e as amostras foram cortadas. A microdureza foi medida no assoalho de metade da amostra. A outra metade da amostra foi analisada por microscopia eletrônica de varredura (MEV-EDS). Nos resultados não há diferenças significativas entre os valores de microdureza, quantidades de Ca (% em peso de Ca), P (P% em peso) e razão Ca / P das superfícies irradiadas e cavidades preparadas convencionalmente ( $p > 0,05$ ). Dessa forma, o uso do laser na odontologia restauradora pode ser uma alternativa para o preparo das cavidades, pois não altera muito o substrato dental.

Em estudo realizado por Nishimoto et al.<sup>51</sup> (2008) foi observado microscopicamente uma superfície sem smear layer, com túbulos dentinários abertos e sem recristalização evidente. Para isso, utilizou na pesquisa um laser Er: YAG com várias durações de pulso e com fluência de energia fixa. Dez discos planos de dentina humanos foram preparados e expostos ao laser Er: YAG em um pps para três segundos de durações de pulso de 100 – 500 ISEC com 150 mJ / pulso (40,0 J/cm<sup>2</sup> • pulso). A profundidade e diâmetro da dentina irradiada foram medidos e o volume de ablação foi calculado. As superfícies irradiadas e cortadas

foram observadas utilizando um MEV. A profundidade da dentina removida aumentou e o diâmetro cavidade sem uma mudança no volume estimado no aumento da duração do pulso. A observação em MEV das superfícies irradiadas revelou que há diferenças morfológicas quando a duração do pulso foi alterada. Quando as amostras foram seccionadas, a ablação da dentina teve uma forma de cúpula e a presença de uma camada escura sob a superfície irradiada. Mediante aos resultados obtidos os autores concluíram que “À medida que a duração do pulso aumenta a dentina ablacionada torna-se mais profunda, e o seu diâmetro é reduzido e que as mudanças na duração do impulso não foram acompanhadas com diferenças morfológicas”.

De Carvalho et al.<sup>23</sup> (2008) avaliaram se a adesão da dentina é afetada pelo laser Er: YAG. Noventa discos de dentina foram divididos em grupos (n = 10): G1, controle, G2, Er: YAG 150 mJ, 90 graus de contato, 38,8 J / cm (2) e G3, Er: YAG laser 70 mJ, 90 graus de contato, 18,1 J / cm (2); G4, Er: YAG 150 mJ, 90 graus sem contato, 1,44 J / cm (2); G5, Er: YAG laser 70 mJ, 90 graus sem contato, 0,67 J / cm (2); G6, Er: YAG 150 mJ, 45 contato graus, 37,5 J / cm (2); G7, Er: YAG laser 70 mJ, 45 contato graus, 17,5 J / cm (2); G8, Er : YAG 150 mJ, 45 graus sem contato, 1,55 J / cm (2), e G9, Er: YAG 70 mJ, a 45 graus sem contato, 0,72 J / cm (2). Foram realizados o procedimento adesivo e o microcissalhamento (MSBS). As superfícies adesivas foram analisadas no MEV. Testes de comparação de duas vias de ANOVA e múltipla revelou que MSBS foi significativamente influenciada pela irradiação do laser (p <0,05). Valores médios (MPa) do teste MSBS foram: G1 (44,97 + / - 6,36), G2 (23,83 + / - 2,46), G3 (30,26 + / - 2,57), G4 (35,29 + / - 3,74), G5 (41,90 + / - 4,95), G6 (27,48 + / - 2,11), G7 (34,61 + / - 2,91), G8 (37,16 + / - 1,96), e G9 (41,74 + / - 1,60). Os autores concluíram que o laser Er: YAG pode constituir

uma ferramenta alternativa para o tratamento da dentina antes de procedimentos de adesivos.

Barceleiro et al.<sup>9</sup> (2008), compararam a espessura da camada híbrida formada utilizando Scotchbond Multi-Purpose, Single Bond 2, Prime & Bond 2.1 e Xeno III em uma superfície da dentina preparada com uma broca diamantada em uma peça de mão de alta velocidade ou preparada com um laser Er: YAG, utilizado com dois parâmetros de pulso de energia (200 e 400 mJ) e dois parâmetros de frequência (4 e 6 Hz). Superfícies planas de dentina obtidas a partir de 20 terceiros molares humanos foram tratadas com os dois métodos e a dentina foi então preparada com os sistemas adesivos de acordo as instruções dos fabricantes. Em seguida, uma camada de compósito foi aplicada, os espécimes foram seccionados, planificados, polidos e preparados para observação em MEV. Cinco medidas diferentes da espessura da camada híbrida foram obtidas ao longo da superfície de adesão de cada amostra. Os resultados foram estatisticamente analisados usando Análise de Variância e Student-Newman-Keuls ( $p \leq 0,05$ ). Ao analisar-se a espessura da camada híbrida e comparar o método de preparo cavitário, quatro grupos foi formado: Grupo I (diamantada) > Grupo II (Laser 200 mJ / 4 Hz) = Grupo III (Laser 200 mJ / 6 Hz) > Grupo IV (Laser 400 mJ / 4 Hz) > Grupo V (Laser 400 mJ / 6 Hz). Ao comparar os sistemas adesivos dentinários, não houve diferenças estatisticamente significativas. Estes resultados mostraram que os quatro sistemas adesivos dentinários testados produziram  $2,90 \pm 1,71 \mu\text{m}$  de camada híbrida em dentina preparada com uma broca de diamante. Esta camada híbrida foi regular e rotineiramente encontrada. Nos grupos laser, os sistemas adesivos de dentina produziram camadas híbridas variando de  $0,41 \pm 1,00 \mu\text{m}$  para  $2,06 \pm 2,49 \mu\text{m}$ , que foram muito irregulares e não são rotineiramente encontradas. Os autores

concluíram, também, que o Er: YAG laser com os parâmetros utilizados neste experimento tem uma influência negativa sobre a formação de uma camada híbrida e os métodos de preparo cavitário podem influenciar na formação da camada híbrida.

Kleidler et al.<sup>36</sup> (2010) utilizaram Rodamina B e um MLCF para observar a influência de diferentes intensidades de luz na resistência de união de um sistema adesivo. Os autores prepararam 16 superfícies planas, sendo divididas em 4 grupos (n=4) de acordo com a intensidade de luz que foi utilizado. As amostras foram submetidas a um teste de microtração. Os autores concluíram que a utilização de MLCF demonstra ser uma técnica simples e não destrutiva e as intensidades de luz influenciam na resistência adesiva.

Navarro et al.<sup>55</sup> em seu estudo em 2010, avaliaram a influência de vários parâmetros de pulsos de laser Er: YAG sobre a morfologia e infiltração da resina em cavidades restauradas. Para isso, foram preparadas restaurações Classe V nas superfícies vestibulares de 54 dentes bovinos com turbina de alta-rotação com broca e preparadas por Er: YAG laser (Fidelis 320A, Fotona, Eslovénia). Os grupos experimentais foram: preparo com broca (n = 6, controle, grupo 1), com parâmetros de irradiação de 350 mJ / 4 Hz ou 400 mJ / 2 Hz e largura de pulso: o grupo 2 pulso muito curto (VSP), grupo 3, pulso curto (SP), grupo 4, pulso longo (LP), grupo 5, muito pulso longo (VLP). Após o preparo da superfície em todas as cavidades foram aplicadas de adesivo Single Bond (3M, St. Paul, MN, USA) e estas foram, então, restauradas com resina composta (Z-250-3M). As amostras restauradas ficaram armazenadas em água destilada a 37°C durante 24h. Após esse tempo de espera foram polidas e termocicladas (700 ciclos/5- 55°C). Posteriormente, os dentes foram impermeabilizados e imersos em uma solução de nitrato de prata a 50% durante 8

horas. Passado esse período, as amostras foram cortadas longitudinalmente e expostos à luz Photoflood durante 10 min para que as manchas fossem reveladas. A infiltração foi avaliada em estereomicroscópio por três examinadores diferentes, sendo que o teste de Kruskal-Wallis ( $P > 0,05$ ) mostrou que não houve diferenças significativas entre os grupos testados. Na análise da morfologia em MEV as cavidades preparadas por laser apresentam margens irregulares tanto no esmalte quanto nas paredes internas da dentina e um padrão mais conservador do que as cavidades convencionais. Os autores concluíram que as diferentes configurações de energia e larguras de pulso de laser Er: YAG no preparo não influencia na microinfiltração de restaurações de resina composta.

Mine et al.<sup>46</sup> (2010), revelam em seu estudo com preparos distintos da superfície (preparo com broca ou desgaste com lixa de Si-C), através de Microscopia de Transmissão que a smear layer do esmalte difere não só na espessura, mas, também, da densidade de cristais e tamanho. Para o estudo, utilizaram molares humanos extraídos, que após o preparo com broca ou lixa de Si-C receberam um adesivo autocondicionante - Clearfil S3 Bond (Kuraray Medical, Tokyo, Japa) e foram restauradas com resina composta flow (Clearfil Protect Liner F, Kuraray Medical). As superfícies preparadas com broca apresentaram uma maior rugosidade da superfície e uma camada mais espessa de smear layer frouxamente aderida ao esmalte e observou-se micro trincas nas superfícies preparadas por broca. Os autores, concluíram que o método de preparação de superfície afeta significativamente a natureza da smear layer e, conseqüentemente, na eficácia do sistema adesivo autocondicionante.

Andrade et al.<sup>5</sup> (2010) avaliaram o efeito das resinas compostas em esmalte (Filtek Z250 e Filtek Z350 Fluxo) e sistemas adesivos [(Solobond Plus,

Futurabond NR (VOCO) e Adper Single Bond (3M ESPE)].] através dos testes de microtração (resistência adesiva) e microcisalhamento ( $\mu$ SBS) e correlacionaram a significância de resistência adesiva entre eles. Os autores utilizaram trinta e seis molares humanos que foram seccionados para obtenção de duas metades do dente: uma para resistência adesiva e a outra para o  $\mu$ SBS. Os sistemas adesivos e resina composta foram aplicados às superfícies de esmalte e fotopolimerizados. Depois de armazenamento ( $37^{\circ}\text{C}/24\text{ h}$ ) espécimes foram submetidos aos testes ( $0,5\text{ mm/min}$ ). Os modos de fratura foram analisados sob microscopia eletrônica de varredura. Os dados foram analisados utilizando ANOVA a dois critérios e teste de Tukey ( $\alpha=0,05$ ). A correlação entre os testes foi calculada com a estatística de Pearson produto-momento de correlação ( $\alpha=0,05$ ). Para ambos os testes apenas o fator de resina composta foi estatisticamente significativa ( $p<0,05$ ). O teste de correlação detectou uma positiva ( $r=0,91$ ) e significativa correlação ( $p=0,01$ ) entre os testes. Os autores concluíram que os resultados foram mais influenciados pelo tipo de resina do que pelos sistemas adesivos. Ambos os testes parecem ser positiva e linearmente relacionados e podendo, portanto, levar a conclusões semelhantes.

Korkmaz et al.<sup>39</sup> (2010), avaliaram a microinfiltração de um adesivo autocondicionante de passo único e seus nano compósitos em cavidades de classe V preparadas por laser Er: YAG e broca. As cavidades classe V foram preparadas em ambas as superfícies vestibular e lingual de 72 pré-molares por Er: YAG laser ou broca, sendo divididos em seis grupos ( $n=24$ ). Os grupos foram dispostos da seguinte forma: grupo 1 preparação com Er: YAG laser (E) + Xênon V (X) + Ceram (C), grupo 2 preparação com broca (B) + X + C; grupo 3 E + AdheSE Uma (A) + Tetric EvoCeram (T), o grupo 4 B + A + T; grupo 5 E + Clearfil S3 Bond (CSB) + Clearfil Majestade Estética (CME), grupo 6 B + CSB + CME. Após os procedimentos

de cimentação, os dentes foram armazenados em água destilada a 37°C durante 24 h, em seguida, termociclados por 500 vezes (5-55°C). Para a análise de microinfiltração foram escolhidos 10 dentes de cada grupo e dois dentes para avaliação em MEV. As superfícies preparadas por broca apresentaram menor microinfiltração em todos os grupos para esmalte. No entanto, na margem cervical, há diferenças entre as cavidades preparadas por laser e por broca que receberam os grupos Xenov + CeramX e AdheSE One + Tetric EvoCeram. As observações realizadas em MEV da interface restauração-dentina corresponderam com os do teste de microinfiltração, sendo que os tags formados nos preparos com broca foram mais longos e consistentes do que nas superfícies laser irradiadas. A Microinfiltração nas interfaces cervicais foi maiores do que nas interfaces da superfície oclusal. Os autores concluíram que as cavidades preparadas por laser Er: YAG teve uma maior microinfiltração nas margens oclusais com os sistemas adesivos autocondicionantes de passo único, do que com os demais.

Em 2010, Macedo et al.<sup>42</sup>, avaliaram a resistência de união ao cisalhamento de três sistemas adesivos autocondicionantes. No estudo, os autores prepararam superfícies planas na face vestibular de 60 incisivos bovinos recém-extraídos. As amostras experimentais foram divididas em quatro grupos (n=15) de acordo com o sistema adesivo utilizado sendo, respectivamente. Os sistemas adesivos utilizados foram: G1-Clearfil SE Bond; G2-One-Up Bond F; G3-Optibond Solo Plus; e G4-Single Bond (controle). Os corpos de prova foram submetidos ao teste cisalhamento e os resultados em MPa foram: G1=8,57±3,52; G2=8,19± 2,17; G3=9,30±2,89; e G4=8,99± 3,36. Assim, os autores concluíram que não há diferença significativa entre os sistemas adesivos testados (p=0,763) em relação à resistência de união à dentina.

Albaladejo et al.<sup>2</sup> (2010), avaliaram a eficácia na formação de tags de resina, ramos laterais e camadas híbridas de cinco sistemas adesivos, quanto à adesão à dentina. Foram utilizadas 25 superfícies planas de dentina de molares, que receberam procedimentos adesivos de diferentes sistemas adesivos, de acordo com as instruções dos fabricantes. A restauração foi feita de forma incremental com a resina composta Tetric Ceram. Os espécimes foram seccionados paralelamente ao eixo longo. Uma secção foi tratada com ácido fosfórico e hipoclorito de sódio a fim de revelar a formação da camada híbrida. A outra secção foi armazenada em ácido clorídrico 30% para detectar os tags de resina e a formação de ramificação adesiva lateral. Os dois sistemas adesivos condiciona-e-lava e apresentaram camadas híbridas mais espessas do que aqueles encontrados em sistemas adesivos autocondicionantes. O adesivo autocondicionante mostrou a formação de bolhas entre o adesivo e a resina composta. Os tags de resina formados com o sistema adesivo condiciona-e-lava foram muito mais longos do que os encontrados nos adesivos autocondicionantes. A formação de ramos laterais foi observada nos adesivos condiciona-e-lava e em um dos adesivos autocondicionantes - Clearfil SE Bond (SEB). Os autores concluíram que a camada formada híbrida obtida com o sistema adesivo autocondicionante de dois passos e com os sistemas adesivos condiciona-e-lava foram contínuas e com espessura uniformes. A formação de bolhas na camada de adesivo pode ocorrer como um resultado da absorção de água a partir da dentina por osmose, e podem interferir na polimerização adequada da resina. Os tags de resina obtidos com SEB e os sistemas adesivos autocondicionantes têm ramos laterais, demonstrando que a infiltração resina foi adequada.

Yousry et al.<sup>85</sup> (2011) compararam a força de união ao microcislhamento (USBs) de dois tipos de adesivos condiciona-e-lava e autocondicionantes à dentina superficial e profunda. Foram utilizadas 40 superfícies planas de dentina de molares humanos (20 superficiais e 20 de dentina de profundidade). Vinte e quatro dentes foram usados para USBs teste e 16 análise em MEV. Os sistemas adesivos condiciona-e-lava foram o Scotch Bond multiuso e Adper Scotchbond-SE e os autocondicionantes foram XP Bond e Xeno IV. Para a confecção dos micros cilindros foi utilizada a resina CeramX (0,9 mm de diâmetro e 0,7 mm de altura). Foram construídos cinco micro cilindros em cada superfície de dentina (n = 15 por grupo). A máquina de teste universal Lloyd foi usada para testar USBs, a uma velocidade de 0,5 mm / min. A análise do tipo de fratura foi realizada utilizando-se um estereomicroscópio e medido por análise de imagem de software. Os dados foram analisados estatisticamente por ANOVA e teste de Duncan. Em dentina superficial, o adesivo Xeno IV mostrou-se significativamente mais altos valores de USBs, enquanto na dentina profunda, o sistema adesivo XP Bond apresentou os maiores USBs. Os valores mais baixos USBs nas duas profundidades de dentina foram registradas para Adper Scotchbond-SE. Os sistemas adesivos condiciona-e-lava apresentaram melhor adesão na dentina profundo do que na dentina superficial, enquanto autocondicionantes apresentaram desempenho semelhante nas duas profundidades de dentina. Os autores concluíram que a resistência de união à dentina é tanto dependente do adesivo como do substrato. Os sistemas adesivos contemporâneos podem produzir resultados variáveis de ligação à dentina superficial e profunda, devido a variações na sua composição, em vez da sua abordagem de ligação ou a técnica de aplicação.

