



DAPHNE CAMARA BARCELLOS

**ESTUDO LONGITUDINAL DA RESISTÊNCIA ADESIVA AOS
SUBSTRATOS DENTÁRIOS DE SISTEMAS ADESIVOS
ASSOCIADOS OU NÃO AO Nd:YAG *LASER***

2013

DAPHNE CAMARA BARCELLOS

**ESTUDO LONGITUDINAL DA RESISTÊNCIA ADESIVA AOS
SUBSTRATOS DENTÁRIOS DE SISTEMAS ADESIVOS ASSOCIADOS
OU NÃO AO Nd:YAG LASER**

Tese apresentada ao curso de Odontologia do Instituto de Ciência e Tecnologia, UNESP - Univ Estadual Paulista, Campus de São José dos Campos, como parte dos requisitos para a obtenção do título de DOUTOR, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Especialidade Dentística.

Orientador: Prof. Adj. Sérgio Eduardo de Paiva Gonçalves

São José dos Campos

2013

BANCA EXAMINADORA

Prof. Adj. Sérgio Eduardo de Paiva Gonçalves (Orientador)

Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos
UNESP - Univ Estadual Paulista

Prof. Dr. César Rogério Pucci

Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos
UNESP - Univ Estadual Paulista

Prof. Dr. Ricardo Scarparo Navarro

Instituto de Engenharia Biomédica
UNICASTELO - Univ Camilo Castelo Branco

Profa. Dra. Alessandra Nara de Souza Rastelli

Faculdade de Odontologia de Araraquara
UNESP - Univ Estadual Paulista

Profa. Dra. Maria Filomena Rocha Lima Huhtala

Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos
UNESP - Univ Estadual Paulista

São José dos Campos, 13 de agosto de 2013.

DEDICATÓRIA

*Ao meu marido, **Erasm**o de Souza Persici, pelo amor, carinho, paciência e dedicação.*

*Aos meus filhos **Sara Barcellos Persici e Pedro Barcellos Persici**, que são a luz da minha vida.*

*Aos meus pais, **Paulo Sérgio Alves Barcellos e Ilma Câmara Barcellos**, pelo amor, incentivo, confiança, carinho, apoio e dedicação.*

*Aos meus irmãos, **Daniel, Diana, Denise, Débora, Deise e Judá** pelo carinho, incentivo, confiança e alegria mesmo nos momentos mais difíceis.*

*As minhas avós **Ely e Léa**, e tia avó **Elvira**, pelo carinho, incentivo, confiança e dedicação.*

Com carinho, dedico este trabalho.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao Pai Santíssimo, por abençoar todos os passos dessa jornada.

À minha família, por tanto amor, apoio e compreensão durante esses três anos de doutorado.

Ao meu marido, Erasmo de Souza Persici, pelo apoio em todas as fases dessa caminhada, sem você eu não teria conseguido.

À minha filha Sara que nasceu no início dessa jornada, e ao meu filho Pedro que nasceu no final dessa jornada, que mudaram o meu mundo.

Ao meu orientador Prof. Adj. Sérgio Eduardo de Paiva Gonçalves, pelos ensinamentos, motivação, dedicação e pelo apoio.

Ao meu amigo Prof. Dr. César Rogério Pucci, pelos ensinamentos, disposição, ajuda, amizade, dedicação e paciência.

Aos Professores Carlos Rocha Gomes Torres, Alessandra Buhler Borges, Taciana Marco Ferraz Caneppele, Eduardo Bresciane, Ana Paula Martins Gomes, Maria Amélia Máximo de Araújo, Márcia Carneiro Valera e Cláudio Talge pelo convívio fraterno, amizade, ajuda e apoio.

À minha querida amiga e irmã Graziela Ribeiro Batista, pela maravilhosa amizade, apoio e colaboração na realização da pesquisa, sem você eu

não conseguiria realizar essa pesquisa. O doutorado não seria o mesmo sem você ao meu lado.

Às minhas colegas e amigas de pós-graduação Patrícia Rondon Pleffken, Luciana Thives, Natalia Gutierrez, Priscila Hollenben, Maria Beatriz Kamozaqi, Beatriz Maria Fonseca, Letícia Perote, Tânia Mara da Silva, Heleine Rêgo, pela amizade, ajuda, carinho e disposição.

Às funcionárias do Departamento de Odontologia Restauradora e às companheiras Fernanda Maria de Brito Cunha e Josiana Maria Alves Carneiro, pela amizade, ajuda e apoio.

Muito Obrigada!

AGRADECIMENTOS

À Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, na pessoa do diretor do Instituto de Ciência e tecnologia de São José dos Campos, Prof. Carlos Augusto Pavanelli e do vice-diretor Prof. Estevão Tomomitsu Kimpara.

Ao Programa de Pós-graduação em Odontologia Restauradora, na pessoa da coordenadora Profa. Titular Márcia Carneiro Valera.

Ao Departamento de Odontologia Restauradora, na pessoa de Chefe de departamento Profa. Dra. Maria Filomena Rocha Lima Huhtala.

Aos docentes do Programa de Pós-graduação em Odontologia Restauradora.

À seção de Pós-Graduação.

Aos secretários do curso de pós-graduação Erena, Rosemary e Bruno pelos esclarecimentos e colaboração.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pela concessão da bolsa.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) pela concessão da bolsa.

*Às funcionárias do Departamento de Odontologia Restauradora:
Clélia Aparecida de P. Martins, Eliane Wenzel B. Silveira, Fernanda Maria de
Brito Cunha, Josiana Maria Alves Carneiro, Rosângela da Silva de Melo, pela
amizade, ajuda e apoio.*

*Ao Prof. Ivan Balducci por todos os ensinamentos de análise
estatística e disposição em todos os momentos.*

Muito Obrigada!

“Tudo o que fizerem, seja em palavra seja em ação, façam-no em nome do Senhor Jesus, dando por meio dele graças a Deus Pai.”

Colossenses 3: 14-17

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	11
RESUMO	14
ABSTRACT	16
1 INTRODUÇÃO	18
2 REVISÃO DE LITERATURA	23
2.1 Adesão	23
2.2 Nd:YAG <i>Laser</i>	53
2.3 Resistência à adesão pelo teste de microtração	78
3 PROPOSIÇÃO	86
4 MATERIAL E MÉTODOS	87
4.1 Aspectos éticos	87
4.2 Adequação e preparo dos dentes	87
4.2.1 Espécimes para teste em esmalte	88
4.2.2 Espécimes para teste em dentina.....	89
4.3 Divisão dos grupos	92
4.4 Características do <i>Laser</i> e da técnica de irradiação	98
4.4.1 Cálculo da densidade de energia.....	99
4.5 Inserção e polimerização da resina composta	102
4.6 Teste de resistência à microtração	103
4.7 Planejamento estatístico	107

4.7.1 Planejamento experimental.....	107
4.7.2 Análise dos dados.....	107
4.8 Preparo para microscopia eletrônica de varredura	108
5 RESULTADOS	110
5.1 Substrato esmalte.....	110
5.1.1 Estatística descritiva	110
5.1.2 Estatística inferencial	112
5.2 Substrato dentina.....	115
5.2.1 Estatística descritiva	115
5.2.2 Estatística inferencial	117
5.3 Análise do tipo de fratura.....	121
5.4 Análise complementar da camada híbrida	123
6 DISCUSSÃO.....	132
6.1 Da metodologia	132
6.2 Dos resultados	140
6.2.1 Substrato esmalte	143
6.2.2 Substrato dentina.....	153
6.3 Considerações Gerais	162
7 CONCLUSÃO	164
8 REFERÊNCIAS	166
ANEXOS.....	183

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ANOVA	= Análise de variância
Au-Pd	= Ouro-paládio
BIS-GMA	= bisfenol glicidil metacrilato
Bis-HEMA	= bisfenol A dimetacrilato etoxilado
cm	= centímetro
cm ²	= centímetro quadrado
CO ₂	= Dióxido de carbono
CO ₃	= Carbonato
EDS	= Energia dispersiva de raios X
EDTA	= Ácido etilenodiaminotetracético
Er:YAG	= <i>Laser</i> de Érbio: Ítrio-Alumínio-Granada
FTIR	= Microespectroscopia de infravermelho por transmissão transformada de Fourier
H ⁺	= íon hidrogênio
HEMA	= 2 hidroxietil metacrilato
Ho:YAG	= <i>Laser</i> de Hólmio: Ítrio-Alumínio-Granada
Hz	= Hertz
ISO/TR	= <i>International Organization for Standardization/Technical</i>

Report

J	= Joule
J/cm ²	= Joule por centímetro quadrado
Ka	= constante de ionização
Kg	= Quilograma
Kgf	= Quilograma força
kHz	= QuiloHertz
KV	= QuiloVolt
kW	= QuiloWatts
µl	= Microlitros
<i>LASER</i>	= Amplificação de luz por emissão estimulada da radiação
µm	= Micrometro
MDP	= 10-Metacrilato dihidrogênio fosfato
MET	= Microscopia eletrônica de transmissão
4-META	= 4-metacriloxietil trimelitato anidrido
MEV	= Microscopia eletrônica de varredura
mJ	= Mile Joule
mJ/pulso	= Mile Joule por pulso
mm	= Milímetro
mm ²	= Milímetro quadrado
MMA/TBB-O	= Metilmetacrilato tri-n-butil-borano oxidizado

MPa	= Mega Pascal
ms	= Milisegundos
N	= Newton
Nd:YAG	= <i>Laser</i> de Neodímio: Ítrio-Alumínio-Granada
Nd:YLF	= <i>Laser</i> de Neodímio: Ítrio-Lítio-Flúor
nm	= Nanômetro
NPG-GMA	= N-fenilglicina e glicidil- metacrilato
ns	= Nanossegundos
° C	= Grau Celsius
pH	= potencial Hidrogeniônico
Phenyl-P	= Fenil fosfato
pps	= Pulsos por segundo
µs	= Microsegundos
SiC	= carboneto de Silício
UDMA	= uretano dimetacrilato
W	= Watt
W/cm ²	= Watt por centímetro quadrado
λ	= comprimento de onda

Barcellos DC. Estudo longitudinal da resistência adesiva aos substratos dentários de sistemas adesivos associados ou não ao Nd:YAG *Laser* [tese]. São José dos Campos (SP): Instituto de Ciência e Tecnologia, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2013.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar a resistência de união dos sistemas adesivos Clearfil SE Bond (CL) e Single Bond (SB) ao esmalte e dentina, em função da associação ou não do Nd:YAG *Laser* e do tempo de armazenagem (24 h e 12 meses). Foram utilizados 240 dentes bovinos com superfícies de esmalte ou dentina planificadas, que foram divididos em 4 grupos (n = 15) para cada substrato, de acordo com o sistema adesivo e a técnica: G1 (Controle) - CL + fotopolimerização; G2 (Controle) - SB + fotopolimerização; G3 (Experimental/*Laser*) - CL + Nd:YAG *Laser* + fotopolimerização; G4 (Experimental/*Laser*) - SB + Nd:YAG *Laser* + fotopolimerização. Para o esmalte, foi utilizada a densidade de energia = 174,16 J/cm² e, para a dentina, a densidade de energia = 149,28 J/cm² do Nd:YAG *Laser*. Foram confeccionadas restaurações de resina composta Z-350. Após armazenagem de 24 h ou 12 meses em água destilada à 37° C, foram realizadas as secções nos dentes para obtenção de amostras com área adesiva de aproximadamente 1 mm², seguido de teste de microtração. Para cada substrato, foi realizado o teste estatístico ANOVA três fatores (Sistema adesivo X Técnica X Tempo de armazenagem), seguido do Teste de Tukey ($\alpha = 5\%$). Foi realizada MEV para análise complementar da interface adesiva. Para o esmalte, foram observadas diferenças significantes para a interação entre Tipo de adesivo X Técnica e Técnica X Tempo de armazenagem. Os valores de média em MPa (\pm Desvio-padrão) para a interação entre Tipo de adesivo X Técnica: SB/Controle = 35,78 (\pm 6,04)a; SB/*Laser* = 26,40 (\pm 7,25)b; CL/Controle = 26,32 (\pm 5,71)b; CL/*Laser* = 23,90 (\pm 7,49)b. Os valores de média em MPa (\pm Desvio-padrão) para a interação entre Técnica X Tempo de armazenagem: Controle/24h = 32,58 (\pm 6,49)a; Controle/12 meses = 29,52 (\pm 8,38)a; *Laser*/24h = 29,37 (\pm 5,71)a; *Laser*/12 meses = 20,92 (\pm 6,5)b. Para a dentina, foram observadas diferenças significantes para a interação entre Técnica X Tempo de armazenagem e Tipo de adesivo X Técnica X Tempo de armazenagem. Os valores de média em MPa (\pm Desvio-padrão) para a interação entre Tipo de adesivo X Técnica X

Tempo de armazenagem: SB/Controle/24h = 34,05 (\pm 6,14)a; CL/Controle/24h = 32,12 (\pm 5,26)a; SB/Laser/24h: 30,54 (\pm 5,94)a; CL/Laser/24h: 29,45 (\pm 5,11)a; SB/Controle/12 meses = 29,36 (\pm 5,57)a; CL/Controle/12 meses = 29,09 (\pm 8,84)a; SB/Laser/12 meses = 22,06 (\pm 3,77)b; CL/Laser/12 meses = 13,35 (\pm 3,35)c. As análises de MEV foram observadas áreas de degradação da interface adesiva potencializada nas amostras que foram submetidas à irradiação com Nd:YAG Laser e armazenadas por 12 meses em água destilada. A técnica de irradiação do Nd:YAG Laser sobre o esmalte e dentina impregnados com adesivo não polimerizado reduziu significativamente a resistência de união longitudinal.

Palavras-chave: Esmalte. Dentina. Adesivos. Resistência à tração. Laser.

Barcellos DC. Longitudinal study of bond strength to the dental substrates of adhesive systems with or without the Nd: YAG Laser [thesis]. São José dos Campos (SP): Institute of Science and Technology, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2013.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the bond strength of Clearfil SE Bond (CL) and Single Bond (SB) adhesive systems to enamel and dentin, depending on whether association with Nd: YAG Laser and storage time (24 h and 12 months). A total of 240 bovine teeth with enamel or dentin surfaces planned were prepared, which were divided into 4 groups (n = 15) for each substrate, according to the adhesive system and technique: G1 (control) - CL + photopolymerization; G2 (Control) - SB + photopolymerization; G3 (Experimental/Laser) - CL + Nd: YAG Laser + photopolymerization; G4 (Experimental/Laser) - SB + Nd: YAG Laser + photopolymerization. To the enamel, was used energy density = 174.16 J/cm² and for dentine, energy density = 149.28 J/cm² of Nd: YAG Laser. Composite restorations were fabricated (Filtek Z-350). After storage for 24 h or 12 months in distilled water at 37 ° C, the sections were performed on teeth to obtainment sticks with an area of about 1 mm² adhesive interface, followed by microtensile test. For each substrate, we performed a three-way ANOVA (adhesive X Technical X Storage time), followed by the Tukey test ($\alpha = 5\%$). SEM analysis was performed to supplement the adhesive interface. For enamel, significant differences were observed for interaction factors Adhesive X Technique and Technique X Storage time. The mean values in MPa (\pm standard deviation) for interaction factor Adhesive X Technique: SB / Control = 35.78 (\pm 6.04) a; SB / Laser = 26.40 (\pm 7.25) b, CL / Control = 26.32 (\pm 5.71) b, CL / Laser = 23.90 (\pm 7.49) b. The mean values in MPa (\pm standard deviation) for interaction factor Technique X Storage time: Control/24h = 32.58 (\pm 6.49)a; Control/12 months = 29.52 (\pm 8.38)a; Laser/24h = 29.37 (\pm 5.71)a; Laser/12 months = 20.92 (\pm 6.5)b. For dentin, significant differences were observed for interaction factors Technique X Storage time and Adhesive X Technique X Storage time. The mean values in MPa (\pm standard deviation) for the interaction between Adhesive X Technique X Storage time: SB/Control/24h = 34.05 (\pm 6.14) a; CL/Control/24h = 32.12 (\pm 5.26) a; SB/Laser/24h: 30.54 (\pm 5.94) a; CL/Laser/24h: 29.45 (\pm 5.11) a; SB/Control/12 months = 29.36 (\pm 5.57) a; CL/Control/12 months = 29.09 (\pm 8.84) a; SB/Laser/12 months = 22.06 (\pm 3.77) b, CL / Laser/12 months = 13.35 (\pm 3.35) c. Areas of micromorphological alterations on lased samples were evident after 12 months water storage under SEM. Bond

strength decreased when irradiation of enamel and dentin with the Nd:YAG Laser through the uncured adhesives was stored in water for 12 months.

Keywords: Enamel. Dentin. Adhesive. Tensile strength. Laser.

1 INTRODUÇÃO

Atualmente, a Odontologia atravessa o período da era adesiva, iniciada em 1955, quando Buonocore realizou o condicionamento na superfície do esmalte dental com ácido fosfórico a 85%, promovendo descalcificação ácida e microrretenções nessa superfície, que aperfeiçoaram a resistência de união entre estrutura dental e resinas acrílicas. Posteriormente, Bowen (1965), realizou um estudo com o objetivo de aperfeiçoar a resistência adesiva entre e os substratos dentais e monômeros ativos de superfície, que possuíam componentes hidrofóbicos e hidrofílicos, os quais demonstraram bons resultados de resistência de união entre esses monômeros e os substratos dentais.

No ano de 1979, Fusayama et al. propuseram o condicionamento da dentina com ácido fosfórico à 40% por 1 min, removendo completamente a *smear layer* e expondo as fibras colágenas, promovendo a formação de uma região mista subjacente à interface adesiva, com infiltração do monômero no interior da dentina desmineralizada, denominada camada híbrida, postulada por Nakabayashi et al. (1982). A camada híbrida é descrita como uma infiltração os monômeros resinosos hidrofóbicos e hidrofílicos nas superfícies de dentina condicionadas reforçando esse substrato (Nakabayashi et al., 1982), sendo, portanto, hoje o principal mecanismo de retenção dos sistemas adesivos à dentina (Nakabayashi et al., 1982; Van Meerbeek et al., 1992; Pashley et al., 1993).

Enquanto os sistemas adesivos apresentaram excelente desempenho no substrato esmalte, na superfície dentinária o desempenho era precário, devido às características histológicas e estruturais da dentina, muito diferentes do esmalte. A dentina contém uma

umidade intrínseca própria, pois é formada de túbulos dentinários, que contém em seu interior o fluído dentinário. Além disso, os túbulos dentinários se irradiam a partir da polpa, e quanto mais próximo da polpa, maior a permeabilidade do tecido dentinário (Pashley, 1984).

Devido à característica de umidade intrínseca da dentina, surgiram no mercado odontológico sistemas adesivos com propriedades hidrofílicas, favorecendo a adesão resina/dentina e aumentando a resistência de união entre os mesmos. Entretanto, a técnica de condicionamento ácido apresenta algumas particularidades:

- a) O condicionamento excessivo com ácido fosfórico (35-37%), ou sobrecondicionamento, possibilita a formação de uma zona profunda de dentina desmineralizada. O adesivo pode não se infiltrar por toda área descalcificada, originando uma camada híbrida com regiões de fibras colágenas expostas, fragilizadas e mais suscetíveis à hidrólise, conhecida como zona de fragilidade (Pashley et al., 1993; Sano et al., 1994b);
- b) A manutenção da umidade dentinária ideal após o condicionamento ácido é crítica, pois o ressecamento demasiado pode ocasionar colapso das fibras colágenas, enquanto que o excesso de água residual sobre a dentina pode contribuir para a separação de fases do sistema adesivo no momento da aplicação (Park et al., 2009; Ye et al., 2009) ou para a degradação longitudinal da restauração (Tay et al., 1996).

Na tentativa de minimizar tais inconvenientes, Watanabe et al. (1994) desenvolveram os sistemas adesivos autocondicionantes,

que se baseiam na modificação e incorporação da *smear layer* no processo adesivo. Tais sistemas adesivos são compostos de monômeros resinosos ácidos que promovem, simultaneamente, a desmineralização da dentina superficial e a infiltração da resina adesiva no tecido dentinário. Assim, os sistemas adesivos autocondicionantes reduzem a possibilidade de formação de áreas de colágeno desmineralizado e desprotegido pelo agente adesivo, reduzem os passos clínicos eliminando as etapas de condicionamento ácido e lavagem, e reduzem a sensibilidade de técnica com relação à manutenção da umidade dentinária (Perdigão et al., 1997; Kugel, Ferrari, 2000; Yoshida et al., 2004). Adicionalmente, estudos morfológicos da superfície de esmalte demonstraram que a aplicação de alguns *primers* autocondicionantes não promove o mesmo padrão de condicionamento quando comparado à aplicação do ácido fosfórico, consequentemente reduzindo a resistência de união entre resina/esmalte, sendo muito controversa a sua utilização em áreas com boa disponibilidade de esmalte (Pashley, Tay, 2001; Moura et al., 2006; Rotta et al., 2007).

Novas alternativas para aperfeiçoar o padrão de adesão têm sido exaustivamente estudadas no mundo. A utilização do *Laser* de alta potência de Nd:YAG (Neodímio: Ítrio-Alumínio-Granada) com o objetivo de melhorar a qualidade das superfícies dentais ou substituir o condicionamento ácido, na maioria das vezes resultou em redução da resistência adesiva (Eduardo et al., 1995; Ariyaratnam et al., 1997; Eduardo et al., 1997; Schaller et al., 1997). No esmalte dental, o Nd:YAG *Laser* reduz a quantidade de água, substâncias orgânicas e carbonato desse substrato (Oho, Morioka, 1988), aumenta a resistência do tecido a desmineralização (Yamamoto, Sato, 1980), promove formação de crateras e áreas superficiais de ressolidificação de cristais de hidroxiapatita (Myers, 1990) e formação de superfície derretida e recristalizada em forma de lava (Eduardo et al., 1995). Na dentina, o Nd:YAG *Laser* promove a desorganização da *smear layer* e fusão e

recristalização dos *plugs* dentinários e da dentina circundante (Dederich et al., 1984), promove formação de crateras e depressões, áreas de carbonização e alterações estruturais dos túbulos dentinários (Myers, 1990), reduz a permeabilidade dentinária (Goodis et al., 1997), e aumento da resistência ao condicionamento ácido (Schaller et al., 1997).

Para tanto, no ano 1999, Gonçalves et al. desenvolveram uma técnica de irradiação do Nd:YLF *Laser* (Neodímio: Ítrio-Lítio-Flúor), sobre a dentina, após o condicionamento com ácido fosfórico e aplicação do adesivo, entretanto, previamente à polimerização deste. Os autores observaram a fusão e recristalização da hidroxiapatita dentinária em presença de monômeros resinosos, resultando num substrato mais resistente e com maior afinidade química ao processo de adesão. Os autores ainda observaram aumento da resistência adesiva ao teste de cisalhamento e comprovaram a recristalização da dentina por difração de raios X. Diante disso os autores especularam a correlação entre o aperfeiçoamento das propriedades mecânicas da camada híbrida e o tratamento da dentina com Nd:YAG *Laser*. Posteriormente, diversos autores também observaram que o pré-tratamento dentinário com o Nd:YAG *Laser* após a aplicação do sistema adesivo e previamente a sua polimerização significativamente aumenta a resistência de união (Matos et al., 1999; Matos et al., 2000; Franke et al., 2006; Arisu et al., 2011; Marimoto et al., 2013; Ribeiro et al., 2013), podendo, conseqüentemente, otimizar a longevidade da restauração.

Atualmente, uma das maiores limitações das restaurações adesivas é a degradação da camada adesiva ao longo do tempo, deflagrando diversos estudos que procuram alternativas para solucionar essa limitação. A degradação ocorre devido à ação solubilizadora de água presente no fluido dentinário e na saliva sobre os polímeros resinosos, promovendo a separação das cadeias poliméricas e diminuindo as propriedades mecânicas do sistema adesivo e da união dente/restauração (Park et al., 2009; Abdalla, 2010). Outro possível fator etiológico da

hidrólise seria a incompleta infiltração dos monômeros na dentina descalcificada, originando uma camada híbrida com regiões de fibras colágenas expostas, fragilizadas e mais suscetíveis à degradação e hidrólise (Sano et al., 1994b; Santerre et al., 2001; Hashimoto et al., 2003a; Breschi et al., 2008). A matriz orgânica dentinária possui enzimas proteolíticas capazes de degradar tais fibras colágenas desprotegidas após o processo de desmineralização pelo condicionamento ácido e não infiltradas pelos monômeros adesivos (De Munck et al., 2003). Adicionalmente, a presença de solventes residuais devido à evaporação incompleta dos mesmos pode contribuir para a formação de uma zona hipertônica na interface adesiva, aumentando sua hidrofília e acelerando o processo de degradação (Tay et al., 2004). Ainda, distribuição não homogênea do sistema adesivo sobre o substrato dentinário pode ocasionar uma polimerização insuficiente ou não adequada dos monômeros infiltrados, afetando a estabilidade longitudinal mecânica e química da camada híbrida formada (Eliades et al., 2001).

A adesão sobre o esmalte readquire importância na medida em que os sistemas autocondicionantes não mostram sobre ele os mesmos resultados alcançados em dentina.

A alta complexidade das relações entre os diferentes sistemas adesivos e tecidos dentários, a diversidade técnica disponível atualmente, e a degradação longitudinal da adesão, estimulam novas possibilidades de associações das técnicas em busca de uma maior estabilidade adesiva. Portanto, estudos longitudinais para avaliar esta resistência de união se fazem necessários, sobretudo quando se utilizam novas propostas, como a técnica desenvolvida por Gonçalves et al. (1999) de irradiação com Nd:YAG *Laser* após aplicação do sistema adesivo, previamente a sua fotopolimerização.

2 REVISÃO DE LITERATURA

A elaboração desta revisão de literatura objetiva abordar a resistência adesiva aos substratos dentários (esmalte e dentina), particularmente aos substratos dentários modificados pelo uso do Nd:YAG *Laser* e estudos de resistência adesiva longitudinais, considerando as mais relevantes pesquisas que precederam este estudo. Para melhor compreensão do assunto, esta revisão será subdividida em 3 tópicos de maior interesse: Adesão; Nd:YAG *Laser* e Resistência adesiva pelo teste de microtração.

2.1 Adesão

A era adesiva da Odontologia iniciou-se em 1955, quando Buonocore realizou um tratamento no esmalte dental das faces vestibulares de incisivos e pré-molares de voluntários humanos com ácido fosfórico a 85% e com reagente de fosfomolibdato diluído a 50% contendo tungstato de sódio associado à solução de ácido oxálico a 10% para aperfeiçoar a adesão da resina acrílica a esse substrato. Em seguida, o autor solicitava que os voluntários retornassem as suas atividades rotineiras e o autor acompanhou a longevidade da resina acrílica aderida

ao esmalte por um tempo de 24 h. O autor observou um aumento significativo da resistência adesiva ao substrato esmalte quando esse foi tratado por 30 s com ácido fosfórico a 85% comparado às amostras controle, que não recebiam tratamento prévio. O autor concluiu que esse tratamento promoveu microporosidades na superfície do esmalte, aumentando sua área superficial e a capacidade de umedecimento da superfície, permitindo a infiltração e a adesão mecânica da resina acrílica com a superfície do esmalte.

No ano seguinte, Brudevold et al. (1956) realizaram um estudo com o objetivo de observar a adesão entre resina acrílica e o substrato dentinário de dentes humanos após o tratamento prévio da superfície com ácido hidrocloreídrico à 7% por 1 min. Em seguida, aplicaram um adesivo dentinário à base de ácido glicerofosfórico metacrilato, e, após a sua polimerização, resina acrílica. Os espécimes foram armazenados em água por 5 meses, em seguida, foram submetidos ao teste de tração. Os autores observaram que o tratamento prévio do esmalte com o ácido hidrocloreídrico a 7% por 1 min aumentava significativamente a resistência de união entre a resina acrílica e o substrato dentinário quando comparado ao controle, que não realizava tratamento prévio do substrato, sendo os valores de resistência de união praticamente o dobro em relação ao controle. Entretanto, a resistência de união do substrato dentinário era inferior à obtida pelo substrato esmalte condicionado. Os autores observaram também que o armazenamento em água reduziu a resistência de união, sem, entretanto, eliminá-la, tanto para os espécimes que realizaram o tratamento prévio com ácido quanto para os espécimes controle. Baseado nos resultados foi sugerido que a diferença entre a resistência de união e a longevidade da resina pode ser associada às características intrínsecas de suas propriedades físicas e químicas.

Bowen, em 1965, realizou um estudo com o objetivo de aperfeiçoar a resistência adesiva entre e os substratos esmalte e dentina e fluorapatita e os materiais restauradores, utilizando o co-mônômero ativador de superfície n-fenilglicina e glicidil metacrilato (NPG-GMA). O autor desgastou as superfícies oclusais de molares humanos para obter espécimes em dentina, desgastou a face vestibular de dentes anteriores humanos para obter espécimes em substrato esmalte e selecionou fluorapatita na forma de cristais, pois a mesma assemelha-se à hidroxiapatita do esmalte e dentina sem apresentar a parte orgânica. O autor observou que o NPG-GMA em etanol absoluto em concentrações de 1,5% e 10% poderia ser considerado ótimo, aumentando significativamente a resistência adesiva entre os materiais restauradores e os substratos esmalte e dentina e fluorapatita comparado ao controle, que não realizou tratamento prévio. Adicionalmente, a solução de ácido etileno diamina tetra acético (EDTA) à concentração de 10% neutralizada com hidróxido de cálcio aumentou a resistência de união entre os materiais restauradores e os substratos esmalte e dentina e fluorapatita. O autor também observou que o reforço de sílica fundida tratada com vinil silano na formulação do adesivo resinoso aperfeiçoava a resistência adesiva. O autor concluiu que o condicionamento prévio da superfície deveria ser associado à aplicação de um adesivo resinoso antes da resina composta para conseguir uma melhoria da adesão.

No ano de 1968, Buonocore et al. realizaram um estudo para observar a penetração de resinas e adesivos na superfície do esmalte dental humano e determinar a relação entre essa penetração e o aumento da resistência adesiva. Os autores utilizaram molares e pré-molares humanos que foram limpos e submetidos à profilaxia com pedrapomes e água. Em seguida, realizaram o condicionamento prévio por 1 min com ácido fosfórico à concentração de 50% associado ao óxido de zinco, à concentração de 7% por peso, da superfície do esmalte. Em

seguida, aplicaram o corante fucsina básica e sulfato radioativo na interface resina/esmalte. Após análise microscópica da interface adesiva, os autores observaram que, nas superfícies de esmalte que não realizaram condicionamento ácido prévio, houve infiltração do mesmo na interface resina/esmalte, e nas superfícies de esmalte condicionadas previamente, não houve infiltração do corante e do radioisótopo na interface. Em análise microscópica, os autores observaram projeções resinosas (*tags*) de 25 µm, provavelmente formados pela penetração do material resinoso nas porosidades formadas pelo condicionamento ácido sobre o substrato esmalte. Os autores sugeriram uma reação química entre a superfície do substrato esmalte e o material resinoso e que a presença de *tags* poderia ser relacionada ao aumento da resistência adesiva. Adicionalmente, fatores como composição química e reatividade, tensão superficial, variações dimensionais, viscosidade e presença de grupo polar dos materiais resinosos poderiam interferir nos valores de resistência e da longevidade da união formada.

Fusayama et al. (1979) realizaram uma pesquisa com o objetivo de avaliar a resistência de união entre um novo sistema adesivo Clearfil Bond System-F (Kuraray Medical Inc.) e o substrato dental esmalte e o substrato dentinário hígido e cariado, submetidos ao tratamento prévio de condicionamento ácido ou não. Para espécimes em esmalte, os autores desgastaram as superfícies de esmalte de dentes anteriores humanos até obter uma superfície plana, e para os espécimes em dentina, os autores desgastaram as superfícies oclusais de molares humanos até obter superfície plana em dentina. Os autores realizaram condicionamento dos substratos dentais com ácido fosfórico a 40% por 1 min ou não. Em seguida, foram aplicados os adesivos Clearfil Bond System-F (Kuraray Medical Inc.), Adaptic Total System (Johnson & Johnson), Concise Enamel Bond (3M ESPE) e Palakan (Kulzer) e, posteriormente resinas compostas. Os espécimes foram armazenados por

até 3 meses, seguido do teste de resistência adesiva. Os autores observaram que: todos os materiais testados foram significativamente adesivos ao esmalte e dentina; o sistema adesivo Clearfil Bond System-F apresentou resistência de união superior aos demais; o condicionamento ácido total prévio aumentou significativamente o valor de resistência de união comparado aos dentes que não receberam condicionamento ácido prévio; a armazenagem não resultou em variação significativa de resistência adesiva.

No ano de 1982, Nakabayashi et al. descreveram a formação da camada híbrida. Os autores realizaram um estudo utilizando os monômeros resinosos hidrofóbicos e hidrofílicos denominado 4-metacriloxietil trimetacrilato anidro (4-META)/metil metacrilato-tri-n-butil borano oxidizado (MMA/TBB-O) para melhoria da resistência de adesão dos substratos dentais esmalte e dentina condicionados por ácidos. Os autores realizaram o condicionamento prévio das superfícies de esmalte e dentina de dentes bovinos com o agente condicionador composto de cloreto férrico a 3% em ácido cítrico a 10%, que removia completamente a lama dentinária ou *smear layer* e desmineralizava a dentina subjacente em até 5 micrometros. Em seguida, as superfícies dentais receberam o sistema adesivo 4-META MMA/TBB-O e, após polimerização, restauração com resina composta. Os autores observaram, como resultados: um aumento significativo na resistência adesiva utilizando os monômeros resinosos hidrofóbicos e hidrofílicos (4-META); em imagens de microscopia eletrônica de varredura (MEV), uma região mista subjacente à interface adesiva, com infiltração do monômero no interior da dentina desmineralizada, denominada camada híbrida; uma infiltração os monômeros resinosos hidrofóbicos e hidrofílicos nas superfícies de dentina condicionadas reforçando esse substrato; e que a adesão ocorria entre os monômeros resinosos e as fibras colágenas da dentina.

Em 1984, Pashley realizou uma revisão de literatura baseada em publicações prévias sobre permeabilidade dentinária. De acordo com o autor, *smear layer* (material amorfo formado de restos dentinários, partículas de esmalte, componentes salivares e bactérias) e *smear plug* (*smear layer* que permanece na entrada dos túbulos dentinários) possuem a função de proteger o tecido pulpar, sendo uma barreira intermediária contra as bactérias. Entretanto, a manutenção dessa camada de esfregaço prejudica o selamento marginal dos materiais restauradores. O autor afirmou também que a utilização de ácido fosfórico entre 30 e 65% promove remoção completa da *smear layer*, dissolvendo a camada peritubular e abrindo a luz dos túbulos dentinários, que, à medida que se aproximam da polpa, apresentam-se em maior quantidade e mais amplos, aumentando, assim, a permeabilidade dentinária. O autor enfatiza que outras pesquisas deveriam ser realizadas para a manutenção ou modificação da *smear plug* e da *smear layer* na superfície de adesão.

Em 1992, Nakabayashi e Takarada realizaram um estudo com o objetivo de elucidar a natureza da adesão entre a dentina e o material resinoso. Os autores utilizaram dentes anteriores humanos, que foram desgastados na vestibular até a exposição da dentina. Em seguida, os dentes receberam o adesivo 4-META MMA-TTB e, posteriormente, foram restaurados com resina. Em seguida a interface adesiva foi submetida à análise de microscopia eletrônica de transmissão (MET). Estudos prévios afirmavam que a camada híbrida apresentava adesão química, reação química entre a dentina e a molécula bifuncional do monômero resinoso, e mecânica. Como resultados da análise de microscopia, os autores observaram que os monômeros resinosos impregnados se entrelaçam nas fibras de colágeno da dentina desmineralizada da superfície após condicionamento prévio com ácido fosfórico, criando a camada híbrida após a sua polimerização, sendo o

microembricamento o principal responsável pelo mecanismo de retenção entre dentina e resina.

Watanabe et al., em 1994, propuseram a utilização de altas concentrações de monômeros resinosos ácidos que, em solução aquosa, são capazes de liberar íons H⁺ e promover o condicionamento da estrutura dental, ao mesmo tempo em que penetram no substrato, realizando assim, a modificação da *smear layer* ao invés de sua completa remoção. Os autores desgastaram a superfície vestibular de incisivos bovinos até o substrato dentina. Em seguida, os autores testaram o primeiro *primer* autocondicionante, uma solução aquosa nas concentrações entre 5 e 30% de *Phenyl-P* (fenil-fosfato) associado ao HEMA na concentração de 30% por 60 s na dentina bovina. Em seguida, foram aplicados o sistema adesivo e a resina composta. Os autores observaram, no teste de resistência adesiva, que a concentração de 20% de *Phenyl-P* apresentou resistência de união superior ao grupo controle, e na análise MET, os autores observaram a solubilização dos cristais minerais ao redor do colágeno, havendo pequena penetração na matriz dentinária. Os autores concluíram que esse novo agente condicionante penetra na superfície dentinária, modificando a *smear layer* e formando a camada híbrida. Estes materiais foram denominados autocondicionantes, uma vez que dispensam a aplicação do ácido separadamente.

Observando o desempenho dos novos *primers* autocondicionantes, Yoshiyama et al. (1998) realizaram um estudo com o objetivo de medir a resistência adesiva de várias porções do dente humano nos substratos esmalte e dentina de dois sistemas adesivos com *primers* autocondicionantes (Clearfil Liner Bond 2/Kuraray e Fluoro Bond/Shofu). Os autores desgastaram as superfícies vestibulares de dentes anteriores humanos, expondo a dentina coronária e radicular e o esmalte. Em seguida, os autores aplicaram os *primers* autocondicionantes Clearfil Liner Bond 2/Kuraray e Fluoro Bond/Shofu e resina composta Lte

Fil II (Shofu). Após aplicação dos sistemas adesivos e resina composta, os espécimes foram armazenados por 24 h, seccionados e submetidos ao teste de microtração. Os autores observaram, como resultados, que o substrato dentina (coronária, cervical e radicular) apresentou maior resistência de união em relação ao esmalte e à dentina apical. Os autores concluíram que os sistemas adesivos com *primers* autocondicionantes produziram uma boa adesão em dentina coronária, cervical e radicular, mas a adesão ao esmalte e à dentina apical mostrou-se deficiente. Após análise em MEV, os autores observaram uma espessura de camada híbrida de 1,0 μm nas regiões coronária, cervical e radicular (terço médio) do substrato dentina, e menor que 0,5 μm na região apical da raiz do substrato dentina. Os autores concluíram que os sistemas adesivos com *primers* autocondicionantes produziram uma boa adesão em dentina coronária, cervical e radicular. Entretanto, a adesão dos *primers* autocondicionantes nos substratos esmalte e dentina apical deve ser melhorada.

Sano et al. (1999) realizaram um estudo com o propósito de avaliar a durabilidade adesiva de restaurações de resina composta à dentina. Os autores realizaram restaurações rasas em forma de discos de dentina em 12 dentes de um macaco japonês (*Macaca fuscata*) sob anestesia geral. As restaurações foram realizadas com o adesivo Clearfil Liner Bond 2 (Kuraray) e resina composta Clearfil Photo Posterior (Kuraray). Os dentes foram extraídos em três tempos diferentes: 24 h, 180 dias e 360 dias. Os dentes foram seccionados para obtenção de palitos, e, em seguida, submetidos ao teste de microtração. Os autores também analisaram as interfaces com MEV e EDS. Como resultados, os autores observaram uma média de resistência adesiva de 19 MPa após o período de 1 ano *in vivo*, sem haver diferenças significantes de resistência de união entre os períodos avaliados. A análise em MEV e EDS demonstrou que a união entre camada híbrida e sistema adesivo apresentou aumento

de porosidade com o tempo e que houve degradação na junção entre as partículas inorgânicas e a matriz de resina composta.

Em 2001, Pashley e Tay realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a eficácia de condicionamento de três adesivos autocondicionantes no substrato esmalte aprismático. Os autores selecionaram pré-molares humanos hígidos. Os autores aplicaram, sobre a superfície do esmalte dental hígida, os três *primers* autocondicionantes Clearfil Mega Bond (Kuraray), Non-Rinse Conditioner (Dentsply DeTrey) e Prompt L-Pop (3M ESPE), e, no grupo controle, realizaram condicionamento com ácido fosfórico à concentração de 32% e adesivo Prime & Bond NT (Dentsply DeTrey). Em seguida, todos os grupos recebiam a resina composta D/E (Bisco). Os espécimes foram submetidos ao teste de resistência adesiva à microtração e análise de MEV e MET. Os autores observaram, em análise de MEV e MET, que todos os *primers* autocondicionantes apresentaram padrão de eficácia de condicionamento médio, enquanto o Prompt L-Pop apresentou eficácia de condicionamento semelhante ao grupo controle. Para os resultados de resistência adesiva, os autores observaram que todos os *primers* autocondicionantes apresentaram valores de resistência de união menores que o grupo controle. Os autores concluíram que não houve correlação entre o grau de agressividade dos sistemas adesivos e a resistência adesiva no esmalte aprismático, portanto, a eficácia da adesão dos sistemas adesivos autocondicionantes no esmalte aprismático não depende da sua agressividade.

No mesmo ano de 2001, os autores Tay e Pashley realizaram um estudo para avaliar a agressividade de condicionamento, através da análise em MET, de três adesivos autocondicionantes na penetração da *smear layer* dentinária em diferentes profundidades. Os autores confeccionaram discos dentina de terceiros molares humanos de cerca de 1-1,5 mm de espessura. Para o grupo controle, eles realizaram

criofratura nos discos para criar uma superfície de adesão sem a presença de *smear layer*. Para os grupos experimentais, as superfícies de dentina foram polidas para produzir superfícies de adesão com espessura de *smear layer* fina. Foram testados três adesivos autocondicionantes: Clearfil Mega Bond (Kuraray), Non-Rinse Conditioner (Dentsply DeTrey) e Prompt L-Pop (3M ESPE). Os autores observaram, em análise de MET, que o adesivo Clearfil Mega Bond produziu autêntica camada híbrida fina entre 0,4 - 0,5 μm de espessura, e *smear layer* e *smear plugs* foram incorporados como parte do complexo de hibridização. Para o adesivo Non-Rinse Conditioner, foi formada autêntica camada híbrida fina entre 1,2 - 2,2 μm de espessura, e *smear layer* e *smear plugs* foram completamente dissolvidos em dentina quando a *smear layer* foi considerada fina, e foram parcialmente incorporados como parte do complexo de hibridização quando a *smear layer* foi considerada espessa. Para o adesivo Prompt L-Pop, autêntica camada híbrida fina foi formada entre 2,5 - 5,0 μm de espessura, e *smear layer* e *smear plugs* foram completamente dissolvidos em dentina, independente da espessura de dentina. Os autores concluíram que os sistemas adesivos autocondicionantes podem ser classificados como suave, moderado e agressivo, baseado na capacidade de penetrar na *smear layer* dentinária e na profundidade de desmineralização da subsuperfície de dentina. O adesivo mais agressivo (Prompt L-Pop) dissolveu completamente a *smear layer* e o *smear plug*, criando um padrão de condicionamento semelhante ao condicionamento com ácido fosfórico.

Em 2001, Okuda et al. realizaram uma pesquisa com o propósito de avaliar a relação entre a durabilidade das resinas compostas aderidas à dentina bem como a nanoinfiltração dos sistemas adesivos. Os autores utilizaram superfície de dentina de terceiros molares humanos, onde foram aplicados os sistemas adesivos: One-Step (Bisco) e Single Bond (3M ESPE). Blocos de resina composta Clearfil APX (Kuraray)

foram confeccionados e os dentes foram armazenados por 24 h à 37° C. Os dentes foram seccionados em palitos de aproximadamente 0,7 mm que foram imersos em água à 37° C nos tempos de 1 dia, 3 meses, 6 meses e 9 meses, nos tempos específicos, divididos em 2 subgrupos: Subgrupo 1 - 50% de nitrato de prata por 1 h e solução reveladora por 12 h; Subgrupo 2 - controle em água à 37° C. Em seguida, todos os palitos foram submetidos ao teste de microtração, e os espécimes do Subgrupo 1 ao teste de nanoinfiltração para observar a penetração de prata na interface. Como resultados, os autores observaram que a resistência adesiva de ambos adesivos reduziu com o tempo de armazenamento. O adesivo One-Step apresentou menor nanoinfiltração para o tempo de 1 dia, comparado com os tempos de 3 meses, 6 meses e 9 meses, mas não houve diferenças significantes entre os tempos de 3, 6 e 9 meses. Para o adesivo Single Bond, não houve diferenças significantes de penetração de prata na nanoinfiltração para os diferentes tempos avaliados; não houve correlação entre a nanoinfiltração e a resistência adesiva para ambos adesivos testados. Os autores concluíram que a nanoinfiltração ocorreu com ambos adesivos, e que a resistência adesiva diminuiu com o tempo, entretanto, não houve correlação entre a nanoinfiltração e a resistência adesiva para ambos adesivos testados.

Okuda et al. (2002) realizaram um estudo com o propósito de avaliar se a durabilidade da resistência adesiva de restaurações de resina composta à dentina seria diretamente relacionada com a nanoinfiltração dos sistemas adesivos à dentina. Os autores desgastaram as superfícies oclusais de terceiros molares humanos até obterem superfície plana de dentina. Em seguida, foram aplicados os sistemas adesivos: Clearfil Liner Bond 2 (Kuraray) e Fluoro Bond (Shofu). Blocos de resina composta Clearfil APX (Kuraray) foram confeccionados e os dentes foram armazenados por 24 h à 37° C. Os dentes foram seccionados em palitos de aproximadamente 0,7 mm. Os palitos foram

armazenados em água à 37° C nos tempos de 1 dia, 3 meses, 6 meses e 9 meses, e nos tempos específicos, foram divididos em 2 subgrupos: Subgrupo 1 - 50% de nitrato de prata por 1 h e solução reveladora por 12 h; Subgrupo 2 - controle em água à 37° C. Em seguida, todos os palitos foram submetidos ao teste de microtração, e os espécimes do Subgrupo 1 ao teste de nanoinfiltração para observar a penetração de prata na interface. Como resultados, os autores observaram que para ambos os adesivos, a resistência adesiva gradualmente reduz com o tempo de armazenagem, mesmo não havendo diferença estatística para os quatro tempos de armazenagem para o adesivo Fluoro Bond. A penetração de prata na interface gradualmente aumenta com o tempo, para ambos adesivos. Os autores observaram alta correlação entre resistência adesiva e penetração de prata no tempo de 9 meses de armazenagem para a adesivo Clearfil Liner Bond 2 comparado aos tempos mais curtos. Os autores especularam que a degradação hidrolítica da camada híbrida gradualmente aumenta devido a penetração da água através dos canais de nanoinfiltração, resultando em menores valores de resistência adesiva e falhas da interface após o curto prazo de armazenamento de 9 meses.

Hashimoto et al. (2002) realizaram um estudo com o propósito de avaliar a degradação da interface adesiva resina-dentina após 1 ano de armazenagem. Os autores utilizaram pré-molares humanos, que tiveram as superfícies oclusais desgastadas até exposição de superfície de dentina. Em seguida, os dentes que foram submetidos a procedimentos restauradores com o adesivo autocondicionante One-Step (Bisco) e resina composta Elitefil (Bisco). Em seguida, os dentes foram divididos em três grupos, de acordo com o tipo de armazenagem: Grupo 1 – os dentes foram seccionados em palitos (área adesiva de 1,0 mm²) e armazenagem em água por 1 ano (armazenagem direta), e posteriormente, submetidos ao teste de microtração; Grupo 2 - armazenagem dos dentes restaurados em água por 1 ano,

posteriormente, os dentes foram seccionados em palitos e submetidos ao teste de microtração (armazenagem indireta). Grupo 3 – armazenagem dos dentes restaurados em água por 24 h, em seguida, os dentes foram seccionados e submetidos ao teste de microtração. Os autores observaram, com resultados, que houve redução da resistência adesiva para os espécimes de armazenagem direta (grupo 1) por 1 ano comparado ao grupo controle (Grupo 3), que realizou armazenagem por 24 h. Análise do tipo de fratura em MEV dos espécimes revelou que o material resinoso na interface adesiva foi gradualmente removido da periferia em direção à porção central dos palitos.

Hashimoto et al. (2003a) realizaram uma pesquisa com o objetivo de avaliar a degradação da interface adesiva resina-dentina após armazenagem em água por 1 ano. Os autores utilizaram pré-molares humanos, que tiveram as superfícies oclusais desgastadas até exposição de superfície de dentina. Em seguida, os dentes que foram submetidos a procedimentos restauradores com o adesivo convencional ScotchBond Multi-Purpose (3M ESPE) e resina composta Filtek Z100 (3M ESPE). Em seguida, os dentes foram divididos em 2 grupos: Grupo 1 – os dentes foram seccionados em palitos (interface adesiva de $0,9 \text{ mm}^2$) e armazenagem em água por 1 ano (armazenagem direta), posteriormente, foram submetidos ao teste de microtração; Grupo 2 - os dentes foram seccionados em palitos (interface adesiva de $0,9 \text{ mm}^2$) e armazenagem em água por 24 h e, posteriormente, foram submetidos ao teste de microtração. Os autores utilizaram a análise de fractografia em MEV para avaliar as fraturas. Como resultados, os autores observaram que a armazenagem por 1 ano dos palitos reduziu significativamente a resistência de união entre resina-dentina comparada com o grupo controle (Grupo 2 - armazenagem por 24 h). A análise de fractografia em MEV demonstrou que houve perda de material resinoso na camada híbrida para os espécimes em armazenagem por 1 ano, não sendo observado

para os espécimes em armazenagem por 24 h. O MET revelou presença de alterações micromorfológicas nas fibras colágenas após um ano de armazenagem, e que essas alterações (diluição da resina e alteração das fibras colágenas) provavelmente foram responsáveis pela degradação adesiva, levando a redução da força de união entre resina-dentina.

Armstrong et al. (2003) realizaram uma pesquisa com o propósito de avaliar a durabilidade da adesão entre resina-dentina utilizando diferentes sistemas adesivos após armazenagem por até 15 meses. Os autores utilizaram molares humanos, e suas raízes foram embutidas em resina acrílica. Em seguida, os autores desgastaram as superfícies oclusais dos dentes até obter superfícies planas de dentina, dividindo-os em 4 grupos, de acordo com o sistema adesivo utilizado: Grupo 1 – adesivo convencional de três passos ScotchBond Multi-Purpose (3M ESPE); Grupo 2 – adesivo convencional de dois passos Single Bond (3M ESPE); grupo 3 – adesivo autocondicionante de dois passos Clearfil SE Bond (Kuraray); Grupo 4 – adesivo autocondicionante de passo único Prompt L-Pop (3M ESPE). Após os procedimentos restauradores, os dentes foram seccionados em palitos de microtração seguido de armazenagem em cloramina T a 0,5% por diferentes períodos: 1, 6 e 15 meses. Em seguida, os palitos foram submetidos ao teste de microtração. Como resultados, os autores observaram que, para o tempo de 1 e 6 meses de armazenagem, o adesivo convencional de dois passos Single Bond apresentou valores de resistência adesiva significativamente menores em relação ao sistema adesivo convencional de três passos ScotchBond Multi-Purpose e ao sistema adesivo autocondicionante de dois passos Clearfil SE Bond. Para o tempo de armazenagem de 15 meses, todos os adesivos apresentaram valores de resistência de união similares. O sistema adesivo autocondicionante de passo único Prompt L-Pop não foi testado, pois 58 palitos dos 65 palitos foram perdidos durante o preparo dos espécimes. A análise do tipo de fratura demonstrou ser

dependente do sistema adesivo testado, exceto para o adesivo convencional de dois passos Single Bond, que apresentou aumento de falha na interface adesiva ao longo do tempo.

No ano de 2003, De Munck et al. realizaram um estudo com o propósito de avaliar a degradação da interface adesiva resina-dentina com o tempo. Os autores desgastaram as superfícies oclusais de molares humanos até exposição de superfície plana de dentina. Em seguida, os dentes foram divididos em grupos, de acordo com o sistema adesivo utilizado: convencional de dois passos – Optibond Solo/Kerr e Single Bond/3M ESPE; convencional de três passos – Optibond Dual-Cure/Kerr e Scotchbond Multi-purpose/3M ESPE. Os blocos de resina composta foram realizados de forma a aderir toda interface resina/dentina, estendendo a restauração até a região de interface resina/esmalte. Em seguida, os dentes foram divididos em subgrupos, de acordo com o tipo de armazenagem: armazenagem direta – secção dos dentes restaurados ao meio para exposição da interface resina/dentina à água; armazenagem indireta – armazenagem dos dentes restaurados com proteção da interface resina-dentina com restauração de resina-esmalte. Após o tempo de 4 anos, os espécimes da armazenagem direta foram submetidos ao teste de microtração e os dentes da armazenagem indireta foram então seccionados e também submetidos ao teste de microtração. Como resultados, os autores observaram que não houve diferenças significantes entre os quatro adesivos testados; a armazenagem indireta não apresentou redução significativa da resistência adesiva, independente do adesivo testado, comparado a armazenagem direta após 4 anos. Os autores concluíram que a restauração de resina sobre o esmalte (armazenagem indireta) protegeu a interface resina-dentina contra a degradação, enquanto a exposição direta da interface resina-dentina na água por 4 anos prejudicou a resistência de união para os adesivos convencionais de dois e três passos.

Hashimoto et al. (2003b) realizaram um estudo com o objetivo de analisar a resistência adesiva longitudinal de diferentes adesivos e diferentes métodos de aplicação usando teste de microtração e fractografia. Os autores desgastaram as superfícies oclusais de pré-molares humanos até exposição de superfície plana de dentina. Em seguida, os dentes foram divididos em grupos: sistema adesivo autocondicionante One-Up Bond F (Tokuyama) e sistema adesivo convencional One Bond (Tokuyama). Os sistemas adesivos foram divididos em 2 subgrupos, de acordo com a umidade dentinária: dentina seca e dentina úmida. Após os procedimentos restauradores com a resina composta Z100 (3M ESPE), os autores armazenaram os dentes por 24 h em água, e realizaram a secção dos dentes em palitos de microtração. Em seguida, armazenaram os palitos nos tempos de 24 h, 6 e 12 meses, e, posteriormente, avaliaram a resistência adesiva à microtração. Os autores observaram redução da resistência adesiva após 12 meses de armazenagem em água em relação ao controle (24 h de armazenagem). Para os autores, a degradação da adesão pode ser associada com a dissolução da resina proveniente da camada híbrida nos adesivos autocondicionantes, tanto para dentina seca quanto para dentina úmida, e no grupo dos adesivos convencionais associado à dentina úmida. Alterações micromorfológicas foram obtidas devido à hidrólise das fibras colágenas quando se utilizou adesivos autocondicionantes em dentina seca.

Koshiro et al. (2004) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a resistência de união longitudinal e as modificações morfológicas da interface resina-dentina do adesivo convencional Single Bond (3M ESPE) e do adesivo autocondicionante Unifil Bond (GC). Os autores realizaram restaurações classe V na superfície vestibular de dentes de macacos, utilizando os adesivos Single Bond e Unifil Bond e resina composta Z-250 (3M ESPE). Após a extração dos dentes, os

autores avaliaram a resistência adesiva pelo teste de microtração e análise em MEV da interface resina-dentina nos tempos de 24 h e 1 ano de armazenagem em água. Como resultados, os autores observaram resistência adesiva significativamente maior para o tempo de 24 h em ambos os sistemas adesivos testados. O sistema adesivo autocondicionante não apresentou modificações morfológicas notáveis para os tempos de 24 h e 1 ano. Os autores concluíram que a resistência adesiva reduziu significativamente para os dois adesivos testados e que a morfologia da interface resina-dentina com adesivo autocondicionante Unifil Bond permaneceu relativamente estável após 1 ano em relação ao sistema adesivo convencional Single Bond.

Miguez et al. (2004) realizaram um estudo com o propósito de avaliar a durabilidade dos adesivos autocondicionantes no esmalte. Os autores utilizaram superfícies de esmalte de dentes bovinos, que foram desgastados e receberam os seguintes adesivos: Grupo 1 – adesivo autocondicionante de dois passos Clearfil SE Bond (Kuraray); Grupo 2 - adesivo autocondicionante experimental de dois passos ABF (Kuraray); Grupo 3 – adesivo convencional One-Step (Bisco). Após os procedimentos restauradores, os dentes foram armazenados por 24 h e, posteriormente, foram seccionados e foram obtidos palitos para o teste de microtração. Os palitos foram divididos de acordo com o tempo de armazenagem: Subgrupo 1 – armazenagem por 24 h em água destilada seguido do teste de resistência a microtração; Subgrupo 2 – armazenagem por 1 ano em água destilada seguido do teste de resistência a microtração. Como resultados, os autores observaram que os valores de resistência adesiva mantiveram estáveis após 1 ano de armazenagem em água para o sistema adesivo convencional One-Step, enquanto que para os sistemas adesivos autocondicionantes a resistência adesiva aumentou com o tempo de armazenagem.

Koshiro et al. (2005) realizaram um estudo *in vivo* com o objetivo de avaliar a degradação ultraestrutural da interface de dois adesivos ao substrato dentinário após 1 ano. Os autores realizaram restaurações classe V na superfície vestibular de dentes de macacos, utilizando o adesivo convencional Single Bond (3M ESPE) ou o adesivo autocondicionante Unifil Bond (GC) e resina composta Z-250 (3M ESPE). Após a extração dos dentes, os autores realizaram a análise em MEV da interface resina-dentina nos tempos de 24 h e 1 ano. Entretanto, não houve mudanças notáveis na morfologia da interface resina-dentina nos tempos de 24 h e 1 ano para o adesivo autocondicionante, enquanto que para o adesivo convencional, sinais de degradação de interface foram observados, principalmente na profundidade de 3 μm da camada híbrida. Os autores concluíram que a interface adesiva produzida pelo adesivo convencional foi menos resistente à degradação comparada ao adesivo autocondicionante.

Carvalho et al., no ano de 2005, realizaram um estudo com o objetivo de avaliar morfologicamente as discrepâncias entre a profundidade de desmineralização e a profundidade de infiltração de alguns adesivos autocondicionantes. Os autores desgastaram as superfícies oclusais de 100 terceiros molares humanos, até obterem superfície plana de dentina. Em seguida, as superfícies de dentina foram submetidas à adesão com cinco adesivos autocondicionantes de aplicação em passo único (Xeno III/Denstply – pH = 1; iBond/Heraeus-Kulzer – pH = 2; Brush & Bond/Parkell – pH = 2.5; Adper Prompt/3M ESPE – pH = 0.8; e de um adesivo experimental) e cinco adesivos autocondicionantes de aplicação em dois passos (Clearfil SE Bond/Kuraray – pH = 1.9; Clearfil Protect Bond/Kuraray – pH = 1.9; AdheSE/3M ESPE – pH = 1.7; Tyrian SPE+One-Step Plus/Bisco – pH < 1.0; OptiBond Solo Plus self-etch/Kerr – pH = 1.5). Os dentes foram restaurados com a resina composta Epic-TMPT (Parkell). Os autores

utilizaram nitrato de prata para avaliar espaços interfibrilares não infiltrados pelos adesivos na análise por MET. Como resultados, a prata infiltrada nos espaços interfibrilares foi observada nos adesivos autocondicionantes de passo único Xeno III, iBond, Brush & Bond e no adesivo experimental, que mostraram zonas de dentina parcialmente infiltradas, assim como nos adesivos de dois passos Clearfil SE Bond e Clearfil Protect Bond, entretanto, em menor espessura. Os adesivos Adper Prompt; AdheSE; Tyrian/One-Step Plus; OptiBond Solo Plus Self-Etch não apresentaram espaços interfibrilares infiltrados por prata na base da camada híbrida. Os autores concluíram que a infiltração incompleta de resina observada pode ser devido à reduzida acidez dos monômeros acídicos de alguns adesivos autocondicionantes, bem como a presença de componentes adesivos acídicos não-polimerizáveis, criando sítios potencialmente degradáveis por hidrólise na interface adesiva.

Gamborgi et al. (2007) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a influência da presença da borda de esmalte sobre a resistência de união à microtração de restaurações envolvendo a dentina, em função do tempo. Os autores utilizaram superfície de dentina de terceiros molares humanos, que foram divididos em dois grupos, de acordo com o sistema adesivo utilizado: Grupo 1 – adesivo convencional de dois passos Single Bond (3M ESPE); Grupo 2 – adesivo convencional de três passos ScotchBond Multi Purpose Plus (3M ESPE). Após os procedimentos restauradores com a resina composta Filtek Z-250 (3M ESPE), os espécimes foram subdivididos em três subgrupos: Subgrupo 1 – os dentes foram seccionados em palitos, que foram submetidos ao teste de microtração imediatamente; Subgrupo 2 – armazenagem dos dentes em água destilada sem a proteção do esmalte dental por 6 meses, em seguida foram seccionados em palitos, que foram submetidos ao teste de microtração; Subgrupo 3 – armazenagem dos dentes em água destilada com a proteção do esmalte dental (foi realizada uma restauração de

resina, que se estendia até a região de esmalte, circundando o bloco de resina aderida à dentina, protegendo a restauração de resina/dentina) por 6 meses, em seguida foram seccionados em palitos, que foram submetidos ao teste de microtração. Em todos os espécimes, as áreas periféricas e centrais dos dentes foram controladas durante a secção dos dentes em palitos. Após os testes de resistência adesiva à microtração, como resultados, os autores observaram que o adesivo convencional de três passos ScotchBond Multi Purpose Plus não apresentou degradação significativa para as três condições analisadas. Para o adesivo convencional de dois passos Single Bond, houve redução significativa de resistência de união nos espécimes do Sugbrupo 2, onde os dentes foram armazenados em água destilada sem a proteção do esmalte dental por 6 meses. A degradação foi mais pronunciada em espécimes da periferia, comparados à região central. Os autores concluíram que o adesivo convencional de três passos ScotchBond Multi Purpose Plus foi menos susceptível à degradação, e que a estabilidade das restaurações de resina-dentina utilizando o adesivo convencional de dois passos Single Bond é maior quando há a presença de bordas de esmalte-resina.

Abdalla et al. (2007) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar o efeito da armazenagem direta e indireta em água na resistência adesiva à microtração à dentina, utilizando adesivos autocondicionantes e convencionais. Os autores embutiram molares humanos em resina acrílica até 1 mm acima da junção cimento-esmalte. Em seguida, prepararam restaurações Classe I (4 mm X 4 mm) na superfície oclusal de terceiros molares humanos, que foi estendida até 1 mm de profundidade em dentina, e realizaram bisel nas margens de esmalte com cerca de 1 mm à angulação de 45°. Em seguida, dos dentes foram divididos em 3 grupos (n = 18): Grupo 1 – adesivo convencional Admira Bond (Voco); Grupo 2 – adesivo autocondicionante Clearfil SE Bond (Kuraray); Grupo 3 – adesivo autocondicionante Hybrid Bond (Sun

Medical). Após os procedimentos restauradores com a resina composta Clearfil APX (Kuraray), os dentes foram divididos em 3 subgrupos: Subgrupo 1 – armazenagem em água por 24 h, em seguida, os dentes foram seccionados e submetidos ao teste de microtração; Subgrupo 2 – os dentes foram seccionados em palitos (área adesiva de 1,0 mm²) e armazenados em água por 1 ano (armazenagem direta), e posteriormente, submetidos ao teste de microtração; Subgrupo 3 - armazenagem em água por 1 ano e posteriormente os dentes foram seccionados em palitos e submetidos ao teste de microtração (armazenagem indireta). Como resultados, os autores observaram que para o Subgrupo 1 (armazenagem por 24 h), não houve diferenças significantes entre os adesivos testados. Para o período de 1 ano de armazenagem indireta (Subgrupo 3), a resistência adesiva diminuiu, mas não houve diferenças significantes para o Subgrupo 1 (armazenagem por 24 h). Após 1 ano de armazenagem direta (Subgrupo 2), a resistência adesiva diminuiu significativamente em relação ao Subgrupo 1 (armazenagem por 24h) para o adesivo convencional Admira Bond e para o adesivo autocondicionante Hybrid Bond. Em contraste, o adesivo autocondicionante Clearfil SE Bond não reduziu significativamente comparado ao Subgrupo 1 (armazenagem por 24 h).

Toledano et al. (2007a) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a longevidade da resistência adesiva ao substrato dentina de três sistemas adesivos em diferentes tempos de armazenagem e de tamanho do espécime. Os autores desgastaram as superfícies oclusais de terceiros molares humanos, até obterem superfície plana de dentina. Em seguida, sobre as superfícies de dentina foram aplicados três adesivos: Grupo 1 - sistema adesivo convencional Single Bond (3M ESPE), Grupo 2 - sistema adesivo autocondicionante de 2 passos Clearfil SE Bond (Kuraray), Grupo 3 - sistema adesivo autocondicionante de passo único One-Up Bond F (Tokuyama). Em seguida os dentes

receberam restaurações de resina composta Tetric Ceram (Vivadent) e foram armazenados sob duas condições experimentais: Subgrupo 1 – dentes restaurados sem secção (armazenagem indireta); Subgrupo 2 – os dentes foram seccionados em palitos de microtração (armazenagem direta). Para cada tipo de armazenagem (indireta ou direta), os espécimes foram armazenados em meios: água destilada com 0,02% de azida sódica; seco (40% de umidade relativa de ar); e óleo mineral. Após os períodos de 24 h, 3 meses e 1 ano, foram realizados testes de microtração nas amostras. Os autores observaram que, no tempo de 24 h, os adesivos Single Bond e Clearfil SE Bond apresentaram resistência adesiva similar entre si e foram significativamente maiores que o adesivo One-Up Bond F. No tempo de 3 meses de armazenagem direta, em água destilada, houve diminuição da resistência adesiva para os adesivos Single Bond e Clearfil SE Bond; no tempo de 12 meses de armazenagem direta em água destilada, houve diminuição da resistência adesiva para o adesivo Clearfil SE Bond; espécimes armazenados secos não apresentaram variação de resistência adesiva com o tempo; a resistência adesiva aumentou quando utilizou o adesivo Single Bond armazenado em óleo mineral por 3 meses e 1 ano. Os autores concluíram que a água desempenha um papel importante na degradação da interface resina dentina; a armazenagem indireta exerceu um papel protetor na interface resina-dentina, exceto para o adesivo One-Up Bond F e o sistema adesivo autocondicionante de 2 passos Clearfil SE Bond apresentou menor degradação da interface resina-dentina que os demais adesivos testados. Os autores evidenciaram alterações morfológicas na interface resina-dentina após o período de armazenagem. Os autores acreditam que os adesivos autocondicionantes apresentam maior estabilidade adesiva comparados aos sistemas adesivos convencionais, devido: a alta porcentagem de canforoquinona na composição; a ausência de discrepância entre as profundidades de desmineralização e infiltração dos monômeros; o efeito protetor da resina infiltrada no colágeno e dos sais de

cálcio do MDP, que é mais difícil de dissolver em água podem ter contribuído para os melhores resultados desses sistemas autocondicionantes.