Simas et al.<sup>74</sup> (2011), avaliaram in vitro a influência do substrato (bovino e humano) e do sistema adesivo (condiciona-e-lava e primer autocondicionante) na microinfiltração, em restauração classe II. Foram confeccionadas duas cavidades proximais “Slot” vertical (OM-OD) em 16 terceiros molares humanos e 16 incisivos bovinos, com margem gengival em dentina. Em seguida, as cavidades foram divididas em 4 grupos (n=16), conforme o adesivo e o substrato: grupo I – substrato humano/adesivo condiciona-e-lava; grupo II – substrato humano/adesivo de primer autocondicionante; grupo III – substrato bovino/adesivo condiciona-e-lava; grupo IV – substrato bovino/adesivo de primer autocondicionante. As cavidades foram restauradas com compósito Tetric Ceram com 3 incrementos. Em seguida, os dentes foram estocados a 37° C por 30 dias. Após, impermeabilizados com esmalte cosmético, foram imersos em solução de nitrato de prata a 50%, por 2 horas, lavados e imersos em solução reveladora por 6 horas. Depois foram seccionados, e as amostras, analisadas em lupa de 25X. Os dados foram submetidos à análise estatística não paramétrica de Kruskal-Wallis ( $p < 0,05$ ) que revelou existência de diferença significativa entre os adesivos ( $p = 0,000$ ). Quanto ao substrato, não houve diferença significativa ( $p > 0,05$ ). Os autores concluíram que o substrato humano e bovino comportaram-se estatisticamente, de forma semelhante e o adesivo condiciona-e-lava comportou-se estatisticamente de forma significativa.

Mcleod et al.<sup>44</sup> (2011), examinaram as forças de adesão in vitro ao cisalhamento das superfícies de dentina e esmalte com sistemas adesivos autocondicionantes e um sistema condiciona-e-lava de dois passos. Para isso, utilizaram 200 molares humanos não cariados. Aproximadamente 0,5 mm de esmalte foram removidos a partir da superfície vestibular de 100 dentes e as forças de ligação do esmalte superfície foram determinadas. A superfície vestibular dos 100

dentos restantes foi mais desgastada para criar uma camada de smear layer padronizada em dentina. Cinco sistemas adesivos foram usados: Single Adper Bond Plus (ASB): duas etapas condicionamento e lavagem; Adper Scotch Bond SE (AS), Clearfil SE Bond (CSE-both autocondicionante de duas etapas); XENO V (X) e Adper Easy Bond (AE): ambos autocondicionante de passo único. Os espécimes receberam os sistemas adesivos de acordo com a prescrição do fabricante e foram restaurados com resina composta - Z-350, com fator-C baixo (0,2) e fator-C alto (4.4) (10 dentes em cada grupo). Os espécimes foram termociclados e submetidos a um teste de resistência de união. Os autores concluíram que há diferença significativa no cisalhamento entre os sistemas adesivos ( $p < 0,0001$ ), em que o sistema adesivo de passo único AE tem menores valores ao cisalhamento em esmalte 23,9 Mpa ( $p < 0,05$ ). Além disso, o sistema adesivo autocondicionante de duas etapas AS tem menor resistência ao cisalhamento (23,9 Mpa) na dentina ( $p < 0,05$ ).

Karaaslan et al.<sup>35</sup> (2012), avaliaram a extensão da microinfiltração de um único tipo de composto resina (Clearfil Posterior Majestade, Kuraray, Osaka, Japão) seguindo os procedimentos pré-aquecimento diferentes na Classe V cavidades preparadas com uma broca de diamante ou laser Er: YAG (érbio: ítrio granada de alumínio). No estudo foram distribuídos aleatoriamente 72 molares permanentes divididos em oito grupos ( $n = 9$ ): G1: broca diamantada sem aquecimento da resina composta (temperatura ambiente de 24 ° C), G2: broca diamantada composta pré-aquecido a 37 ° C; G3: broca diamantada-compósito pré-aquecido a 54 ° C; G4: broca diamantada-composto pré-aquecido a 68 ° C; G5: Er: YAG laser sem aquecimento resina composta (temperatura ambiente de 24 ° C); G6: Er: YAG laser composto pré-aquecido a 37 ° C; G7: Er: YAG laser composto pré-aquecido a 54 ° C, e G8: Er: YAG laser composto pré-aquecido a 68 ° C. As amostras foram submetidas

a um ciclo térmico no regime de 5000 ciclos, entre 5 e 55 ° C. Em seguida, foram imersas numa solução de 0,5% a base de fucsina corante durante 24 horas. Os espécimes tingidos foram seccionados no sentido vestibulo-lingual e a penetração foi marcada utilizando uma escala de cinco pontos qualitativa. As pontuações microinfiltração foram analisadas com o teste de Kruskall-Wallis, Mann-Whitney U e Wilcoxon. Não há diferenças estatisticamente significativas entre as micro fraturas de compósito aplicado a cavidades preparadas tanto pelo Er: YAG laser ou broca diamantada ( $P > 0,05$ ). A análise estatística revelou diferenças significativas entre o esmalte e a dentina em todas as restaurações ( $P < 0,001$ ). No entanto, não houve diferenças significativas entre os grupos pré-aquecidos ( $P > 0,05$ ). Os autores perceberam que para todos os grupos, os valores de microinfiltração foram maiores na margem gengival do que nas margem oclusais. O uso do laser Er: YAG em procedimentos pré-aquecimento não influenciou no selamento marginal em restaurações classe V de resina composta.

Özel Bektas et al.<sup>61</sup> (2012) investigaram o efeito do Er: YAG e broca em três ciclos térmicos diferentes (sem envelhecimento, 1.000, 5.000, e 10.000 ciclos) em relação à força de microcisalhamento em resina composta reparada (4 mm x 4 mm x 1 mm). Os blocos de compósitos foram então divididos aleatoriamente em quatro grupos ( $n = 24$ ), de acordo com o procedimento de ciclos térmicos: (1) armazenadas em água destilada a 37 ° C durante 24 h (grupo de controlo), (2) 1000 (3 ciclos, 5000) de ciclos, e (4) 10.000 ciclos. Após envelhecimento, os blocos foram ainda subdivididos em dois subgrupos ( $n = 12$ ), de acordo com o tratamento de superfície. As superfícies tratadas com broca e laser foram tratados com um sistema condiciona-e-lava. Uma resina composta microhíbrida foi aderida à superfície por meio de tubos de polietileno. As amostras foram submetidas a teste de

microcissalhamento força de ligação de uma máquina de ensaios universal, com uma velocidade de 0 a 5 mm / min. Os dados foram analisados utilizando-se análise de variância e teste de Tukey ( $\alpha = 0,05$ ). Após a realização do teste de resistência de ligação, descobriu-se que os espécimes tratados com laser e broca apresentaram resultados semelhantes. O envelhecimento com 10.000 ciclos térmicos afetou significativamente a resistência de união de reparo de resinas compostas.

Mobarak et al.<sup>48</sup> (2012) compararam a resistência de união ao microcissalhamento ( $\mu$ SBS) de diferentes adesivos à dentina normal (ND) e afetada por cárie (AD) através da permeabilidade corante. Cem superfícies de dentes extraídos foram planificadas para expor dentina sadia e afetada por cárie. Os dentes terra foram divididos em 5 grupos de acordo com o adesivo testado; Clearfil SE Bond (SE), Clearfil DC Bond (DC) (Kuraray), Bond Force (BF) (Tokuyama), AdheseOne (AH) (Ivoclar), Adper Prompt- L-pop (PR) (3M ESPE). Os adesivos foram aplicados ao substrato selecionado, e tubos de resina composta (0,9 mm de diâmetro x 0,7 mm comprimento) foram formados. Após 24 h, as amostras foram submetidas a testes de microcissalhamento a uma velocidade de 0,5 mm / min. Modos de fratura foram determinados utilizando-se um estereomicroscópio com uma ampliação de 40X. Os dados foram analisados por meio de Kruskal-Wallis e Mann-Whitney U-testes. Os pesquisadores perceberam que a dentina saudável foi permeável para o corante, enquanto a dentina afetada por cárie foi impermeável. Os valores de dureza Vickers (VHN) para dentina normal e cárie-afetadas foram  $63,98 \pm 3,24$  e  $62,40 \pm 3,49$ , respectivamente, que não foram significativamente diferentes ( $p > 0,05$ ). Os valores de  $\mu$ SBS foram: SE-ND =  $22,34 \pm 6,4$ , SE-AD =  $18,70 \pm 4,0$ , BF-ND =  $24,52 \pm 4,9$ , BF-AD =  $18,31 \pm 4,9$ , DC-ND =  $24,49 \pm 8,0$ , DC-AD =  $18,97 \pm 9,4$ , AH-ND =  $17,21 \pm 6,8$ , AH-AD =  $17,03 \pm 10,3$ , PR-ND =  $13,67 \pm 4,4$ , PR-AD =

7,31 ± 2,4 MPa. Uma diferença estatisticamente significativa foi encontrada entre os sistemas adesivos tanto em dentina sadia ( $p < 0,01$ ) como em afetadas por cárie ( $p < 0,001$ ). No entanto,  $\mu$ SBS dos adesivos SE, DC, e AH à dentina normal, não foram significativamente diferentes dos de cárie de dentina afetada ( $p > 0,05$ ). Os autores concluíram que o ensaio de permeabilidade foi uma ferramenta eficaz de diferenciar entre dentina normal e cárie afetada. Alguns sistemas adesivos não apresentaram diferença significativa em sua união à dentina normal ou afetada.

Mendez et al.<sup>45</sup> (2012) avaliaram o efeito de 24 h (1d) e um ano de armazenamento de água (1ano) na resistência da dentina microtração de uma de um adesivo condiciona-e-lava de dois passos e um sistema adesivo autocondicionante de dois passos. Dez terceiros molares humanos foram seccionados perpendicularmente ao seu longo eixo para expor a dentina. Os dentes foram divididos em dois grupos ( $n = 5$ ) de acordo com o adesivo utilizado: um adesivo de condiciona-e-lava dois passos (Adper Single Bond 2) e um adesivo autocondicionante duas etapas (Adper Scotch Bond SE). Os espécimes foram seccionados em palitos (área transversal média 0,8 mm<sup>2</sup>) e depois de 1d e 1ano de armazenamento em água destilada a 37 ° C, os palitos foram submetidos ao teste de microtração (1 mm / min). Observação interfacial de nano infiltração de prata foi realizada através de microscopia eletrônica de varredura (MEV). Dados (MPa) foram analisados por ANOVA de duas vias e teste de Bonferroni ( $p = 0,05$ ). SB2 apresentaram os maiores valores de resistência de união após 1d de armazenamento de água. Após 1 ano de, SB2 valores diminuíram significativamente e foram semelhantes aos ASE, independentemente do tempo de armazenamento de água. Ambos os adesivos, independentemente do tempo de armazenamento, mostraram absorção de nitrato de prata no interior da camada híbrida e na camada

adesiva de um ano de armazenamento de água só foi afetada a resistência de união do adesivo de dois passos autocondicionante.

Hariri et al.<sup>31</sup> (2012) utilizaram o sistema Adper Single Bond (3M ESPE) em esmalte e dentina humana. As amostras foram armazenadas em água (37 ° C, 24 h) e submetidas à ciclagem térmica (5 ° C e 55 ° C), e divididas em cinco grupos: 1. controle (sem ciclagem térmica), 2. 100, 3. 500, 4. 2000, ou 5. 10.000 ciclos. O teste de ligação ao microcislamento foi realizado a uma velocidade de 1 mm /min (n=16). Foi observada a Nano infiltração do adesivo com FE-SEM em três amostras. Os resultados obtidos pelos autores mostrou que a termo ciclagem não afetou a força de adesão média ao esmalte. No entanto, o envelhecimento artificial diminuiu resistência de união na dentina nos grupos de 4 e 5 em relação ao controle. A análise de Weibull indicaram que a resistência diminuiu gradualmente com a idade em ambos os substratos. Todos os grupos exibiram alguma nano infiltração, e um aumento significativo na penetração em comparação com a prata de controle foi observada em esmalte e dentina nos grupos 2-5. Os autores concluíram que a dentina é mais susceptível a degradação.

Andrade et al.<sup>4</sup> (2012) avaliaram se as variações no uso do tubo de polietileno que podem afetar microcislamento ( $\mu$ SBS). Discos de dentina humana foram distribuídos aleatoriamente em seis grupos (n=5): tubo de polietileno (3 níveis) e sistema adesivo (dois níveis). No Grupo 1, os tubos de polietileno preenchidos com resina composta polimerizada foram colocados sobre as superfícies onde foi aplicado os sistema adesivo. Os tubos foram removidos após 24h de armazenamento em água, deixando apenas as hastes. No Grupo 2, o mesmo procedimento foi realizado, no entanto, os tubos foram mantidos no lugar durante o

teste. No Grupo 3, as hastes de resina composta sem os tubos foram colocadas sobre a superfície que recebeu o adesivo. Em todos os grupos, os adesivos foram fotoativados após o posicionamento, os tubos preenchidos. As amostras foram testadas em modo de cisalhamento e os dados submetidos a uma análise de variância de duas vias e de testes de Tukey. Grupos 1 e 2 resultou em  $\mu$ SBS médios estatisticamente semelhantes ( $P>0,05$ ), no entanto, um maior número de falhas foram observadas para o Grupo 1. Os valores mais elevados foram detectados  $\mu$ SBS para o Grupo 3, independentemente do sistema adesivo utilizado ( $P<0,05$ ). Retirar o tubo de polietileno antes que compósito seja aderido à dentina afeta valores  $\mu$ SBS.

Lenzi et al.<sup>40</sup> (2012) avaliaram o efeito da clorexidina 2% (CHX) na resistência de união imediata de adesivos condiciona-e-lava em dentina sadia (SD) e afetada por cárie (CAD) da dentina primária em comparação com a dentina permanente. Superfícies planas de dentina de 20 molares decíduos (PRI) e 20 molares permanentes (Perm) foram distribuídos em 8 grupos experimentais ( $n=5$ ) de acordo com o tipo de dente (Pri ou Perm), condição da dentina (SD ou CAD - ciclagem de pH para 14 dias) e de tratamento (controle - C ou 60 s de aplicação de solução de clorexidina 2% após o condicionamento ácido - CHX). O sistema de ligação (Adper SingleBond 2) foi aplicado de acordo com as instruções do fabricante, seguido de aplicação de resina composta (Z250). Após 24 h de armazenamento de água, as amostras com área de secção transversal de  $0,8 \text{ mm}^2$  foram preparadas para serem testadas em ensaio de microtração (1 mm/min). Os dados foram submetidos à análise de variância e pós-teste de Tukey hoc ( $\alpha=0,05$ ). Modo de falha foi avaliada usando um estereomicroscópio com  $\times 400$ . O tratamento com CHX não resultou em valores mais elevados do que as amostras que não receberam pré-

tratamento (C grupos), independentemente do tipo de dente. Nos dentes decíduos e com cárie de dentina a mostrou menor ( $p < 0,05$ ) resistência de união em comparação com os dentes permanentes e dentina sadia, respectivamente. A predominância de falha adesiva / mista foi observada em todos os grupos. A CHX não influenciou a resistência de união imediata para dentina sadia ou cárie afetada de dentes decíduos e permanentes.

Koliniotou-Koumpia et al.<sup>38</sup> (2012), investigaram a resistência ao cisalhamento de adesivos aplicados à dentina após a irradiação com laser Er: YAG. Para o estudo os autores prepararam amostras de dentina superficiais e profundas de molares com broca carbide ou um laser de Er: YAG. Nas superfícies que receberam o tratamento foram aplicados dois sistemas adesivos condiciona-e-lava (Single Bond e XP Bond) e dois sistemas adesivos autocondicionantes (Prompt L-Pop e Xeno III) e, em seguida, restaurados. Posteriormente, foi realizado um teste de Cisalhamento (SBS) a uma velocidade de 0,5 mm/min. Os padrões e modos de fratura foram analisados e avaliados utilizando um microscópio estereoscópico. Além disso, as amostras foram processadas para microscopia eletrônica de varredura (MEV). Os resultados obtidos pelos autores mostraram diferenças significativas entre os níveis de tratamento de dentina com broca carbide e dentina irradiada, bem como os efeitos da interação do sistema de adesivo utilizado com os diferentes substratos. Os dados revelaram que os sistemas adesivos condiciona-e-lava são menos eficazes na dentina irradiada do que na dentina preparada com broca carbide. Em contrapartida, os adesivos autocondicionantes tem uma adesão igual tanto na dentina superficial preparada com laser como com a broca, porém sua ineficácia foi maior em dentina profunda laser irradiado. Os autores concluíram que cavidades

preparadas com laser são menos receptivas a procedimentos de adesão do que as cavidades convencionais com broca.