Osorio et al. (2008) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a degradação da resistência adesiva ao substrato dentina após 1 ano de armazenagem. Os autores desgastaram as superfícies oclusais de terceiros molares humanos, até obterem superfície plana de dentina. Em seguida, as superfícies receberam 10 diferentes adesivos: dois adesivos convencionais (Single Bond/3M ESPE e Prime & Bond NT/Dentsply), três adesivos autocondicionantes de dois passos (Clearfil SE Bond/Kuraray, Resulcin Aqua Prime/Merz e condicionamento com NRC-Non-Rinse Conditioner com Prime & Bond NT/Dentsply) e cinco adesivos autocondicionantes de passo único (Etch & Prime/Degussa, Prompt L-Pop/3M ESPE, Solist/DMG, Futurabond/VOCO e AQ Bond/Sun Medical). Em seguida foram realizadas restaurações de resina composta Tetric Ceram (Vivadent) e os dentes foram armazenados por 24 h, 6 meses e 1 ano em água destilada. Após secção dos espécimes, foram realizados os testes de microtração. Como resultados, os autores observaram que os adesivos convencionais Single Bond e Prime & Bond NT apresentaram os maiores valores de resistência adesiva independente do tempo de armazenagem; o adesivo autocondicionante de passo único Solist apresentou redução de resistência adesiva após o tempo de 6 meses; após 12 meses de armazenagem, apenas os adesivos Single Bond e Clearfil SE Bond não apresentaram redução de resistência adesiva; ocorreram falhas pré-teste após o tempo de 12 meses de armazenagem para os adesivos autocondicionantes de 2 passos Resulcin Aqua Prime e NRC-Non-Rinse Conditioner com Prime & Bond NT e para o adesivo autocondicionante de passo único, Futurabond. Os autores concluíram que a resistência adesiva entre resina-dentina é dependente do tipo de material. Quando se preservou a interface esmalte-

resina, aumentou a durabilidade na união entre resina-dentina para os adesivos Single Bond e Clearfil SE Bond, entretanto, ocorreu uma redução da resistência adesiva para todos os adesivos autocondicionantes, exceto Clearfil SE Bond. Adesivos com natureza hidrofílica apresentaram aumento da instabilidade hidrolítica. Adesivos autocondicionantes com $\text{pH} < 1,0$ e que usaram acetona ou água como solvente apresentaram falhas consideráveis após armazenagem.

No ano de 2008, Abdalla e Feilzer realizaram um estudo com o propósito de avaliar o efeito da armazenagem direta e indireta em água, na resistência adesiva à microtração à dentina, utilizando adesivos autocondicionantes e convencionais. Os autores embutiram molares humanos em resina acrílica até 1 mm acima da junção cimento-esmalte. Em seguida, prepararam restaurações Classe I (4 mm X 4 mm) na superfície oclusal de terceiros molares humanos, que foi estendida até 1 mm de profundidade em dentina, e realizaram bisel nas margens de esmalte com cerca de 1 mm à angulação de 45°. Em seguida, as cavidades foram divididas em 3 grupos (n = 18): Grupo 1 – adesivo convencional Admira Bond/VOCO; Grupo 2 – adesivo autocondicionante Clearfil SE Bond/Kuraray; Grupo 3 – adesivo autocondicionante Hybrid Bond/Sun Medical. Após os procedimentos restauradores com a resina composta Clearfil APX (Kuraray), os dentes foram divididos em três subgrupos: Subgrupo 1 – armazenagem em água por 24 h, em seguida, os dentes foram seccionados e submetidos ao teste de microtração; Subgrupo 2 – os dentes foram seccionados seguido de armazenagem em água por 4 anos (armazenagem direta), e posteriormente, submetidos ao teste de microtração; Subgrupo 3 - armazenagem em água por 4 anos, posteriormente, os dentes foram seccionados e submetidos ao teste de microtração (armazenagem indireta). Como resultados, os autores observaram que para o Subgrupo 1 (armazenagem por 24 h), não houve diferenças significantes entre os adesivos testados. Para o período de 4

anos de armazenagem indireta (Subgrupo 3), a resistência adesiva diminuiu, mas não houve diferenças significantes para o Subgrupo 1 (armazenagem por 24 h). Após 4 anos de armazenagem indireta (Subgrupo 2), a resistência adesiva diminuiu significativamente em relação ao Subgrupo 1 (armazenagem por 24 h). Os autores concluíram que, para todos os adesivos testados, a armazenagem indireta por 4 anos em água não reduziu significativamente a resistência adesiva entre resina-dentina; e que a armazenagem direta por 4 anos em água influenciou negativamente na resistência adesiva entre resina-dentina para todos os adesivos testados.

Loguercio et al. (2008) realizaram uma pesquisa com o propósito de avaliar a resistência de união e formação de fendas na interface entre esmalte/resina composta utilizando dois sistemas adesivos autocondicionantes no esmalte íntegro e desgastado. Os autores utilizaram terceiros molares humanos, que foram divididos em 3 grupos: Grupo 1 – esmalte íntegro; Grupo 2 – esmalte tratado com brocas; Grupo 3 – Esmalte tratado com SiC. Sobre as superfícies do esmalte, foram aplicados quatro tipos de adesivos autocondicionantes: Subgrupo 1 – adesivo autocondicionante fraco (Clearfil SE Bond/Kuraray); Subgrupo 2 - adesivo autocondicionante moderado (Optibond Solobond Plus/Kerr); Subgrupo 3 - adesivo autocondicionante moderado (AdheSE/3M ESPE); Subgrupo 4 - adesivo autocondicionante forte (Tyrian SPE + One Step Plus/Bisco). Após os procedimentos adesivos e restauradores, os dentes foram armazenados em água por 24 h e posteriormente foram seccionados em palitos de microtração. Em seguida, os espécimes foram analisados pelos testes e microtração e espessura da fenda na fenda da interface em 2 tempos: imediato e 12 meses de armazenagem. Os autores observaram, como resultados, que não houve formação de fendas na interface em todos os grupos analisados. Os valores de resistência adesiva foram similares para os grupos que realizaram

desgaste no esmalte dental (brocas e SiC) e foram maiores que o grupo com esmalte íntegro apenas para os adesivos autocondicionantes moderados. Não foram observadas reduções de resistência adesiva significantes após 12 meses de armazenagem para todos os adesivos testados.

Osorio et al. (2009) realizaram um estudo para avaliar a degradação da interface resina-esmalte utilizando diferentes adesivos. Os autores desgastaram as superfícies vestibulares de dentes bovinos até obterem uma superfície plana em esmalte. Em seguida, as superfícies de esmalte receberam diferentes sistemas adesivos: dois adesivos convencionais (Single Bond/3M ESPE e Prime & Bond NT/Dentsply), três adesivos autocondicionantes de dois passos (Clearfil SE Bond/Kuraray, Resulcin Aqua Prime/Merz e condicionamento com NRC-Non-Rinse Conditioner + Prime & Bond NT/Denstply) e dois adesivos autocondicionantes de passo único (Etch & Prime/Degussa e Prompt L-Pop/3M ESPE). Em seguida, os dentes receberam restaurações de resina composta Tetric Ceram (Ivoclar-Vivadent) e foram armazenados por 6 meses e 1 ano, seccionados e submetidos ao teste de microtração. Como resultados, os autores observaram que todos os sistemas adesivos apresentaram resistência adesiva similar no tempo de 24 h. Todos os adesivos autocondicionantes de passo único e o adesivo autocondicionante de dois passos Resulcin Aqua Prime apresentaram redução da resistência adesiva nos tempos de 6 meses e 1 ano de armazenagem. Os autores concluíram que o desempenho adesivo e a resistência à degradação da adesão resina-dentina é material-dependente. Quando há preservação da interface esmalte-dentina, 1 ano de degradação em água reduziu a resistência adesiva e aumentou as falhas adesivas dos sistemas adesivos autocondicionantes (exceto para o Clearfil SE Bond); a natureza hidrofílica dos sistemas adesivos aumenta a instabilidade hidrolítica da restauração; sistemas adesivos

autocondicionantes com $\text{pH} \leq 1$ e que contém acetona apresentaram os menores valores de resistência adesiva e considerável falha após a armazenagem em água; adesivos autocondicionantes com $\text{pH} > 1$ e que apresentavam etanol em sua composição foram capazes de resistir a exposição indireta à água por 1 ano, mesmo quando os valores de resistência adesiva reduziram; os sistemas adesivos convencionais e o sistema adesivo autocondicionante de dois-passos Clearfil SE Bond ($\text{pH} = 2,0$; solvente = etanol) foram os únicos adesivos capazes de manter os valores de resistência adesiva após 1 ano de armazenagem indireta à água.

Reis et al. (2009) realizaram um estudo para avaliar morfológicamente, inicial e a longo prazo, a resistência adesiva de sistemas adesivos autocondicionantes de 2-passos e passo único no esmalte íntegro e desgastado. Os autores utilizaram terceiros molares humanos que receberam os seguintes tratamentos de superfície: Grupo 1 – esmalte íntegro; Grupo 2 – esmalte desgastado com brocas; Grupo 3 – esmalte desgastado com carboneto de Silício (SiC). Em seguida, as superfícies de esmalte receberam os adesivos a seguir: Subgrupo 1 – adesivo autocondicionante de passo único Clearfil S3 Bond (kuraray); Subgrupo 2 – adesivo autocondicionante de passo único Adper Prompt L-Pop (3M ESPE); Subgrupo 3 - adesivo autocondicionante de passo único iBond (Heraeus-Kulzer); Subgrupo 4 (controle) - adesivo autocondicionante de dois passos Clearfil SE Bond. Após os procedimentos restauradores, os dentes foram armazenados por 24 h em água, seccionados e submetidos ao teste de microtração em 3 períodos de tempo: imediato, 6 meses e 12 meses. Como resultados, os autores observaram que os dentes que foram submetidos ao desgaste com SiC e brocas apresentaram valores de resistência adesiva similares entre si e maiores que o grupo com esmalte íntegro. Não foram observadas diferenças significantes entre os períodos de armazenagem, exceto para

o grupo que utilizou o adesivo autocondicionante de passo único Clearfil S3 Bond, que demonstrou aumento de valores de resistência adesiva após 12 meses de armazenagem. Na análise morfológica, os autores observaram que o padrão de condicionamento é mais retentivo quando o esmalte é desgastado. Como resultados, os autores observaram que os adesivos autocondicionantes de passo único apresentaram maiores valores de resistência adesiva no esmalte desgastado e que não houve redução dos valores de resistência adesiva entre resina-esmalte após 12 meses de armazenagem.

Em 2009, Mousavinasab et al. realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a influência da termociclagem, da armazenagem em água e do adesivo de recobrimento na resistência ao cisalhamento de adesivos autocondicionantes e convencionais. Os autores utilizaram a superfície de dentina de terceiros molares humanos que foram divididos em cinco grupos, de acordo com o sistema adesivo: Grupo 1 – adesivo convencional Scotch Bond Multi Purpose/3M ESPE, Grupo 2 - adesivo convencional Single Bond/3M ESPE, Grupo 3 - adesivo autocondicionante Clearfil SE Bond/Kuraray, Grupo 4 - adesivo autocondicionante Prompt L-Pop/3M ESPE, Grupo 5 - adesivo autocondicionante Prompt L-Pop/3M ESPE + adesivo de recobrimento Margin Bond (Còltene). Cilindros de resina Z250 (3M ESPE) foram confeccionados e os dentes divididos em 2 subgrupos: Subgrupo 1 – armazenagem por 24 h; Subgrupo 2 – submetidos a 300 termociclos e armazenagem por 3 meses. Em seguida, os espécimes foram submetidos ao ensaio de cisalhamento. Os autores observaram, como resultados, que o adesivo convencional Scotch Bond Multi Purpose apresentou os maiores valores de resistência adesivo para o tempo de 24 h de armazenagem, seguido dos adesivos Clearfil SE Bond, Prompt L-Pop, Single Bond e Prompt L-Pop + adesivo de recobrimento Margin Bond. Para o tempo de 3 meses de armazenagem, o adesivo convencional Scotch Bond Multi Purpose apresentou os maiores

valores de resistência de união, o adesivo autocondicionante Clearfil SE Bond apresentou aceitável durabilidade adesiva, seguido do adesivo autocondicionante Prompt L-Pop + adesivo de recobrimento Margin Bond, do adesivo convencional Single Bond e do adesivo autocondicionante Prompt L-Pop. Os autores concluíram que o adesivo convencional Scotch Bond Multi Purpose apresentou os melhores resultados para os tempos de 24 h e 3 meses e que o adesivo autocondicionante Clearfil SE Bond apresentou valores de resistência adesiva aceitáveis; o adesivo de recobrimento com Margin Bond melhorou a resistência adesiva e a durabilidade do adesivo Prompt L-Pop.

Ye et al. (2009), realizaram uma pesquisa com o propósito de observar o efeito da água na polimerização de resinas compostas á base de HEMA/BisGMA fotoativadas na presença da água. Os autores manipularam uma resina experimental á base de HEMA/BisGMA nas proporções de 30/70; 45/55; 60/40 peso/peso. Em seguida, foram adicionadas água nas concentrações 0, 5, 10, 16 e 20% por peso. Foram fabricados cilindros de resina composta, fotoativados por 20 s e armazenados por 24 h. Foram obtidas imagens de microscopia de força atômica, que foram processadas por um nano-escopo para observar a nano separação de fases. Como resultados, foram observados que valores de água nas concentrações de 5, 10 e 16% em peso induzem macrofases de separação das misturas HEMA hidrofílico/ Bis-GMA hidrofóbico nas proporções 30/70, 45/55, 60/40, respectivamente; quanto maior a concentração de água na formulação da resina, maior o grau de heterogeneidade, demonstrando as fases mais contrastadas. Os autores concluíram que os efeitos da nano separação de fases é uma característica geral dos materiais polidimetacrilatos quando ocorrem as ligações transversais de polimerização cruzada na presença de água; os efeitos da nano separação de fases tendem a desaparecer apenas quando as concentrações de água são menores que as densidades de

ligações cruzadas; provavelmente, na cavidade oral, a presença de nano separação de fases causará inchaço e degradação em diferentes quantidades e taxas do material; essas diferenças causarão um impacto negativo na integridade do material e sua capacidade de tolerar os desafios químicos e mecânicos presentes na boca.

Abdalla (2010) realizou um trabalho com o objetivo de avaliar o efeito do armazenamento em água destilada na resistência de união à dentina de um adesivo convencional e quatro adesivos autocondicionantes. O autor desgastou as superfícies oclusais de terceiros molares humanos para obter superfície plana em dentina. Em seguida, a parte apical dos dentes foi embutida em gesso pedra. As superfícies oclusais receberam os seguintes sistemas adesivos: 1 adesivo convencional (Admira Bond/Voco) e 4 adesivos autocondicionantes (Clearfil S tri Bond/Kuraray, Hybrid Bond/Sun Medical, Futurabond NR/VOCO e AdheSE/3M ESPE). Após os procedimentos restauradores, os dentes foram armazenados por 24 h e por 3 anos em água destilada, sendo posteriormente seccionados e submetidos ao teste de microtração. Como resultados, os autores observaram que não houve diferença significativa entre os adesivos testados para o tempo de 24 h; para o tempo de 3 anos de armazenagem, a resistência adesiva de todos os autocondicionantes reduziu significativamente comparado com o tempo de 24 h, entretanto, a resistência adesiva do adesivo convencional Admira Bond não apresentou redução significativa entre os tempos de armazenagem.

2.2 Nd:YAG Laser

Einstein, no ano de 1917, postulou as bases teóricas, no trabalho intitulado "*Zur Quantum Theorie der Strahlung*", sobre o equilíbrio dinâmico para um meio material imerso em radiação eletromagnética, através do princípio da emissão estimulada de radiação. Em 1960, o americano Theodore Maiman obteve a primeira emissão estimulada da luz visível utilizando um cristal de rubi, posteriormente denominada de "*Ligth Amplification by Stimulated Emission of Radiation*" ou *LASER*, que significa amplificação da luz por emissão estimulada de radiação.

Em 1961, Johnson desenvolveu e realizou o primeiro estudo com o *Laser* cirúrgico de Neodímio: Ítrio-Alumínio-Granada, também denominado de Nd:YAG *Laser*. A sigla YAG, do inglês *Yttrium-Aluminum-Garnet* (Ítrio-Alumínio-Granada), é o cristal que hospeda os íons de neodímio (Nd³⁺). O Nd:YAG *Laser* apresenta comprimento de onda de 1064 nm, sendo inicialmente utilizado em tecidos moles.

Yamamoto e Sato (1980) utilizaram o Nd:YAG *Laser* com objetivo de prevenir a cárie/desmineralização no substrato esmalte. Os autores irradiaram o esmalte dental com o *Laser* de Neodímio Q-switched nos seguintes parâmetros: 100 kW de potência, 100 ns de pulso e 1 KHz de repetição. Em seguida os espécimes foram imersos em solução ácida de pH \approx 4,5 por 4 dias. Após análise de micrografias da superfície das amostras, os autores observaram ausência de cavitação e desmineralização como ocorreu nos espécimes não-irradiados (controle). Os autores concluíram que 73% dos espécimes irradiados pelo *Laser* apresentaram notável resistência ao ácido.

Dederich et al. (1984) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar as alterações morfológicas do Nd:YAG *Laser* na parede dentinária do canal radicular. Os autores utilizaram caninos

superiores. Após a abertura endodôntica, os autores irradiaram as paredes dos canais com o Nd:YAG *Laser* com níveis de potência entre 10 – 90 W, com um tempo de aplicação na ordem de 0,1 – 0,9 s, na presença da *smear layer* (comprimento de onda: 1,06 μm ; fibra de quartzo: 600 μm). Após análise em MEV, os autores observaram que houve apenas uma desorganização da *smear layer* e fusão e recristalização dos *smear plugs* dentinários e da dentina circundante. Os autores também observaram presença de espaço e trincas no substrato irradiado.

Em 1988, Oho e Morioka realizaram um estudo com o objetivo de avaliar as variações das superfícies de esmalte após irradiação com Nd:YAG *Laser*. Os autores utilizaram dentes permanentes humanos para realizar análise com microscopia de luz polarizada e espectroscopia infravermelha das superfícies de esmalte dental. Os autores concluíram que a irradiação da superfície do esmalte com Nd:YAG *Laser* reduz a quantidade de água, substâncias orgânicas e carbonato desse substrato.

Oho e Morioka (1990) realizaram um estudo com o objetivo de observar um possível mecanismo ácido-resistente no substrato esmalte, com mudanças ópticas, estruturais e de permeabilidade, após irradiação com *Laser* de Argônio. Tinta preta sobre uma área de 5 mm X 8 mm superfície de esmalte foi utilizada para aumentar a absorção do *Laser* ao tecido. A ponta da fibra do *Laser* foi posicionada à distância de 10 mm, e o *Laser* irradiava feixes entre 457,9 - 514,5 nm, com densidade de energia (DE) variando entre 67 – 160 J/cm² no esmalte para o grupo experimental, enquanto o grupo controle não foi irradiado. Os autores observaram uma birrefringência positiva alta, sugerindo formação de microespaços no esmalte; houve redução nos componentes: água, carbonato e substâncias orgânicas; houve deformação da rede ocasionando melhoria do arranjo dos íons de cristais de esmalte e uma ligeira contração do eixo no esmalte irradiado. Os

autores concluíram que o esmalte irradiado apresentava diminuição dos espaços inter e intra-cristalinos e que o cálcio liberado pelo ataque da solução desmineralizadora era incorporado e depositado nos pequenos espaços produzidos pela irradiação.

Em 1990, Hess realizaram um trabalho com o objetivo de substituir o método convencional de condicionamento do esmalte com ácido fosfórico através da utilização do Nd:YAG *Laser* sobre a superfície do esmalte. Os autores utilizaram duas diferentes DE do Nd:YAG *Laser* (Grupo 1 – 30 mJ, 10 pps, DE = 95,5 J/cm²; Grupo 2 – 75 mJ, 15 pps, DE = 238,8 J/cm²), sobre a superfície do esmalte recoberta por um iniciador e observaram as mudanças morfológicas nesse tecido. As características do Nd:YAG *Laser* foram: 1,06 µm, 150 µseg, fibra ótica quartzo de 200 µm a uma angulação de 45° do tecido, sobre uma superfície de 2 mm X 3 mm de esmalte, até a remoção completa do iniciador. Os autores observaram que ambas as densidades de potência modificaram a superfície do esmalte; observaram também que no grupo 1 houve formação de pequenas bolhas, pequenas elevações irregulares e trincas finas; no grupo 2 também houve formação de trincas, crateras, que eram preenchidas por depressões e elevações e vários poros. Os autores concluíram que essas modificações no esmalte irradiado pelo Nd:YAG *Laser* poderiam aumentar a resistência de união e substituir o método convencional de condicionamento do esmalte.

Myers, em 1990, realizou uma pesquisa com o objetivo de analisar os efeitos histológicos do Nd:YAG *Laser* sobre os substratos esmalte e dentina. Os autores utilizaram superfície de esmalte e dentina cariada e não-cariada de dentes humanos, que foram recobertos com uma solução ativadora e posteriormente irradiados com Nd:YAG *Laser* nos parâmetros de 0,8 W de potência, energia de 80 mJ e frequência de 10 Hz. O autor analisou histologicamente as amostras e observou na superfície do esmalte: múltiplos padrões circulares que se sobrepunham

uns aos outros; crateras com profundidade de 15 a 40 μm ; pequenos corpos esferoidais e áreas superficiais de ressolidificação de cristais de hidroxiapatita. Na dentina não-cariada e irradiada, o autor observou crateras provenientes dos pulsos de irradiação com aparência de mosaico com pequenos corpos esféricos sobressaindo-se à superfície; na dentina cariada e irradiada, foram observadas crateras e depressões, e áreas de carbonização e alterações estruturais dos túbulos dentinários até a profundidade de 40 μm .

White et al. (1991) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar as modificações estruturais e a permeabilidade dentinária do substrato dentina após irradiação com Nd:YAG *Laser*. Os autores utilizaram superfície de dentina de terceiros molares humanos, que foram irradiados nos parâmetros: 0,4 - 3 W, 40 -130 mJ, 10 - 20 pps por um tempo de 30 s a 4 min (DE variando entre 37,5 e 187,5 J/cm²). Após análise em MEV, os autores observaram, como resultados, que o parâmetro de 2,0 W de potência média apresentou menor taxa de permeabilidade com túbulos parcialmente obliterados, independente da variação dos demais parâmetros.

Eduardo et al. (1995) realizaram um estudo com o propósito de observar os efeitos do Nd:YAG *Laser* comparado ao condicionamento com ácido fosfórico na superfície do esmalte de dentes humanos, divididos em 2 grupos: Grupo 1 - Nd:YAG *Laser* nos parâmetros: 1,0 - 3,0 W, 15 - 30 Hz, 30 - 150 mJ/pulso, 150 μseg por 60 s (fibra de quartzo de 0,32 mm); Grupo 2 - condicionamento com ácido fosfórico à 32% por 60 s. Tinta preta indiana sobre uma área e 0,2 mm X 0,4 mm da superfície de esmalte no Grupo 1 foi utilizada para aumentar a absorção do *Laser* ao tecido. Após análise da superfície em MEV, os autores observaram que o condicionamento com ácido fosfórico resultou em superfície de esmalte com prismas limpos, enquanto que a irradiação com o Nd:YAG *Laser* criou uma superfície derretida e recristalizada semelhante à substância lava. Os melhores resultados foram obtidos

quando se utilizou os parâmetros 2,0 W, 133 mJ/pulso, 15 Hz, 165,4 J/cm², por 60 s.

Em 1997, Eduardo et al. realizaram uma pesquisa com o objetivo de observar se o Nd:YAG *Laser* poderia substituir o método convencional de condicionamento do esmalte com ácido fosfórico. Os autores utilizaram terceiros molares humanos, que foram divididos em dois grupos: Grupo 1 – condicionamento com ácido fosfórico a 35% da superfície de esmalte por 30 s; Grupo 2 – tinta preta indiana foi aplicada nas superfícies de esmalte, seguido de irradiação com Nd:YAG nos parâmetros: 165,8 J/cm², 133 mJ, 2,0 W, 15 Hz, 30 s, 150 µs. Em seguida, os autores aplicaram o sistema adesivo Heliobond (Ivoclar-Vivadent) e restauraram os dentes com resina composta Prisma TPH (Dentsply). Após submeter os dentes a 700 termociclos, foi realizado o teste de resistência ao cisalhamento. Os autores observaram, como resultados, que a resistência adesiva foi significativamente maior para o grupo controle, que utilizou condicionamento com ácido fosfórico a 35%, comparado ao grupo experimental, que utilizou irradiação com o Nd:YAG *Laser*. Os autores concluíram que há necessidade de novos estudos para obter os parâmetros ideais de irradiação com o Nd:YAG *Laser* para que seja efetivo o condicionamento na superfície do esmalte similar ou melhorado em relação ao condicionamento com ácido fosfórico a 35%.

Ariyaratnam et al. (1997) realizaram uma pesquisa com o objetivo de avaliar a morfologia e a resistência ao cisalhamento do esmalte após condicionamento com Nd:YAG *Laser*. Os autores utilizaram superfície de esmalte de molares humanos, que foram divididos em 2 grupos: Grupo 1 - irradiação com Nd:YAG *Laser* (Experimental), com a ponta da fibra posicionada perpendicular à distância de 3 mm da superfície, variando parâmetros: 0,8 W/10 pps, 1,0 W/15 pps, 1,25 W/20 pps; 60s (comprimento de onda: 1,06 µm; fibra de quartzo de 320 µm); Grupo 2 – (Controle) ácido fosfórico à 37% por 60 s. Os autores realizaram a análise perfilométrica da superfície após os

condicionamentos, análise em MEV e da resistência ao cisalhamento. Os autores observaram, como resultados, que o condicionamento ácido com ácido fosfórico da superfície do esmalte apresentou diferenças qualitativas em relação ao grupo experimental (irradiados). O tratamento com *Laser* em densidades maiores promoveu microtrincas e fissuras. Não houve diferença de rugosidade entre o grupo controle e os grupos experimentais para três diferentes parâmetros (10 pps/0,8 W; 15 pps/1,0 W; 20 pps/1,25 W). A resistência adesiva foi similar para todos os grupos, independente do parâmetro de Nd:YAG *Laser* utilizado. Os autores concluíram que o Nd:YAG *Laser* não melhora a retentividade da superfície do esmalte como a técnica convencional, e não é recomendado como alternativa para o uso do ácido fosfórico.

Goodis et al. (1997) realizaram um estudo com o objetivo de determinar os efeitos na permeabilidade dentinária após a utilização dos *Lasers* de Nd:YAG e Ho:YAG (Hólmio:YAG) e os resultados das mudanças de temperatura e morfológicas da dentina. Os autores utilizaram a superfície de dentina de terceiros molares humanos, e a permeabilidade dentinária foi inicialmente medida com o auxílio de microscopia eletrônica de varredura retroespalhada úmida, sem revestimento de condutor. Os autores irradiaram por 2 min a superfície dentinária com os *Lasers* de Nd:YAG e Ho:YAG variando a potência (0,5, 1,0, e 3,0 W), a frequência (10, 15, 20 e 30 Hz), os pulsos (100 -150 μ s) e os diâmetros das fibras óticas (200 μ m, 320 μ m e 500 μ m), por 2 min, enquanto a variação de temperatura era registrada (comprimento de onda Nd:YAG *Laser* – 1,06 μ m ou 1,32 μ m; comprimento de onda Ho:YAG *Laser* – 2,1 μ m). A permeabilidade foi novamente medida. Os autores observaram que todos os parâmetros reduziram a permeabilidade e que a variação de temperatura foi suficiente para danificar a polpa dental, indicando que um tempo menor que 2 min de irradiação e menores potências devem ser necessárias.

No mesmo ano de 1997, Schaller et al. realizaram um estudo com o propósito de determinar os efeitos do Nd:YAG *Laser* na permeabilidade dentinária. Os autores confeccionaram discos de dentina (terço coronal médio) de terceiros molares humanos que foram divididos em 4 grupos: Grupo A) irradiação com Nd:YAG *Laser* nos parâmetros 60 mJ e 10 Hz; Grupo B) irradiação com Nd:YAG *Laser* nos parâmetros 90 mJ e 10 Hz; Grupo C) irradiação com Nd:YAG *Laser* nos parâmetros 120 mJ e 15 Hz; Grupo D) controle, dentina não-irradiada. Os autores utilizaram o Nd:YAG *Laser* (*American Dental Laser Inc – Troy EUA*) com comprimento de onda de 1,060 μm , no modo contato com fibra óptica de 320 μm , por 60 s. Em seguida, todos os discos de dentina foram condicionados com ácido fosfórico à 32%. A permeabilidade dentinária foi medida três vezes após irradiação e seis vezes após o condicionamento ácido. Como resultados, os autores observaram que a irradiação da superfície tratada com Nd:YAG *Laser* alterou significativamente a permeabilidade da dentina somente no grupo A. Os autores concluíram que o tratamento com Nd:YAG *Laser* frequentemente eleva a permeabilidade da *smear layer* que recobre a dentina, mas reduz a permeabilidade da dentina após o condicionamento da superfície com ácido fosfórico. Adicionalmente, enormes formações de crateras foram observadas com potência moderada de 60 mJ, e as modificações da superfície de dentina para a potência de 120 mJ causaram um aumento da resistência ao condicionamento ácido da superfície; houve fusão da dentina, resultando em superfície plana e homogênea da dentina.

Anic et al. (1998) realizaram uma pesquisa com o propósito de comparar as mudanças morfológicas da superfície de dentina após irradiação com *Lasers* de Argônio, CO₂ e Nd:YAG com o feixe posicionado paralelo ou perpendicularmente à superfície. Os autores confeccionaram disco de dentina de espessura de 1,5 mm de terceiros molares humanos, e irradiaram as superfícies com os *Lasers* de Argônio, CO₂ na forma contínua e o Nd:YAG *Laser* na forma pulsada. Os

parâmetros utilizados foram: potência - 1,0, 1,25, 1,5, 2,0 W; tempo de exposição – 0,1 s, 0,5 s, 1 s, 4 s; taxa de repetição – 20 pps. Como resultados da análise de MEV, os autores observaram que quando o feixe de *Laser* foi irradiado paralelo à dentina, os efeitos da energia do *Laser* variaram de nenhum efeito ao efeito de erosão e de fusão da *smear layer*; quando o feixe dos *Lasers* foi irradiado perpendicularmente à superfície de dentina provocou crateras na superfície. Os autores concluíram que o ângulo do feixe de *Laser* em relação à superfície pode ser um fator decisivo na quantidade de energia absorvida pela dentina e, conseqüentemente, das alterações morfológicas induzidas pelo *Laser*.

Em 1999, Yonaga et al. realizaram um estudo *in vivo* com o objetivo de avaliar os resultados da irradiação do Nd:YAG *Laser* nas regiões cervicais e apicais de dentes com hipersensibilidade dentinária. Os autores realizaram o estudo com 180 dentes diagnosticados com hipersensibilidade dentinária na região cervical de 54 pacientes. Os autores realizaram tratamento com Nd:YAG *Laser*, nos parâmetros de 2 W, 100 mJ e 20 Hz (comprimento de onda – 1,640 μm , fibra de quartzo – 320 μm) por 2 meses. Em seguida, os dentes foram divididos em 4 grupos: Grupo 1 – irradiação horizontal a distância de 5 cm da superfície por 1 min (tamanho da ponta do *Laser* = 16,82 mm; densidade de potência= 0,90 W/cm²); grupo 2 - irradiação horizontal na região cervical de forma contato por 0,5 s (2 vezes), com intervalo entre elas de 10 s, com tinta preta (tamanho da ponta do *Laser* = 0,32 mm; densidade de potência = 2486,86 W/cm²); grupo 3 - irradiação a distância de 5 cm da superfície a partir da região apical por 1 min (tamanho da ponta do *Laser* = 16,82 mm; densidade de potência= 0,90 W/cm²); Grupo 4 - irradiação a distância de 5 cm da superfície a partir da região apical por 0,5 s (2 vezes), com intervalo entre elas de 10 s, com tinta preta (tamanho da ponta do *Laser* = 1,32 mm; densidade de potência = 146,15 W/cm²). A sensibilidade dentinária foi avaliada por meio de jato de ar (escala de dor variando de 0 a 4 graus) antes e após o tratamento. As superfícies dos

dentess foram observadas antes e após o tratamento com Nd:YAG *Laser* pelo método modelo de réplica usando MEV. O método de irradiação na região cervical apresentou mais efetivo que o método de irradiação na região apical. O efeito do *Laser* foi maior quando se utilizou tinta preta sobre a superfície irradiada. O método de irradiação na região cervical com tinta preta foi o mais efetivo e resultou em menor recorrência da hipersensibilidade dental. Os autores observaram que o tratamento com Nd:YAG *Laser* foi efetivo na redução da hipersensibilidade cervical dentinária; na análise de MEV, a dentina irradiada apresentava a maioria dos túbulos ocluídos ou estreitados, com características de fusão da dentina superficial.

Em 1999, Gonçalves et al. desenvolveu uma nova técnica de aplicação do *Laser* de Neodímio. Os autores realizaram um estudo com o propósito de avaliar a resistência adesiva ao cisalhamento frente a três diferentes pré-tratamentos dentinários: irradiação com Nd:YLF *Laser*, condicionamento ácido e hipermineralização. Os parâmetros do *Laser* utilizados foram: frequência 0,3 Hz, energia 250 mJ/pulso, potência 2500 W, DE = 1,31 J/cm², pulsado (com pulsos de 100 µs; tamanho da ponta do *Laser* = 5 mm). Os autores utilizaram a superfície de dentina de incisivos bovinos, que foram divididos em 2 grupos: (1) o controle, que foi mantido em água destilada a 4^o C; (2) hipermineralizado, que foi mantido em solução hipermineralizante a 4^o C por 14 dias. Cada grupo foi subdividido em 3 subgrupos de acordo com o pré-tratamento da dentina: Subgrupo 1 – Controle (condicionamento ácido + *primer* + adesivo + fotopolimerização); Sugrupo 2 - Experimental (condicionamento ácido + *primer* + adesivo + *Laser* + fotopolimerização); Sugbrupo 3 - Experimental (*Laser* + condicionamento ácido + *primer* + adesivo + fotopolimerização). O adesivo utilizado foi o Scotchbond Multi-Usó Plus (3M-ESPE). Em seguida os dentes receberam cilindros de resina composta Filtek Z100 e foram submetidos ao teste de cisalhamento, análise em MEV e difração de raios. Os autores observaram que o pré-tratamento da dentina com

Nd:YLF *Laser* após a aplicação do sistema adesivo, porém antes de sua polimerização, apresentou maiores valores de resistência adesiva ao cisalhamento. Na análise em MEV e difração de raios, os autores observaram uma nova interface adesiva, composta de hidroxiapatita recristalizada após ser derretida na presença de monômeros resinosos, criando um novo substrato fisicamente mais resistente e com mais afinidade química com o processo adesivo.