Akin et al.<sup>1</sup> (2012), avaliaram a resistência à microtração (resistência adesiva) de um adesivo autocondicionante de um passo em dentina irradiada por Er: YAG e broca de corte. No estudo foram utilizados setenta e dois terceiros molares selecionados e divididos aleatoriamente de acordo com o método de preparação da cavidade (Er: YAG e broca de corte). Após o preparo das superfícies, as amostras receberam os sistemas adesivos autocondicionantes de um passo (Clearfil S Bond, AdheSE One e Adper Easy One) e, posteriormente, foram restauradas com resina composta. Em seguida os autores, subdividiram as amostras de acordo com condições de envelhecimento: 24 h em – grupo controle [C], 6 meses de armazenamento da água [WS] e 10,000 ciclos térmicos [TC]. A resistência adesiva foi determinada em uma máquina universal de ensaios. Os resultados foram analisados estatisticamente pelo teste ANOVA para as amostras independentes e pelo teste post-hoc ( $\alpha = 0,05$ ) para todos os dados. A partir dos dados estatísticos, os autores concluíram que não há diferença na resistência adesiva entre Er: YAG laser irradiado e broca de corte de dentina ( $p > 0,05$ ). Da mesma forma, nenhuma diferença significativa foi encontrada na resistência adesiva entre as amostras C, WS e TC ( $p > 0,05$ ). Além disso, Clearfil S Bond apresentou os maiores resistência adesiva à dentina em ambos os métodos de preparação laser-irradiados e broca de corte da cavidade. Desse modo, perceberam que nem a broca, nem o laser Er: YAG afeta a dentina pelos métodos de maturação utilizados para simular a degradação da interface adesiva. Os pesquisadores concluem, também, que o laser Er: YAG pode ser utilizado como um método alternativo para a preparação da cavidade.

Ali et al.<sup>3</sup> (2013) avaliaram a durabilidade da resistência de união de um adesivo autocondicionante de um passo na dentina pré-tratada com clorexidina à base de etanol (ECHX) ou clorexidina à base de água (WCHX) após o armazenamento em saliva artificial e sob a simulação pressão intrapulpal (IPPS). 30 molares tiveram sua superfície oclusal planificadas e suas raízes foram seccionadas para expor a câmara pulpar. As amostras foram distribuídas em três grupos (n = 10) de acordo com o pré-tratamento da dentina utilizado. No primeiro grupo, Adper Easy One (3M ESPE) foi aplicado nas superfícies de dentina de acordo com as instruções do fabricante (grupo de controle). No segundo grupo, a dentina foi pré-tratado antes da adesão com 1 ml de diacetato de CHX 2% dissolvido em etanol a 100% (ECHX). O terceiro grupo recebeu o pré-tratamento com o mesmo, no entanto, a CHX foi dissolvida em água destilada (WCHX). O pré-tratamento e a adesão foram realizadas enquanto as amostras foram submetidas à IPPS. Após a fotopolimerização, os espécimes foram armazenados em saliva artificial e sob IPPS a 37 ° C num incubador (n = 5/grupo) ou durante 24 horas ou seis meses antes do teste. Em seguida, as amostras foram seccionadas em palitos com uma secção transversal de  $0,9 \pm 0,01$  mm (2) e submetidas ao teste de resistência de união (resistência adesiva) (n = 25/subgrupo) usando uma máquina de ensaio universal. Os dados foram analisados estatisticamente através de duas vias de análise de variância (ANOVA) com medidas repetidas, ANOVA one-way, e testes de Bonferroni post hoc ( $p \leq 0,05$ ). Modos de falha foram determinados utilizando um microscópio eletrônico de varredura. Após 24 horas de armazenamento, o controle e o grupo WCHX revelou resistência adesiva significativamente mais elevada do que o grupo ECHX. Depois de seis meses de armazenamento em saliva artificial e IPPS, apenas o grupo WCHX manteve o seu valor resistência adesiva. O modo predominante de

falha foi o tipo misto, com exceção do grupo ECHX, que foi principalmente do adesiva. Os autores concluíram que o pré-tratamento da dentina com ECHX teve um efeito negativo sobre a adesão do sistema adesivo autocondicionante de um passo, no entanto, a WCHX mostrou estabilidade adesiva sob IPPS.

Ramos et al.<sup>69</sup> (2013) avaliaram o efeito de diferentes tratamentos de superfície (controle- broca diamantada, laser Er: YAG e laser Er, Cr: YSGG) sobre a morfologia da superfície da dentina e sob micro tensão (resistência adesiva). Dezesesseis fragmentos de dentina foram divididos aleatoriamente em quatro grupos (n = 4), e diferentes tratamentos de superfície foram analisadas por microscopia eletrônica de varredura. Noventa e seis terceiros molares foram aleatoriamente divididos em oito grupos (n = 12) de acordo com o tipo de tratamento de superfície e sistema adesivo: G1 = Controle + Clearfil SE Bond (SE); G2 = Controle + Single Bond (SB); G3 = ponta diamantada (DB) + SE; G4 = DB + SB, G5 = Er: YAG (2,94 pm, 60 mJ, 2 Hz, 0,12 W, 19,3 J / cm (2)) + SE; G6 = Er: YAG + SB, G7 = Er, Cr: YSGG (2,78 pm, 50 mJ, 30 Hz, 1,5 W, 4,5 J / cm (2)) + SE, e do G8 = Er, Cr: YSGG + SB. Blocos em forma de vara de resina composta foram aderidos sobre as amostras e, após 24 h de armazenamento em água destilada / desionizada (37 ° C). Valores de resistência de união (em MPa) foram analisados por ANOVA a dois critérios e teste de Tukey ( $\alpha = 0,05$ ). G1 (54,69  $\pm$  7,8 MPa) apresentou a maior média, que foi significativamente maior do que todos os outros grupos (p <0,05). Para todos os tratamentos, SE mostrou maior resistência de união que o SB, com exceção apenas para Er, Cr: YSGG tratamento, em que os sistemas adesivos não diferiram estatisticamente entre si. Com base nos parâmetros de irradiação considerados neste estudo, os autores concluíram que o laser Er: YAG e Er, Cr: YSGG apresentaram valores mais baixos do que o grupo de controle, no entanto, a

sua associação com o adesivo autocondicionante não tem um efeito negativo significativo sobre dentina (valores de resistência adesiva de > 20 MPa).

### 3 PROPOSIÇÃO

Objetivos gerais

Avaliar o efeito de laser de Er:YAG e broca sobre a interface adesiva de adesivos condiciona e lava e autocondicionante.

Como objetivos específicos foram estabelecidos 2 experimentos:

1- Efeito de laser de Er:YAG e broca sobre a resistência de união ao microcisolamento de adesivos condiciona e lava e autocondicionantes.

2- Efeito de laser de Er:YAG e broca na morfologia da interface adesiva de adesivos condiciona e lava e autocondicionantes - Estudo por MEV e MLCF.

A hipóteses testada foi:

$H_0$  = os instrumentos e adesivos utilizados determinam força de resistência ao microcisolamento semelhantes.

Como hipóteses alternativas assume-se que ao menos um dos instrumentos ou adesivos determinam médias de resistência ao microcisolamento ( $H_{11}$ ) e/ou morfologia da interface adesiva ( $H_{12}$ ) diferente dos demais fatores estudados.

Para o experimento 1 a variável dependente é a resistência de união ao microcisolamento (MPa), para o experimento 2 é a morfologia da interface adesiva, caracterizada pela espessura da camada híbrida e comprimento dos *tags* medida em  $\mu\text{m}$ .

Para ambos os experimentos os fatores de variável independentes são:  
instrumentos (2 níveis) e adesivos (2 níveis).

## **4 MATERIAL E MÉTODO**

### **4.1 Desenho do Estudo**

Os dois experimentos realizados foram do tipo laboratorial, controlado, randomizado e com cegamento.

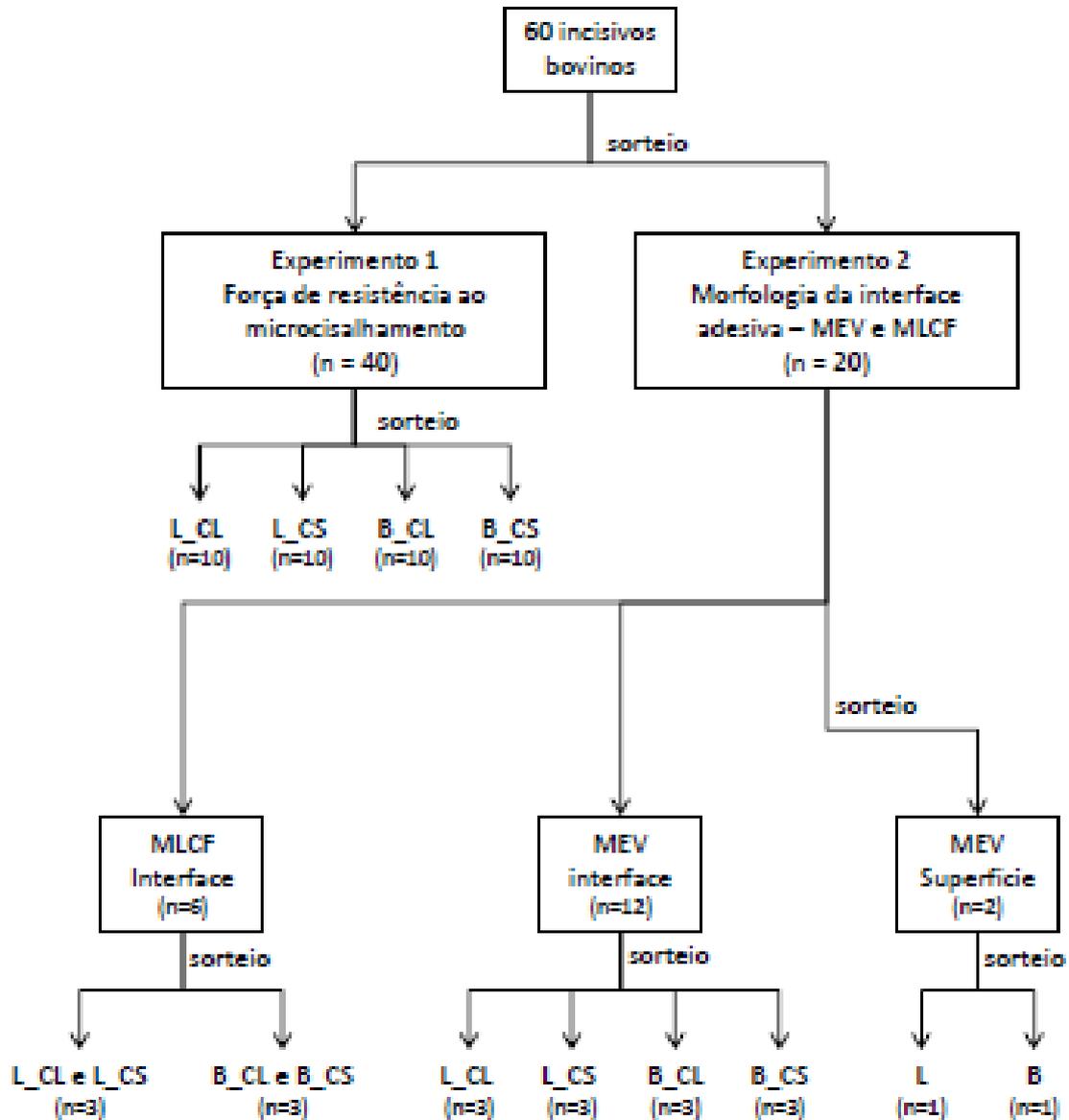
Foram utilizados 60 incisivos de bovinos da raça Nelore, com idade cerca de cinco anos de idade, 250 kg de peso limpo, abatidos por finalidade comercial seguindo procedimento humanitário, sob fiscalização do Ministério da Agricultura - SIF nº 1758. Estes dentes foram limpos com pasta de pedra pomes e água e estocados em solução de timol a 0,1% e refrigeração de 5°C até sua utilização.

### **4.2 Randomização**

Estes dentes foram randomicamente distribuídos nos experimentos e grupos experimentais por sorteio simples realizado por colaborador que desconhecia os objetivos do experimento.

A distribuição e quantidade de dentes em cada experimento e grupo foram realizadas conforme o esquema descrito na Figura 1.

Figura 1 – Esquema de distribuição dos grupos experimentais



Legenda:

L = Laser Er-YAG

B = Ponta diamantada

CL = Adesivo Condiciona e lava

CS = Adesivo autocondicionante

MEV = Microscopia Eletrônica de Varredura

MLCF = Microscopia Laser Confocal de Fluorescência

### **4.3 Instrumentos e sistemas adesivos**

Nos dois experimentos as variáveis independentes testadas foram:

#### **4.3.1 Instrumentos para preparo cavitário (2 níveis):**

- ponta diamantada no. 3131 - KG Sorensen (DB) e,
- laser de Er: YAG - Twinlight: Fotona, Eslovênia.

Os preparos cavitários com broca (B) foram realizados com auxílio de turbina de alta rotação de spray triplo velocidade máx. 380.000 RPM (Turbina Extra Torque 605 KAVO), acionada com 32 Libras de pressão de ar.

Para a realização dos preparos cavitário com laser Er: YAG (L) foi utilizado o equipamento Twinlight, Fotona - Eslovênia), regulado para 150 mJ de energia, 4 Hz de frequência, tempo de 20 segundos, com vazão de água de 0,2 mL/s, com duração de pulso de 200-400  $\mu$ s, aplicado no modo focado sem contato.

A ponta ativa foi posicionada perpendicular à superfície dentinária a uma distância de 15 mm do tecido e aplicada em varredura em toda superfície dentinária.

#### **4.3.2 Sistemas adesivos (2 níveis):**

- Adper Scotchbond Multiuso - sistema condiciona e lava (CL)
- Adper EasyOne - sistema autocondicionante ou condiciona e seca (CS)

A composição e forma de aplicação dos adesivos estão descritas no Quadro 1.

**Quadro 1 - Composição e forma de aplicação dos sistemas adesivos utilizados - Araraquara 2013.**

<b>Adper™ Scotchbond™ Multiuso (3MESPE, St. Paul, MN, USA)</b>	
Composição	<b>Primer:</b> 2-hidroxietilmetacrilato e ácido polialcenóico. <b>Adesivo:</b> Bis-glicidilmetacrilato (Bis-GMA), 2-hidroxietilmetacrilato (HEMA), sistema de iniciação de polimerização.
Forma de aplicação	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Condicionar com ácido em dentina por 15 segundos. Lavar por 30 segundos e secar delicadamente por 2 segundos.</li> <li>2. Aplicação do Primer e secar por 5 segundos.</li> <li>3. Fotopolimerizar por 10 segundos.</li> </ol>
<b>Adper™ EasyOne™ (3MESPE, St. Paul, MN, USA)</b>	
Composição	Metacrilato de 2 hidroxietila, bismetacrilato de (1-metiletilidieno) bis [4,1-fenilenoóxi (2-hidroxi-3,1-propanodiilo)], água, álcool etílico, ácido fosfórico-6-metacriloxi-hexilésteres, sílica tratada com silício, dimetacrilato 1,6-hexanodiol, copolímero acrílico e ácido itacônico metacrilato de 2-dimetilaminoetilo, canforoquinona e difenil (2, 4,6- trimetilbenzoil) –óxido de fosfina.
Forma de aplicação	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Aplique o adesivo por 20 segundos.</li> <li>2. Leve jato de ar por 5 segundos.</li> <li>3. Fotopolimerizar por 10 segundos.</li> </ol>

Resina composta Filtek Z350 XT (3M ESPE, St. Paul, Mn - USA) de cor A2 foi utilizada para a confecção dos tubos necessários para o teste de força de resistência ao microcisalhamento e para a confecção das restaurações utilizadas nas análises da morfologia da interface adesiva.

## **4.4 Experimento 1 - Resistência de união ao Microcisalhamento**

### **4.4.1 Obtenção das amostras**

Os dentes alocados para este experimento tiveram suas raízes e superfícies distais e mesial da coroa removidas com o auxílio com disco diamantado (11-4254, 4"x 0,012" / série 15LC, Diamond Blade, Buehler Ltd., Lake Bluf, IL, USA) e cortadeira metalográfica ISOMET 1000, Buehler, Lake Buff, IL, USA.

A superfície vestibular dos fragmentos foi desgastada e planificada em politriz (DP-10 Panambra, Struers, Ballerup, Dinamarca) com discos de lixa de carbeto de silício de granulação 180, a fim de se obter superfície dentinária plana e uniforme.

Cada fragmento foi colocado sobre placa de cera utilidade posicionado com a superfície desgastada para baixo. Um tubo de PVC medindo 1,2 cm de altura e 2,0 cm de diâmetro foi posicionado sobre o conjunto, tomando-se o cuidado de manter o fragmento centralmente posicionado. Resina acrílica (Dencor) foi manipulada conforme orientações dos fabricantes e lentamente vertida sobre o conjunto até o total preenchimento do tubo de PVC (Figuras 2 e 3).

Após a cura da resina acrílica os tubos foram removidos da placa de cera e a superfície contendo o fragmento dental foi limpa e novamente desgastada em politriz, para se obter corpos de prova com padrões superficiais semelhantes. A seguir foram lavadas com spray ar-água e estocadas em água destilada por 24 horas.

Após este período, cada fragmento recebeu desgaste superficial realizado com (L) ou (B) conforme pré-estabelecido.

**Figura 2 – Posicionamento dos fragmentos sobre placa de cera, posicionamento dos tubos de PVC e preenchimento dos tubos com resina acrílica auto-polimerizável.**



**Figura 3 – Fragmentos dentais incluídos em resina acrílica e tubo de PVD**



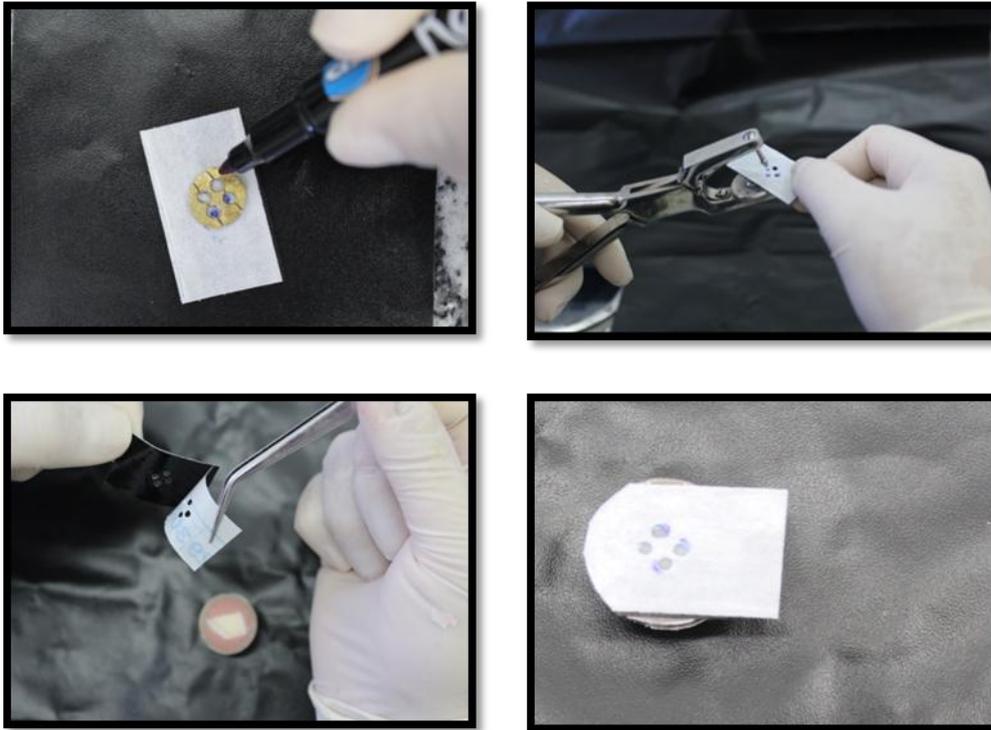
#### **4.4.2 Aplicação dos sistemas adesivos**

##### **4.4.2.1 - Delimitação da área de adesão**

A área de adesão foi delimitada sobre fita adesiva dupla face tomando-se como referência as 4 perfurações de uma matriz metálica tripartida. Esta fita foi recortada na dimensão do fragmento dental e perfurada nas marcações referentes à matriz metálica. As perfurações com 0,7mm de diâmetro cada uma, foram realizadas com perfurador de dique de borracha regulado para a perfuração de maior diâmetro (abertura nº 5).

A película de proteção de uma das faces adesivas foi removida e a fita foi adequadamente posicionada sobre a superfície de dentina (Figura 4).

**Figura 4 – Marcação, perfuração e posicionamento da fita dupla face utilizada para delimitar a área de adesão.**

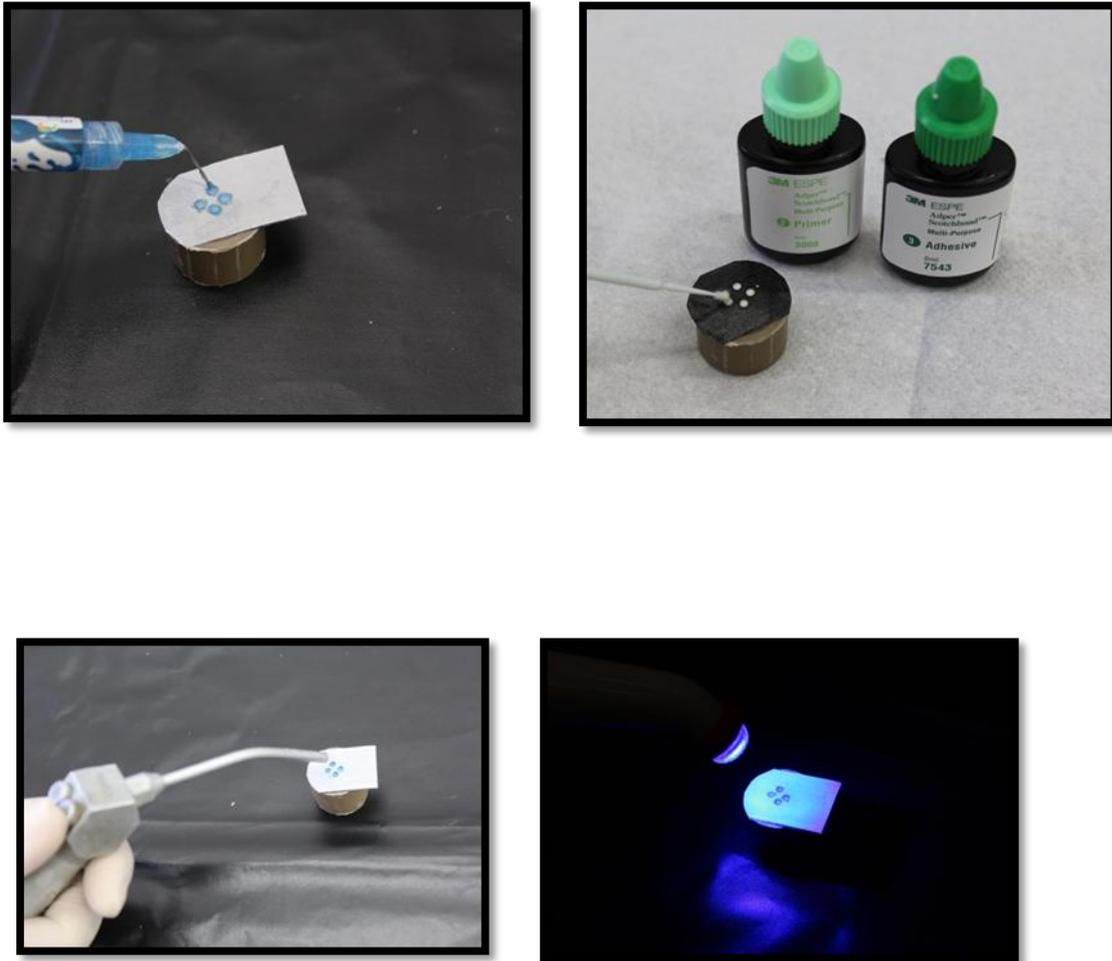


#### **4.4.2.2 - Aplicação dos sistemas adesivos**

A sequência de aplicação dos sistemas adesivos foi realizada através das perfurações na fita adesiva, conforme recomendações do fabricante descritas no Quadro 1 e segundo a alocação dos corpos de prova em cada grupo experimental.

O primer do sistema CL e os adesivos dos sistemas CL e CS foram fotopolimerizados por 10 segundos com unidade de fotopolimerização LED Bluephase (LED Bluephase, Ivoclar Vivadent, Schann - Lietchenstein) regulado para o modo "Low intensity" ( $\pm 800 \text{ mW/cm}^2$ ) (Figura 5).

**Figura 5 – Fases da aplicação do sistema adesivo Adper Scotchbond Multiuso.**



#### **4.4.3 Confeção dos cilindros de resina composta**

Na sequência, a segunda película de proteção da fita adesiva dupla face foi removida. A matriz metálica tripartida foi montada sobre esta superfície adesiva, de tal forma que as aberturas desta matriz coincidisse com as perfurações da fita dupla face.

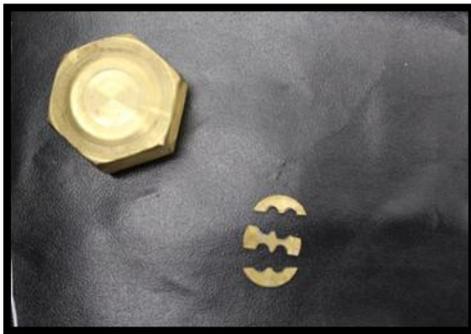
Tubos de polietileno com 0,7 mm de diâmetro interno e 1 mm de altura (Tygon tubing, R-3603, Saint-Gobain Performance Plastics, Maime Lakes, FL, EUA)

foram posicionados no interior das perfurações da matriz metálica tripartida (Figura 6).

O conjunto foi fixado com anel metálico e resina composta Filtek Z350 XT foi cuidadosamente inserida no interior dos tubos de polietileno até seu total preenchimento (Figura 6 a e b).

Os cilindros foram fotopolimerizados juntos por 40 s com um aparelho fotopolimerizador LED Bluephase já descrito, regulado para "high intensity".

**Figura 6 – (a) matriz tripartida; (b) matrizes transparentes cilíndricas posicionadas, preenchidas com resina composta.**



**(a)**



**(b)**

Os espécimes foram armazenados em água destilada a 37°C. Decorrida uma hora de armazenamento, os tubos de polietileno foram cortados transversalmente com um bisturi e removidos.

Os cilindros de resina composta de 0,7 mm de diâmetro de 1,0 mm de altura e área de união de 0,38 mm<sup>2</sup>, foram visualmente avaliados.

Após 24 horas de armazenamento em ambiente úmido os espécimes foram submetidos ao ensaio mecânico de microcisalhamento.

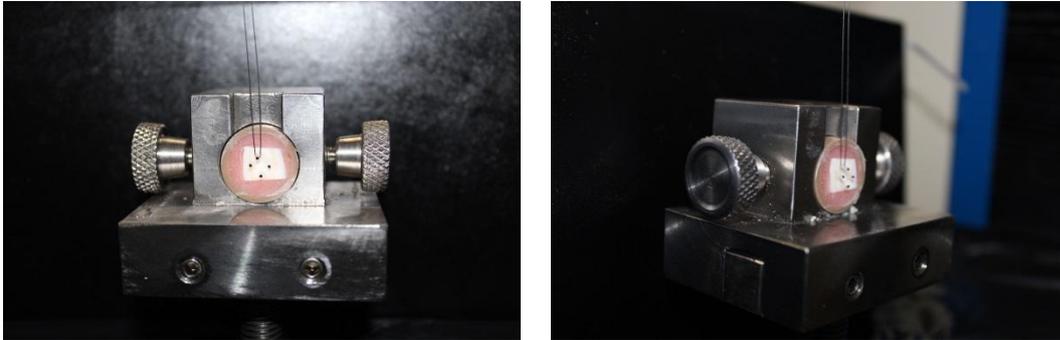
#### **4.4.4 Ensaio de resistência de união ao microcisalhamento**

Decorrido o período de armazenamento os espécimes foram individualmente acoplados a um dispositivo metálico e fixados à máquina de ensaios mecânicos (EMIC DL 2000, São José dos Pinhais, PR, Brasil). Antes da realização dos ensaios, o dispositivo foi cuidadosamente alinhado para permitir que o carregamento fosse aplicado o mais próximo possível da interface de união na base de cada um dos cilindros. Este carregamento foi aplicado através de alça confeccionada com fio de aço (0,2 mm de diâmetro).

Para os testes de resistência de união ao microcisalhamento foi utilizada célula de carga de 500 Kgf e o carregamento foi realizado com velocidade de travessa 0,5 mm/min até a fratura dos espécimes (Figura 7).

A resistência de união ao microcisalhamento foi calculada dividindo-se a força máxima registrada durante o ensaio (em N) pela área de união (0,38 mm<sup>2</sup>) e expressa em MPa.

**Figura 7 - Espécime acoplado no dispositivo metálico e já alinhado a alça de fio metálico adequadamente posicionada na base do cilindro de resina**



Os resultados obtidos foram tabulados em planilha elaborada no software Excel Microsoft e analisados estatisticamente com o software SPSS Statistic V 19. (IBM Corporation, Armonk, NY - USA).

## **4.5 Experimento 2 - Morfologia da Interface Adesiva**

### **4.5.1 Morfologia da superfície dentinária**

#### **4.5.1.1 Preparos cavitários**

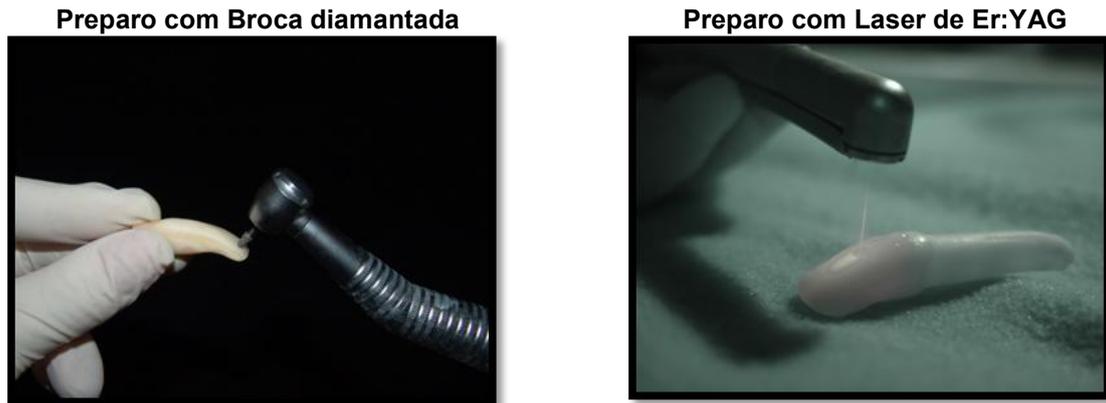
Para ilustrar o efeito do Laser (L) e da Ponta diamantada (B) sobre a dentina foram utilizados 2 incisivos bovinos.

Em cada um deles foi realizado preparo cavitário na altura do terço mediano da coroa, com 3,0 mm de largura, 2,0 mm de altura e 2,0 de profundidade. Estas dimensões foram aferidas com sonda milimetrada.

Num deles o preparo foi realizado com a broca diamantada nº 3131 e no outro o instrumento utilizado foi o laser de Er:YAG (Figura 8).

Após a finalização dos preparos, os dentes foram lavados e secos com jatos de ar por 1 minuto.

**Figura 8 - Exemplos dos preparos cavitários utilizando broca diamantada e Laser de Er:YAG.**



#### **4.5.1.2 Réplicas para análise em MEV**

A cavidade foi moldada com silicona de adição Express XT (3M ESPE, St. Paul, MN - USA). A fase fluida foi manipulada com aplicador e ponta misturadora apropriados e lentamente injetada na cavidade formando finas camadas do material. Cada camada foi cuidadosamente espalhada com jatos de ar. Após a aplicação da terceira camada, a fase pesada do Express XT foi manipulada e imediatamente pressionada sobre a fase fluida. Após 5 minutos o molde foi cuidadosamente removido, lavado e estocado em recipiente fechado por 1 hora.

Após este período, resina epóxi (EPOFIX - STRUERS Inc. Cleveland, OH - USA) foi manipulada e lentamente vertida sobre o molde até seu total preenchimento.