No mesmo ano, Matos et al. realizaram uma pesquisa para avaliar a resistência adesiva ao cisalhamento utilizando a técnica desenvolvida por Gonçalves et al. (1999) de pré-tratamento dentinário com o Nd:YAG *Laser* após a aplicação do sistema adesivo e previamente a sua polimerização. Os autores utilizaram incisivos humanos, que foram embutidos em resina acrílica. Em seguida, as superfícies vestibulares foram desgastadas até exposição de dentina. Os dentes foram divididos em três grupos de acordo com o pré-tratamento dentinário. Grupo 1 (controle): condicionamento ácido + Single Bond/3M ESPE + fotoativação; Grupo 2: dentina irradiada com Nd:YAG *Laser* + condicionamento ácido + Single Bond + fotoativação; Grupo 3: condicionamento ácido + Single Bond + Nd:YAG *Laser* + fotoativação. O Nd:YAG *Laser* foi utilizado nos parâmetros: comprimento de onda de 1,064 μm , 0,6 W, 15 Hz e 40 mJ/pulso por 30 s. A fibra ótica de quartzo (320 μm) foi posicionada perpendicularmente à superfície numa distância de 1 mm, de modo não-contato. Após as restaurações de resina composta Z-100, as amostras foram submetidas ao teste de cisalhamento para avaliação da resistência adesiva. Os autores observaram que o pré-tratamento dentinário com o Nd:YAG *Laser* após aplicação do sistema adesivo e previamente à fotoativação obteve resultados semelhantes ao grupo controle, e que mais estudos deveriam ser realizados sobre a camada híbrida formada após o uso do Nd:YAG *Laser* por essa técnica desenvolvida por Gonçalves et al. (1999).

Matos et al. (2000) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a resistência adesiva à microtração no substrato esmalte e dentina utilizando a técnica desenvolvida por Gonçalves et al. (1999), do pré-tratamento dentinário com o Nd:YAG *Laser* após a aplicação do adesivo e previamente a fotoativação. Os autores utilizaram dentes humanos, que foram embutidos em resina acrílica. Em seguida, as faces vestibulares foram desgastadas até exposição de superfície plana em esmalte e dentina. Os dentes foram divididos de acordo com o substrato e o tratamento: Grupo 1 (controle) – substrato esmalte com adesivo autocondicionante Clearfil Liner Bond/Kuraray + fotoativação; Grupo 2 – substrato esmalte irradiado com Nd:YAG *Laser* + adesivo autocondicionante Clearfil Liner Bond + fotoativação; Grupo 3 – substrato esmalte com adesivo autocondicionante Clearfil Liner Bond + irradiação com Nd:YAG *Laser* + fotoativação; Grupo 4 (controle) – substrato dentina com adesivo autocondicionante Clearfil Liner Bond + fotoativação; Grupo 5 – substrato dentina irradiado com Nd:YAG *Laser* + adesivo autocondicionante Clearfil Liner Bond + fotoativação; Grupo 6 – substrato dentina com adesivo autocondicionante Clearfil Liner Bond + irradiação com Nd:YAG *Laser* + fotoativação. O Nd:YAG *Laser* foi utilizado nos parâmetros: $\lambda = 1,064 \mu\text{m}$, 150 μs de duração do pulso, 0,6 W, 15 Hz e 40 mJ/pulso por 30 s. A fibra ótica de quartzo (320 μm) foi posicionada perpendicularmente à superfície numa distância de 1 mm, de modo não-contato. Após as restaurações de resina composta, os dentes foram submetidos ao teste de cisalhamento para avaliação da resistência adesiva. Os autores observaram que a resistência adesiva foi maior em dentina em relação ao esmalte, e que o pré-tratamento dentinário com o Nd:YAG *Laser* após a aplicação do sistema adesivo e previamente a sua polimerização apresentou melhores resultados de resistência de união.

Em 2001, Araújo et al. realizaram um estudo com objetivo de avaliar o selamento marginal de restaurações Classe V utilizando a técnica desenvolvida por Gonçalves et al. (1999), que preconiza a

aplicação do Nd:YAG *Laser* sobre o sistema adesivo não-polimerizado. Os autores realizaram cavidades Classe V em incisivos bovinos com o Er:YAG (Érbio: Ítrio-Alumínio-Granada) *Laser* (parâmetros - 350 mJ, 4 Hz e DE = 116,7 J/cm²) e pré-tratamento dentinário com o Nd:YAG *Laser* (parâmetros – 60 mJ, 10 s e DE = 74,6 J/cm²). Em seguida, os dentes foram divididos em oito grupos. G-I (preparo com Er:YAG *Laser* + Prime & Bond NT/Dentsply + resina composta TPH/Dentsply), G-II (preparo com Er:YAG *Laser* + Single Bond/3M ESPE + resina composta Z100/3M ESPE), G-III (preparo com Er:YAG *Laser* + Single Bond + Nd:YAG *Laser* + resina composta Z100), G-IV (preparo com Er:YAG *Laser* + Prime & Bond NT + Nd:YAG *Laser* + resina composta TPH), G-V (preparo convencional + Prime & Bond NT + resina composta TPH), G-VI (preparo convencional+ Single Bond + resina composta Z100), G-VII (preparo convencional + Single Bond + Nd:YAG *Laser* + resina composta Z-100), G- VIII (preparo convencional + Prime & Bond NT + Nd:YAG *Laser* + resina composta TPH). Após 300 termociclos, os dentes foram submetidos à análise de microscopia óptica e MEV. Os autores observaram que o grupo GIII, preparo com Er:YAG *Laser* + Single Bond + Nd:YAG *Laser*, apresentou os menores valores quanto à microinfiltração e nanoinfiltração. Os autores concluíram que a aplicação do Nd:YAG *Laser* alterou a dentina, gerando um derretimento e fechamento dos túbulos dentinários, fusão e recristalização do esmalte, reduzindo, assim a micro e nanoinfiltração.

Oda et al. (2001) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar morfológicamente, através de MEV, interface adesiva adesivo/dentina irradiada com Er:YAG e Nd:YAG *Lasers* em substituição ao condicionamento ácido ou associados ao mesmo. Os autores confeccionaram cavidades Classe V em incisivos bovinos, seguido de pré-tratamento dentinário, conforme quatro grupos: Grupo 1 – controle/condicionamento com ácido fosfórico 35% + sistema adesivo Single Bond; Grupo 2 - Nd:YAG *Laser* (parâmetros: 0,6 W, 15 Hz, 40 mJ,

30 s) + condicionamento ácido + sistema adesivo; Grupo 3 - Er:YAG *Laser* (parâmetros: 2 Hz, 80 mJ, 30 s) + sistema adesivo; Grupo 4 - Nd:YAG *Laser* + sistema adesivo. Foi utilizada a fibra óptica de 320 μm , forma de varredura a distância de 1 mm, não contato. Após os procedimentos restauradores, a interface adesiva foi avaliada por meio de análise em MEV. Os autores observaram que a irradiação com o Nd:YAG *Laser* gerou fusão e recristalização da dentina com ausência de túbulos dentinários abertos, impedindo a penetração do adesivo no tecido e a formação de *tags* de resina, resultando num espalhamento da resina sobre a dentina; adicionalmente, o condicionamento ácido posterior (Grupo 2) ou pré-tratamento com Nd:YAG *Laser* não reverteu esse o quadro (Grupo 4). Para o Er:YAG *Laser*, os autores observaram tecido dentinário com túbulos dentinários abertos, sem a presença de *smear layer*. Os autores concluíram que a irradiação com o Nd:YAG *Laser* previamente ao sistema adesivo promove uma aparente superposição da resina na superfície dentinária, sugerindo oclusão dos túbulos com características de fusão na dentina superficial.

Moriyama (2001), em sua dissertação de mestrado, realizou um estudo com o propósito de avaliar as modificações estruturais e a variação de temperatura na superfície de dentina após irradiação com o Nd:YAG *Laser*. O autor confeccionou amostra de dentina de dentes humanos, que foram irradiados com o Nd:YAG *Laser* nos parâmetros: 900 mJ; 1, 2, 3 e 6 pulsos; largura de 90 μs e 90 ms ($\text{DE} = 180 \text{ J/cm}^2$). Em seguida, o autor realizou a análise das mudanças morfológicas da superfície das amostras com MEV, a mudança na concentração de elementos minerais com EDS e a variação de temperatura pelo método de diferenças finitas. Na análise de MEV, o autor observou diferenças na superfície irradiada à medida que variava a quantidade, largura e energia dos pulsos, sendo que pulsos mais longos resultavam em efeitos térmicos mais evidentes na dentina; todas as amostras apresentaram diferenças morfológicas decorrentes da elevação da temperatura local, ou interação

foto-térmica entre o *Laser* e o tecido, provocando fusão da camada externa da dentina e sua posterior solidificação. Na análise de EDS, o autor observou aumento na quantidade de fosfato e cálcio da dentina, entretanto, sem haver relação com os parâmetros utilizados. A simulação térmica de variação de temperatura varia de acordo com a quantidade de energia e energia por pulso, entretanto, as variações de temperatura não são seguras para utilização clínica. A elevação da temperatura da polpa dental pode provocar a mortificação das células pulpares.

Lin et al. (2001) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar as mudanças na morfologia e na composição da dentina após irradiação com Nd:YAG *Laser*. Os autores utilizaram fragmentos de dentina de dentes humanos da porção coronal radicular que foram divididos em 4 grupos: Grupo 1 – irradiação com Nd:YAG *Laser* (parâmetros: 150 mJ/pulso, 30 pps, 4 s; DE = 2487 J/cm²); Grupo 2 – irradiação com Nd:YAG *Laser* (parâmetros: 150 mJ/pulso, 20 pps, 4 s; DE = 1658 J/cm²); Grupo 3 – irradiação com Nd:YAG *Laser* (parâmetros: 150 mJ/pulso, 10 pps, 4 s; DE = 829 J/cm²); Grupo 4 – controle, sem irradiação. A fibra ótica (400 µm) foi posicionada à 2 mm de distância da superfície. As mudanças na morfologia e na composição da dentina foram avaliadas com: difratometria de raios X, espectrometria de infravermelho com transformada de *Fourier* (FTIR) e MEV com detector de energia dispersiva de raios X (EDS). Os autores observaram, com resultados da difratometria de raios X, que a dentina apresentou elevação na composição de alfa-tricálcio fosfato e beta-tricálcio fosfato, provavelmente devido à evaporação dos componentes orgânicos da dentina, e essa elevação é proporcional ao aumento da energia irradiada. A análise EDS demonstrou que o cálcio e fósforo das áreas irradiadas foram proporcionalmente maiores à medida que se elevava a potência do Nd:YAG *Laser*. Na análise de FTIR, foram observados que DE = 2487 J/cm² e DE = 1658 J/cm² resultam na formação de alfa-tricálcio fosfato e quebra das ligações do colágeno. Para a DE = 829 J/cm² foram

observadas substâncias semelhantes a vidros derretidos, sem a formação de alfa-tricálcio fosfato no local; a análise de MEV revelou que a $DE = 829 \text{ J/cm}^2$ foi suficiente para realizar a fusão e recristalização dos cristais de dentina, sem rachaduras.

Kawaguchi et al. (2003) realizaram uma pesquisa com objetivo de avaliar a microinfiltração de restaurações Classe V após pré-tratamento dentinário com Nd:YAG *Laser* antes e após a aplicação do sistema adesivo. Os autores realizaram preparos cavitários Classe V em incisivos bovinos e dividiram em 3 grupos: Grupo 1: (controle) aplicação do sistema adesivo Single Bond/3M ESPE + fotopolimerização; Grupo 2: Nd:YAG *Laser* + sistema adesivo Single Bond + fotopolimerização; Grupo 3: sistema adesivo Single Bond + fotopolimerização + Nd:YAG *Laser*. Para os grupos 2 e 3, os parâmetros utilizados para o Nd:YAG *Laser* foram: 40 mJ, 150 μs , 15 Hz, 0,6 W, $DE = 49,76 \text{ J/cm}^2$, 30 s. A fibra ótica de quartzo (320 μm) foi posicionada perpendicular a distância de 1 mm da superfície, não-contato, varrendo a superfície. Após os procedimentos restauradores e termociclagem, os espécimes foram impermeabilizados e imersos em solução de nitrato de prata 50% por 8 h, na total ausência de luz. Após a secção no sentido longitudinal, os espécimes foram analisados quanto ao grau de infiltração marginal. Os autores observaram que a utilização do Nd:YAG *Laser* antes e após a aplicação do sistema adesivo não influenciou na microinfiltração marginal das restaurações Classe V de resina composta.

Moriyama et al. (2003) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a variação de temperatura na parede interna da polpa dental e da superfície da dentina humana irradiada com o Nd:YAG *Laser* utilizando diferentes pulsos e durações por meio do método de diferenças finitas. Foram usados diferentes parâmetros: duração do pulso = 0,9 e 90 ms; quantidade de pulsos = 1, 2, 3 e 6 pulsos; intervalo entre os pulsos = pulso único e 300 ms. A densidade de energia total para todos os grupos foi de 180 J/cm^2 . Como resultados, os autores observaram que a maior

temperatura na superfície da dentina (218° C) foi obtida com um único pulso e 0,9 ms de duração do pulso; foi obtida uma temperatura de 191° C na superfície da dentina um único pulso e 90 ms de duração do pulso; a maior temperatura na parede interna da polpa dental (espessura de dentina de 1,5 mm) ($\geq 63^{\circ}$ C) foi obtida com 6 pulsos, tanto para 0,9 ms quanto para 90 ms de duração do pulso, e a menor temperatura foi obtida com pulso único de 0,9 ms (27,2° C). Para 0,9 ms de duração do pulso, os valores obtidos de aumento de temperatura final na superfície de dentina foram: pulso único = 217,9° C; 2 pulsos = 195,8° C; 3 pulsos = 179,5° C; 6 pulsos = 152,4° C. Para 0,9 ms de duração do pulso, os valores obtidos de aumento de temperatura final na parede interna da polpa dental foram: pulso único = 27,2° C; 2 pulsos = 37,8° C; 3 pulsos = 45,8° C; 6 pulsos = 63,0° C. Para 90 ms de duração do pulso, os valores obtidos de aumento de temperatura final na superfície de dentina foram: pulso único = 191° C; 2 pulsos = 166,3° C; 3 pulsos = 151,9° C; 6 pulsos = 129,0° C. Para 90 ms de duração do pulso, os valores obtidos de aumento de temperatura final na parede interna da polpa dental foram: pulso único = 32,2° C; 2 pulsos = 41,2° C; 3 pulsos = 49,2° C; 6 pulsos = 64,8° C. Os resultados demonstraram que o fracionamento da irradiação em mais pulsos resulta em menores valores de temperatura para a superfície da dentina e maiores temperaturas para a polpa dental quando comparado com o pulso único. Isso provavelmente ocorre, pois, os longos intervalos entre os pulsos gera um período de tempo suficiente que permite perdas de energia na superfície, entretanto promove difusão de calor através da dentina para polpa. Os autores concluíram que as temperaturas finais na parede interna da polpa e na superfície de dentina são fortemente dependentes da duração do pulso, do tempo de exposição e da energia contida em cada pulso.

Yamada et al. (2004) realizaram um estudo para analisar morfologia tridimensional e a rugosidade superficial da superfície de esmalte e dentina irradiados com Nd:YAG, Er:YAG e CO₂ Lasers.

Terceiros molares humanos tiveram as superfícies de esmalte e dentina aplainadas e polidas. As superfícies foram irradiadas com Nd:YAG, Er:YAG e CO₂ Lasers, posicionados verticalmente e a distancia de 1 mm da superfície. Os parâmetros utilizados foram: Nd:YAG Laser – 0,6 J, comprimento de pulso de 2 ms, 1 pulso e diâmetro da fibra ótica de 2 mm; Nd:YAG Laser – 40 J, 20 s, 10 pps e diâmetro da fibra ótica de 4 mm; CO₂ Laser – 4 J (esmalte) e 3 J (dentina), duração do pulso de 0,5 s, e diâmetro da fibra ótica de 2 mm. Os autores utilizaram MEV e Espectroscopia Raman para analisar a morfologia tridimensional da superfície das amostras. Como resultados de MEV, os autores observaram que CO₂ Laser promoveu a formação de rachaduras na superfície da dentina e do esmalte devido o *stress* térmico da irradiação; Nd:YAG Laser promoveu a formação de glóbulos derretidos na superfície da dentina; Er:YAG Laser promoveu a formação das cavidades mais profundas tanto no esmalte quanto na dentina; todas as amostras irradiadas apresentaram superfícies das amostras rugosa quando comparada com as superfícies das amostras não irradiadas. Espectroscopia Raman demonstrou que a hidroxiapatita foi parcialmente decomposta, e o colágeno foi carbonizado e completamente perdido na superfície da dentina após irradiação com Nd:YAG e CO₂ Lasers, provavelmente devido aquecimento instantâneo a superfície do dente para altas temperaturas, carbonizando o colágeno e outras proteínas da superfície de dentina.

Moriyama et al. (2004) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar dentina humana irradiada com o Nd:YAG Laser utilizando diferentes pulsos e durações. Amostras de dentina da região do terço médio da raiz de dentes humanos foram divididos em 8 grupos: Grupo 1 - irradiação com Nd:YAG Laser (parâmetros: 150 mJ; 1 pulso; 0,9 µs); Grupo 2 - irradiação com Nd:YAG Laser (parâmetros: 150 mJ; 2 pulsos; 0,9 µs); Grupo 3 - irradiação com Nd:YAG Laser (parâmetros: 150 mJ; 3 pulsos; 0,9 µs); Grupo 4 - irradiação com Nd:YAG Laser

(parâmetros: 150 mJ; 6 pulsos; 0,9 μ s); Grupo 5 - irradiação com Nd:YAG *Laser* (parâmetros: 150 mJ; 1 pulso; 90 μ s); Grupo 6 - irradiação com Nd:YAG *Laser* (parâmetros: 150 mJ; 2 pulsos; 90 ms); Grupo 7 - irradiação com Nd:YAG *Laser* (parâmetros: 150 mJ; 3 pulsos; 90 ms); Grupo 8 - irradiação com Nd:YAG *Laser* (parâmetros: 150 mJ; 6 pulsos; 90 ms). O Nd:YAG *Laser* apresentava o comprimento de onda de 1064 nm, e tamanho da ponta do *Laser* de 0,005 cm². A densidade de energia total para todos os grupos foi de 180 J/cm². Após as irradiações, as amostras foram submetidas às análises em EDS e MEV. Os autores observaram que na análise em MEV a dentina irradiada apresentou mudanças estruturais, sendo estas dependentes da duração do pulso do *Laser*. A análise em EDS demonstrou um aumento na concentração de fósforo e cálcio na dentina irradiada, mas sem correlação com o número de pulsos e a duração dos mesmos. Os autores concluíram que o uso do Nd:YAG *Laser* com pulsos mais longos gera maior derretimento do substrato comparado a pulsos mais curtos. Entretanto, as duas variações de pulsos testados resultam em uma superfície de dentina derretida contendo maior concentração de substâncias inorgânicas comparada à dentina não-irradiada. O aumento na concentração de fósforo e cálcio na dentina irradiada provavelmente ocorreu devido ao aumento de temperatura gerado pela irradiação, provocando a evaporação dos componentes orgânicos da dentina.

Franke et al. (2006) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a resistência de união entre sistema adesivo e substrato dentinário irradiado com o Nd:YAG *Laser* após a aplicação do sistema adesivo, mas previamente a sua fotoativação, técnica desenvolvida por Gonçalves et al. (1999). Os autores utilizaram superfície de dentina de molares humanos, que foram divididos em 4 grupos: Grupo 1 – condicionamento com ácido fosfórico à 35% + sistema adesivo (Single Bond/3M ESPE) + fotopolimerização; Grupo 2 - condicionamento com ácido fosfórico à 35% + sistema adesivo + Nd:YAG *Laser* (parâmetros:

100 mJ, 5 J/cm²) + fotopolimerização; Grupo 3 - condicionamento com ácido fosfórico à 35% + sistema adesivo + Nd:YAG *Laser* (parâmetros: 100 mJ, 10 J/cm²) + fotopolimerização; Grupo 4 - condicionamento com ácido fosfórico à 35% + sistema adesivo + Nd:YAG *Laser* (parâmetros: 100 mJ, 50 J/cm²) + fotopolimerização. O Nd:YAG *Laser* apresentava o comprimento de onda de 1,064 µm, com ponto focal de 3 mm, 20 µs, 10 Hz, varrendo a superfície. Após os procedimentos restauradores, os dentes foram seccionados e submetidos ao teste de resistência de união à microtração. Como resultados, os autores observaram maiores valores de resistência de união para o grupo 2, que realizou a irradiação com *Laser* Nd:YAG nos parâmetros 100 mJ e 5 J/cm²; entretanto, para os parâmetros mais altos (100 mJ, 50 J/cm²), a irradiação com Nd:YAG *Laser* apresentou valores de resistência adesiva menores que o grupo 1 (controle). Os autores analisaram a interface adesiva com MEV, e observaram maior penetração de adesivo sobre a dentina condicionada e sobre os túbulos dentinários, com *tags* mais numerosos e projeções laterais dos mesmos para o grupo irradiado com Nd:YAG *Laser* nos parâmetros 100 mJ e 5 J/cm². Os autores concluíram que técnica desenvolvida por Gonçalves et al. (1999) de irradiação do Nd:YAG *Laser* sobre a dentina após a aplicação do sistema adesivo e previamente a sua polimerização aumentou a resistência de união da interface adesiva, quando utilizado em baixa densidade. Altas densidades de energia do Nd:YAG *Laser* (50 J/cm²) sobre a dentina podem gerar sobreaquecimento, resultando em degradação tanto do dente quanto do sistema adesivo.

Ferreira et al. (2009) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a resistência adesiva ao substrato dentina e a morfologia da camada híbrida de diferentes sistemas adesivos, após a polimerização dos mesmos e irradiação com Nd:YAG *Laser*. Os autores utilizaram superfícies de dentina de dentes bovinos, que foram divididos em 8 grupos: Grupo 1 - Scotchbond Multi Purpose/3M ESPE +

fotopolimerização + Nd:YAG *Laser* (0,8 W; 10 Hz; DE = 113,17 J/cm²); Grupo 2 - Scotchbond Multi Purpose + fotopolimerização + Nd:YAG *Laser* (0,8 W; 20 Hz; DE = 56,68 J/cm²); Grupo 3 - Scotchbond Multi Purpose + fotopolimerização + Nd:YAG *Laser* (1,2 W; 10 Hz; DE = 169,76 J/cm²); Grupo 4 - Scotchbond Multi Purpose + fotopolimerização + Nd:YAG *Laser* (1,2 W; 20 Hz; DE = 84,88 J/cm²); Grupo 5 - Clearfil SE Bond/Kuraray + fotopolimerização + Nd:YAG *Laser* (0,8 W; 10 Hz; DE = 113,17 J/cm²); Grupo 6 - Clearfil SE Bond + fotopolimerização + Nd:YAG *Laser* (0,8 W; 20 Hz; DE = 56,68 J/cm²); Grupo 7 - Clearfil SE Bond + fotopolimerização + Nd:YAG *Laser* (1,2 W; 10 Hz; DE = 169,76 J/cm²); Grupo 8 - Clearfil SE Bond + fotopolimerização + Nd:YAG *Laser* (1,2 W; 20 Hz; DE = 84,88 J/cm²). O Nd:YAG *Laser* apresentava o comprimento de onda de 1,064 μ m, fibra ótica de 320 μ m posicionada perpendicular e a distância de 1 mm da superfície, varredura por 60 s. Após os procedimentos restauradores com resina composta Esthet X (Dentsply), as amostras foram seccionadas e submetidas ao teste de microtração. Como resultados, os autores observaram que os grupos controle (1 e 5) apresentaram os maiores valores de resistência adesiva e que o sistema adesivo autocondicionante Clearfil SE Bond controle apresentou melhores resultados que o sistema adesivo convencional Scotchbond Multi Purpose, independente da técnica utilizada. Os melhores resultados de resistência adesiva para os grupos irradiados com o Nd:YAG *Laser* foram 0,8W/10Hz. A análise em MEV demonstrou que a irradiação com o *Laser* resultou em fusão da dentina abaixo da camada adesiva, independente do sistema adesivo utilizado. Os autores concluíram que a irradiação com o Nd:YAG *Laser* sobre o adesivo polimerizado promoveu mudanças morfológicas na camada híbrida e influenciou negativamente na resistência adesiva de ambos os sistemas adesivos testados.

Plefkken (2010), em sua dissertação de mestrado, realizou um estudo com o objetivo de avaliar a influência do Nd:YAG *Laser*, pela técnica desenvolvida por Gonçalves et al. (1999), nas

propriedades mecânicas dureza e módulo de elasticidade da interface adesiva, utilizando a técnica da nanoindentação. Os autores utilizaram superfícies de dentina de terceiros molares, que foram divididos em 4 grupos: Grupo 1 (controle) – condicionamento ácido + sistema adesivo convencional Single Bond/3M ESPE + fotopolimerização; Grupo 2 (controle) – sistema adesivo autocondicionante Clearfil SE Bond/Kuraray + fotopolimerização; Grupo 3 (experimental) - condicionamento ácido + sistema adesivo convencional Single Bond + Nd:YAG Laser (140 mJ, 10 Hz, 60 s, 174,16 J/cm², não contato) + fotopolimerização; Grupo 4 - (experimental) - sistema adesivo autocondicionante Clearfil SE Bond + Nd:YAG Laser (140 mJ, 10 Hz, 60 s, 174,16 J/cm², não contato) + fotopolimerização. O Nd:YAG Laser apresentava o comprimento de onda de 1,064 µm, fibra ótica de 320 µm posicionada perpendicular e a distância de 1 mm da superfície, varredura por 60 s. Após os procedimentos restauradores com resina composta Filtek Z350 (3M ESPE), os espécimes foram submetidos ao teste de nanoindentação. Como resultados, o autor observou que a aplicação do Nd:YAG Laser previamente a fotoativação dos sistemas adesivos não alterou a dureza da interface adesiva e aumentou significativamente os valores de módulo de elasticidade dos sistemas adesivos testados. O Nd:YAG Laser previamente a fotoativação dos sistemas adesivos proporcionou a homogeneização dos valores de módulo de elasticidade da camada híbrida, bem como reduziu o gradiente dos valores de dureza e módulo de elasticidade entre as camadas de resina, adesiva, híbrida e dentina.

Arisu et al. (2011) realizaram um estudo com o propósito de avaliar a resistência adesiva do substrato dentina após o tratamento com o Nd:YAG Laser para hipersensibilidade dentinária cervical. Os autores utilizaram superfície de dentina de terceiros molares humanos. A *smear layer* dos dentes foi removida com solução de ácido etilenodiamina tetra-acético. Os dentes foram divididos em 6 grupos: Grupo 1 - desensibilizante VivaSens/Vivadent + sistema adesivo Clearfil SE

Bond/Kuraray + fotoativação; Grupo 2 - desensibilizante BisBlock + sistema adesivo Clearfil SE Bond + fotoativação; Grupo 3 – flúor gel + sistema adesivo Clearfil SE Bond + fotoativação; Grupo 4 – Nd:YAG *Laser* (120 mJ, 20 Hz, 2,4 W, 10 s) + sistema adesivo Clearfil SE Bond + fotoativação; Grupo 5 - sistema adesivo Clearfil SE Bond + Nd:YAG *Laser* (120 mJ, 20 Hz, 2,4 W, 10 s) + fotoativação; Grupo 6 – (Controle) sistema adesivo Clearfil SE Bond + fotoativação. A fibra do Nd:YAG *Laser* foi posicionada a uma distância de 1 mm da superfície, e o *Laser* foi aplicado em forma de varredura, em movimentos circulares. Após procedimentos restauradores, os dentes foram seccionados e submetidos ao teste de microtração. Como resultados, os autores observaram que o grupo controle (6) apresentou resistência de união maior que os demais grupos, exceto para o grupo 5, que utilizou irradiação com Nd:YAG *Laser* após aplicação do sistema adesivo e previamente a sua polimerização. Na análise de MEV, os autores observaram na interface adesiva a maioria dos *tags* de resina longos, indicando adequada adesão entre resina/dentina para o grupo 5. Os tratamentos para reduzir a hipersensibilidade cervical influenciam negativamente a resistência adesiva entre resina/dentina, exceto para a técnica desenvolvida por Gonçalves et al (1999).

Castro et al. (2012) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a resistência adesiva do substrato dentina utilizando a técnica desenvolvida por Gonçalves et al. (1999) de irradiação com o Nd:YAG *Laser* sobre o adesivo previamente à sua fotoativação. Os autores utilizaram superfície de dentina de terceiros molares humanos, que foram divididos em 6 grupos: Grupo 1 – (Controle) condicionamento ácido + Single Bond/3M ESPE + fotopolimerização; Grupo 2 - condicionamento ácido + Single Bond + Nd:YAG *Laser* (0,75 W, 10 Hz, DE = 93,30 J/cm²) + fotopolimerização; Grupo 3 - condicionamento ácido + Single Bond + Nd:YAG *Laser* (1 W, 10 Hz, DE = 124,40 J/cm²) + fotopolimerização; Grupo 4 – (Controle) Single Bond + fotopolimerização; Grupo 5 - Single

Bond + Nd:YAG *Laser* (0,75W, 10 Hz, DE = 93,30 J/cm²) + fotopolimerização; Grupo 6 - Single Bond + Nd:YAG *Laser* (1W, 10 Hz, DE = 124,40 J/cm²) + fotopolimerização. O Nd:YAG *Laser* apresentava o comprimento de onda de 1,064 μm, fibra ótica de 320 μm posicionada perpendicular e forma contato com a superfície, varredura por 20 s. Após os procedimentos restauradores, os dentes foram seccionados e submetidos ao teste de microtração. Como resultados, os autores observaram que a irradiação com o Nd:YAG *Laser* não aumenta a resistência adesiva da dentina condicionada previamente. Os grupos 5 e 6, que não realizaram o condicionamento ácido prévio e irradiaram o sistema adesivo com Nd:YAG *Laser*, apresentaram maiores valores de resistência adesiva comparado com o grupo 4, controle que não realizou o condicionamento ácido nem a irradiação com *Laser*. Os menores valores de resistência adesiva foram observados nos grupos 4 e 6. A irradiação com Nd:YAG *Laser* não promove modificações na camada híbrida; a irradiação com o Nd:YAG *Laser* sobre adesivo não polimerizado não melhora a resistência adesiva à microtração entre resina/dentina nas condições testadas nesse estudo.

Ribeiro et al. (2013) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a resistência adesiva ao cisalhamento do substrato dentina após tratamento com Er:YAG e Nd:YAG *Lasers*. Os autores utilizaram superfície de dentina de molares humanos que foram divididos em 4 grupos: Grupo 1 – (Controle) condicionamento ácido + Single Bond/3M ESPE + fotopolimerização; Grupo 2 - condicionamento ácido + Single Bond + Nd:YAG *Laser* (140 mJ, 10 Hz, 174,16 J/cm²) + fotopolimerização; Grupo 3 – pré-tratamento dentinário Er:YAG *Laser* (60 mJ, 10 Hz) + Single Bond + fotopolimerização; Grupo 4 - pré-tratamento dentinário Er:YAG *Laser* (60 mJ, 10 Hz) + Single Bond + Nd:YAG *Laser* (140 mJ, 10 Hz, 174,16 J/cm²) + fotopolimerização. O Nd:YAG *Laser* apresentava o comprimento de onda de 1,064 μm, fibra ótica de 320 μm posicionada perpendicular e a distância de 1 mm da superfície, varredura por 60 s.

Após os procedimentos adesivos, os espécimes foram submetidos ao teste de cisalhamento para avaliar a resistência adesiva. Os grupos 1 e 2 apresentaram resistência adesiva superior comparado aos grupos 3 e 4, entretanto, apresentaram valores de resistência adesiva significativamente semelhantes entre si. O condicionamento convencional com ácido fosfórico promoveu resultados mais favoráveis de adesão à dentina e o tratamento com o Nd:YAG *Laser* não influenciou na resistência adesiva.

Marimoto et al. (2013) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a influência do uso do Nd:YAG *Laser* pela técnica desenvolvida por Gonçalves et al. (1999) na resistência adesiva dos substratos esmalte e dentina. Os autores utilizaram superfícies de esmalte e dentina de dentes bovinos que foram divididos em 8 grupos, sendo 4 grupos para esmalte e 4 grupos para dentina: Grupo 1 – (Controle) sistema adesivo autocondicionante Xeno III/Denstply; Grupo 2 - sistema adesivo autocondicionante Xeno III + Nd:YAG *Laser* (140 mJ, 10 Hz, 174,16 J/cm²) + fotopolimerização; Grupo 3 – condicionamento ácido + sistema adesivo convencional Single Bond/3M ESPE + fotopolimerização; Grupo 4 - condicionamento ácido + sistema adesivo convencional Single Bond + Nd:YAG *Laser* (140 mJ, 10 Hz, 174,16 J/cm²) + fotopolimerização. O Nd:YAG *Laser* apresentava o comprimento de onda de 1,064 µm, fibra ótica de 320 µm posicionada perpendicular e a distância de 1 mm da superfície, varredura por 60 s. Após os procedimentos adesivos, os espécimes foram submetidos ao teste de cisalhamento para avaliar a resistência adesiva. Para o substrato dentina, o sistema adesivo autocondicionante Xeno III apresentou maiores valores de resistência adesiva, comparado ao sistema adesivo convencional Single Bond; a irradiação com o Nd:YAG *Laser* resultou em maiores valores de resistência adesiva comparado aos grupos controles. A aplicação do Nd:YAG *Laser* previamente à polimerização dos sistemas adesivos significativamente aumenta a resistência adesiva ao

cisalhamento apenas para o substrato dentina, nas condições avaliadas no estudo.