Após a cura da resina esta foi cuidadosamente removida do molde, metalizada e analisada em MEV.

A morfologia da dentina foi descrita em função de suas características estruturais.

#### **4.5.1.7 Caracterização da interface adesiva para análise em MLCF**

A caracterização da interface adesiva por MLCF foi realizada pela mensuração da espessura da camada híbrida e dos comprimentos dos *tags*, realizado com auxílio do software UTHSCSA ImageTool (<http://en.bio-soft.net/draw/ImageTool.html>), com o uso das ferramentas "calibration tool" e "distance tool".

Os seis incisivos centrais bovinos foram randomicamente divididos em dois grupos experimentais (n=3), de acordo com tipo de instrumento empregados no preparo cavitário: broca diamantada no. 3131 - KG Sorensen (DB), laser de Er: YAG - Twilight: Fotona, Eslovênia (Figura 3).

No terço mediano da superfície vestibular de cada espécime foram realizados dois preparos cavitários (3,0 X 2,0 X 2,0 mm) empregando os instrumentos descritos para cada grupo. Esta dimensão foi aferida por sonda milimetrada. (Figura 4).

As cavidades incisais (CI) foram restauradas com compósito Filtek Z350 (3M ESPE, St. Paul, MN - USA) e adesivo autocondicionante Adper™ Easy One (CS) ambos da 3M ESPE. As cavidades cervicais (CC) foram restauradas com adesivo de condicionamento total Adper™ Scotchbond™ Multiuso (CL) e compósito Adper™ Z350 XT, ambos da 3M ESPE.

Os sistemas adesivos foram pigmentados com Rodamina 6G (LABSYNTH produtos para laboratórios Ltda. Diadema – SP / Brasil) na proporção de 0.001 g/ ml, a fim de permitir a análise do padrão de formação da camada híbrida e dos *tags* em microscopia laser confocal (MLCF).

As cavidades cervicais foram restauradas com adesivo de condicionamento total Adper™ Scotchbond™ Multiuso (CL) e o mesmo compósito. Todos os materiais são fabricados pela 3M ESPE (3M ESPE, St. Paul, MN - USA).

Os sistemas adesivos foram aplicados conforme recomendação do fabricante descrita no Quadro 1.

A seguir, as cavidades foram restauradas com incrementos de 2mm resina composta Filtek Z350 XT e polimerizadas por 20 segundos cada incremento como já descrito.

Após 24 horas de estocagem em água destilada a  $36 \pm 1^\circ\text{C}$ , os espécimes foram cortados longitudinalmente para expor a interface adesiva para análise e caracterização, com disco diamantado (11-4254, 4"x 0,012" / série 15LC, Diamond Blade, BuehlerLtd, Lake Bluf, IL, USA) em cortadeira ISOMET 1000 (Buehler, Lake Buff, IL, USA).

A face direita da interface adesiva foi polida com lixa de carbetto de silício com granulação 1200. Os espécimes foram ultrassonicamente limpos, em água por 3 minutos, para remover os detritos provenientes do polimento.

#### 4.5.1.8 *Análise Microscopia Laser Confocal de Fluorescência (MLCF)*

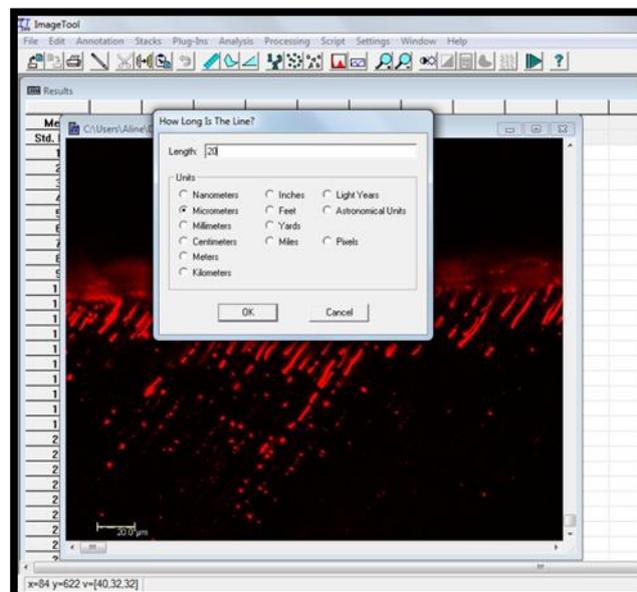
Cada fatia assim preparada foi individualmente fixada ao microscópio Leia TCS SMD – Leia Microsystems - Centro Integrado de Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Bauru – CIP/FOB USP.

Para a caracterização da interface adesiva a espessura da camada híbrida (CH) e o comprimento dos *tags* (t) foram medidos em 10 pontos característicos da interface adesiva.

Cada imagem da análise em MLCF foi aberta, calibrada e mensurada no software UTHSCSA ImageTool.

A calibração das imagens foi realizada utilizando-se escala de referência de 20  $\mu\text{m}$  e a ferramenta "calibration tool" (Figura 10).

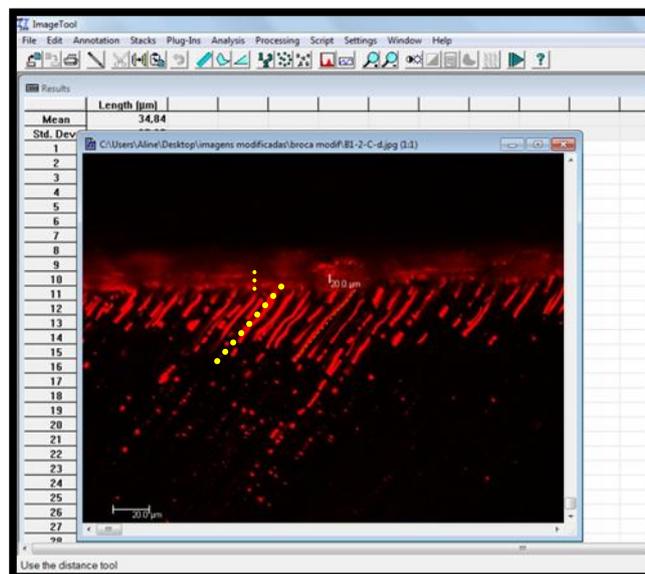
**Figura 10 - Software ImageTool: calibração das medidas em 20  $\mu\text{m}$**



As mensurações foram realizadas com a ferramenta "distance tool". Com ação do mouse de clicar, arrastar e clicar, a espessura da camada híbrida (CH) e o

comprimento dos *tags* (t) foi mensurado, tomando-se como referência para (CH) a interface resina/camada híbrida e camada híbrida/dentina e para (t) a dentina e o extremo final do *tag*, considerando-se para isso, apenas a extensão contínua do mesmo. Para cada espécime foram obtidas 20 medidas, 10 de (CH) e 10 de (t) (Figura 11).

**Figura 11 - Uso da ferramenta "distance tool" caracterização da interface adesiva por mensuração da espessura da camada híbrida (CH) e comprimento dos *tags* (t).**



Os dados obtidos foram registrados em planilha elaborada no software Microsoft<sup>TM</sup> Excel© e analisadas estatisticamente.

#### **4.5.1.10 Morfologia da interface adesiva por MEV**

Inicialmente, a superfície vestibular dos 12 incisivos bovinos utilizados nesta análise foi desgastada em poliriz metalográfica Ecomet 250/Automet 250 (BUEHLER Ltd., Lake Bluff, IL, USA), até se obter planificação e exposição da dentina.

A seguir, foram realizados desgastes desta superfície com broca diamantada ou Laser de Er:YAG conforme previamente descrito e estabelecido no Esquema 1.

Os dentes foram lavados e sequencia adesiva foi aplicada conforme recomendações do fabricante e uma camada de resina composta Filtek Z350 foi depositada sobre a superfície dental e fotopolimerizada por 40 segundos com o equipamento Bluephase regulado para "soft intensity".

#### **4.5.1.11 Corte e exposição da interface adesiva**

A fim de expor a interface adesiva para análise, os espécimes foram devidamente identificados e cortados longitudinalmente com disco diamantado (11-4254, 4"x 0,012" / série 15LC, Diamond Blade, BuehlerLtd., Lake Bluf, IL, USA) em cortadeira ISOMET 1000, Buehler, Lake Buff, IL, USA). Cortes adicionais deixaram os espécimes com 10,0 mm de largura e 2,0 mm de altura.

A face referente à interface adesiva foi polida com lixa de carbetto de silício com granulação 1200. Os espécimes foram ultrassonicamente limpos, em água por 3 minutos, para remover os detritos provenientes do polimento.

Na sequencia, a superfície polida foi submetida à ação de HCl 4M por 0,5 min, para desproteção da interface. Após este período esta superfície foi lavada e exposta a NaOCl a 5% por 10 min para desmineralização. Ao final do tratamento os espécimes foram novamente lavados e secos com jatos de ar (Figura 12).

**Figura 12 - Preparo das amostras para MEV: desproteíntização com HCl 4M e descalcificação com NaOCl 5%.**



O procedimento de desproteíntização e desmineralização do substrato dental permite que a camada híbrida (CH) e os *tags* (t) seja ser melhor visualizados.

#### **4.5.1.13 Moldagem dos espécimes e obtenção das replicas para MEV**

A superfície da interface adesiva foi moldada com silicona de adição Express XT (3M ESPE, St. Paul, MN - USA).

A fase fluida (base+catalisador) foi manipulada com aplicador e ponta misturadora apropriada e lentamente injetada na cavidade formando finas camadas do material. Cada camada foi cuidadosamente espalhada com jatos de ar.

Após a aplicação da terceira camada, a fase pesada (base + catalisador) do Express XT foi manualmente manipulada e imediatamente pressionada sobre a fase fluida. Após 5 minutos o molde foi cuidadosamente removido, lavado e estocado em recipiente fechado por 1 hora.

Após este período, resina epóxi (EPOFIX - STRUERS Inc. Cleveland, OH - USA) foi manipulada e lentamente vertida sobre o molde até seu total

preenchimento. Os moldes preenchidos foram estocados a temperatura ambiente por 24 horas até a total presa do material.

Após a cura da resina epóxi esta foi cuidadosamente removida do molde, identificada e submetida à metalização, na qual uma camada pó de ouro 24 quilates com espessura variando entre 50 a 100 Angstrom, foi depositada por vaporização sobre os espécimes.

A morfologia da interface adesiva (CH e t) foi analisada por um microscópio eletrônico de varredura (Jeol JSM – 6610 LV, Toquio - Japão), da Faculdade de Odontologia de Araraquara – Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, nos aumentos de 450x.

A morfologia da interface adesiva foi descrita comparativamente em função de suas características estruturais.

## **4.6 Morfologia da superfície dentinária**

### **4.6.1 Preparos cavitários**

Para ilustrar o efeito do Laser (L) e da Broca diamantada (B) sobre a dentina foram utilizados 2 incisivos bovinos.

Em cada um deles foi realizado preparo cavitário na altura do terço mediano da coroa, com 3,0 mm de largura, 2,0 mm de altura e 2,0 de profundidade. Estas dimensões foram aferidas com sonda milimetrada.

Num deles o preparo foi realizado com a broca diamantada nº 3131 e no outro o instrumento utilizado foi o laser de Er:YAG.

Após a finalização dos preparos, os dentes foram lavados e secos com jatos de ar por 1 minuto.

A seguir as cavidades foram moldadas com silicona de adição Express XT e replicas de resina epóxi para análise em MEV foram obtidas como descrito anteriormente. As análises foram realizadas com 500X e 3000X de aumento.

O efeito dos instrumentos sobre a dentina foi descrito comparativamente em função de suas características estruturais.

#### **4.7 Análise estatística**

Devido à natureza dos dados dos dois experimentos (quantitativos contínuos) primeiramente foram testados os pressupostos de normalidade e homocedasticidade de variâncias (testes de Kolmogorov-Smirnov e Levene respectivamente).

A confirmação destes pressupostos permitiu a realização do teste ANOVA a dois critérios de variação (two way) para o teste de força de adesão ao microcisolamento. Para a caracterização da interface adesiva foi utilizado o teste não paramétrico de Mann-Whitney defino a não confirmação dos pressupostos.

Para ambos assumindo-se significância estatística para  $p < 0,05$ .

Para a realização dos testes estatísticos foi utilizado o software SPSS  
Statistic V 19. (IBM Corporation, Armonk, NY - USA).

## 5 RESULTADO

**Experimento 1 - Efeito de laser de Er: YAG e broca sobre a força de resistência ao microcisalhamento de adesivos condiciona e lava e autocondicionantes.**

A estatística descritiva do teste de resistência ao microcisalhamento (MPa) está na (Tabela 1).

**Tabela 1 - Média desvio-padrão (DP) de resistência adesiva ao microcisalhamento (MPa) segundo instrumentos: broca diamantada (B) e laser de Er: YAG (L); e adesivos: condiciona e lava (CL) e autocondicionante (CS). Araraquara - 2013.**

Instrumento	Adesivo			
	CL		CS	
	Média	DP ( $\pm$ )	Média	DP ( $\pm$ )
Laser	34,10	19,07	33,18	12,46
Broca	24,26	9,35	21,24	13,96

Os testes de Kolmogorov-Smirnov ( $p_{(B)} = 0,20$  e  $p_{(L)} = 0,07$ ) e Levene ( $p_{(B, L)} = 0,27$  e  $p_{(CL \text{ e } CS)} = 0,68$ ) confirmaram pressupostos para aplicação do teste de Anova two-way.

Os resultados da Anova two-way estão apresentados na (Tabela 2).

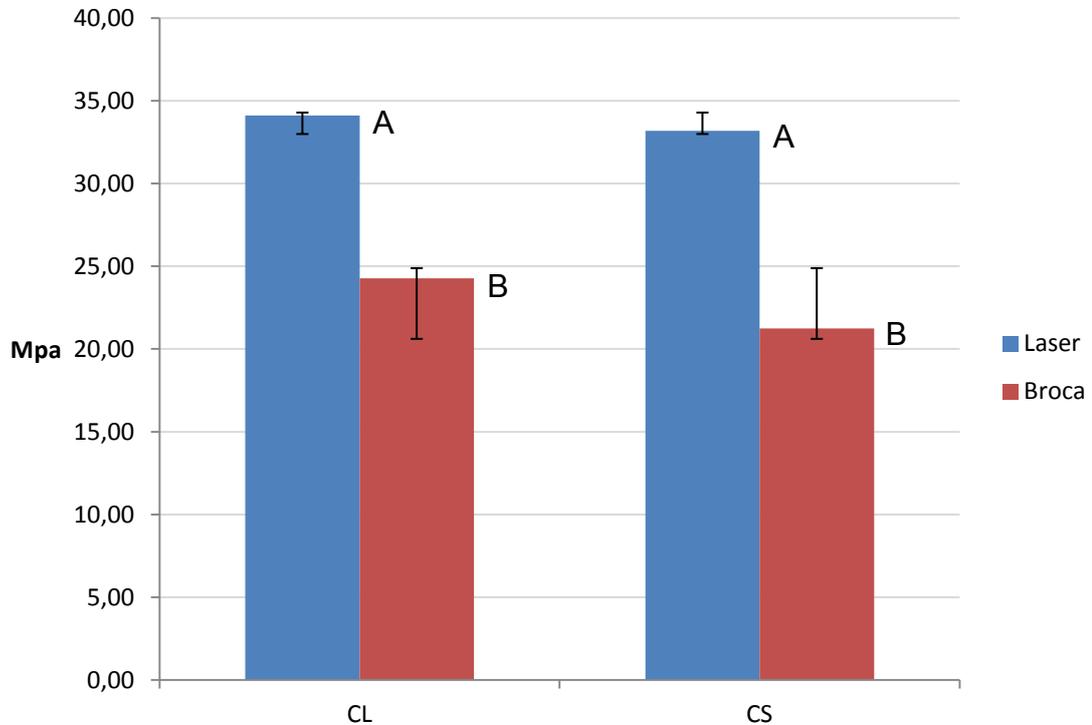
**Tabela 2 - ANOVA two-way para a média de resistência de união ao microcisalhamento (MPa) utilizando 2 diferentes sistemas adesivos (condiciona e lava e autocondicionante) aplicados após diferentes tratamentos da dentina (laser e broca) ( $p < 0,05$ ). GL=graus de liberdade; SQ=soma de quadrados; QM=quadrado médio;  $\eta^2_p$ =dimensão do efeito e  $\pi$  = poder do teste. Araraquara - 2013.**

Fonte de Variação	SQ	df	QM	F	p	$\eta^2_p$	$\pi$
Instrumento	795,575	1	795,575	4,399	,043	,109	,532
Adesivo	44,542	Um	44,542	,246	,623	,007	,077
Instrumento * Adesivo	14,268	1	14,268	,079	,780	,002	,059
Erro	6510,812	36	180,856				
Total	41424,677	40					

\*Com base nos resultados do teste, a influência do efeito “adesivo” e da interação dos efeitos foi considerada não significativa ( $p > 0,05$ ). A influência do efeito “instrumento” foi considerada significativa ( $p < 0,05$ ).

Estes resultados podem ser melhor visualizados no (Gráfico 1) onde letras diferentes significam diferença estatisticamente significativa para  $p < 0,05$ .

**Gráfico 1 - Médias e desvio-padrão em MPa do teste de resistência adesiva ao microcisalhamento em função de instrumentos (L e B) e adesivos (CL e CS).**



\* letras diferentes indicam diferença estatística para  $p < 0,05$ .

**Experimento 2- Efeito de laser de Er:YAG e broca na morfologia da interface adesiva de adesivos condiciona e lava e autocondicionantes - Estudo por MLCF e MEV.**

A estatística descritiva para o efeito dos instrumentos e adesivos sobre a interface adesiva - (CH) e (t), está na (Tabela 3).

**Tabela 3 - Média, desvio-padrão (DP) e intervalo de confiança (IC95%) da espessura da camada híbrida (CH) e do comprimento de *tags* (t) mensurados em  $\mu\text{m}$ , segundo instrumentos: broca diamantada (B) e laser de Er:YAG (L); e adesivos: condiciona e lava (CL) e autocondicionante (CS). Araraquara - 2013.**

Interface adesiva	Variável	Média	DP ( $\pm$ )	IC95%	
				Li	Ls
<i>Tags</i>	B	18,89	8,42	16,72	21,06
	L	20,89	24,52	14,56	27,23
CH	B	13,55	9,98	10,97	16,13
	L	28,46	15,72	24,40	32,52
<i>Tags</i>	CL	24,58	24,53	18,25	30,92
	CS	15,20	5,28	13,84	16,56
CH	CL	21,09	16,83	16,74	25,44
	CS	20,92	13,29	17,49	24,36

Estes dados foram analisados por teste não paramétrico de Mann-Whitney (U) porque os pressupostos para aplicação de teste paramétrico não foram satisfeitos.

Assim, a distribuição das diferentes medidas de (CH) e (t) foi comparada para instrumentos e adesivos.

Instrumentos (B e L) condicionaram diferenças estatisticamente significativas na espessura da camada híbrida (CH) ( $U = 804,00$ ;  $W = 2,63$  e  $p = 0,00$ ) e para comprimento de *tags* (t) ( $U = 2,26$ ;  $W = 4,09$  e  $p = 0,015$ ).

Sistemas adesivos (CL e CS) não condicionaram camadas híbridas (CH) com espessura estatisticamente significativa ( $U = 1,94$ ;  $W = 3,77$  e  $p = 0,46$ ), mas produzem *tags* (t) com comprimentos estatisticamente diferentes ( $U = 1,35$ ;  $W = 3,18$  e  $p = 0,019$ ).

### **Análise em MEV**

A (Figura 13) ilustra o efeito de (B) e (L) sobre a interface adesiva (CH) e (t) nos espécimes.

Observaram-se interfaces adesivas morfologicamente distintas. As camadas híbridas, muito embora presentes em todos os grupos/amostras eram delgadas e visualmente de espessuras semelhantes.

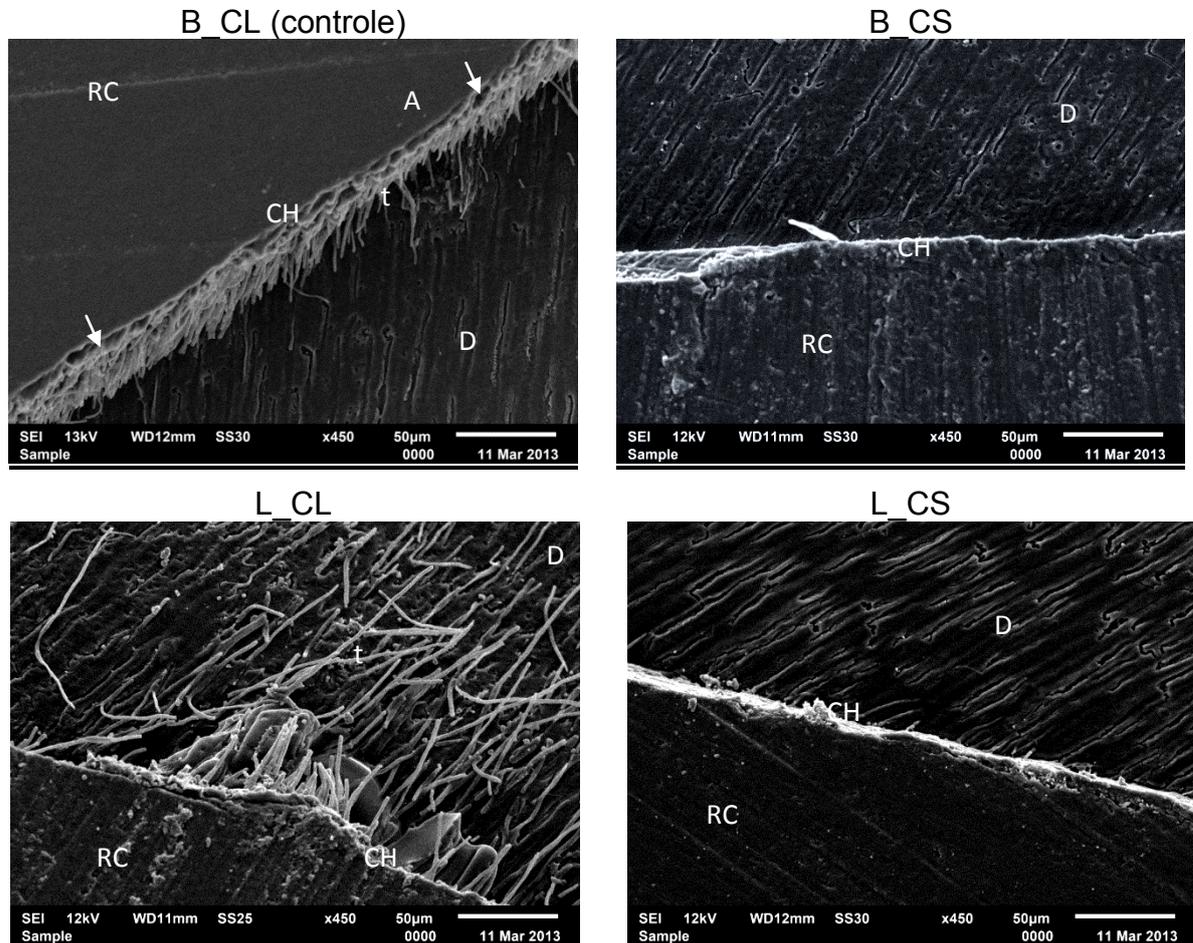
O uso do adesivo autocondicionante (CS) mostrou interface adesiva mais regular, enquanto a relacionada com o adesivo condiciona e lava (CL) mostrou a, variações de espessura, deficiências na difusão dos monômeros e no encapsulamento das fibras colágenas. Os espécimes que receberam a ação da broca apresentaram ainda a ocorrência de vários “droplets” o que não foi observado nos espécimes que receberam a ação do laser.

O adesivo CL mostrou nítida formação de *tags* (t) que não puderam ser observados nos espécimes que receberam adesivo autocondicionante (CS).

O grupo L\_CL apresentou *tags bem* mais longos e irregulares que os demais grupos.

Estes detalhes podem ser observados na (Figura 13).

Figura 13 - Morfologia da interface adesiva em função de instrumentos (B e L) e sistemas adesivos (CL e CS). RC=Resina Composta; D=Dentina; CH=Camada Híbrida; t=tags; seta=droplets.



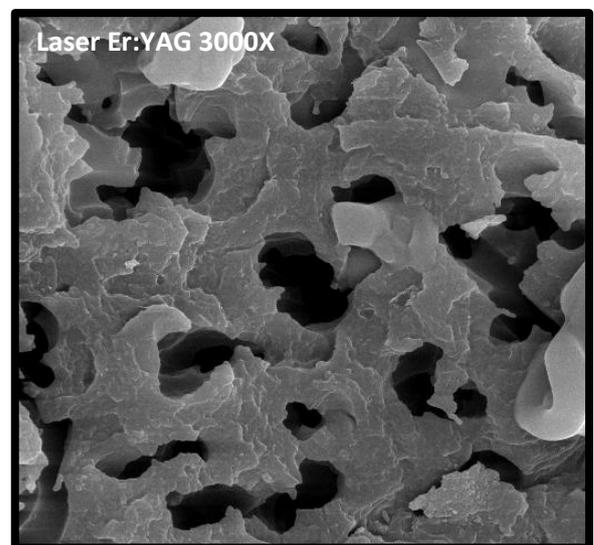
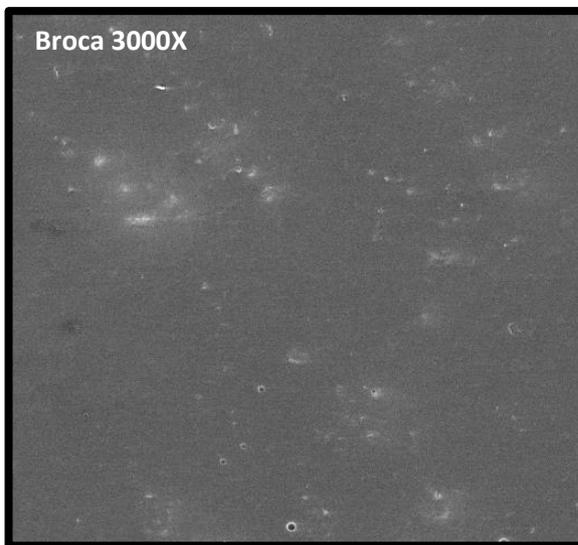
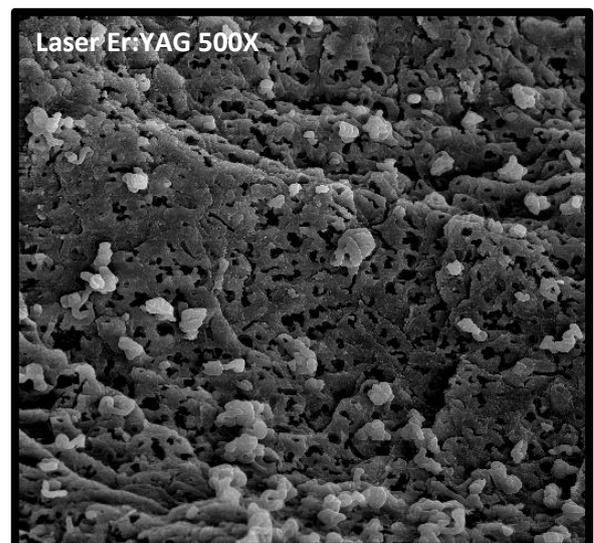
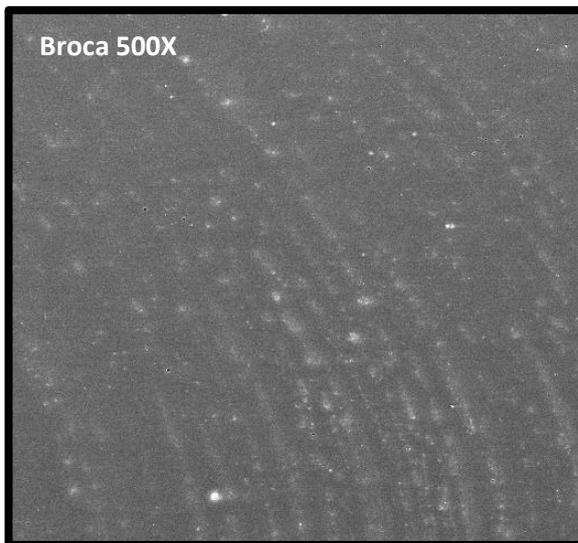
### Análise da superfície dentinária

A análise da superfície dentinária por MEV permitiu a visualização de uma camada de smear layer amorfa e uniforme cobrindo a superfície do espécime que recebeu a ação da ponta diamantada (Figura 14).

A morfologia do preparo cavitário realizado com Laser de Er: YAG é bastante diferente. Foi observada ausência de smear layer, dentina com aspecto de descamação, com bordas bastante irregulares e ondulações superficiais. Túbulos

dentínários abertos em grande número. Não foi observada a exposição de fibras colágenas nem imagem característica de dentina Peri e/ou intertubular.

**Figura 14 - Imagens de MEV da superfície dentinária após ação de broca diamantada (B) e laser de Er: YAG (L) e antes da aplicação dos sistemas adesivos (CL e CS). Aumento de 500X e 3000X.**



## 6 DISCUSSÃO

O avanço tecnológico dos materiais restauradores adesivos tem permitido a realização de preparos cavitários mais conservadores nos quais o profissional se limita apenas a remover o tecido cariado e em obter forma de conveniência para acesso e instrumentação da cavidade<sup>21</sup>.

Apesar disso, estes preparos ainda são realizados como no século passado, ou seja, com instrumentos rotatórios de corte ou abrasivos.

A utilização de ponta diamantada e turbina de alta rotação para a realização de preparos cavitários, tem como principais vantagens o corte rápido e preciso da estrutura dental, a obtenção de ângulos e paredes definidas e a presença de micro ranhuras nas paredes da cavidade, o que pode contribuir para aumentar a retenção das restaurações diretas<sup>6</sup>.

No entanto, tem como principais desvantagens: causar dor e desconforto físico/emocional no paciente<sup>7</sup>; possibilitar dano pulpar por aquecimento da estrutura dental devido ao atrito, ser vetor de contaminação cruzada e doenças profissionais pela produção de aerossol durante o preparo de cavidades; prejudicar a visualização da cavidade durante a instrumentação<sup>7</sup>.

A busca por técnicas que compensem estas desvantagens e a evolução das técnicas adesiva tem resultado na introdução de novos instrumentos para o preparo cavitário como o jato abrasivo de óxido de alumínio, as pontas CVDentus associadas a unidades de ultrassom e os lasers.

Por não produzir ruído e ter uma forma de aplicação sem contato direto com a estrutura dental o laser de Er: YAG tem como principais vantagens não causar dor ou desconforto ao paciente e permitir a realização de preparos cavitários minimamente invasivos, que, em sua maioria, são impossíveis de serem realizados com as brocas diamantadas<sup>21-22</sup>. Isto faz com que o uso do laser de Er:YAG seja particularmente interessante para uso em odontopediatria, tratamento de pacientes com odontofobia e para a realização de procedimentos minimamente invasivos<sup>6</sup>.

A ação do laser de Er:YAG fundamenta-se na ejeção de fragmentos da estrutura dental (ablação) devido à ação cinético/mecânica da intensa liberação de energia decorrente de micro explosões das moléculas de água irradiadas pelo feixe do laser<sup>33</sup>.

Este mecanismo de ação resulta numa superfície dentinária totalmente diferente da superfície resultante da instrumentação com broca diamantada como demonstrado neste trabalho (Figura 14), e por Antunes et al.<sup>6</sup> (2008), Oliveira et al.<sup>58</sup> (2005), Oliveira et al.<sup>59</sup> (2003) e Semearo et al.<sup>70</sup> (2006).

Isto pode afetar o desempenho dos sistemas adesivos, uma vez que estes foram desenvolvidos para remover ou incorporar a smear layer resultante dos preparos cavitários com brocas em sua interface adesiva.

A primeira etapa da técnica de utilização dos adesivos condiciona-e-lava (CL), é o condicionamento total da estrutura dental (esmalte e dentina). Este tem a função de remover a smear layer resultante da ação das brocas, desmineralizar superficialmente a dentina para expor a malha de fibras colágenas e promover a abertura dos túbulos dentinários pela remoção dos smear plugs.

A subsequente aplicação do primer e do adesivo tem a função de permear a malha de fibras expostas e encapsulá-las formando a camada híbrida e penetrar nos túbulos dentinários formando os *tags* resinosos<sup>50</sup>. Estas duas estruturas formam a interface adesiva e tem a função de reter micro mecanicamente à restauração e proteger biologicamente o complexo dentino-pulpar<sup>78</sup>.

Nos adesivos autocondicionantes a desmineralização da dentina é realizada simultaneamente com a infiltração dos monômeros resinosos do sistema adesivo. Eles têm a capacidade de formar um complexo hibridizado com a smear layer que pode ser dividido em duas porções: zona de autêntica camada híbrida e zona de smear layer hibridizada<sup>8</sup>.