Batista et al.*(2013) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar o grau de evaporação (GE) dos solventes presentes em 2 adesivos convencionais de 2 passos (XP Bond/Dentsply e Single Bond/3M ESPE) e 1 adesivo autocondicionante de passo único (Gluma Comfort Bond/Heraeus-Kulzer) utilizando a técnica de uso do Nd:YAG *Laser* desenvolvida por Gonçalves et al (1999). O GE dos solventes foi avaliado pela alteração do peso de uma alíquota de 10 µl dos adesivos, medida em uma balança digital de precisão nos tempos de 10 s, 20 s, 30 s, 40 s, 50 s, 60 s, 70 s, 80 s, 90 s, 100 s, 110 s, 2 min, 3 min, 4 min e 5 min. Os autores avaliaram 2 técnicas: Controle – evaporação espontânea dos solventes; Experimental – irradiação com o Nd:YAG *Laser* por 1 min sobre o adesivo (140 mJ, 10 Hz, 174,16 J/cm², comprimento de onda de 1,064 µm, fibra ótica de 320 µm, distância de 1 mm da superfície, não-contato e varredura), seguido de evaporação espontânea por 4 min. O GE foi significativamente maior nos grupos irradiados. O adesivo autocondicionante Gluma Comfort Bond apresentou maior GE de solvente comparado aos adesivos convencionais Single Bond 2 e XP Bond e todos os adesivos testados perderam peso rapidamente no primeiro min de irradiação com o Nd:YAG *Laser*. Os autores concluíram que a aplicação do Nd:YAG *Laser* sobre os adesivos antes da fotopolimerização promove maior grau de evaporação dos solventes, e pode contribuir para o aumento da longevidade das restaurações.

* Batista GR, Barcellos DC, Torres CRG, Damião AJ, Oliveira HPM, Gonçalves SEP. Effect of Nd:YAG Laser on the solvent evaporation of adhesive systems. Submetido a Revista Eur J Esthet Dent em 13/05/2013.

2.3 Resistência adesiva pelo teste de microtração

No final da década de 80, autores relatavam problemas decorrentes dos ensaios de tração e cisalhamento para avaliação da resistência adesiva. Van Noort et al. (1989) explicaram que as falhas dos valores de adesão para dentina em testes de cisalhamento e tração levavam a interpretações ambíguas dos dados. Os autores realizaram um estudo com o objetivo de avaliar as mudanças de resistência adesiva nos testes pela análise de elementos finitos. Observaram que os testes de tração e cisalhamento são altamente dependentes da geometria do arranjo dos testes e dos materiais envolvidos. Adicionalmente, o teste de tração apresentava potencial limitado para padronização e reprodução dos valores reais de adesão. Concluíram que há necessidade de padronização dos testes para medir a resistência adesiva e fornecer uma comparação válida universal entre diferentes agentes de união.

O teste de microtração para análise da resistência adesiva foi introduzido por Sano et al. (1994a). Os autores modificaram a metodologia do teste de tração, reduzindo as dimensões dos espécimes para avaliar a resistência adesiva de pequenas áreas da dentina. Os autores utilizaram superfície oclusal de terceiros molares, onde o esmalte foi removido da parte oclusal, mesial e distal. A superfície da dentina exposta na face oclusal foi preparada com lixa de granulação 600, e os dentes foram divididos em 2 grupos, de acordo com o sistema adesivo utilizado: Scotchbond Multi-Purpose (3M ESPE), sistema adesivo convencional e, Clearfil Liner Bond 2 (Kuraray), sistema adesivo autocondicionante. Em seguida, foi inserida resina composta com 3-5 mm de espessura, de acordo com as recomendações do fabricante. Um terceiro grupo foi restaurado com Vitremer/3M ESPE (cimento de ionômero de vidro modificado fotopolimerizável). Os espécimes foram mantidos em água a 37° C por 24 h e depois foram cortados em

pequenos retângulos com 0,5 mm a 3 mm de espessura na direção do logo eixo do dente, que eram formados de resina composta, interface adesiva e substrato dentina. A interface adesiva era reduzida de espessura com o auxílio de brocas diamantadas em alta velocidade promovendo formato de ampulheta. Os autores variaram a espessura e a largura da interface adesiva. Os espécimes foram fixados com cola de cianocrilato a um dispositivo para realização do teste de tração, com velocidade de 1 mm/min. Posteriormente, foram executados os testes de resistência à microtração em máquina de ensaios universais. Os resultados mostraram que a resistência de união foi inversamente proporcional à área da superfície adesiva. Para as superfícies com áreas abaixo de $0,4 \text{ mm}^2$, a resistência de união foi de aproximadamente 55 MPa para o Clearfil Liner Bond, 38 MPa para o Scotchbond Multi-Purpose e 20 MPa para o Vitremer. Para essas pequenas áreas, os resultados revelaram que todas as falhas foram adesivas. Os autores observaram que a resistência adesiva é inversamente proporcional à área da superfície aderida, e que o teste de microtração promove naturalmente falhas adesivas. Os autores concluíram que esse novo método de resistência à microtração permite medir altos valores de resistência adesiva sem falhas coesivas em dentina e que permite múltiplas medidas de apenas 1 dente.

Em 1998, Armstrong et al., realizaram um estudo com o propósito de determinar a resistência adesiva de dois sistemas adesivos utilizando a nova proposta de Sano et al. (1994a), avaliação da resistência adesiva pelo teste de microtração, e verificar o tipo de falha para cada espécime com MEV. Os autores utilizaram superfície de dentina de molares humanos, que receberam os adesivos All-Bond (Bisco) e Optibond FL (Kerr) de acordo com as indicações dos fabricantes. Após os procedimentos restauradores, os dentes foram seccionados, produzindo cerca de 6 - 7 palitos cada, que foram submetidos ao teste de microtração e as fraturas analisadas por MEV. Os

autores observaram que os adesivos não apresentaram diferenças de resistência adesiva significativas entre eles; 60% das fraturas do adesivo All-Bond e 35% das fraturas do adesivo Optibond FL ocorreram na interface; 55% das fraturas foram consideradas coesivas. Os autores concluíram que esse novo método de avaliar a resistência de união permite múltiplas medições de um único dente e de áreas restauradas pequenas, mas a interpretação do tipo de falha deve ser cuidadosa para prevenir inadequadas conclusões sobre a utilidade do teste.

Phrukkanon et al. (1998a) realizaram um estudo com o objetivo de comparar o efeito da área adesiva em testes de microtração e micro-cisalhamento. Os autores utilizaram superfície oclusal de dentina de molares humanos, onde foram aplicados quatro sistemas adesivos: Scotchbond MP Plus (3M ESPE), OptiBond FL (Kerr), OptiBond Solo (Kerr), One-Step (Bisco). Foram confeccionados blocos de resina composta para serem posteriormente seccionados no sentido longitudinal em duas metades, sendo uma utilizada no teste de microtração e a outra no teste de micro-cisalhamento. Os blocos de dentina-resina foram fatiados em espécimes de secção quadrada e desgastados na zona adesiva, obtendo espécimes de secção circular com área de $1,1 \text{ mm}^2$, $1,5 \text{ mm}^2$, $3,1 \text{ mm}^2$. Os espécimes foram submetidos aos ensaios de microtração e micro-cisalhamento a velocidade de 1 mm/min . Os resultados mostraram que os valores de resistência de união dos espécimes com $1,1 \text{ mm}^2$ e $1,5 \text{ mm}^2$ foram semelhantes entre si e significativamente maiores que o grupo com secção de $3,1 \text{ mm}^2$, indicando que a resistência de união foi dependente da área. A maioria dos espécimes submetidos à microtração apresentou fratura do tipo adesiva (70%), sendo menos frequente no ensaio de micro-cisalhamento. Os autores concluíram que, embora os resultados do desempenho adesivo dos ensaios tenham sido semelhantes, o teste de micro-cisalhamento gerou uma distribuição irregular de tensões na interface adesiva, comprovado pelo estudo do modo de fratura do tipo coesiva. Os

espécimes de secções menores permitiram distribuição mais regular de tensões na interface, induzindo fraturas adesivas.

Em 1998b, Phrukkanon et al. realizaram um estudo com o objetivo de determinar o efeito da área adesiva em testes de microtração e micro-cisalhamento. Os autores utilizaram molares humanos onde o esmalte foi removido e os dentes foram divididos em duas metades: 1 metade para o teste de micro-cisalhamento e 1 metade para o teste de microtração. Nas superfícies de dentina, foram aplicados 4 sistemas adesivos: Scotchbond MP Plus (3M ESPE), OptiBond FL (Kerr), OptiBond Solo (Kerr), One-Step (Bisco). Foram confeccionados blocos de resina composta e posteriormente, os dentes foram seccionados para obter retângulos compostos de resina-adesivo-dentina, que foram desgastados com brocas cilíndricas até obter cilindros com diâmetros na interface adesiva de 1,2 mm, 1,4 mm e 2,0 mm. Os espécimes foram submetidos aos ensaios de microtração e micro-cisalhamento a velocidade de 1 mm/min. Como resultados, os autores observaram que os espécimes com diâmetros na interface adesiva de 2,0 mm apresentaram menores valores de resistência de união que os espécimes com diâmetros na interface adesiva de 1,2 mm em ambos os testes. A maioria dos espécimes com diâmetros na interface adesiva 1,2 mm e 1,4 mm apresentou fratura do tipo adesiva. Os autores concluíram que espécimes com áreas de interface reduzidas são associados com maiores valores de resistência adesiva e que o efeito nos testes de microtração e micro-cisalhamento são similares.

Loguercio et al. (2005) realizaram um estudo com o propósito de avaliar variabilidade intra-dentes e entre-dentes do teste de resistência de união à microtração utilizando 2 diferentes sistemas adesivos na dentina. Os autores utilizaram superfície de dentina de terceiros molares humanos, que foram divididos em 2 grupos, de acordo com sistema adesivo utilizado: Grupo 1 – sistema adesivo convencional Single Bond (3M ESPE); Grupo 2 - sistema adesivo convencional One

Step (Bisco). Após os procedimentos restauradores com a resina composta Filtek Z-250 (3M ESPE), os dentes foram seccionados em palitos de microtração, com interface adesiva de $0,8 \text{ mm}^2$. Os palitos obtidos foram submetidos ao teste de resistência à microtração e a fratura foi observada microscopicamente (400x de aumento). Para a análise estatística, os autores observaram a variância de efeito randomizado (entre-dente) e a variância dos erros (intra-dentes). Os autores observaram, como resultados, que a variabilidade intra-dentes foi superior à variabilidade entre-dentes, concluindo, portanto, que palitos do mesmo dente não podem ser considerados como unidade experimental, uma vez que não preenchem todos os requisitos para utilização do modelo estatístico ANOVA. Portanto, a unidade experimental considerada deverá ser o dente.

Eckert e Platt (2007) realizaram uma pesquisa com o propósito de avaliar a correlação entre palitos de um mesmo dente para o teste de microtração e examinar tais efeitos na interpretação dos resultados. Os autores utilizaram superfície de dentina de molares humanos, que receberam procedimentos restauradores com 4 sistemas adesivos: Grupo 1 – sistema adesivo autocondicionante Optibond FL (Kerr); Grupo 2 - sistema adesivo autocondicionante Optibond Solo Plus (Kerr), fotopolimerizável; Grupo 3 - sistema adesivo autocondicionante Optibond Solo Plus cura dual (Kerr); Grupo 3 - sistema adesivo autocondicionante Optibond Solo Plus cura química (Kerr). Foram obtidos 09 palitos (interface adesiva de 1 mm^2) de cada dente por grupo (n-15). Os palitos foram marcados de acordo com a orientação do corte e armazenados em saliva artificial por 1 semana ou 3 meses. Os palitos foram submetidos ao ensaio de microtração e os resultados foram submetidos ao teste ANOVA para avaliar a correlação entre os palitos. Como resultados, os autores observaram significativa correlação entre os palitos de um mesmo dente. Não houve correlação significativa entre as orientações dos cortes dos palitos. Os autores concluíram que os

resultados podem ser afetados quando os palitos de um mesmo dente são tratados de forma independente quando na verdade são dependentes.

Roulet e Van Meerbeck (2007) escreveram uma carta ao leitor na revista internacional *Journal of Adhesive Dentistry*, com o objetivo de elucidar alguns pontos controversos da análise estatística para os testes de resistência de união à microtração. Primeiro, os palitos de um mesmo dente não podem ser considerados de forma independente, e sim dependentes; como solução para esse problema, os autores sugerem realizar o cálculo do valor médio dos palitos em cada dente, garantindo a independência das amostras e reduzindo a variabilidade dos dados. Segundo, com relação às falhas pré-teste: 1 – o fato de atribuir o valor zero a cada falha penaliza em muito o corpo de prova, como se ele não apresentasse nenhuma resistência adesiva; 2 - a atitude de desconsiderá-las, de excluí-las de análise estatística não expressa a realidade, subestima a real resistência adesiva. Como solução para o problema das falhas pré-teste, os autores sugerem que, se a falha for adesiva, considerar o menor valor do grupo obtido, para obter uma normalidade entre os resultados; se a falha for coesiva (esmalte, dentina ou resina), desconsiderar o palito, pois ocorreu uma falha na adesão desse palito. O importante é que o autor reporte sempre quais falhas foram inclusas na análise estatística e como procederam em relação à análise estatística.

Em 2007, Camargo et al. realizaram uma revisão de literatura com o propósito de abordar as análises controversas do teste de microtração desenvolvido por Sano et al., 1994a. Camargo et al. (2007) salientam as vantagens dess teste: a obtenção de uma grande amostra de palitos ou espécimes a partir de um único dente ou poucos dentes para cada grupo experimental; redução do coeficiente de variação do método; redução o número de falhas coesivas; possibilidade de estudar diferentes regiões em um mesmo elemento dental; facilidade de avaliar o tipo de fratura por análise em MEV. Entretanto, de acordo com Camargo

et al. (2007), quando considera-se o palito a unidade experimental, e não o dente (valor da média dos palitos por cada dente), ocorre uma falha estatística, pois os dados são tratados de forma independente quando na verdade são dependentes, pois os palitos provenientes do mesmo dente foram submetidos ao mesmo tratamento. Portanto, leva-se em consideração a média calculada dos espécimes testados para cada dente, sendo a unidade experimental o dente, e não o palito.

Beloica et al. (2010) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a resistência adesiva ao esmalte dental utilizando os sistemas adesivos autocondicionantes de passo único e convencionais de condicionamento total, comparando a confiabilidade dos testes de micro-cisalhamento e microtração. Os autores utilizaram superfície de esmalte dental de molares humanos, que foram divididos em 3 grupos: Grupo 1 – sistema adesivo autocondicionante de passo único Bond Force (Tokuyama); Grupo 2 – sistema adesivo autocondicionante de passo único AdheSE One (3M ESPE); Grupo 3 - sistema adesivo autocondicionante de passo único Xeno V (Dentsply); Grupo 4 - sistema adesivo convencional Prime & Bond NT (Dentsply). Após os procedimentos restauradores, os dentes foram seccionados em palitos de microtração (4 dentes por grupo). Também foram confeccionados 12 dentes por grupo para o teste de micro-cisalhamento. Em seguida, os espécimes foram submetidos aos testes de resistência de união ao micro-cisalhamento e microtração. Os palitos de microtração que falharam (falhas pré-teste) foram inclusos na estatística, atribuindo o menor valor de microtração obtido dentro da condição ou grupo experimental. Com resultados, os autores observaram que todos os sistemas adesivos autocondicionantes de passo único obtiveram valores de resistência adesiva ao micro-cisalhamento e microtração semelhantes; o adesivo convencional obteve os maiores valores de resistência de união, comparado aos demais adesivos testados; os maiores valores de resistência de união foram obtidos no teste de micro-cisalhamento; no

teste de microtração, os coeficientes de variação dos espécimes foram extremamente altos, principalmente para os sistemas adesivos autocondicionantes. Os autores concluíram que a resistência adesiva ao esmalte dental dos adesivos autocondicionantes de passo único foi inferior comparado ao sistema adesivo convencional; e que o teste de micro-cisalhamento pode ser mais preciso que o teste de microtração para avaliar a resistência de união entre os adesivos autocondicionantes de passo único o substrato esmalte.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi avaliar *in vitro*, por meio de teste de microtração, a resistência adesiva após 24 h e após 12 meses (longitudinal) de sistemas adesivos (autocondicionante e convencional) ao esmalte e dentina de dentes bovinos, associados ou não ao Nd:YAG *Laser* previamente a sua fotopolimerização.

As hipóteses de nulidade testadas foram:

H01) Não haverá diferença na resistência adesiva promovida pelos sistemas adesivos autocondicionante e convencional;

H02) A irradiação com o Nd:YAG *Laser* não afetará a resistência adesiva à microtração em relação à técnica controle;

H03) O tempo de armazenamento por 12 meses não afetará a resistência adesiva à microtração em relação ao tempo de 24 h.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Aspectos éticos

O estudo foi realizado de acordo com os princípios éticos, seguindo as diretrizes e normas que regulamentam a pesquisa envolvendo dentes bovinos como substrato comercialmente disponível, conforme a Lei Nº 11.974 de 08/10/2008 – Lei “Arouca” (Anexo).

4.2 Adequação e preparo dos dentes

Foram utilizados 240 incisivos bovinos recém-extraídos, limpos e armazenados em água destilada e em freezer à -20° C por até 2 meses até a sua utilização (Titley et al., 1998) (Figura 1A). Inicialmente, as raízes foram seccionadas com disco de diamante número 545 (Dremel – Street Racine, Wisconsin, EUA) em peça de mão a uma distância de 2 mm da junção esmalte/cimento (Figura 1B). Somente as coroas dentárias foram utilizadas (Figura 1C).

Com o auxílio de uma ponta diamantada esférica (número 1014 - KG Sorensen, Barueri-SP, Brasil), foi realizada uma abertura na face lingual destes dentes, na região de cingulo, para promover a exposição da câmara pulpar e possibilitar a padronização da espessura da dentina (Figuras 1D e 1E) e do remanescente esmalte-dentina. As polpas coronárias foram removidas com auxílio de limas endodônticas e curetas. As câmaras pulpares foram irrigadas com jatos de água por meio de seringa tríplice complementando a limpeza.

4.2.1 Espécimes para testes em esmalte

A superfície do esmalte dos espécimes foi aplainada utilizando discos de lixas d'água de granulações 400 e 600, montados em politriz (DP-10, Panambra, São Paulo-SP, Brasil), sempre em presença de água, mantendo-se uma pressão uniforme e constante, para a obtenção de uma superfície lisa e plana de esmalte de aproximadamente 5 X 5 mm (Figuras 1F e 1G). Padronizou-se a espessura remanescente esmalte-dentina em 2,5 mm com o auxílio de um espessímetro inserido no acesso lingual previamente realizado.

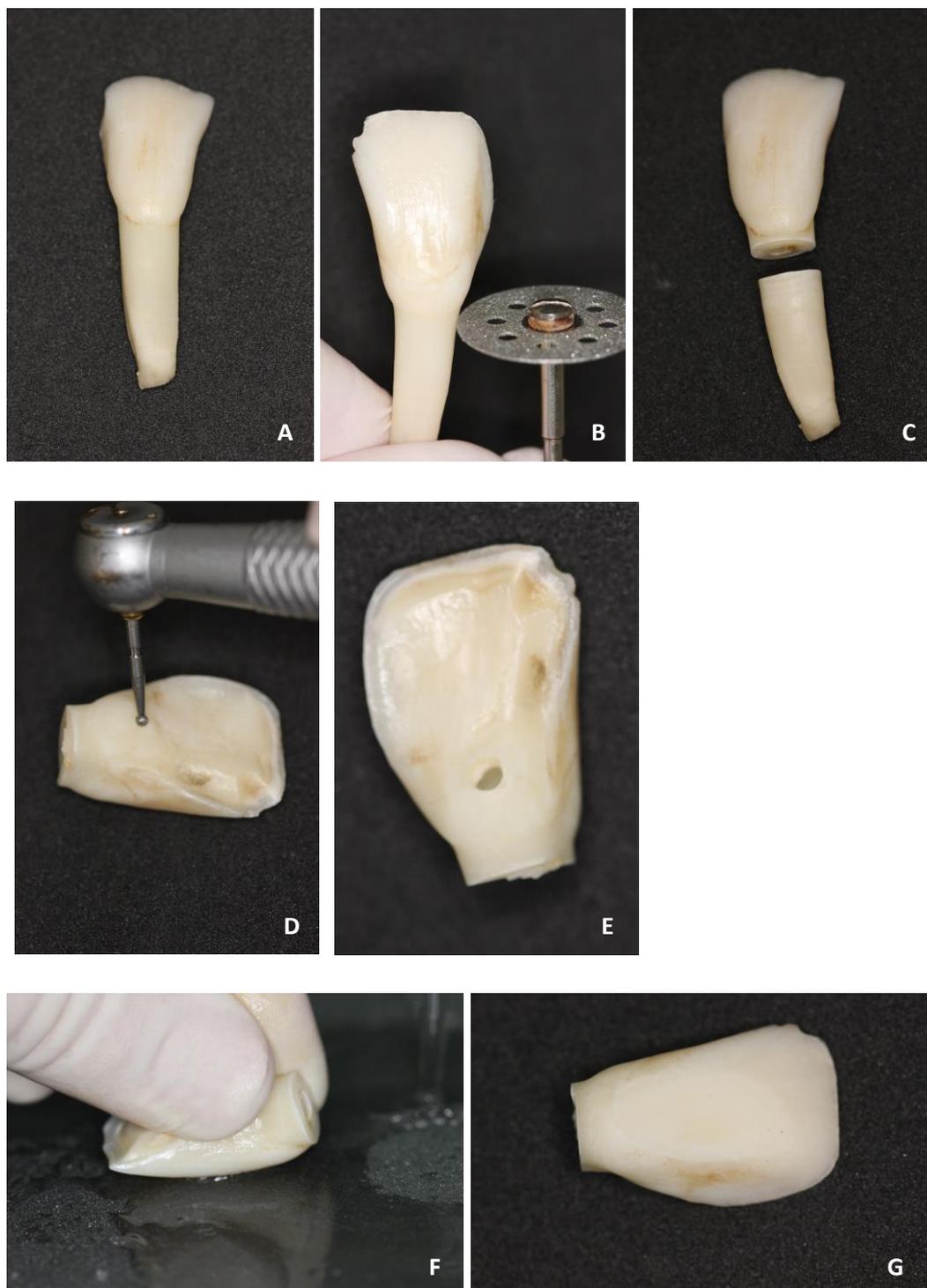


Figura 1 - Figuras representativas do preparo dos espécimes. A) Incisivo bovino; B) Secção das raízes; C) Raízes descartadas; D) Abertura da face lingual com broca diamantada esférica; E) Vista da face lingual com a abertura finalizada; F) Desgaste da superfície do esmalte e da dentina; G) Superfície do esmalte aplainada.

4.2.2 Espécimes para testes em dentina

A superfície vestibular foi desgastada utilizando discos de lixas d'água de granulação 400, montados em politriz, sob refrigeração com água, até a remoção total de esmalte e exposição da dentina. Esta superfície recebeu a ação de lixas d'água de granulação 600 até a exposição de uma área de aproximadamente 5 X 5 mm de dentina (Figura 2A). Como os padrões de densidade, orientação e diâmetro dos túbulos dentinários variam conforme a profundidade da dentina nos dentes bovinos, este estudo padronizou sua espessura remanescente em 2 mm com o auxílio de um espessímetro, inserido no acesso lingual previamente realizado (Figura 2B) (Nakamichi et al., 1983).

Após a padronização das superfícies de esmalte e dentina, foi inserida cera utilidade na câmara pulpar com a finalidade de impedir a penetração da resina acrílica aplicada posteriormente. Em seguida, os dentes preparados foram posicionados em uma matriz de silicone industrial – Rodhorsil (Clássico, São Paulo, SP, Brasil) com medidas internas de 2 cm de diâmetro e 1,5 cm de altura com a face vestibular desgastada apoiada na sua base (Figura 2C). A seguir, resina acrílica incolor autopolimerizável (Jet-Artigos Odontológicos, Clássico, São Paulo, SP, Brasil) foi vertida na fase fluida até o completo preenchimento da matriz (Figura 2D) e o conjunto foi imerso em água gelada até a completa polimerização. Em seguida, os dentes embutidos em resina acrílica foram removidos. As Figuras 2E e 2F ilustram a vista lateral dos dentes incluídos. Em seguida, para os espécimes de dentina, a *smear layer* foi padronizada com lixas d'água de granulações 600 em politriz circular sob refrigeração abundante de água, mantendo-se o contato do espécime com a superfície da lixa por 30 s.

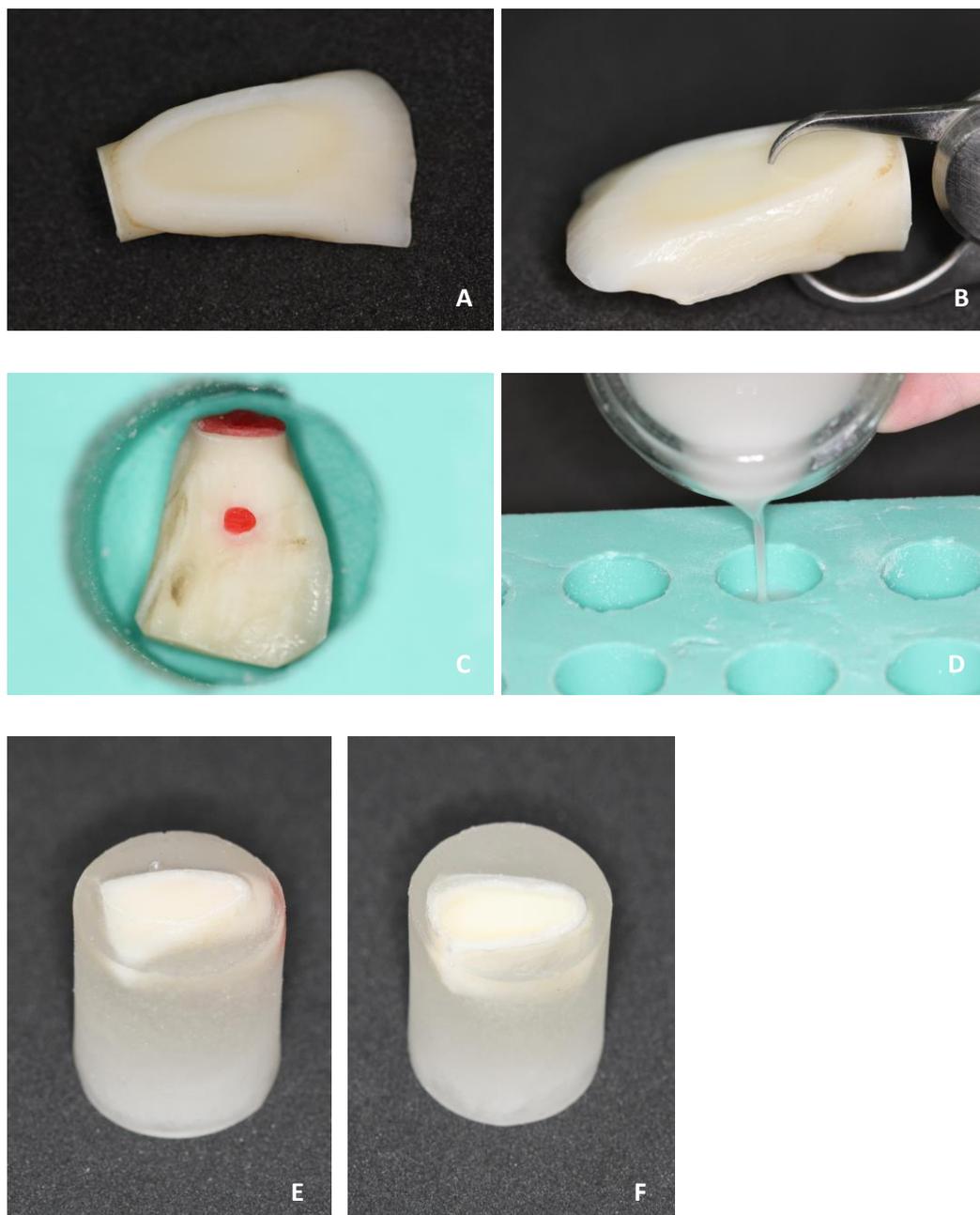


Figura 2 - Figuras representativas do preparo dos espécimes. A) Superfície da dentina aplainada; B) Padronização da espessura de dentina remanescente em 2 mm com espessímetro, inserido no acesso lingual; C) Inserção de cera utilidade na câmara pulpar e orifício radicular e posicionamento da coroa em matriz de silicone com a face vestibular apoiada na base; D) Inclusão em resina acrílica; E) Vista lateral dos dentes incluídos (em superfície de esmalte); F) Vista lateral dos dentes incluídos (em superfície de dentina).

4.3 Divisão dos grupos

Dos 240 espécimes, a metade foi preparada no substrato esmalte ($n = 120$) e a outra metade no substrato dentina ($n = 120$). Nos substratos esmalte e dentina, a adesão foi testada com dois sistemas adesivos: 1 adesivo convencional (condicionamento ácido total) ($n = 60$) e 1 adesivo autocondicionante ($n = 60$). Em cada sistema adesivo, foram testadas duas técnicas (controle e Experimental/*Laser*) após a aplicação do adesivo no substrato preparado, porém, antes de sua polimerização, totalizando 30 espécimes cada. Os 30 espécimes de cada grupo foram divididos em 2 grupos ($n = 15$), de acordo com o período de avaliação da resistência adesiva: 24 h e 12 meses (Figura 3).

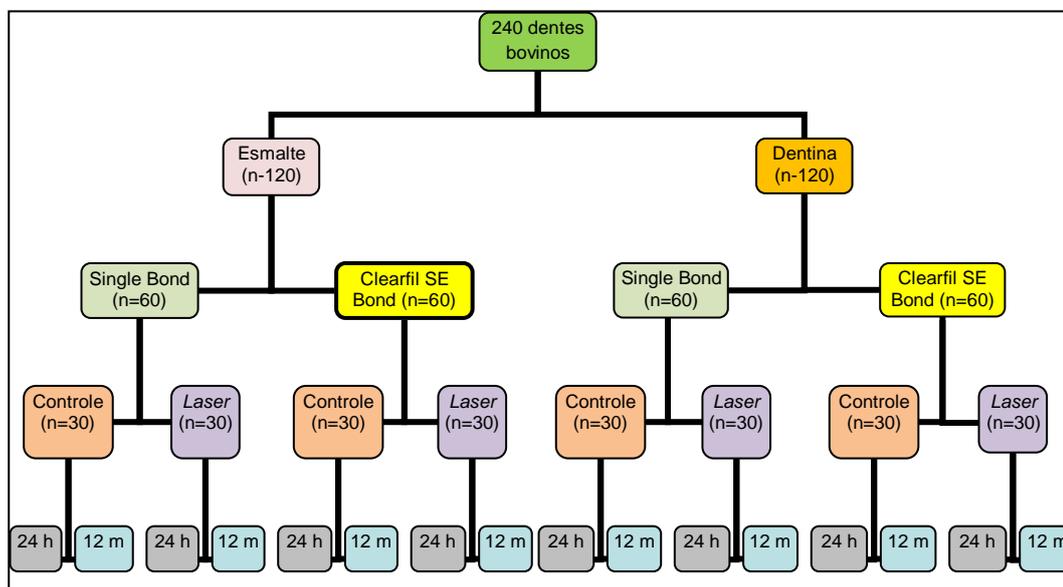


Figura 3 - Representação da distribuição das amostras de acordo com o substrato, o tipo de adesivo, a técnica da associação ou não ao *Laser* e tempo de armazenagem. Legendas: 24 h = 24 horas; 12 m = 12 meses.

O Quadro 1 apresenta o nome comercial, característica, fabricante, composição e lote dos materiais utilizados nesse estudo.

Quadro 1 - Especificações dos materiais utilizados nos procedimentos adesivos

PRODUTO	CARACTERÍSTICAS	FABRICANTE	COMPOSIÇÃO	LOTE
Magic Acid	Ácido fosfórico à 37% em gel pH=0,6.	Vigodent, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.	Ácido fosfórico a 37%.	003/10
Adper Single Bond 2	-Condicionamento ácido total; - Dois passos; - Frasco único (<i>primer</i> + adesivo).	3M ESPE, St. Paul, MN, EUA.	Álcool etílico; Bis-GMA; sílica tratada com silano (nanopartículas); HEMA; glicerol 1,3-dimetacrilato; copolímero do ácido acrílico e itacônico; diuretano dimetacrilato; água.	7LH
Clearfil SE Bond	Autocondicionante -Dois passos - Dois frascos - pH 1,9-2,0.	Kuraray Medical Inc., Okayama, Japão.	<i>Primer:</i> MDP, HEMA, dimetacrilato hidrofílico, dl-Canforoquinona, N, N-Dietanol-p-toluidina, água. <i>Adesivo:</i> MDP, Bis-GMA, HEMA, dimetacrilato hidrofóbico, dl-Canforoquinona, N,N-Dietanol-p-toluidina, sílica coloidal silanizada.	<i>Primer:</i> 01090A <i>Adesivo:</i> 01628A
Filtek Z350	- Resina composta fotopolimerizável.	3M ESPE, St. Paul, MN, EUA	Bis-GMA, UDMA, Bis-HEMA, Zircônia, Sílica 72,5% (75 nm).	8YR

Legendas: BIS-GMA = bisfenol glicidil metacrilato; HEMA: 2- hidróxi etil metacrilato; MDP = meta-crilóiloxidecil diidro-genofosfato; UDMA = uretano dimetacrilato; Bis-HEMA = bisfenol A dimetacrilato etoxilado.