O ácido fosfórico a 34 a 37%, normalmente utilizado nos sistemas (CL), tem um pH por volta de 0,6<sup>29</sup>, enquanto que o ácido presente no sistema adesivo autocondicionante (CS) tem um pH superior, ou seja, com menor poder de desmineralização da dentina, o que, conseqüentemente, resulta em menor espessura da camada híbrida, *tags* mais curtos e em menor número<sup>66</sup>.

Além disso, formação desta camada híbrida menos espessa e com *tags* menores deve-se, também, à permanência de íons cálcio e fosfato resultante do condicionamento da dentina. Estes, agem como solução tampão neutralizando a acidez do primer e auto controlando a desmineralização da dentina<sup>64</sup>.

Como ambos os sistemas adesivos (CS e CL) têm sua ação baseada na necessidade da remoção total ou parcial da smear layer proveniente dos preparos cavitários com broca diamantada, fica evidente que instrumentos que não promovem a formação do smear layer podem afetar positiva ou negativamente, o desempenho dos sistemas adesivos<sup>38</sup>.

Pode-se observar, assim como também destacado por Antunes et al.<sup>6</sup> (2008), Oliveira et al.<sup>58</sup> (2005), Oliveira et al.<sup>59</sup> (2003) e Semearo et al.<sup>70</sup> (2006), que o tratamento de superfície com broca diamantada (B) resultou em um substrato regular, com algumas ondulações e ranhuras, presença de smear layer sobre toda a dentina e oclusão dos túbulos dentinários (Figura 14).

O uso do laser de Er:YAG (L) resultou em um substrato bastante irregular formando crateras, elevações e poros, com rugosidades e granulações e com ausência de smear layer (Figura 14). O mesmo aspecto morfológico também foi descrito por Delmé et al.<sup>25</sup> (2007), Esteves-Oliveira et al.<sup>28</sup> (2007), Koliniotou-Koumpia et al.<sup>38</sup> (2005), Nishimoto et al.<sup>56</sup> (2008), Shighetani et al.<sup>71</sup> (2002), Navarro et al.<sup>55</sup> (2010), Ramos et al.<sup>67</sup> (2013).

Essas diferenças podem ser atribuídas ao mecanismo de ação do (L) que tem como características de utilização a ablação dos tecidos dentais. Em seu funcionamento, a fonte de laser emite fótons em um spray ar-água em direção ao tecido alvo, o aquecimento abrupto da água próxima à superfície resulta numa série de micro explosões e ejeção dos tecidos dentais duros<sup>28, 33, 39, 55, 71</sup>.

A formação de uma dentina morfológicamente irregular pode favorecer o procedimento adesivo, uma vez que aumenta o número de retenções micromecânicas. Porém nem sempre o aumento da união micromecânica, significa no aumento da resistência de união<sup>8, 52-53</sup>.

A análise da Figura 13 permite a observação de uma diferença morfológica nítida da camada híbrida formada pelos diferentes sistemas adesivos nas superfícies preparadas com (B) e (L). O sistema adesivo (CL) em ambos os substratos formou uma camada híbrida de espessura semelhante com presença de

inúmeros *tags*. Também foi observada a presença de pequenos ramos laterais nos *tags*, também denominados micro-*tags*, indicando que os monômeros do adesivo puderam se difundir e penetrar profundamente na dentina condicionada<sup>2</sup>.

Podemos explicar essa diferença de desempenho entre os adesivos CL e CS devido ao uso do condicionamento ácido da dentina com ácido fosfórico a 37%, que promoveu uma maior desmineralização da dentina, aumentando a infiltração dos monômeros resinosos.

O grupo (CS) apresentou uma camada híbrida menos espessa e praticamente sem *tags*. A tendência desses adesivos é formarem camadas híbridas uniformes e sem falhas, o que é fundamental para impedir a nano infiltração. Também se pode observar na interface adesiva do adesivo CL a presença de pequenos droplets (Figura 13), ou seja, uma separação de zona localizada perto da interface adesiva que são resultantes da absorção de água da dentina por osmose, devido ao baixo peso molecular do HEMA, o que pode fragilizar a área e comprometer a efetividade e longevidade do adesivo<sup>2</sup>.

Segundo Van Meerbeek et al <sup>62</sup>, 2011, os adesivos autocondicionantes suaves dissolvem a smear layer sem desmineralizar a superfície em profundidade, assim removendo a hidroxiapatita da interface. Preservando a hidroxiapatita não apenas se protege as fibras colágenas da agressão química externa, mas também providencia o cálcio para a adesão química ao monômero funcional do adesivo.

A literatura demonstra que os sistemas adesivos condiciona-e-lava de três passos, como o SBMU utilizado neste estudo, podem produzir altas forças de união em dentina<sup>17, 27, 38, 60, 74, 79</sup>. O grupo controle (B\_CL) apresentou média de resistência

adesiva ao microcisalhamento de 24,26 MPa. O grupo que apresentou a maior resistência foi (L\_CL) com média de 34,10 MPa.

A maior resistência adesiva de L\_CL em relação à B\_CL, pode ser explicada pelos diferentes padrões de smear layer obtidos pelos instrumentos e pela maior desmineralização da dentina promovido condicionamento ácido total do sistema (CL).

No entanto, apesar dos resultados mecânicos favoráveis, a remoção da smear layer na técnica de adesão dos adesivos (CL) permitem a exsudação do fluido dentinário<sup>11</sup> o que pode interferir na polimerização do monômero resinoso e causar hipersensibilidade dentinária por afetar o equilíbrio hidrodinâmico da dentina<sup>13</sup>.

Assim, apesar do grupo L\_CL apresentar maior resistência adesiva (34,10 MPa) observamos que sua interface adesiva apresenta *tags* excessivamente longos, o que pode, em situações clínicas, causar sensibilidade dentinária e dano pulpar.

Em diversos trabalhos foram obtidos resultados semelhantes aos do presente estudo, indicando que de maneira geral o adesivo autocondicionante (CS) de passo único possui valor de resistência de união estatisticamente semelhante aos sistemas (CL)<sup>16, 74, 79</sup>.

Não obstante, devido à característica hidrofílica dos adesivos autocondicionantes (CS), os mesmos possuem uma tendência à deterioração da interface adesiva. Pois, a hidroflicidade desses sistemas acarreta uma absorção de umidade, tanto do meio bucal quanto da polpa, o que propicia a degradação

hidrolítica. Segundo Breschi et al.<sup>28</sup>, uma das formas para aumentar a estabilidade desses sistemas seria aplicar várias camadas de adesivo ou aplicar uma camada de um agente resinoso hidrofóbico.

Através do presente estudo, podemos sugerir o preparo de cavidades classe V com (L), visto os resultados demonstram o (L) produz um substrato com várias micro retenções e ausência de smear layer (ver figura), favorecendo a penetração tanto do adesivo (CL) como (CS), uma vez que os maiores valores de resistência de união ao microcislamento foram obtidos com a utilização deste instrumento. Devido à dificuldade de adesão, as lesões cervicais são muito utilizadas para avaliar o desempenho clínico de sistemas adesivos. Os autores<sup>41, 57</sup>, obtiveram sucesso do desempenho do (L) em relação à (B) em estudo de microinfiltração.

No presente estudo, podemos considerar que quando se usa o sistema (CL) o uso do instrumento (L) favoreceu o processo de adesão em relação à (B) já que o no substrato irradiado a camada híbrida média foi de 1,32 enquanto que na (B) foi de 1,03  $\mu\text{m}$ . O mesmo comportamento foi observado quando se utilizou o adesivo (CS), sendo o efeito maior para o (L) com (1,42  $\mu\text{m}$ ) do que para (B) (1,03  $\mu\text{m}$ ).

É interessante observar que a espessura média de camada híbrida (CH) para (B), foram os mesmos, tanto se utilizando os sistemas adesivos (CL) e (CS) com valor médio de espessura de 1,03  $\mu\text{m}$ . Estes dados são contrários aos estudos realizados por Barceiro et al<sup>10</sup> (2005), em que ao analisar a superfície irradiada por (L) e preparada com (B) obteve uma camada híbrida deficiente para (L).

O mesmo autor<sup>9</sup> em 2008, realizou estudo com os mesmos instrumentos e vários sistemas adesivos, e obteve uma camada híbrida (CH) menos homogênea

quando a dentina foi preparada com (B), o que semelhante ao observado no presente estudo.

A literatura afirma que a formação de camada híbrida (CH) na superfície irradiada com laser Er:YAG, apresenta-se mais susceptível à perda de resistência à força de tração<sup>28, 77</sup>, menor espessura<sup>10, 12, 38</sup>, e aumento da infiltração marginal<sup>35, 39</sup>.

Ceballos et al.<sup>19</sup>, afirmam que a menor resistência à adesão das superfícies laser irradiada é proveniente da abrasão à dentina que promove uma fusão das fibras colágenas, restringindo a difusão da resina na dentina intertubular. Outros autores, no entanto, afirmam que (L) é uma boa alternativa ao uso convencional de broca, pois promove um bom selamento marginal<sup>35, 55, 71</sup> e não afeta na resistência à tração dos sistemas adesivos<sup>1, 16, 24</sup>.

Na avaliação da interface adesiva por MLCF, pode-se observar que os adesivos (CL) e (CS) apresentaram comportamentos não esperados quanto à formação de camada híbrida em (L), visto que apresentaram espessuras semelhantes 1,32 µm (CL) e 1,42 µm (CS).

Esses resultados estão relacionados com a ausência de smear layer e a morfologia da dentina após a ação do laser.

No entanto, esse comportamento da camada híbrida e *tags* das amostras laser irradiadas, não significa, necessariamente, que a adesão neste substrato seja mais efetiva do que nos grupos tratados com (B). As micro explosões, características do mecanismo de utilização do (L), poderiam remover e danificar as fibras colágenas, prejudicando a adesão.

O grupo controle B\_CL, apresentou a mesma espessura de camada híbrida que o B\_CS, resultados não esperados devido ao mecanismo de ação dos diferentes sistemas adesivos.

Albaladejo et al.<sup>2</sup>, Korkmaz et al.<sup>39</sup>, Moura et al.<sup>49</sup>, Van Meerbeek et al.<sup>78</sup>, já comprovaram que o fator que mais afeta a resistência adesiva é a CH e não o comprimento ou número dos *tags*.

Além disso, a obtenção de *tags* longos pode indicar a possibilidade de agressão aos prolongamentos odontoblásticos e ao tecido pulpar pelos monômeros ainda presentes nos *tags* parcial ou não polimerizado.

Como no presente estudo, os grupos L\_CL e B\_CL apresentam *tags* numerosos e longos com média de 28,39  $\mu\text{m}$  e 20,77  $\mu\text{m}$  respectivamente, e como (L) foi que determinou os maiores valores de resistência ao microcisalhamento, pode-se deduzir que tanto do ponto de vista mecânico como biológico é mais indicado à utilização dos adesivos (CS)<sup>1, 24, 46, 58-59, 61, 73</sup>.

Muito embora os resultados do presente trabalho mostrem a superioridade de resistência de união no tratamento da dentina com (L) em relação à (B) observamos que a significância prática obtida foi moderada ( $\eta^2_p=0,10$ ) e poder do teste ( $\pi=0,53$ ) baixo. Estes resultados sugerem que o número de repetições de cada grupo ( $n=10$ ) pode não ser suficiente para evidenciar com segurança o efeito de instrumentos e adesivos, apesar do tamanho amostral utilizado ser superior a muitos trabalhos semelhantes já publicados: Ramos et al.<sup>67</sup> ( $n=4$ ), Mendez et al.<sup>45</sup> ( $n=5$ ), Lenzi et al.<sup>40</sup> ( $n=5$ ), Andrade et al.<sup>4</sup> ( $n=5$ ), De Carvalho et al.<sup>23</sup> (2008) ( $n=10$ ), Andrade et al.<sup>5</sup> (2010) ( $n=9$ ), Mobarak et al.<sup>48</sup> (2012) ( $n=10$ ) Ali et al.<sup>3</sup> (2013) ( $n=10$ ).

## 7 CONCLUSÃO

A partir dos resultados obtidos e das considerações realizadas pode-se concluir:

- 1) A utilização de Laser de Er: YAG para o preparo cavitário resulta em maiores valores de resistência adesiva ao microcisalhamento, para os sistemas adesivos utilizados neste estudo (CL ou CS).
- 2) Os *tags* não tem efeito significativo na resistência adesiva ao microcisalhamento
- 3) A interface adesiva é afetada tanto pelos instrumentos utilizados para o preparo cavitário como pelo tipo de sistema adesivo empregado.

## REFERÊNCIAS\*

1. Akin H, Tugut F, Akin GE, Guney U, Mutaf B. Effect of Er:YAG laser application on the shear bond strength and microleakage between resin cements and Y-TZP ceramics. *Lasers Med Sci.* 2012; 27 (2): 333-8.
2. Albaladejo A, Osorio R, Toledano M, Ferrari M. Hybrid layers of etch-and-rinse versus self-etching adhesive systems. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2010; 15 (1): 112-8.
3. Ali A, El Deeb H, Badran O, Mobarak E. Bond durability of self-etch adhesive to ethanol-Based chlorhexidine pretreated dentin after storage in artificial saliva and under intrapulpal pressure simulation. *Oper Dent.* 2013; 38 (3): 235-9.
4. Andrade AM, Garcia E, Moura SK, Reis A, Loguercio A, Silva LM, Pimentel GH, Grande RH. Do the microshear test variables affect the bond strength values? *Int J Dent.* 2012; 2012 (2012): 1-6.
5. Andrade AM, Moura SK, Reis A, Loguercio AD, Garcia EJ, Grande RH. Evaluating resin-enamel bonds by microshear and microtensile bond strength tests: effects of composite resin. *J Appl Oral Sci.* 2010; 18 (6): 591-8.
6. Antunes LAA, Pedro RL, Vieira ÁSB, Maia LC. Effectiveness of high speed instrument and air abrasion on different dental substrates. *Braz Oral Res.* 2008; 22 (3): 235-41.

---

\*de acordo com o manual da FOAr/UNESP, adaptadas da Vancouver. Disponível no site: [http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform\\_requirements.html](http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html)

7. Anusuavice KJ, Kincheloe JE. Comparison of pain associated with mechanical and chemo-mechanical removal of caries. *J Dent Res* 1987; 66 (11): 1680-3.
8. Arrais CA, Giannini M. Morphology and thickness of the diffusion of resin through demineralized or unconditioned dentinal matrix. *Pesqui Odontol Bras.* 2002; 16 (2): 115-20.
9. Barceleiro MO, Dias KR, Sales HX, Silva BC, Barceleiro CG. SEM evaluation of the hybrid layer after cavity preparation with Er:YAG laser. *Oper Dent.* 2008; 33 (3): 294-304.
10. Barceleiro MO, de Mello JB, de Mello GS, Dias KR, de Miranda MS, Sampaio Filho HR. Hybrid layer thickness and morphology: the influence of cavity preparation with Er:YAG laser. *Oper Dent.* 2005; 30 (3): 304-10.
11. Barrantes JCR, Lopes GC, Baratieri LN. evidence-based protection of dentin-pulp complex. *Clín Int J of Braz Dent* 2011; 7(2):213-22.
12. Bowen RL, Cobb EN, Rapson JE. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues: improvement in bond strength to dentin. *J Dent Res.* 1982; 61 (9): 1070-6.
13. Brännström M. the hydrodynamic theory of dentinal pain: sensation in preparations, caries, and dentinal crack syndrome. *J Endod.* 1986; 12 (10): 453-7.

14. Brudevold F, Buonocore M, Wileman W. A report on a resin composition capable of bonding to human dentin surfaces. *J Dent Res.* 1956; 35 (6): 846-51.
15. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res.* 1955; 34 (6): 849-53.
16. Cal-Netto JP, de Miranda MS, Dias KR. Comparative SEM evaluation of penetration of adhesive systems in human dentin with a non-rinse conditioner and a self-etching primer. *Braz Dent J.* 2004; 15 (1): 19-25.
17. Cardoso MV, Ermis ERB, Poitevin A, Van Landuyt K, De Munck J, Carvalho RCR, et al. Influence of dentin cavity surface finishing on micro-tensile bond strength of adhesives. *Dent Mater.* 2008; (24): 492.
18. Carrilho MR, Tay FR, Sword J, Donnelly AM, Agee KA, Nishitani Y, et al. Dentine sealing provided by smear layer/smear plugs vs. adhesive resins/resin tags. *Eur J Oral Sci.* 2007; 115 (4): 321–9.
19. Ceballos LM, Toledano R, Osorio F, Tay G, Marshall GW. Bonding to Er-YAG-laser-treated dentin. *J Dent Res.* 2002; (81) 119-22.
20. Celik EU, Ergücü Z, Türkün LS, Türkün M. Effect of different laser devices on the composition and microhardness of dentin. *Oper Dent.* 2008; 33 (5): 496-501.
21. Cozean C, Arcoria CJ, Pelagalli J, Powell GL. Dentistry for the 21st century? Erbium:YAG laser for teeth. *J Am Dent Assoc.* 1997; 128 (8): 1080-7.