A Figura 4 ilustra as imagens representativas dos produtos utilizados no estudo.



Figura 4 - Imagens representativas dos produtos utilizados no estudo. A) *Prime* do Sistema adesivo autocondicionante Clearfil SE Bond; B) *Bond* do Sistema adesivo autocondicionante Clearfil SE Bond; C) Ácido Fosfórico em gel; D) Sistema adesivo convencional Single Bond; E) Resina composta fotopolimerizável Filtek Z350; F) Nd:YAG Laser.

De acordo com o sistema adesivo, tratamento e substrato avaliado, foram formados oito grupos de acordo com os passos descritos a seguir (Figura 5 A-D):

Grupo 1) AC/ esmalte: Os espécimes receberam aplicação do sistema adesivo autocondicionante Clearfil SE Bond (Kuraray, Okayama, Japão) em esmalte. O procedimento foi realizado de acordo com o indicado pelo fabricante, inicialmente aplicando-se o *primer* de forma ativa por 20 s, aplicação de leve jato de ar por 5 s a uma distância padronizada de 10 cm, remoção dos excessos, seguindo-se a aplicação do adesivo de forma ativa por 20 s, remoção dos excessos, aplicação de leve jato de ar por 15 s a uma distância padronizada de 10 cm, e fotopolimerização por 10 s utilizando o fotopolimerizador à luz de LED calibrado a uma irradiância de 500 mW/cm² (Emitter A, Schuster Companhia de Equipamentos Odontológicos, Santa Maria, RS, Brasil).

Grupo 2) AC/ dentina: Os espécimes receberam aplicação do sistema adesivo autocondicionante Clearfil SE Bond (Kuraray) em dentina. O procedimento foi realizado de acordo com o indicado pelo fabricante, inicialmente aplicando-se o *primer* de forma ativa por 20 s, aplicação de leve jato de ar por 5 s a uma distância padronizada de 10 cm, remoção dos excessos, seguindo-se a aplicação do adesivo de forma ativa por 20 s, remoção

dos excessos, aplicação de leve jato de ar por 5 s a uma distância padronizada de 10 cm, e fotopolimerização por 15 s.

Grupo 3) AL/ esmalte: Os espécimes receberam aplicação do sistema adesivo autocondicionante Clearfil SE Bond (Kuraray) em esmalte, conforme descrito no Grupo 1. Previamente a fotopolimerização, a superfície impregnada com sistema adesivo foi irradiada com Nd:YAG *Laser*. Após a irradiação, foi realizada a fotopolimerização por 10 s (Gonçalves et al., 1999).

Grupo 4) AL/ dentina: Os espécimes receberam aplicação do sistema adesivo autocondicionante Clearfil SE Bond (Kuraray) em dentina, conforme descrito no Grupo 2. Previamente a fotopolimerização, foi realizada a aplicação do Nd:YAG *Laser*. Após a irradiação, foi realizada a fotopolimerização por 10 s (Gonçalves et al., 1999).

Grupo 5) CC/ esmalte: Os espécimes receberam condicionamento com ácido fosfórico a 37% por 15 s em esmalte, seguido de lavagem com jato de água por 20 s. Foi padronizada a secagem da superfície do esmalte condicionada com breve jato de ar por 15 s a uma distância padronizada

de 10 cm. Com pincel do tipo microbrush (Microbrush Corp.), foram aplicadas duas camadas consecutivas do adesivo convencional Single Bond 2 (3M ESPE, St. Paul, MN, EUA) sobre o esmalte condicionado, de forma ativa, agitando o pincel na superfície por 15 s, seguido de secagem para evaporar o solvente por 5 s a uma distância padronizada de 10 cm, remoção dos excessos e fotopolimerização por 10 s.

Grupo 6) CC/ dentina: Os espécimes receberam condicionamento com ácido fosfórico a 37% por 15 s em dentina, seguido de lavagem com jato de água por 20 s e remoção do excesso de água com papel absorvente, mantendo a superfície dentinária úmida. Com pincel do tipo microbrush, foram aplicadas duas camadas consecutivas do adesivo convencional Single Bond 2 (3M ESPE) sobre a dentina condicionada, de forma ativa, agitando o pincel na superfície por 15 s, seguido de secagem para evaporar o solvente por 5 s a uma distância padronizada de 10 cm, remoção dos excessos e fotopolimerização por 10 s.

Grupo 7) CL/ esmalte: Os espécimes receberam o condicionamento ácido e adesivo convencional Single Bond 2 (3M ESPE) em esmalte conforme o grupo 5.

Previamente a fotopolimerização, foi realizada a aplicação do Nd:YAG *Laser*. Após a irradiação, foi realizada a fotopolimerização por 10 s (Gonçalves et al., 1999).

Grupo 8) CL/dentina: Os espécimes receberam o condicionamento ácido e adesivo convencional Single Bond 2 (3M ESPE) em dentina conforme o grupo 6. Previamente a fotopolimerização, foi realizada a aplicação do Nd:YAG *Laser*. Após a irradiação, foi realizada a fotopolimerização por 10 s (Gonçalves et al., 1999).

4.4 Características do *Laser* e da técnica de irradiação

Foi utilizado o aparelho Nd:YAG *Laser* (Nd:YAG Pulse Master 600 IQ *Laser*, American Dental Technologies, Corpus Christi, Texas, EUA), com comprimento de onda de emissão de 1,096 μm . O Nd:YAG *Laser* foi focado a 1 mm e perpendicular à superfície dentária, não contato (Matos et al., 1999; Matos et al., 2000; Oda et al., 2001; Ribeiro et al., 2013; Marimoto et al., 2013), varrendo-se uma área média de 5 mm X 5 mm por 60 s. No experimento, foi utilizada a fibra ótica de quartzo com diâmetro de 320 μm , original do aparelho, e a largura do pulso de 0,1 ms.

A etapa de irradiação do Nd:YAG *Laser* foi realizada por um único operador calibrado, e, para manter padronizada a distância de 1 mm à superfície dentária, foi desenvolvido um dispositivo de resina acrílica (Figura 5C) para apoiar a caneta de fibra ótica de quartzo, mantendo-a estática durante a irradiação do Nd:YAG *Laser* sobre os tecidos.

A varredura foi realizada manualmente, movendo apenas o dente embutido sobre uma superfície plana, no movimento de vai-e-vem primeiramente no sentido cervico-incisal e, posteriormente no sentido mésio-distal, mantendo a distância da caneta em relação ao tecido irradiado constante.

4.4.1 Cálculo da densidade de energia

A energia é uma grandeza física que expressa a quantidade de luz de *Laser* depositada no tecido irradiado, e depende do tempo de exposição no tecido em s, sendo expressa em J (Almeida-Lopes, Massini, 2002). A densidade de energia, fluência ou dose de energia é o parâmetro mais importante para discutir os resultados obtidos. Pois essa é a grandeza que permite avaliar a dose de estimulação, inibição ou a não-manifestação dos efeitos no tecido irradiado (Ribeiro, 2000).

A densidade de energia (DE) é taxa de energia por unidade de área aplicada no tecido irradiado, expressa em J/cm^2 (Almeida-Lopes, Massini, 2002).

Para o substrato esmalte, foram utilizados os seguintes parâmetros: 140 mJ de energia por pulso e 10 Hz (ou 10 pps) de frequência. A fibra ótica de quartzo utilizada possui diâmetro de 320 μm .

Para cálculo da área de secção transversal da fibra ótica do *Laser*, utilizou-se a equação:

$$A = \pi \cdot r^2$$

Onde A é a área de secção transversal, π é a constante matemática 3,1415 e r é o raio da fibra ótica 0,016 (expressa em cm). A área calculada da secção transversal para cada pulso foi 0,00080384 cm².

Para cálculo da DE no esmalte, utilizou-se a equação:

$$DE = E / A$$

Onde DE é a densidade de energia, E é a energia irradiada 0,14 (expressa em J) e A é a área da secção transversal da fibra ótica 0,00080384 (expressa em cm²). A DE utilizada para o esmalte foi de 174,16 J/cm².

Para o substrato dentina, foram utilizados os seguintes parâmetros: 120 mJ de energia por pulso e 10 Hz (10 pps) de frequência. A fibra ótica de quartzo utilizada possui diâmetro de 320 μ m.

Para cálculo da DE na dentina, utilizou-se a equação:

$$DE = E / A$$

Onde DE é a densidade de energia, E é a energia irradiada 0,12 (expressa em J) e A é a área da secção transversal da fibra ótica 0,00080384 (expressa em cm²). A DE utilizada para a dentina foi de 149,28 J/cm².

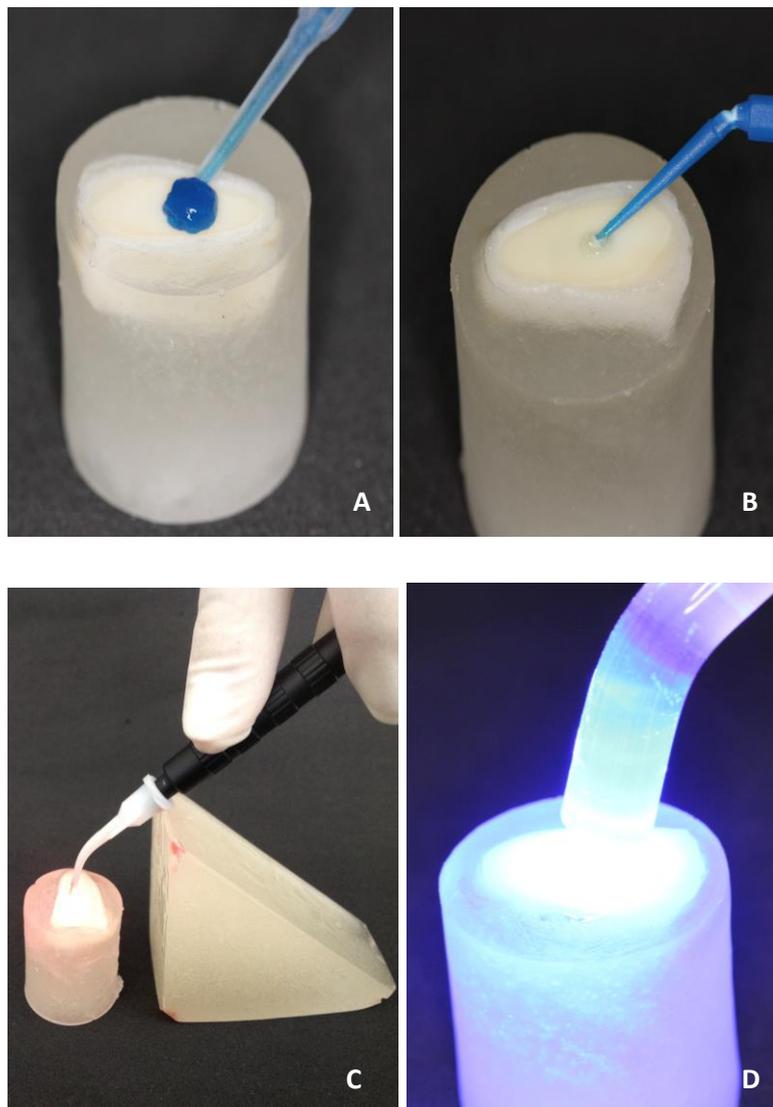


Figura 5 - Passos clínicos para a aplicação dos sistemas adesivos. A) Condicionamento com ácido fosfórico para os grupos que utilizaram o sistema adesivo convencional Single Bond; B) Aplicação dos sistemas adesivos de acordo com as especificações do fabricante; C) Aplicação do Nd:YAG Laser para os grupos experimentais; D) Fotopolimerização.

4.5 Inserção e polimerização da resina composta

Com auxílio de uma matriz de silicone com dimensões de 4 mm x 4 mm x 4 mm (Figura 6A), a resina composta Filtek Z350 (3M ESPE, cor A3) foi inserida em incrementos de 2 mm (Figura 6B), e foi realizada a fotopolimerização de cada incremento com aparelho o fotopolimerizador à luz de LED calibrado a uma irradiância de 500 mW/cm² (Emitter A, Schuster) por 20 s, de acordo com as recomendações do fabricante. A matriz de silicone foi removida e cada face do bloco de resina foi fotopolimerizado por mais 20 s para complementar sua polimerização. Os dentes restaurados (Figuras 6C e 6D) foram armazenados em água destilada em estufa bacteriológica a 37° C por 24 h.

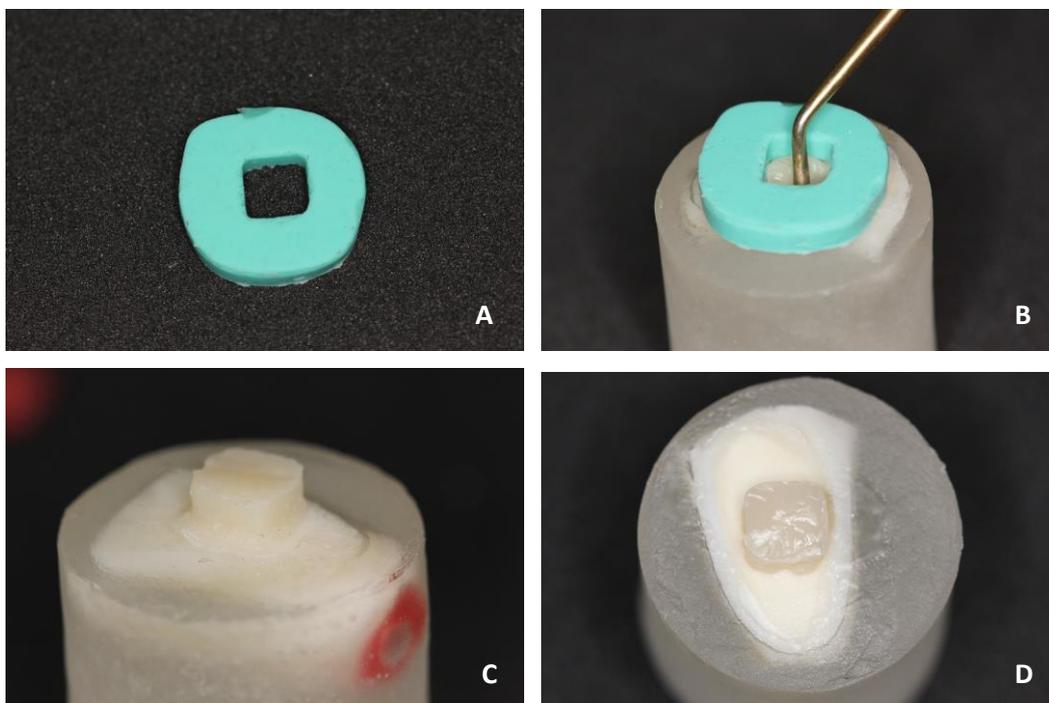


Figura 6 – Inserção e polimerização da resina composta. A) Matriz de silicone; B) Inserção da resina composta seguida de fotopolimerização de acordo com as indicações do fabricante; C) Vista lateral dos dentes restaurados; D) Vista frontal dos dentes restaurados.

Após esse período de armazenamento, 15 dentes preparados de cada grupo foram submetidos ao teste de microtração. Os demais 15 dentes preparados de cada grupo permaneceram armazenados em estufa bacteriológica a 37° C por 12 meses, sendo a água destilada trocada semanalmente, para posterior realização do teste de resistência a microtração (Kitasako et al., 2000; Osorio et al., 2008; Osorio et al., 2009; Abdalla, 2010).

4.6 Teste de resistência à microtração

Foram realizadas secções paralelas ao longo eixo do dente nos sentidos méso-distal e vestibulo-lingual, como se observa nas Figuras 7A e 7B, com espessura aproximada de 1 mm, em uma máquina de cortes seriados Labcut 1010 (Extec Technologies Inc., Enfield, CT, EUA) utilizando-se um disco de diamante em baixa velocidade, sob refrigeração abundante, obtendo-se palitos de resina composta e estrutura dental. Cada dente preparado originou cerca de 6 à 9 palitos internos (Figura 7C). A Figura 7D representa o espécime após as secções. Os palitos selecionados para o ensaio de microtração foram aqueles em que a área de união permanecia preservada após as secções, e as estruturas adjacentes à interface adesiva deveriam oferecer extensão mínima de 2 mm e nenhum defeito superficial.

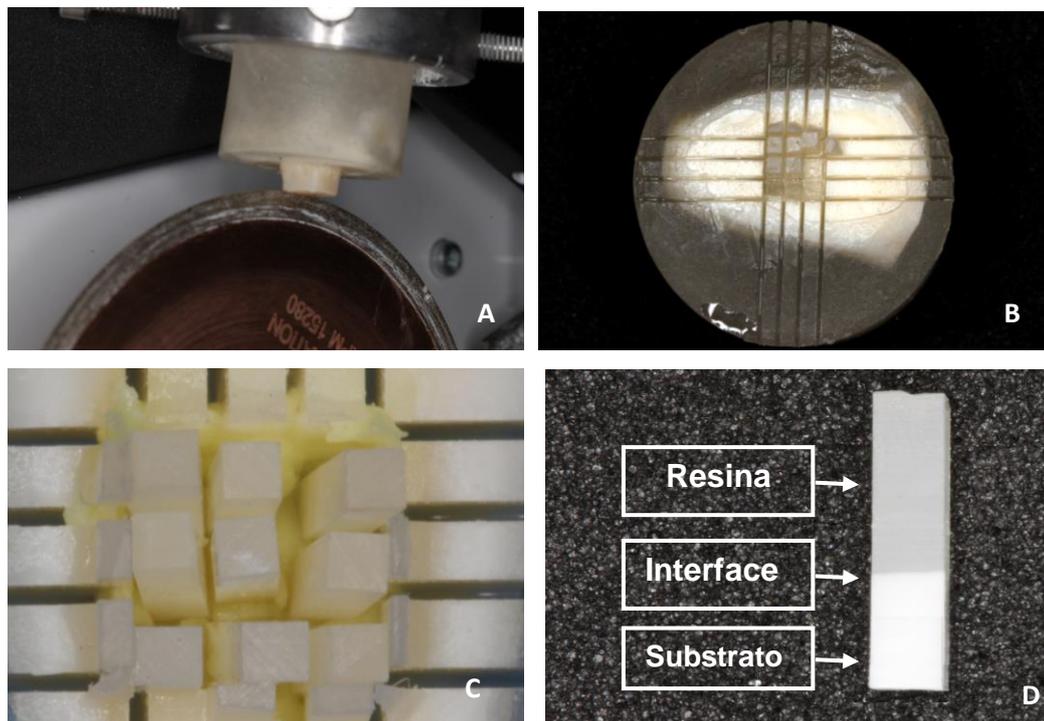


Figura 7 – Imagens representativas da secção dos dentes. A) secções paralelas realizadas na máquina de cortes seriados Labcut 1010; B) Visão frontal das secções paralelas ao longo eixo do dente nos sentidos mésio-distal e vestibulo-lingual; C) Média de 9 palitos obtidos por dente bovino; D) Palito obtido após as secções.

A área dos palitos foi medida antes da execução do ensaio mecânico (Figura 8A), empregando um paquímetro eletrônico digital (Starrett indústria e Comércio Ltda, São Paulo, SP, Brasil). O valor da área e o valor de carga para rompimento da união serviram para calcular a resistência de união à tração em Mega Pascal (MPa) através da seguinte fórmula: $R_m = F/A$, onde: R_m é a resistência à microtração; F é a força aplicada em Kgf; e A é a área de união em mm.

Os espécimes foram fixados com cola de cianoacrilato em gel Loctite 454 (Henkel Loctite Adesivos Ltda, Itapevi, SP, Brasil) no dispositivo de microtração (Odeme, Joaçaba, SC, Brasil) para realização do ensaio de tração (Figuras 8B e 8C) na máquina de testes universais (DL-200, EMIC, São José dos Pinhais, PR, Brasil) (Figuras 8D e 8E). Foi utilizada uma célula de carga de 10 kgf, a uma velocidade de 0,5 mm/min

segundo as normas descritas no ISO/TR 11405. No momento da fratura (Figuras 8F e 8G), os valores de resistência da união à microtração foram coletados e tabulados para realização da análise estatística.

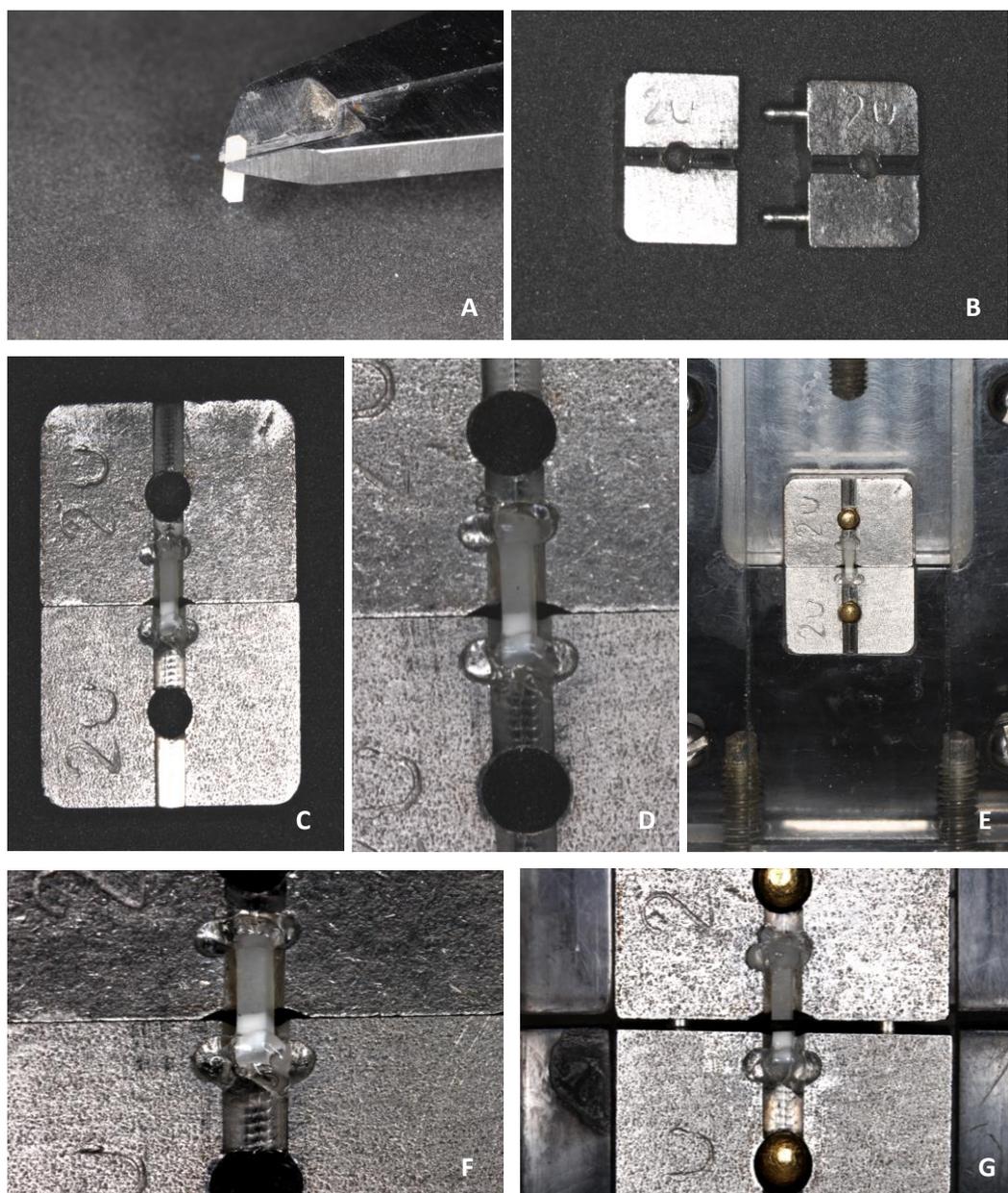


Figura 8 - Teste de microtração. A) Medição da interface adesiva dos palitos empregando-se um paquímetro eletrônico digital; B) Dispositivo de ensaio de microtração; C e D) Palitos fixados em dispositivo de ensaio de microtração com cola cianocrilato gel; E e F) Ensaio mecânico; G) Fratura da interface adesiva após o ensaio de microtração.

Os espécimes fraturados foram corados com hematoxilina a 7%, durante 3 min e analisados em estereomicroscópio X345 (Discovery V20, Karl Zeiss, Jena, Alemanha) com aumento de 40 vezes para determinação do tipo de fratura: **Coesiva no substrato dental** (Figura 9A) - Fratura predominantemente (cerca de 75%) no interior da estrutura dental; **Coesiva em resina** (Figura 9B) - Fratura predominantemente (cerca de 75%) no interior da resina composta; **Adesiva** (Figura 9C) - Fratura na interface adesivo/estrutura dental ou na interface adesivo/resina composta, em mais de 75% da área analisada; **Mista** (Figura 9D) - Fratura sem predominância maior que 75% de qualquer tipo de falha.

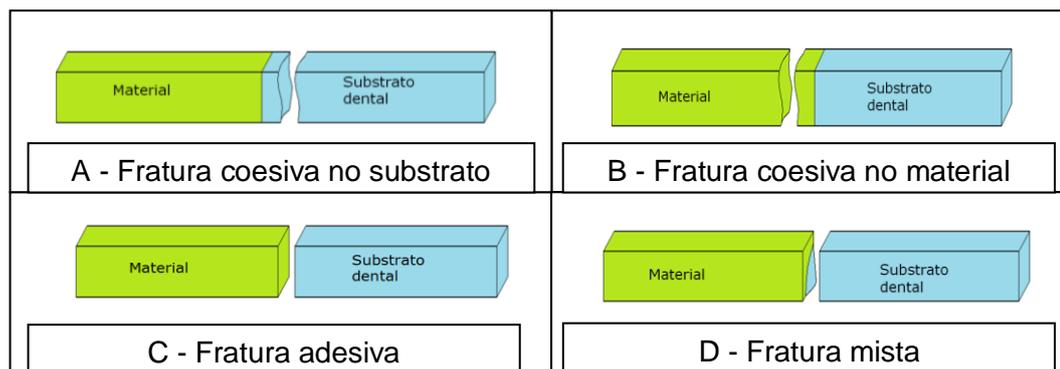


Figura 9 - Tipos de Fratura.

Os dados resultantes de fraturas coesivas em resina ou estrutura dental foram desprezados, sendo utilizados apenas os dados das fraturas adesivas e mistas. Para as falhas pré-teste adesivas, foi considerado o menor valor do grupo obtido, para obter uma normalidade entre os resultados (Roulet, Van Meerbeck, 2007).

4.7 Planejamento estatístico

4.7.1 Planejamento experimental

O planejamento experimental foi dividido em duas partes: parte I – substrato esmalte; parte II – substrato dentina.

O experimento seguiu um esquema fatorial do tipo 2 x 2 x 2. Para a variação de resistência adesiva de acordo com cada substrato avaliado, as variáveis experimentais, ou fatores em estudo, foram: Tipo de adesivo (convencional e autocondicionante); Técnica (controle ou experimental/*Laser*) e Tempo de armazenamento (24 h e 12 meses).

A variável resposta foi o valor de MPa obtido no teste de resistência adesiva. A unidade experimental foi o dente bovino (n = 15). As condições experimentais foram designadas aleatoriamente aos dentes preparados. Ou seja, 8 condições experimentais sob 15 repetições, para cada substrato estudado.

4.7.2 Análise dos dados

Para efeito de análise estatística, foi realizada uma média calculada com os espécimes (palitos) testados para cada dente bovino preparado. Foram obtidos 240 dados (Médias de MPa) que foram submetidos à análise estatística por meio dos programas computacionais:

MINITAB (Minitab, *version* 14.12, 2004) e STATISTIX (Analytical Software, *version* 8.0, 2007).

A estatística descritiva consistiu no cálculo de médias e desvio padrão. A estatística inferencial consistiu nos testes: análise de variância (ANOVA) três fatores (efeito fixo) e teste de Tukey. O estudo do efeito interação foi conduzido por meio do gráfico de médias. O nível de significância escolhido foi o valor convencional de 5%.

4.8 Preparo para microscopia eletrônica de varredura

Dois espécimes adicionais de cada grupo foram preparados especialmente para análise complementar da camada híbrida em microscopia eletrônica de varredura (MEV). Foi feito um corte horizontal com disco de diamante em baixa velocidade sob refrigeração em água e cortes verticais seccionando o dente e removendo-o do embutimento em resina acrílica, adequando o espécime para a análise ao microscópio.

Após os tempos de armazenagem em água destilada de acordo com cada grupo descrito, os espécimes foram fixados em solução Karnovsky (solução aldeídica tamponada) uma solução de glutaraldeído a 2,5% em tampão de Cacodilato de Sódio 0,1 M a 4° C, num pH de 7,4 por 12 h. Em seguida, foram lavados em solução de 0,2 M de tampão de Cacodilato pH de 7,4 por 1 h, com três trocas da substância seguida de água destilada por 1 min.

Em seguida, as amostras foram desidratadas numa série ascendente de etanol 30%, 50%, 70%, por 20 min cada, etanol 90% por 30 min e etanol 100% por 60 min. Em seguida, as amostras foram imersas em *hexamethyldisilazane* por 15 min, para desidratação completa, em recipiente fechado devido à alta toxicidade deste componente. Os espécimes foram mantidos em campânula de vidro com sílica por 24 h. Em seguida, os espécimes foram montados em stubs, e foi depositada em vácuo uma camada de 4 nm de liga de Au-Pd nas superfícies das amostras (Emitech SC7620 Sputter Coater, Moorestown, NJ, EUA). Posteriormente, as amostras foram examinadas em MEV (Inspect S50, FEI, Hillsboro, Oregon, EUA), com 15 KV de potência. As imagens foram coletadas através de um computador acoplado ao MEV.

5 RESULTADOS

Para avaliar a interação entre o Tipo de adesivo, a Técnica e o Tempo de armazenagem nos substratos esmalte e dentina, os dados obtidos em nosso experimento foram submetidos ao modelo estatístico da análise de variância três fatores, após serem avaliadas as suposições do modelo de análise de variância.

Os valores resíduos, decorrentes do ajuste do modelo adotado, foram examinados para avaliar a adequabilidade do modelo para válidas inferências estatísticas e observou-se que os dados originais propiciaram um adequado ajuste, porque os valores residuais se ajustaram a uma distribuição normal de probabilidade. Também foi verificada a uniformidade dos resíduos (homocedasticidade) em relação aos valores ajustados.

5.1 Substrato Esmalte

5.1.1 Estatística descritiva

Na Tabela 1 encontram-se os valores da estatística descritiva. Pode-se observar que a maior média foi obtida pelo grupo Single Bond/Controle/24h ($36,44 \pm 6,72$), seguido do grupo Single Bond/Controle/12 meses ($35,79 \pm 5,5$). Enquanto os grupos Single Bond/Laser/12 meses ($22,61 \pm 6,63$) e o Clearfil SE Bond/Laser/12 meses ($19,24 \pm 6,13$) obtiveram as menores médias de resistência de adesiva.

Tabela 1 - Análise descritiva para os diferentes grupos para o substrato esmalte em ordem decrescente quanto à resistência adesiva (MPa)

TIPO DE ADESIVO	TÉCNICA	TEMPO DE ARMAZENAGEM	MÉDIA(MPa)*	D-P
Single Bond	Controle	24h	36,44A	±6,72
Single Bond	Controle	12 meses	35,79AB	±5,50
Single Bond	Laser	24h	30,19ABC	±5,83
Clearfil SE Bond	Controle	24h	29,38BCD	±3,93
Clearfil SE Bond	Laser	24h	28,56CDE	±5,67
Clearfil SE Bond	Controle	12 meses	23,26DEF	±5,66
Single Bond	Laser	12 meses	22,61EF	±6,63
Clearfil SE Bond	Laser	12 meses	19,24F	±6,13

Legendas: D-P = Desvio-Padrão. *Médias seguidas de letras iguais não diferem estatisticamente entre si ($p > 0,05$).

A Figura 10 apresenta a análise descritiva das médias e desvio-padrão evidenciando as diferenças obtidas entre os grupos para o esmalte.

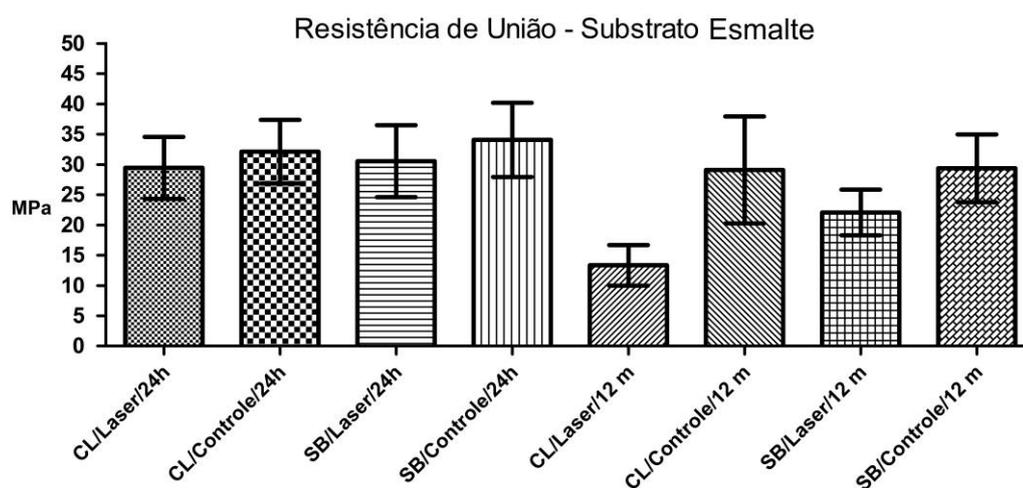


Figura 10 - Gráfico das médias e desvio-padrão evidenciando as diferenças obtidas entre os grupos para o substrato esmalte. Legendas: CL = Clearfil SE Bond; SB = Single Bond; 24 h = 24 horas; 12 m = 12 meses.

5.1.2 Estatística inferencial

Na Tabela 2 observam-se os dados que foram submetidos à análise de variância (ANOVA) a três fatores. Obtiveram-se diferenças estatisticamente significantes nos fatores Tipo de adesivo, Técnica e Tempo de armazenagem, e na interação dos fatores Tipo de adesivo X Técnica e Técnica X Tempo de armazenagem, sendo $p < 0,05$.

Tabela 2 – Teste de análise de variância (ANOVA) a três fatores

FATOR	GL	SQ	QM	F	p
Tipo de adesivo	1	1074,01	1074,01	31,84	0,0000*
Técnica	1	1044,65	1044,65	30,97	0,0000*
Tempo de armazenagem	1	992,45	992,45	29,42	0,0000*
Tipo de adesivo X Técnica	1	363,59	363,59	10,78	0,0014*
Tipo de adesivo X Tempo de armazenagem	1	115,80	115,80	3,43	0,0665
Técnica X Tempo de armazenagem	1	218,65	218,65	6,48	0,0123*
Interação	1	36,34	36,34	1,08	0,3015
Resíduo	112	3777,58	33,73	-	-
Total	119	7623,07	-	-	-

Legendas: GL = Grau de liberdade; SQ = Soma dos quadrados; QM = Quadrado médio; F= Razão "F"; p = p-Valor. * $p < 0,05$

Na Tabela 3 observam-se os resultados do fator Tipo de adesivo para o teste de Tukey. O adesivo Single Bond apresentou média de resistência adesiva significativamente superior ao adesivo Clearfil SE Bond.

Tabela 3 - Resultados do Teste de Tukey (5%) para o fator Tipo de adesivo

TIPO DE ADESIVO	MÉDIA (MPa) ± D-P	GRUPOS HOMOGÊNEOS*
Single Bond	31,09 ± 8,22	A
Clearfil SE Bond	25,11 ± 6,71	B

Legendas: D-P = Desvio-Padrão.

*Médias seguidas de letras iguais não diferem estatisticamente entre si ($p > 0,05$).

Na Tabela 4 observam-se os resultados do fator Técnica para o teste de Tukey. A técnica controle apresentou média de resistência adesiva significativamente superior a experimental de irradiação do tecido com Nd:YAG *Laser*.

Tabela 4 - Resultados do Teste de Tukey (5%) para o fator Técnica

Técnica	MÉDIA (MPa) ± D-P	GRUPOS HOMOGÊNEOS*
Controle	31,05 ± 7,63	A
<i>Laser</i>	25,15 ± 7,42	B

Legendas: D-P = Desvio-Padrão.

*Médias seguidas de letras iguais não diferem estatisticamente entre si ($p > 0,05$).

Na Tabela 5 observam-se os resultados do fator Tempo de armazenagem para o teste de Tukey. O tempo de 24 h apresentou média de resistência adesiva significativamente superior ao tempo de 12 meses.

Tabela 5 - Resultados do Teste de Tukey (5%) para o fator Tempo de armazenagem

TEMPO DE ARMAZENAGEM	MÉDIA (MPa) ± D-P	GRUPOS HOMOGÊNEOS*
24 h	30,98 ± 6,32	A
12 meses	25,22 ± 8,60	B

Legendas: D-P = Desvio-Padrão.

*Médias seguidas de letras iguais não diferem estatisticamente entre si ($p > 0,05$).

Na Tabela 6 observam-se os resultados do teste de Tukey para a interação entre os fatores Tipo de adesivo X Técnica. O adesivo Single Bond associado à técnica controle apresentou média de resistência adesiva significativamente superior ao adesivo Single Bond associado à técnica do *Laser* e ao adesivo Clearfil SE Bond, para ambas as técnicas utilizadas.

Tabela 6 - Resultados do Teste de Tukey (5%) para a interação entre os fatores Tipo de adesivo X Técnica

TIPO DE ADESIVO	TÉCNICA	MÉDIA (MPa) ± D-P	GRUPOS HOMOGÊNEOS*
Single Bond	Controle	35,78 ± 6,04	A
Single Bond	<i>Laser</i>	26,40 ± 7,25	B
Clearfil SE Bond	Controle	26,32 ± 5,71	B
Clearfil SE Bond	<i>Laser</i>	23,90 ± 7,49	B

Legendas: D-P = Desvio-Padrão.

*Médias seguidas de letras iguais não diferem estatisticamente entre si ($p > 0,05$).

Na Tabela 7 observam-se os resultados do teste de Tukey para a interação entre os fatores Técnica X Tempo de armazenagem. A técnica de irradiação do tecido com Nd:YAG *Laser* no tempo de 12 meses de armazenagem apresentou média de resistência adesiva significativamente inferior à mesma técnica no tempo de 24 h e à técnica controle, independente do tempo de armazenagem.

Tabela 7 - Resultados do Teste de Tukey (5%) para a interação entre os fatores Técnica X Tempo de armazenagem

TÉCNICA	TEMPO DE ARMAZENAGEM	MÉDIA (MPa) ± D-P	GRUPOS HOMOGÊNEOS*
Controle	24 h	32,58 ± 6,49	A
Controle	12 meses	29,52 ± 8,38	A
<i>Laser</i>	24 h	29,37 ± 5,71	A
<i>Laser</i>	12 meses	20,92 ± 6,5	B

Legendas: D-P = Desvio-Padrão.

*Médias seguidas de letras iguais não diferem estatisticamente entre si ($p > 0,05$).

A Figura 11 apresenta graficamente a interação entre os fatores Técnica e o Tempo de armazenagem para os adesivos Single Bond e Clearfil SE Bond no substrato esmalte.

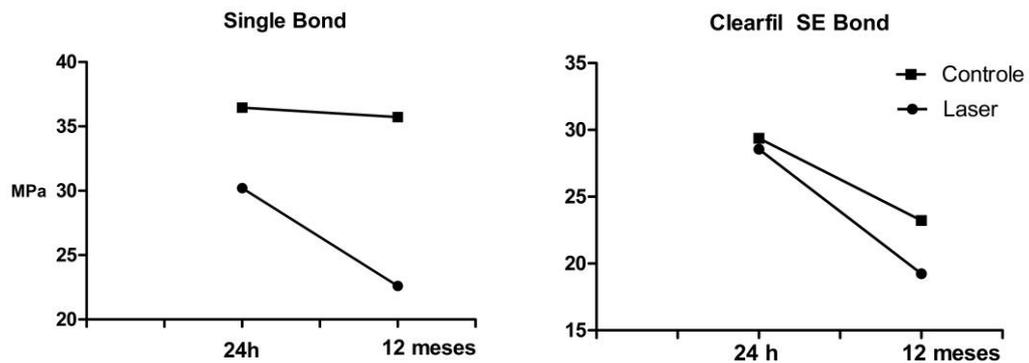


Figura 11 - Gráfico representativo da interação entre os fatores Técnica e o Tempo de armazenagem para os adesivos Single Bond e Clearfil SE Bond no substrato esmalte.

5.2 Substrato Dentina

5.2.1 Estatística descritiva

Na Tabela 8 encontram-se os valores da estatística descritiva para dentina, onde se observa que a maior média foi obtida pelo grupo Single Bond/Controle/24h ($34,05 \pm 6,14$), seguido do grupo Clearfil SE Bond/Controle/24h ($32,12 \pm 5,26$). Enquanto os grupos Single Bond/Laser/12 meses ($22,06 \pm 3,77$) e o Clearfil SE Bond/Laser/12 meses ($13,35 \pm 3,35$) obtiveram as menores médias de resistência de adesiva.

Tabela 8 - Análise descritiva para os diferentes grupos para o substrato dentina em ordem decrescente quanto à resistência adesiva (MPa)

TIPO DE ADESIVO	TÉCNICA	TEMPO DE ARMAZENAGEM	MÉDIA (MPa)*	D-P
Single Bond	Controle	24 h	34,05A	±6,14
Clearfil SE Bond	Controle	24 h	32,12A	±5,26
Single Bond	Laser	24 h	30,54A	±5,94
Clearfil SE Bond	Laser	24 h	29,45A	±5,11
Single Bond	Controle	12 meses	29,36A	±5,57
Clearfil SE Bond	Controle	12 meses	29,09A	±8,84
Single Bond	Laser	12 meses	22,06B	±3,77
Clearfil SE Bond	Laser	12 meses	13,35C	±3,35

Legendas: D-P = Desvio-Padrão.

*Médias seguidas de letras iguais não diferem estatisticamente entre si ($p > 0,05$).

A Figura 12 apresenta graficamente a análise descritiva das médias e desvio-padrão evidenciando as diferenças obtidas entre os grupos para o substrato dentina.

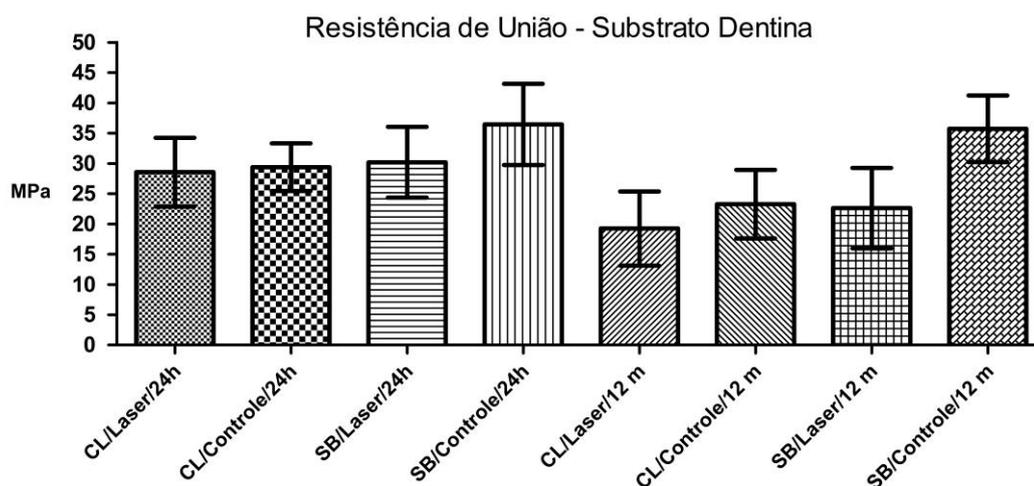


Figura 12 - Gráfico das médias e desvio-padrão evidenciando as diferenças obtidas entre os grupos para o substrato dentina. Legendas: CL = Clearfil SE Bond; SB = Single Bond; 24h = 24 horas; 12 m = 12 meses.

5.2.2 Estatística inferencial

Na Tabela 9 observam-se os dados que foram submetidos à análise de variância (ANOVA) a três fatores. Obtiveram-se diferenças estatisticamente significantes nos fatores Tipo de adesivo, Técnica e Tempo de armazenagem, e na interação dos fatores Técnica X Tempo de armazenagem e Tipo de adesivo X Técnica X Tempo de armazenagem, sendo $p < 0,05$.

Tabela 9 – Teste de análise de variância (ANOVA) a três fatores

FATOR	GL	SQ	QM	F	p
Tipo de adesivo	1	269,91	269,91	8,24	0,0049*
Técnica	1	1602,57	1602,57	48,95	0,0000*
Tempo de armazenagem	1	1957,70	1957,70	59,79	0,0001*
Tipo de adesivo X Técnica	1	108,02	108,02	3,30	0,0720
Tipo de adesivo X Tempo de armazenagem	1	66,50	66,50	2,03	0,1569
Técnica X Tempo de armazenagem	1	533,11	533,11	16,28	0,0001*
Interação	1	161,12	161,12	4,92	0,0285*
Resíduo	112	3667,01	32,74	-	-
Total	119	8365,94	-	-	-

Legendas: GL = Grau de liberdade; SQ = Soma dos quadrados; QM = Quadrado médio; F= Razão "F"; p = p-Valor. *p < 0,05

Na Tabela 10 observam-se os resultados do fator Tipo de adesivo para o teste de Tukey. O adesivo Single Bond apresentou média de resistência adesiva significativamente superior ao adesivo Clearfil SE Bond.

Tabela 10 - Resultados do Teste de Tukey (5%) para o fator Tipo de adesivo

TIPO DE ADESIVO	MÉDIA (MPa) ± D-P	GRUPOS HOMOGÊNEOS*
Single Bond	29,05 ± 6,89	A
Clearfil SE Bond	26,00 ± 9,46	B

Legendas: D-P = Desvio-Padrão.

*Médias seguidas de letras iguais não diferem estatisticamente entre si ($p > 0,05$).

Na Tabela 11 observam-se os resultados do fator Técnica para o teste de Tukey. A técnica controle apresentou média de resistência adesiva significativamente superior a experimental de irradiação do tecido com Nd:YAG *Laser*.

Tabela 11 - Resultados do Teste de Tukey (5%) para o fator Técnica

Técnica	MÉDIA (MPa) ± D-P	GRUPOS HOMOGÊNEOS*
Controle	31,16 ± 6,76	A
<i>Laser</i>	23,85 ± 8,29	B

Legendas: D-P = Desvio-Padrão.

*Médias seguidas de letras iguais não diferem estatisticamente entre si ($p > 0,05$).

Na Tabela 12 observam-se os resultados do fator Tempo de armazenagem para o teste de Tukey. O tempo de 24 h apresentou média de resistência adesiva significativamente superior ao tempo de 12 meses.

Tabela 12 - Resultados do Teste de Tukey (5%) para o fator Tempo de armazenagem

TEMPO DE ARMAZENAGEM	MÉDIA (MPa) ± D-P	GRUPOS HOMOGÊNEOS*
24 h	31,24 ± 5,75	A
12 meses	23,46 ± 8,68	B

Legendas: D-P = Desvio-Padrão.

*Médias seguidas de letras iguais não diferem estatisticamente entre si ($p > 0,05$).

Na Tabela 13 observam-se os resultados do teste de Tukey para a interação entre os fatores Técnica X Tempo de armazenagem. A técnica de irradiação do tecido com Nd:YAG *Laser* no tempo de 12 meses de armazenagem apresentou média de resistência adesiva significativamente inferior à mesma técnica no tempo de 24 h e à técnica controle, independente do tempo de armazenagem.

Tabela 13 - Resultados do Teste de Tukey (5%) para a interação entre os fatores Técnica X Tempo de armazenagem

TÉCNICA	TEMPO DE ARMAZENAGEM	MÉDIA (MPa) ± D-P	GRUPOS HOMOGÊNEOS*
Controle	24 h	33,09 ± 5,70	A
Controle	12 meses	29,99 ± 5,47	A
<i>Laser</i>	24 h	29,22 ± 7,27	A
<i>Laser</i>	12 meses	17,70 ± 5,64	B

Legendas: D-P = Desvio-Padrão.

*Médias seguidas de letras iguais não diferem estatisticamente entre si ($p > 0,05$).

Na Tabela 14 observam-se os resultados do teste de Tukey para a interação entre os fatores Tipo de adesivo X Técnica X Tempo de armazenagem. A técnica de irradiação do tecido com Nd:YAG *Laser* no tempo de 12 meses apresentou média de resistência adesiva significativamente inferior à mesma técnica no tempo de 24 h e à técnica controle, independente do tempo de armazenagem. A técnica de irradiação do tecido com Nd:YAG *Laser* no tempo de 12 meses apresentou média de resistência adesiva significativamente inferior para o adesivo Clearfil SE Bond quando comparado ao adesivo Single Bond.

Tabela 14 - Resultados do Teste de Tukey (5%) para a interação entre os fatores Tipo de adesivo X Técnica X Tempo de armazenagem

TIPO DE ADESIVO	TÉCNICA	TEMPO DE ARMAZENAGEM	MÉDIA (MPa) ± D-P	GRUPOS HOMOGÊNEOS*
Single Bond	Controle	24 h	34,05 ± 6,14	A
Clearfil SE Bond	Controle	24 h	32,12 ± 5,26	A
Single Bond	Laser	24 h	30,54 ± 5,94	A
Clearfil SE Bond	Laser	24 h	29,45 ± 5,11	A
Single Bond	Controle	12 meses	29,36 ± 5,57	A
Clearfil SE Bond	Controle	12 meses	29,09 ± 8,84	A
Single Bond	Laser	12 meses	22,06 ± 3,77	B
Clearfil SE Bond	Laser	12 meses	13,35 ± 3,35	C

Legendas: D-P = Desvio-Padrão.

*Médias seguidas de letras iguais não diferem estatisticamente entre si ($p > 0,05$).

A Figura 13 apresenta graficamente a interação entre os fatores Técnica e Tempo de armazenagem para os adesivos Single Bond e Clearfil SE Bond no substrato dentina.

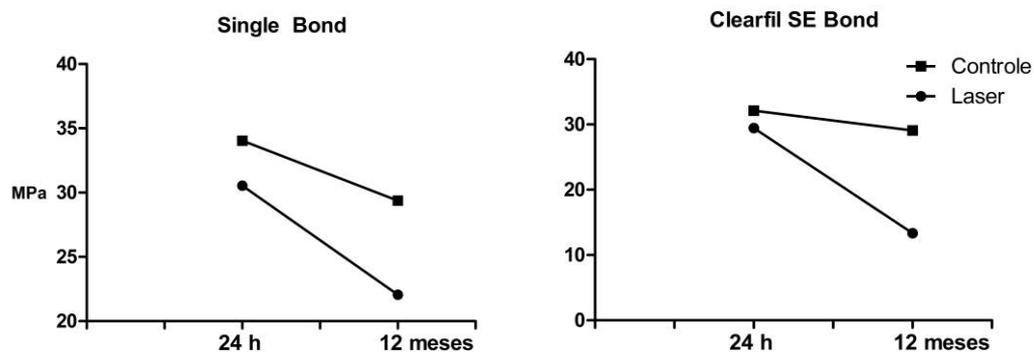


Figura 13 - Gráfico representativo da interação entre os fatores Técnica e o Tempo de armazenagem para os adesivos Single Bond e Clearfil SE Bond no substrato dentina.

5.3 Análise do tipo de fratura

A Tabela 15 apresenta os resultados para o tipo de fratura no substrato esmalte.

Tabela 15 - Resultados para o tipo de fratura no substrato esmalte

SUBSTRATO ESMALTE							
TEMPO DE ARMAZENAGEM – 24 H							
Grupo (Tipo de adesivo/Técnica)	Tipo de Fratura						Total
	A	M	CS	CR	FP	PD	
Single Bond/Controle	46	10	53	11	-	-	120
Clearfil SE Bond/Controle	66	11	28	16	4	-	125
Single Bond/Laser	59	10	31	13	1	-	114
Clearfil SE Bond/Laser	63	10	20	13	9	-	115
TEMPO DE ARMAZENAGEM - 12 MESES							
Grupo (Tipo de adesivo/Técnica)	Tipo de Fratura						Total
	A	M	CS	CR	FP	PD	
Single Bond/Controle	52	3	35	21	3	-	114
Clearfil SE Bond/Controle	70	6	24	17	10	-	127
Single Bond/Laser	81	7	1	-	13	-	102
Clearfil SE Bond/Laser	82	3	-	1	15	1	101

Legendas: A = Adesiva; M = Mista; CS = Coesiva substrato; CR = Coesiva resina; FP = Falhas prematuras (perda de palitos); PD = Perda do dente (o dente era descartado devido ao descolamento do bloco de resina composta durante a sua secção).

A Tabela 16 apresenta os resultados para o tipo de fratura no substrato dentina.

Tabela 16 - Resultados para o tipo de fratura no substrato dentina

SUBSTRATO DENTINA							
TEMPO DE ARMAZENAGEM – 24 H							
Grupo (Tipo de adesivo/Técnica)	Tipo de Fratura						Total
	A	M	CS	CR	FP	PD	
Single Bond/Controle	59	3	17	44	1	-	124
Clearfil SE Bond/Controle	60	10	26	23	1	-	120
Single Bond/ <i>Laser</i>	77	13	17	15	2	-	124
Clearfil SE Bond/ <i>Laser</i>	88	9	9	12	5	-	123
TEMPO DE ARMAZENAGEM - 12 MESES							
Grupo (Tipo de adesivo /Técnica)	Tipo de Fratura						Total
	A	M	CS	CR	FP	PD	
Single Bond/Controle	71	4	25	23	1	-	124
Clearfil SE Bond/Controle	63	1	29	30	-	-	123
Single Bond/ <i>Laser</i>	104	-	8	8	14	-	134
Clearfil SE Bond/ <i>Laser</i>	76	-	2	-	19	2	97

Legendas: A = Adesiva; M = Mista; CS = Coesiva substrato; CR = Coesiva resina; FP = Falhas prematuras (perda de palitos); PD = Perda do dente (o dente era descartado devido ao descolamento do bloco de resina composta durante a sua secção).

As Figuras 14A,14B, 14C e 14D apresentam as imagens ilustrativas dos tipos de fratura após os palitos serem corados com hematoxilina e analisados em esteriomicroscópio. Essa etapa foi realizada por um único operador calibrado, cego em relação aos grupos.

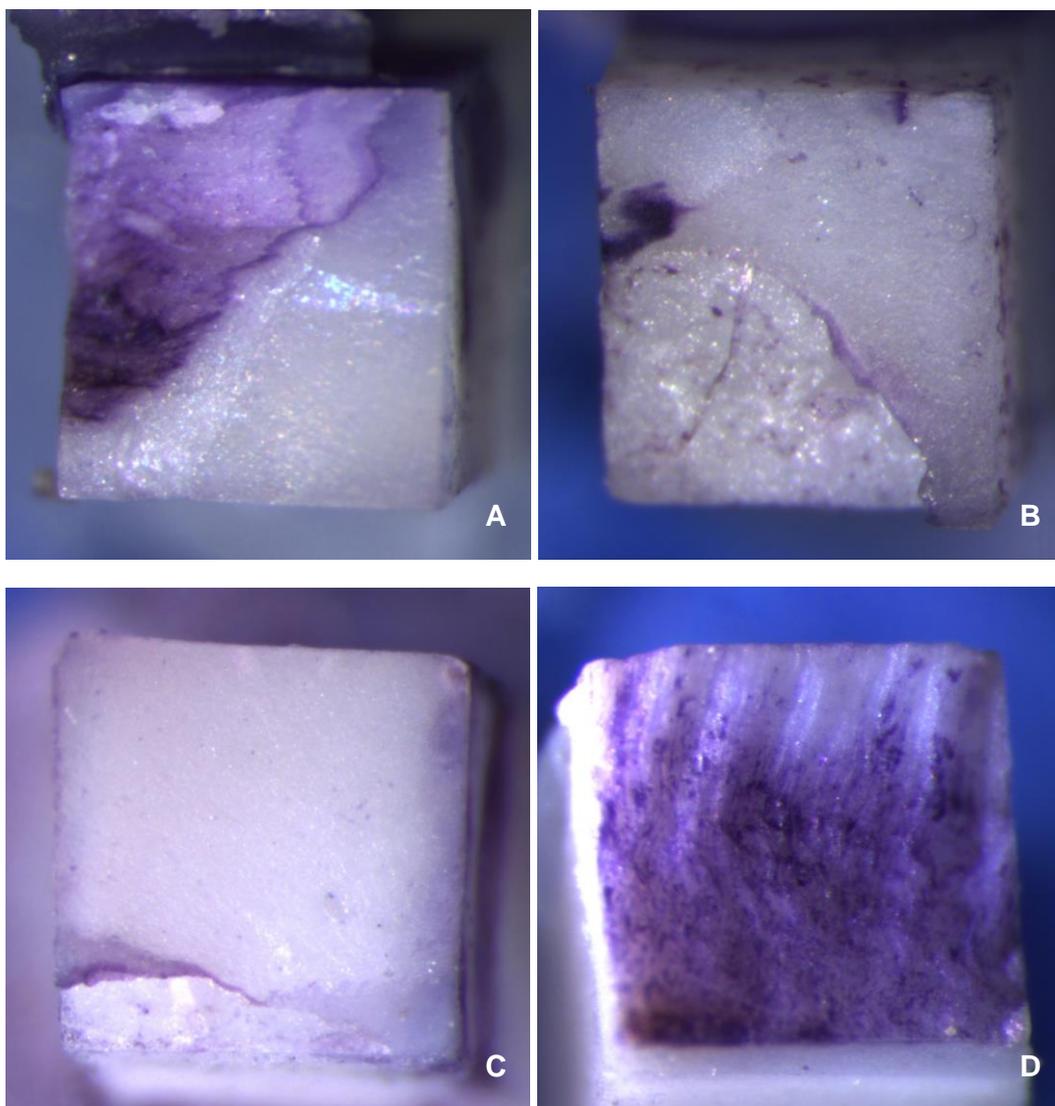


Figura 14 – Análise do tipo de fratura em esteriomicroscópio (aumento de 40X). A) Fratura Mista; B) Fratura Adesiva; C) Fratura coesiva em resina, D) Fratura coesiva no substrato dental.

5.4 Análise complementar da camada híbrida

Imagens de MEV foram obtidas com o propósito de realizar análise complementar das interfaces adesivas para os substratos esmalte e dentina.

As Figuras 15A e 15B ilustram a interface adesiva entre esmalte e resina composta que recebeu, respectivamente, o Single Bond e o Clearfil SE Bond, pela técnica controle e armazenagem por 24 h. Ocorreu a formação da interface adesiva mais espessa para o grupo que recebeu o adesivo Single Bond. As Figuras 15C e 15D ilustram a interface adesiva nas mesmas condições para a armazenagem por 12 meses. Não ocorreram áreas de degradação da interface adesiva após 12 meses em água.

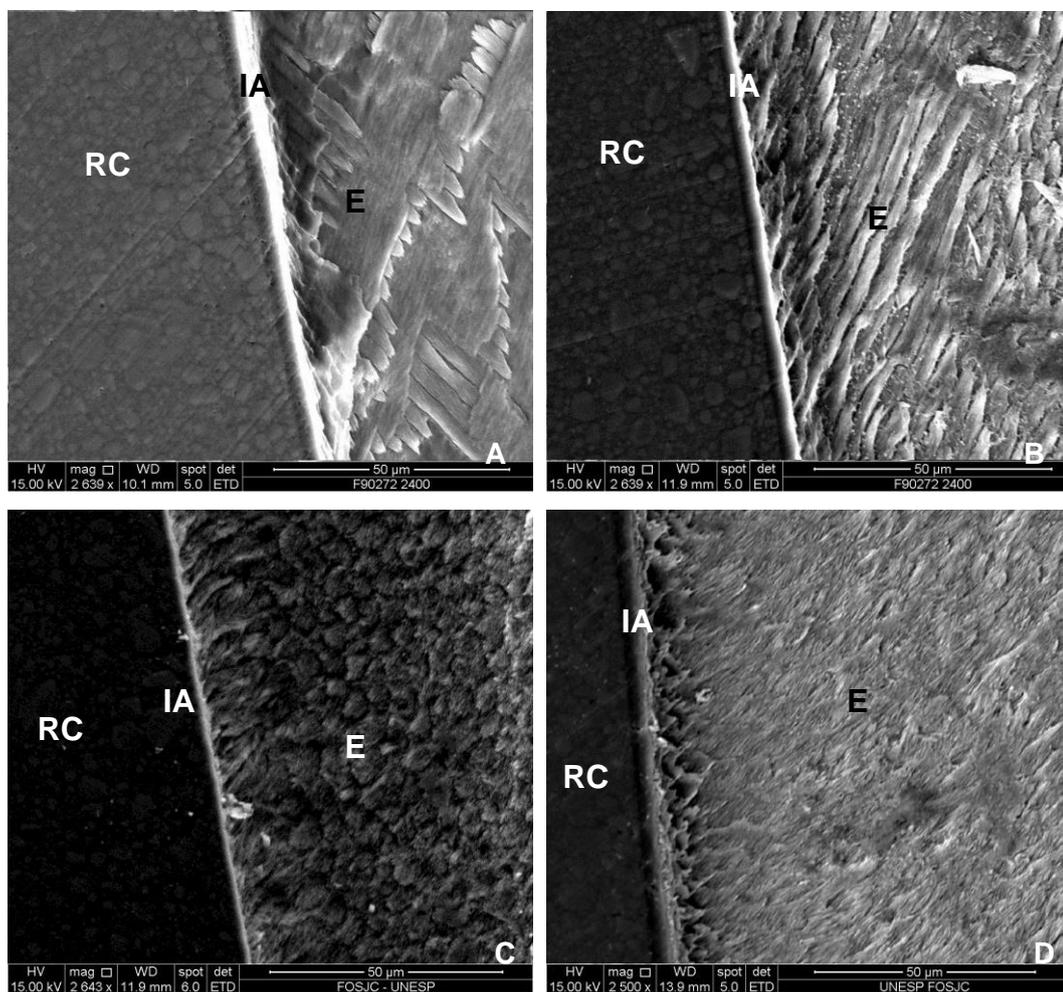


Figura 15 – Análise de MEV. A) Interface adesiva entre esmalte e resina composta que recebeu o Single Bond, pela técnica controle e armazenagem por 24 h (aumento de 2600X); B) Interface adesiva entre esmalte e resina composta que recebeu o Clearfil SE Bond, pela técnica controle e armazenagem por 24 h (aumento de 2600X); C) Interface adesiva entre esmalte e resina composta que recebeu o Single Bond, pela técnica controle e armazenagem por 12 meses (aumento de 2600X); D) Interface adesiva entre esmalte e resina composta que recebeu o Clearfil SE Bond, pela técnica controle e armazenagem por 12 meses (aumento de 2500X). Legendas: RC = Resina Composta; IA = Interface Adesiva; E = Esmalte.

As Figuras 16A e 16B ilustram a interface adesiva formada entre esmalte e resina composta que recebeu, respectivamente, o Single Bond e o Clearfil SE Bond, associados ao Nd:YAG *Laser* e armazenagem por 24 h. Observa-se a formação de uma interface adesiva diferenciada devido a fusão entre o sistema adesivo e substrato.

As Figuras 16C e 16D ilustram a interface adesiva nas mesmas condições, porém para a armazenagem por 12 meses. Observa-se, para o Single Bond, a presença de regiões de degradação em toda extensão da interface adesiva. Para o Clearfil SE Bond, observa-se degradação completa da interface adesiva e a presença de uma massa derretida no substrato irradiado (setas).

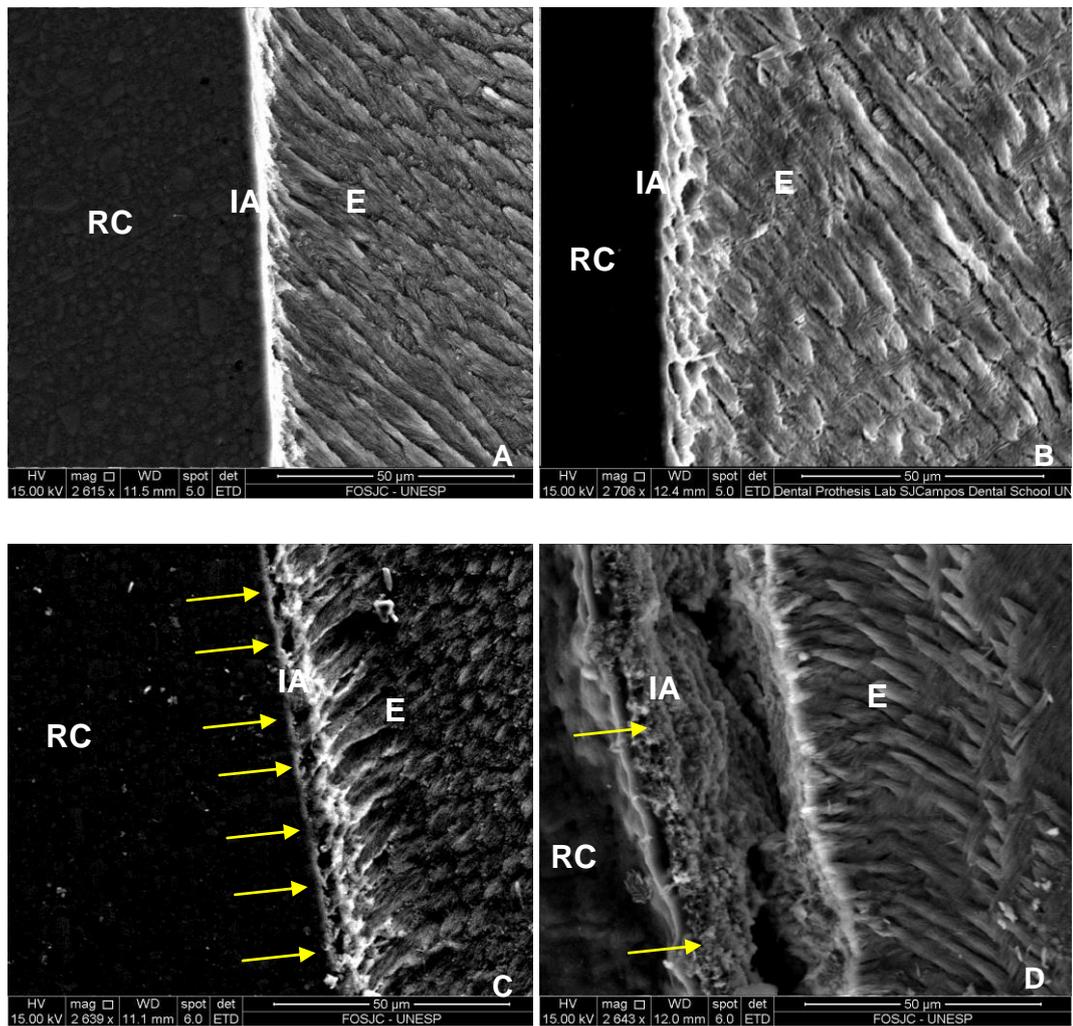


Figura 16 – Análise de MEV. A) Interface adesiva formada por esmalte e resina composta que recebeu o Single Bond associado ao Nd:YAG Laser e armazenagem em água destilada por 24 h (aumento de 2600X); B) Interface adesiva formada por esmalte e resina composta que recebeu o tratamento com Clearfil SE Bond associado ao Nd:YAG Laser e armazenagem por 24 h (aumento de 2000X); C) Interface adesiva formada por esmalte e resina composta que recebeu o tratamento com Single Bond, associado ao Nd:YAG Laser e armazenagem por 12 meses (aumento de 2000X); D) Interface adesiva formada por esmalte e resina composta que recebeu o tratamento com Clearfil SE Bond, associado ao Nd:YAG Laser e armazenagem por 12 meses (aumento de 2600X). Legendas: RC = Resina Composta; IA = Interface Adesiva; E = Esmalte.