22. Dalia RCS, Gomes MP, Menezes-Filho PF, Guimarães RP, Mariz ALA, Silva CHV. Ultraconservative dentistry – alternative methods of cavities preparations. RFO. 2009; 14(2) 168-73.
23. De Carvalho RC, de Freitas PM, Otsuki M, de Eduardo CP, Tagami J. Micro-shear bond strength of Er:YAG-laser-treated dentin. Lasers Med Sci. 2008; 23 (2): 117-24.
24. De Oliveira W J, Pedrosa SF, Araújo MAM. Avaliação da resistência adesiva e aspectos morfológicos de dois sistemas adesivos autocondicionantes e um convencional. Rev Odontol UNESP. 1999; 28 (2): 385-99.
25. Delmé KI, De Moor RJ. Scanning electron microscopic evaluation of enamel and dentin surfaces after Er:YAG laser preparation and laser conditioning. Photomed Laser Surg. 2007; 25 (5): 393-401.
26. Di Francescantonio M, Aguiar TR, Araújo CTP, Paulillo LAMS, Giselle M M, Aguiar FHB. Avaliação da resistência de união ao esmalte e a dentina de diferentes sistemas adesivos com carga. Rev Odontol UNESP. 2008; 37 (11): 171-6.
27. Ergücü Z, Çelik EU, Ünlü N. Effect of Er, Cr:YSGG laser on the microtensile bond strength of two different adhesives to the sound and caries-affected dentin. Oper Dent. 2009; 34 (4): 460-6.

28. Esteves-Oliveira M, Zezell DM, Apel C, Turbino ML, Aranha AC, Gutknecht N. Bond strength of self-etching primer to bur cut, Er, Cr: YSGG and Er:YAG laser dental surfaces. *Photomed Laser Surg.* 2007; 25 (5): 373-80.
29. Fusayama T. Total etch technique and cavity isolation. *J Esthet Dent.* 1992; (4) 105-9.
30. Gwinnett AJ. Structure and composition of enamel. *Oper Dent.* 1992; (5): 10-7.
31. Hariri I, Shimada Y, Sadr A, Ichinose S, Tagami J. The effects of aging on shear bond strength and nanoleakage expression of an etch-and-rinse adhesive on human enamel and dentin. *J Adhes Dent.* 2012; 14 (3): 235-43.
32. Henostroza G. Adhesión en odontología restauradora: restauraciones directas adheridas. Curitiba: Editora Maio; 2003. cap. 8, p.195-9.
33. Hibst R, Keller U. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate. *Lasers Surg. Med* 1989; 9 (4): 338-44.
34. Inoue H, Inoue S, Uno S, Takahashi A, Koase K, Sano H. Microtensile bond strength of two single-step adhesive systems to bur-prepared dentin. *J Adhes Dent.* 2001; 3 (2): 129-36.

35. Karaaslan ES, Usumez A, Ozturk B, Cebe MA. Effect of cavity preparation techniques and diferente preheating procedures on microleakage of class V resin restorations. *Eur J Dent.* 2012; 6 (1): 87-94.
36. Kleidler MAM, Oliveira-Jr. OB. Influencia de diferentes intensidades de luz en la resistência de uni3n de um sistema adesivo utilizando un colorante fluorescente para su observacci3n. *Acta odontol Venez.* 2010; 48(1): 1-13.
37. Koibuchi H, Yasuda N, Nakabayashi N. Bonding to dentin with a self-etching primer: the effect of smear layers. *Dent Mater.* 2001; 17 (2): 122-6.
38. Koliniotou-Koumpia E, Kouros P, Kafiriannis V. Effect of cavity configuration and aging on the bonding effectiveness of six adhesives to dentin. *Dent Mater.* 2005; 21 (2): 110-24.
39. Korkmaz Y, Ozel E, Attar N, Bicer CO, Firatli E. Microleakage and scanning electron microscopy evaluation of all-in-one self-etch adhesives and their respective nanocomposites prepared by erbium:yttrium-aluminum-garnet laser and bur. *Lasers Med Sci.* 2010; 25 (4): 493-502.
40. Lenzi TL, Tedesco TK, Soares FZ, Loguercio AD, Rocha Rde O. Chlorhexidine does not increase immediate bond strength of etch-and-rinse adhesive to caries-affected dentin of primary and permanent teeth. *Braz Dent J.* 2012; 23 (4): 438-42.
41. Lizarelli RFZ, Silva PCG, Kurachi C, Porto neto ST, Bagnato VS. Estudo-piloto comparativo da microinfiltra3n *in vitro* entre os preparos cavit3rios Classe V, atrav3s da ponta diamantada em alta rota3n ou laser de Er:Yag seguido ou n3o de ataque 3cido. *JBD.* 2002; 1 (1) :33-41.

42. Macedo DR, Dorini AL, Mendonça JS. Influence of self-etching adhesive systems on shear bond strength between composite resin and Dentin. *Rev Brasil Pesq Saúde*. 2010; 12 (1): 47-51.
43. Martins GC, Franco APGO, Godoy EP, Maluf DR, Gomes OMM. Dentin-bonding agents. *RGO*. 2008; 56 (4): 429-36.
44. Mcleod ME, Price RB, Felix CM. Effect of configuration factors on shear bond strengths of self-etch adhesive systems to grounds of self-etch adhesive systems to ground enamel and dentin. *Oper Dent*. 2010; 35 (1): 84-93.
45. Mendez JC, Pabon GE, Hilgenberg SP, Garcia EJ, Arana-Correa B. Effect of water storage on microtensile bond strength of a two-step self-etch adhesive and a two-step etch-and-rinse adhesive. *Acta Odontol Latino Am*. 2012; 25 (2): 176-80.
46. Mine A, De Munck J, Vivian Cardoso M, Van Landuyt KL, Poitevin A, Kuboki T, Yoshida Y, Suzuki K, Van Meerbeek B. Enamel-smear compromises bonding by mild self-etch adhesives. *J Dent Res*. 2010; 89 (12): 1505-9.

47. Mjör IA. Microradiography of human coronal dentine: structure and reactions. *Arch Oral Med Oral Pathol.* 1972; 33 (5): 810-3.
48. Mobarak EH, El-Badrawy WH. Microshear bond strength of self-etching adhesives to caries-affected dentin identified using the dye permeability test. *J Adhes Dent.* 2012; 14 (3): 245-50.
49. Moura SK, Santos JF, Ballester RY. Morphological characterization of the tooth/adhesive interface. *Braz Dent J.* 2006; 17 (3):179-85.
50. Nakabayashi N, Ashizawa M, Nakamura M. Identification of a resin-dentin hybrid layer in vital human dentin created in vivo: Durable bonding to vital dentin. *Quintessence Int.* 1992; (23): 135-42.
51. Nakabayashi N, Nakamura M, Yasuda N. Hybrid layer as a dentin-bonding mechanism. *J Esthet Dent.* 1991; 3 (4): 133-8.
52. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. A report on a resin composition capable of bonding to human dentin surfaces. *J Dent Res.* 1956; 35(6): 846-51.
53. Nakabayashi N, Pashley DH. *Hibridização dos tecidos dentais duros.* São Paulo: Quintessence; 2000.
54. Nakajima M, Sano H, Burrow MF, et al. Tensile bond strength and SEM evaluation of caries-affected dentin using dentin adhesives. *J Dent Res.* 1995; 74(10): 1979-88.

55. Navarro RS, Gouw-Soares S, Cassoni A, Haypek P, Zezell DM, De Paula EC. The influence of erbium:yttrium-aluminum-garnet laser ablation with variable pulse width on morphology and microleakage of composite restorations. *Lasers Med Sci.* 2010; 25 (6): 881-9.
56. Nishimoto Y, Otsuki M, Yamauti M, Eguchi T, Sato Y, Foxton RM, et al. Effect of pulse duration of Er: YAG laser on dentin ablation. *Dent Mater J.* 2008; 27 (3): 433-9.
57. Oda M, Zarate-Pereira, Matson E. in vitro study of the microleakage in cavities submitted to treatment with Er:YAG laser and restored with aesthetic materials. *Pesqui Odontol Bras.* 2001; 15(4): 290-5.
58. Oliveira DC, Manhães LA, Marques MM, Matos AB. Microtensile bond strength analysis of different adhesive systems and dentin prepared with high-speed and Er:YAG laser: a comparative study. *Photomed Laser Surg.* 2005; 23 (2): 219-24.
59. Oliveira SS, Pugach MK, Hilton JF, Watanabe LG, Marshall SJ, Marshall GW Jr. The influence of the dentin smear layer on adhesion: a self-etching primer vs. a total-etch system. *Dent Mater.* 2003; 19 (8): 758-67.
60. Oliveira WJ, Pagani C, Rodrigues JR. Comparação da adesividade de dois sistemas adesivos autocondicionantes em esmalte de dentes bovinos. *Rev Fac Odontol S J dos Campos.* 2001; 4 (1): 43-50.

61. Özel Bektas Ö, Eren D, Herguner Siso S, Akin GE. Effect of thermocycling on the bond strength of composite resin to bur and laser treated composite resin. *Lasers Med Sci.* 2012; 27 (4): 723-8.
62. Paris S, Bitter K, Renz H, Hopfenmuller W. Validation of two dual fluorescence techniques for confocal microscopic visualization of resin penetration into enamel caries lesions. *Microsc Res Tech.* 2009; 72 (7): 489-94.
63. Pashley DH. Dynamics of the pulpo-dentin complex. *Crit Rev Oral Biol Med.* 1996; 7 (2): 104-33.
64. Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials *Dent Mater.* 2005; 21 (9): 864-81.
65. Pioch T, García-Godoy F, Duschner H, Koch MJ, Staehle HJ, Dörfer CE. Effect of cavity preparation instruments (oscillating or rotating) on the composite-dentin interface in primary teeth. *Dent Mater.* 2003; 19 (4): 259-63.
66. Radovic I, Vulicevic ZR, García-Godoy F. Morphological evaluation of 2- and 1-step self-etching system interfaces with dentin. *Oper Dent.* 2006; 31 (6): 710-8.

67. Ramos TM, Ramos-Oliveira TM, Moretto SG, de Freitas PM, Esteves-Oliveira M, de Paula Eduardo C. Microtensile bond strength analysis of adhesive systems to Er:YAG and Er,Cr:YSGG laser-treated dentin. *Lasers Med Sci.* 2013; 26 (12): 1-6.
68. Resende AM, Gonçalves SEP. Avaliação da infiltração marginal em dentes humanos e bovinos com dois diferentes sistemas adesivos. *Cienc Odontol Bras.* 2002; 11 (5): 38-45
69. Saboia VP, Rodrigues AL, Pimenta LA. Effect of collagen removal on shear bond strength of two single-bottle adhesive systems. *Oper Dent.* 2000; 25 (5): 395-400.
70. Semeraro S, Mezzanzanica D, Spreafico D, Gagliani MRD, Tanaka T, Sidhu SK, Sano H. Effect of different bur grinding on the bond strength of self-etching adhesives. *Oper Dent.* 2006; 31 (3): 317-23.
71. Shigetani Y, Tate Y, Okamoto A, Iwaku M, Abu-Bakr N. A study of cavity preparation by Er:YAG laser. Effects on the marginal leakage of composite resin restoration. *Dent Mater J.* 2002; 21 (3): 238-49.
72. Simas CMS, Costa EL, Alves CMC, Lopes FF, Costa JF. Substrate and type of dental adhesive's effect on microleakage in composite resin restoration. *Odontol Clín Cient* 2011; 10 (1): 43-7.
73. Souza-Zaroni WC, Seixas LC, Ciccone-Nogueira JC, Chimello DT, Palma-DibbRG. Tensile bond strength of different adhesive systems to enamel and dentin. *Braz Dent J.* 2007; 18 (2): 124-8.

74. Susin AH, Vasconcellos WA, Saad JR, Oliveira Junior OB. Tensile bond strength of self-etching versus total etching adhesive systems under different dentinal substrate conditions. *Braz Oral Res.* 2007; 21 (1): 81-6.
75. Takeyama M. Studies on dental self-curing resins (17), adhesion of PMMA with bovine enamel or dental alloy. *Shika Rikogaku Zasshi.* 1978; (19): 179-85 apud Nakabayashi N, Nakamura M, Yasuda N. Hybrid layer as dentin bonding mechanism. *J Esthet Dent* 1991; 3(4): 133-8.
76. Tay FR, Pashley DH. Aggressiveness of contemporary self-etching systems.I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dent Mater.* 2000; 17 (4): 296-308.
77. Tonami K, Takahashi H, kato J, Nakano F, Nishimura F, Takagi Y, Kurosaki N. Effects of laser irradiation on tensile strength of bovine dentin. *Photomed Laser Surg.* 2005; 23 (3): 278-83.
78. Van Meerbeek B, Inokoshi S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *J Dent Res.* 1992; 71 (8): 1530-40.
79. Vasconcellos WA, Farias RF, Campos NM, Moura AS, Susin AH. Tensile bond strength of self-etching versus total-etching adhesive systems at dentin. *Arq Bras Odontol* 2007; 3 (1):11-6.
80. Watanabe I, Nakabayashi N. Bonding durability of photocured phenyl-P in TEGDMA to smear layer-retained bovine dentin. *Quintessence Int.* 1993; 24 (5): 335-42.

81. Watanabe I, Nakabayashi N, Pashley DH. Bonding to ground dentin by a phenyl-P self-etching primer. *J Dent Res.* 1994; 73 (6): 1212-20.
82. Yoshiyama M, Urayama A, Kimochi T, Pashley DH. Comparison of conventional vs self-etching adhesives bonds to caries-affected dentin. *Oper Dent.* 2000; 25 (3): 163-9.
83. Yousry MM, ElNaga AA, Hafez RM, El-Badrawy W. Microshear bond strength and interfacial morphology of etch-and-rinse and self-etch adhesive systems to superficial and deep dentin. *Quintessence Int.* 2011; 42 (9): e96-e106.

Autorizo a reprodução deste trabalho  
(Direitos de publicação reservados ao autor)

Araraquara,

ALINE DE OLIVEIRA GONÇALVES

## AUTORIZAÇÃO PARCIAL

**Nome do autor:** Aline de Oliveira Gonçalves

**CPF:** 22301965880 **Telefone:** ( 16 ) 81194287

**E-mail do autor:** [alineogoncalves@hotmail.com](mailto:alineogoncalves@hotmail.com)

Autoriza a divulgação deste endereço eletrônico na C@thedra?     Sim     Não

**Dissertação de Mestrado**

**Tese de Doutorado**

**Tese de Livre-Docência**

**Título: EFEITO DO LASER ER:YAG E PONTA DIAMANTADA NA MORFOLOGIA DA CAMADA HÍBRIDA OBTIDA COM UM ADESIVO AUTOCONDICIONANTE. RESISTÊNCIA DE UNIÃO AO MICROCISALHAMENTO. ANÁLISE POR MEV E MLCF**

**Palavras-chave:**

Preparo de cavidade dentária, Microscopia confocal, Lasers, Microscopia eletrônica de varredura, Camada de esfregaço, Adesivos dentinários.

**Campus:** Faculdade de Odontologia de Araraquara

**Programa de Pós-Graduação:** Ciências Odontológicas

**Área de Concentração:** Dentística Restauradora

**Linha de Pesquisa:** Sistemas Adesivos

**Orientador:** Dr. Osmir Batista Oliveira Junior

**Co-orientador:** \_\_\_\_\_

**Banca:** Dr. Osmir Batista Oliveira Junior, Dra. Mírian Lacalle Turbino, Dr. Edson Alves de Campos

**Data da defesa:** 26/03/2013

**(x ) AUTORIZO** a Universidade Estadual Paulista (UNESP), a publicar em ambiente digital institucional, sem ressarcimento dos direitos autorais, o texto parcial (resumo, introdução e conclusão) da obra acima citada, em formato PDF, até a data \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_ após este período o arquivo poderá ser inserido na íntegra a título de divulgação da produção científica gerada pela Universidade, em conformidade com o estabelecido pela CAPES (**PORTARIA No- 13, DE 15 DE FEVEREIRO DE 2006**).

Data: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_.

\_\_\_\_\_  
Assinatura do(a) autor(a)

**OBS.: Preencher este Termo em duas vias assinadas. A primeira, permanece na Seção de Pós-graduação e a segunda será encaminhada à Biblioteca da Unidade juntamente com o arquivo eletrônico em formato PDF.**

**O ARQUIVO PDF NÃO DEVERÁ CONTER SENHA DE PROTEÇÃO**