As Figuras 17A e 17 B ilustram a camada híbrida formada entre dentina e resina composta que recebeu, respectivamente, o Single Bond e o Clearfil SE Bond, utilizando a técnica controle e armazenagem por 24 h. Observa-se a formação de uma típica camada híbrida e presença de prolongamentos resinosos (tags).

As Figuras 17C e 17D ilustram a camada híbrida formada nas mesmas condições, porém por armazenagem por 12 meses. Observa-se a camada híbrida bem definida e os prolongamentos resinosos (tags), entretanto, nota-se a presença de áreas de degradação do adesivo ou da camada híbrida devido ao tempo de armazenagem (setas).

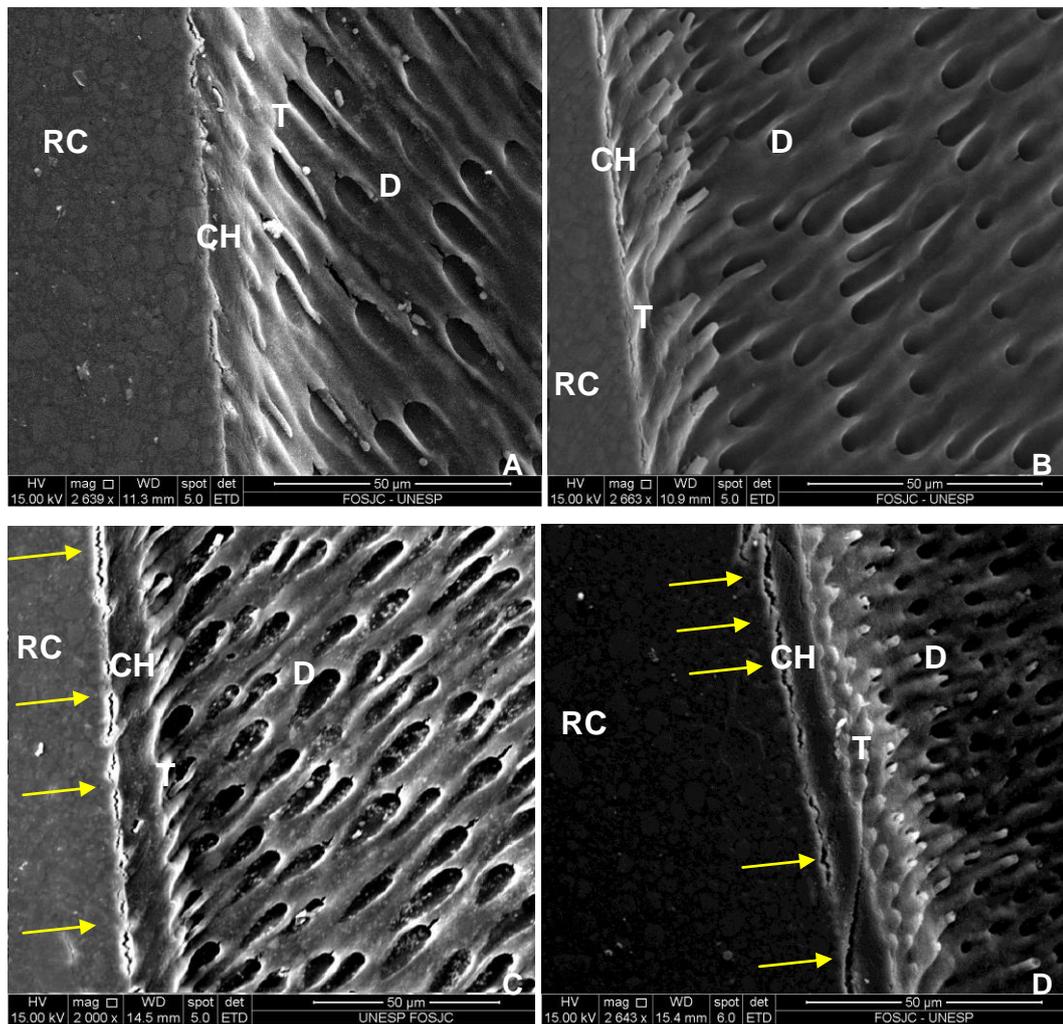


Figura 17 – Análise de MEV. A) Camada híbrida entre dentina e resina composta formada por Single Bond, utilizando a técnica controle e armazenagem por 24 h (aumento de 2600X); B) Camada híbrida entre dentina e resina composta formada por Clearfil SE Bond, utilizando a técnica controle e armazenagem por 24 h (aumento de 2000X); C) Camada híbrida entre dentina e resina composta formada por Single Bond, utilizando a técnica controle e armazenagem em água destilada por 12 meses (aumento de 2000X); D) Camada híbrida entre substrato dentina e resina composta formada por Clearfil SE Bond, utilizando a técnica controle e armazenagem em água destilada por 12 meses (aumento de 2600X). Legendas: RC = Resina Composta; CH = Camada Híbrida; D = Dentina; T = Tags.

As Figuras 18A e 18 B ilustram a camada híbrida formada entre substrato dentina e resina composta que recebeu, respectivamente, os tratamentos com Single Bond e Clearfil SE Bond, utilizando a técnica de irradiação com o Nd:YAG *Laser* e armazenagem em água destilada por 24 h. A micromorfologia da interface e a espessura da camada híbrida são diferentes das vistas previamente nos grupos controle. Interface com característica de fusão da dentina superficial impregnada com adesivo devido à irradiação com *Laser* (Figura 18A). Interface com presença de fendas entre o adesivo e a dentina, provavelmente devido ao efeito fototérmico do *Laser* (Figura 18B).

As Figuras 18C e 18D ilustram a camada híbrida formada nas mesmas condições, porém por armazenagem por 12 meses. O adesivo e a camada híbrida foram dissolvidos após 12 meses de armazenagem em água (Figura 18C). Não foram encontradas evidências de formação da camada híbrida, sendo esta substituída pela presença de uma massa derretida e a presença de fendas e lacunas, provavelmente devido aos efeitos da armazenagem em água por 12 meses (setas) (Figura 18D).

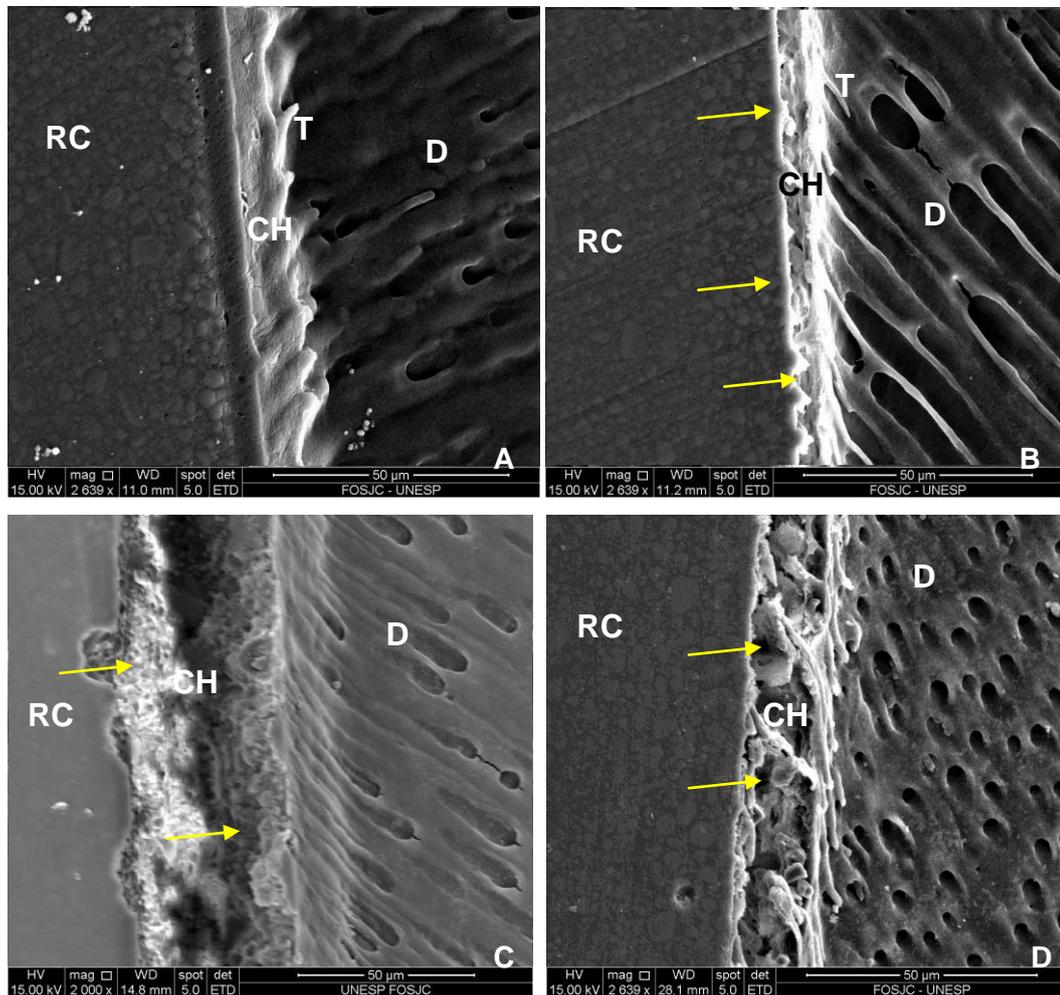


Figura 18 – Análise de MEV. A) Camada híbrida formada entre substrato dentina e resina composta que recebeu o tratamento com Single Bond, utilizando a técnica experimental de irradiação com o Nd:YAG *Laser* e armazenagem em água destilada por 24 h (aumento de 2600X); B) Camada híbrida formada entre substrato dentina e resina composta que recebeu o tratamento com Clearfil SE Bond, utilizando a técnica experimental de irradiação com o Nd:YAG *Laser* e armazenagem em água destilada por 24 h (aumento de 2300X); C) Camada híbrida formada entre substrato dentina e resina composta que recebeu o tratamento com Single Bond, utilizando a técnica experimental de irradiação com o Nd:YAG *Laser* e armazenagem em água destilada por 12 meses (aumento de 2000X); D) Camada híbrida formada entre substrato dentina e resina composta que recebeu o tratamento com Clearfil SE Bond, utilizando a técnica experimental de irradiação com o Nd:YAG *Laser* e armazenagem em água destilada por 12 meses (aumento de 2600X). Legendas: RC = Resina Composta; CH = Camada Híbrida; D = Dentina; T = Tags.

A Figura 19A ilustra imagem aproximada (20 μm , aumento de 5500X) da interface adesiva entre esmalte e resina composta para o grupo que recebeu o adesivo Clearfil SE Bond, pela técnica de irradiação do Nd:YAG *Laser* e armazenagem por 12 meses, grupo que apresentou os mais baixos valores de resistência de união longitudinal. Pode-se observar a perda completa da interface adesiva e presença de uma massa derretida formada por adesivo e tecido, com formação de uma grande lacuna entre o esmalte e a resina (setas).

Na Figura 19B observa-se a desintegração e desaparecimento da camada híbrida, sendo que o aspecto da interface sugere a presença de uma lacuna expandida do tecido irradiado, com característica fusionada, derretida e degradada, devido aos efeitos da armazenagem em água por 12 meses.

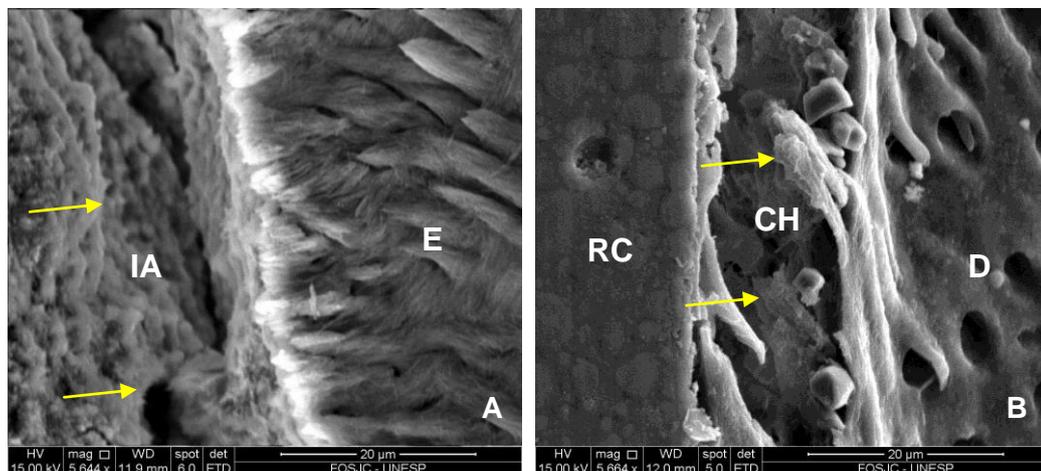


Figura 19 – Análise de MEV. A) Interface adesiva entre esmalte e resina composta que recebeu o tratamento com Clearfil SE Bond, utilizando a técnica experimental de irradiação com o Nd:YAG *Laser* e armazenagem em água destilada por 12 meses (aumento de 5600X); B) Camada híbrida formada entre substrato dentina e resina composta que recebeu o tratamento com Clearfil SE Bond, utilizando a técnica experimental de irradiação com o Nd:YAG *Laser* e armazenagem em água destilada por 12 meses (aumento de 5700X). Legendas: RC = Resina Composta; IA = Interface Adesiva; CH = Camada Híbrida; E = Esmalte; D = Dentina.

6 DISCUSSÃO

Atualmente, os estudos na área de adesão objetivam análises não apenas da resistência adesiva inicial, mas da resistência adesiva longitudinal para avaliar o comportamento de materiais e técnicas na longevidade da interface adesiva. Portanto, deve-se ter em mente a importância de uma alta resistência mecânica inicial da interface adesiva, assim como a qualidade desta com o passar do tempo para manter-se estável e permitir uma maior longevidade da restauração.

6.1 Da Metodologia

Como a unidade experimental proposta para este estudo foi composta de 240 elementos dentais, ou seja, número elevado para se obter de dentes humanos optou-se por dentes bovinos, após intensa revisão de literatura comprovando essa possibilidade. Diversos pesquisadores (Nakamichi et al., 1983; Fowler et al., 1992; Schilke et al., 1999; Muench et al., 2000; Reis et al., 2004; Yassen et al., 2011) demonstraram não haver diferenças significantes de valores de resistência adesiva entre dentes humanos e dentes bovinos, tanto para o esmalte, quanto para a dentina superficial, comprovando assim a possibilidade de utilização de dentes bovinos em substituição aos dentes humanos para testes de resistência adesiva.

Os dentes bovinos são de fácil obtenção em grandes quantidades, geralmente se encontram em boas condições e apresentam

composição mais uniforme quando comparado aos dentes humanos (Yassen et al., 2011). Além disso, os dentes bovinos apresentam superfície plana larga, não apresentam cáries e defeitos estruturais que possam afetar os resultados das pesquisas (Yassen et al., 2011).

Entretanto, pesquisas demonstraram haver diferenças significantes de resistência adesiva entre a dentina profunda de dentes humanos e bovinos (Nakamichi et al., 1983; Schilke et al., 1999; Muench et al., 2000). Nakamichi et al. (1983) observaram que a dentina superficial (1,4 - 2,1 mm) não apresentou diferença significativa de resistência adesiva entre dente humano e bovino. No entanto, na região mais profunda (0,2 - 0,9 mm de dentina residual), a dentina bovina apresentou resultados de resistência adesiva inferiores quando comparada à dentina superficial (Nakamichi et al., 1983). Portanto, este estudo padronizou a profundidade da dentina bovina em aproximadamente 2 mm da câmara pulpar, pois assemelha-se com os resultados de resistência adesiva da dentina humana (Nakamichi et al., 1983), e por ser a região que mais se assemelha micromorfolologicamente à dentina humana (Correa et al., 2003).

Este estudo selecionou dois sistemas adesivos que são muito utilizados em pesquisas na área da Odontologia: o adesivo Adper Single Bond 2 (3M ESPE) e o adesivo Clearfil SE Bond (Kuraray). Os dois sistemas adesivos foram utilizados seguindo as recomendações dos fabricantes. Adicionalmente, todas as etapas de realização dos procedimentos adesivos foram executadas por um único operador, para evitar possíveis variações de utilização dos materiais testados.

O Adper Single Bond 2 é um adesivo convencional de dois passos, sendo o primeiro passo a realização do condicionamento com ácido fosfórico entre 35 - 40% por um tempo de 15 s para esmalte e dentina, seguido de lavagem abundante com água por 20 s, e secagem da superfície condicionada. No esmalte, o condicionamento ácido

promoverá microrretenções e aumento da área de superfície, além de aumentar energia de superfície facilitando o molhamento do adesivo devido à redução do ângulo de contato entre o adesivo e o tecido condicionado (Buonocore, 1955; Nakabayashi et al., 1991; Pashley, Tay, 2001). Na dentina, o condicionamento ácido promoverá a remoção completa da *smear layer* e *smear plugs*; a exposição dos túbulos dentinários e fibras colágenas da matriz de dentina (Nakabayashi et al., 1982; Van Meerbeek et al., 1992; Pashley et al., 1993). Na etapa de secagem, independente do tipo de adesivo utilizado, foi estabelecido o protocolo de secagem da superfície do esmalte com breve jato de ar por 5 s a uma distância padronizada de 10 cm. Para a superfície de dentina, a etapa de secagem consistiu no controle da umidade com papel absorvente, para assegurar a técnica de adesão úmida à dentina. A manutenção da umidade dentinária após a lavagem para remoção do ácido é muito importante, pois permite que o arcabouço colágeno seja mantido em expansão, o que facilita a penetração dos monômeros (Pashley et al., 1993; Pashley, Tay, 2001).

O segundo passo consistiu na aplicação do adesivo Single Bond 2, que é um adesivo composto por HEMA, além dos solventes água e etanol. A presença de água em sua composição reduz a sensibilidade da técnica, reduzindo, portanto, a variabilidade dos resultados de resistência adesiva (Tay et al., 1996). Foram aplicadas 2 camadas consecutivas de adesivo seguido da aplicação ativa por 15 s. Após o tempo de 15 s de aplicação do adesivo, aplicou-se um breve jato de ar por 5 s para evaporar o solvente a uma distância padronizada de 10 cm, removeram-se os excessos do adesivo com o pincel tipo microbrush por 4 vezes, para evitar a formação de uma camada muito espessa de adesivo, o que poderia reduzir os valores de resistência adesiva (D'Arcangelo et al., 2009). Em seguida, foi realizada a fotoativação por 10 s.

O Clearfil SE Bond é um adesivo autocondicionante de dois passos, sendo o primeiro passo a aplicação de 01 camada do *primer* ácido condicionante por um tempo de 20 s de forma ativa para aumentar a efetividade do condicionamento da superfície (Torres et al., 2009), seguido de um breve jato de ar por 5 s para evaporar os solventes. O *primer* ácido apresenta em sua composição a água e o etanol como solventes. Esse também possui em sua composição o monômero do éster de ácido fosfórico, meta-crilóiloxidecil diidro-genofosfato (MDP), com o objetivo de promover a desmineralização e impregnação do substrato de forma simultânea (Watanabe et al., 1994). Em seguida, foi realizada a remoção dos excessos do *primer* com o pincel tipo microbrush por 4 vezes. O segundo passo consistiu na aplicação do *Bond*, que possui em sua composição MDP e HEMA. Foi aplicada uma camada do *Bond* por 20 s, de forma ativa, seguido de breve jato de ar por 5 s e remoção dos excessos do adesivo com o pincel tipo microbrush por 4 vezes (D'Arcangelo et al., 2009), e fotoativação por 10 s.

O maior desafio das restaurações adesivas é manter a estabilidade da interface adesiva longitudinalmente, pois, ao longo do tempo, ocorre a degradação da interface adesiva. Para simular a degradação da interface adesiva em estudos laboratoriais, utilizam-se diferentes técnicas de envelhecimento artificial, como, a ciclagem térmica, a ciclagem mecânica, a ciclagem termomecânica e a armazenagem em água ou em outras substâncias (Yamaulti et al., 2003; De Munck et al., 2003). Neste estudo, escolheu-se o método de envelhecimento artificial utilizando armazenagem em água destilada por um tempo de 12 meses, para observar os efeitos da degradação da interface adesiva pelo teste de resistência adesiva. Foi escolhida a água destilada como meio de armazenagem baseado em diversos outros estudos que também utilizaram esse meio de envelhecimento para avaliar os efeitos longitudinais de degradação da interface adesiva (Hashimoto et al., 2002;

Hashimoto et al., 2003; Reis et al., 2005; Abdalla et al., 2007; Abdalla 2010), sendo portanto, essa substância a mais utilizada para esta finalidade (Kitasako et al., 2000; De Munck et al., 2003), sendo um meio simples e de baixo custo para observar a longevidade das restaurações adesivas (Kitasako et al., 2000).

Estudos “*in vitro*” ou laboratoriais de resistência de união são de grande relevância para testar e qualificar técnicas e materiais, pois são esses estudos que darão subsídios posteriores se as técnicas e os materiais possuem eficiência e qualidade suficientes para que possam ser empregados clinicamente, nos estudos “*in vivo*”. Adicionalmente, os estudos laboratoriais, “*in vitro*”, são indicados não apenas para avaliação inicial de técnicas e materiais, mas também em avaliações longitudinais que possam prever o comportamento destes materiais quando aplicados clinicamente. Portanto, embora os resultados utilizando a técnica de irradiação do Nd:YAG Laser desenvolvido por Gonçalves et al. (1999) foram promissores para avaliar a resistência adesiva ao teste de cisalhamento, e todas as demais pesquisas realizadas “*in vitro*” que utilizaram essa técnica observaram apenas os resultados imediatos (Gonçalves et al., 1999; Matos et al., 1999; Matos et al., 2000; Araújo et al., 2001; Franke et al., 2006; Castro et al., 2012; Ribeiro et al., 2013; Marimoto et al., 2013), a avaliação longitudinal da resistência adesiva utilizando essa técnica se tornou de primordial importância.

A técnica de armazenagem indireta para avaliar longitudinalmente a resistência adesiva dos substratos esmalte e dentina consiste em realizar procedimentos adesivos e restauradores no elemento dental e armazená-lo em água à 37° C, para, posteriormente, seccioná-los em palitos e submetê-los ao teste de resistência adesiva à microtração (Abdalla et al., 2007; Osorio et al., 2008; Osorio et al., 2009; Abdalla 2010). Em contrapartida, a técnica de armazenagem direta consiste na armazenagem dos palitos de microtração em água à 37° C

longitudinalmente, para posteriormente submetê-los ao teste de resistência adesiva à microtração (Hashimoto et al., 2002, Hashimoto et al., 2003; Abdalla et al., 2007; Abdalla et al., 2008). De acordo com diversos autores (Hashimoto et al., 2002, Hashimoto et al., 2003; Abdalla et al., 2007; Abdalla, Feilzer, 2008; Abdalla, 2010), a técnica de armazenagem direta reduz significativamente a resistência adesiva quando comparada à técnica indireta. Hashimoto et al. (2002) explicaram que a redução da área transversal do espécime é uma forma de acelerar a ação da armazenagem em água, pois inevitavelmente reduz o tempo necessário para que a água difunda através das partes expostas da interface da restauração.

Neste estudo, optou-se pela técnica de armazenagem indireta para avaliar longitudinalmente a resistência adesiva dos substratos esmalte e dentina, assim como realizado nos estudos de De Munck et al., 2003, Toledano et al., 2007b, Osorio et al., 2008, Osorio et al., 2009 e Abdalla, 2010. A armazenagem direta na água aumenta significativamente a ocorrência de falhas adesivas (Toledano et al., 2007a), podendo haver uma maior ocorrência de falhas pré-teste nos palitos (Armstrong et al., 2003), e, como não havia a possibilidade de realizar novas amostras longitudinais devido a inviabilidade de tempo, optou-se pela técnica de armazenagem indireta para garantir os resultados finais da pesquisa.

Portanto, com o objetivo de acelerar a hidrólise da interface adesiva durante o período de 12 meses de armazenagem indireta, e observar possíveis diferenças estatísticas entre as técnicas testadas sem comprometer os dados finais, os dentes restaurados foram submetidos a trocas semanais do meio de armazenagem, que pode induzir a perda de cálcio da dentina, resultando em uma maior exposição do colágeno, e, conseqüentemente, ter um importante papel sobre a hidrólise das fibras colágenas desprotegidas (Kitasako et al., 2000).

Quando não há troca do meio de armazenagem, ocorre um equilíbrio de transferência de íons de cálcio entre a dentina e a solução de armazenamento inalterada, reduzindo o processo de degradação longitudinal (Kitasako et al., 2000).

A degradação da interface adesiva pode ser desencadeada por vários fatores. De acordo com De Munck et al. (2003), a saliva e a matriz orgânica dentinária possuem enzimas proteolíticas capazes de degradar as fibras colágenas que foram desprotegidas após o processo de desmineralização pelo condicionamento ácido e não infiltradas pelos monômeros adesivos. Um segundo fator responsável pela degradação da interface adesiva seria a incompleta polimerização dos monômeros infiltrados, afetando a estabilidade longitudinal mecânica e química da interface adesiva formada (Eliades et al., 2001). Adicionalmente, a presença de solventes residuais devido à evaporação incompleta dos mesmos pode contribuir para a formação de uma zona hipertônica na interface adesiva, aumentando sua hidrofília e acelerando o processo de degradação (Tay et al., 2004). A água possui também um papel solubilizador sobre os polímeros resinosos, separando as cadeias poliméricas e reduzindo as propriedades físicas e mecânicas do sistema adesivo na interface de união (Toledano et al., 2007a; Park et al., 2009; Abdalla, 2010). A água está presente na saliva, na umidade intrínseca da dentina (fluido dentinário) (Park et al., 2009; Abdalla, 2010), nos sistemas adesivos, quando os mesmos possuem a água como solvente (Reis et al., 2005), na técnica úmida de aplicação dos sistemas adesivos, bem como no caráter hidrófilo dos sistemas adesivos, tornando, portanto, as interfaces adesivas mais permeáveis a ação da água e à degradação por hidrólise (Malacarne et al., 2006).

O condicionamento do esmalte dental associado aos adesivos convencionais é considerado o mais durável método de adesão dos materiais estéticos sobre a estrutura dental (Loguercio et al., 2008).

Entretanto, à medida que se introduz novos materiais e técnicas na área científica odontológica, torna-se de primordial importância a realização de pesquisas nesse substrato. Sabe-se que os adesivos autocondicionantes produzem um padrão de condicionamento da superfície do esmalte inferior ao padrão de condicionamento produzido pelo ácido fosfórico (Loguercio et al., 2008). Entretanto, Marimoto et al. (2013) observaram que o adesivo autocondicionante sobre o esmalte associado a irradiação do Nd:YAG *Laser* aumentou a resistência adesiva ao esmalte dental. Portanto, este estudo avaliou longitudinalmente a efetividade da adesão entre esmalte-resina e dentina-resina através do teste de microtração utilizando os adesivos convencional e autocondicionante e as técnicas controle e experimental/*Laser* de irradiação com Nd:YAG *Laser* dos tecidos impregnados com esses sistemas adesivos, previamente a sua fotoativação.

Não há um consenso na literatura odontológica com relação aos parâmetros de irradiação do Nd:YAG *Laser* utilizados, tanto para os diferentes tecidos (esmalte e dentina), quanto para cada finalidade (condicionamento do tecido como substituição do condicionamento ácido, tratamento de hipersensibilidade dentinária e/ou aumento da resistência a desmineralização pela cárie dental). Baseado nos estudos desenvolvidos por Plefkken, 2010, Ribeiro et al., 2013 e Marimoto et al., 2013, os parâmetros do Nd:YAG *Laser* selecionados para irradiar o substrato esmalte neste estudo foram de 140 mJ, 10 Hz e 174,16 J/cm². Entretanto, para o substrato dentina, este estudo utilizou os parâmetros do Nd:YAG *Laser* de 120 mJ, 10 Hz e 149,28 J/cm², com o objetivo de minimizar possíveis alterações de temperatura que pudessem ocorrer na polpa dental durante a aplicação do Nd:YAG *Laser* nesse substrato (White et al., 1994; Mehl et al., 1997; Gow et al., 1999). White et al. (1994) observaram que a extensão da difusão térmica do Nd:YAG *Laser* pode estar relacionada com a espessura do substrato dental, com o

tempo de exposição e com os parâmetros de irradiação utilizados. Adicionalmente, de acordo com Zach e Cohen (1965), as variações de temperatura na polpa dental não devem ser superiores a 5° C, para prevenir a destruição dos tecidos pulpare. Sendo assim, como o remanescente de dentina foi padronizado em 2 mm, ou seja, inferior ao remanescente de esmalte-dentina (padronizado em 2,5 mm), utilizou-se uma potência reduzida no substrato dentina em relação ao esmalte com o intuito de minimizar possíveis variações de temperatura na cavidade pulpar.

6.2 Dos resultados

O objetivo deste estudo foi avaliar a resistência adesiva ao teste de microtração de dois sistemas adesivos em esmalte e dentina de dentes bovinos e a influência da associação ao Nd:YAG *Laser*, nos tempos de 24 h e 12 meses de armazenagem em água destilada.

Foram avaliadas oito condições experimentais: tipo de adesivo (convencional ou autocondicionante), técnica (controle ou experimental/*Laser*), e tempo de armazenagem (24 h ou 12 meses). Sendo assim, este experimento seguiu um esquema fatorial do tipo 2 X 2 X 2.

O planejamento experimental foi dividido em duas partes: parte I – substrato esmalte; parte II – substrato dentina. Este estudo escolheu avaliar os substratos isoladamente, pois, inserir um quarto fator em estudo (tipo de substrato) resultaria em 16 condições experimentais,

consequentemente, dificultando a análise e interpretação dos dados. Adicionalmente, os tecidos dentais esmalte e dentina apresentam composições muito diferentes entre si, portanto, os mesmos possuem comportamentos distintos quando submetidos aos diferentes fatores de estudo testados neste trabalho:

- a) Tipo de adesivo: os sistemas adesivos autocondicionantes apresentam um menor desempenho no esmalte dental quando comparado aos sistemas adesivos convencionais, podendo levar a baixos valores de resistência de união nesse substrato (Pashley, Tay, 2001; Moura et al., 2006; Rotta et al., 2007). Entretanto, estudos tem demonstrado que os valores de resistência de união dos sistemas adesivos autocondicionantes são similares aos dos sistemas adesivos convencionais para o substrato dentina (Toledano et al., 2003; Toledano et al., 2007a);
- b) Técnica de irradiação do tecido com Nd:YAG *Laser*: no esmalte dental a irradiação da superfície com o Nd:YAG *Laser* reduz a quantidade de água, substâncias orgânicas e carbonato desse substrato (Oho, Morioka, 1988), redução dos espaços inter e intra-cristalinos da estrutura da hidroxiapatita (Oho, Morioka, 1990), aumenta a resistência do tecido a desmineralização (Yamamoto, Sato, 1980), promove formação de crateras e áreas superficiais de ressolidificação de cristais de

hidroxiapatita (Myers, 1990) e formação de superfície derretida e recristalizada em forma de lava (Eduardo et al., 1995). Na dentina, o irradiação da superfície com o Nd:YAG *Laser* promove a desorganização da *smear layer* e fusão e recristalização dos *smear plugs* dentinários e da dentina circundante superficial (Dederich et al., 1984), promove formação de crateras e depressões, áreas de carbonização e alterações estruturais dos túbulos dentinários até uma profundidade de 40 μm (Myers, 1990), reduz a permeabilidade dentinária (Goodis et al., 1997) e promove a oclusão e estreitamento dos túbulos dentinários (Yonaga et al., 1999);

- c) Tempo de armazenagem: no esmalte dental, os sistemas adesivos apresentam estabilidade da interface adesiva longitudinalmente, sendo considerado o mais durável método de adesão dos materiais estéticos sobre a estrutura dental (Loguercio et al., 2008, Miguez et al., 2004). Entretanto, na dentina, ocorre ao longo do tempo degradação da camada híbrida devido a ação solubilizadora da água (Hashimoto et al., 2003a; Hashimoto et al., 2003b; Abdalla, Feilzer, 2008).

Sendo assim, para maior compreensão dos resultados e realização da discussão com maior clareza, essa sessão foi dividida de acordo com os substratos avaliados.

6.2.1 Substrato Esmalte

Ao aplicar-se o teste de ANOVA para estudar a influência das variáveis, verificou-se que a interação das variáveis Tipo de adesivo X Técnica e Técnica X Tempo de armazenagem foram estatisticamente significantes. O mesmo ocorreu quando se estudou todas as variáveis isoladamente; porém as interações Tipo de adesivo X Tempo de armazenagem e Tipo de adesivo X Técnica X Tempo de armazenagem não apresentaram significância estatística (Tabela 2).

A hipótese nula H01 foi rejeitada, pois observou-se a superioridade do adesivo convencional Single Bond comparado ao adesivo autocondicionante Clearfil SE Bond (Tabela 3). A acidez dos adesivos, ou seja, a capacidade de desmineralizar o substrato, é medida pelo pH da solução. Nos adesivos autocondicionantes, a acidez origina-se da ionização de radicais de ésteres do ácido fosfórico, como o MDP, presente no Clearfil SE Bond. Esse monômero ácido resulta em um menor número de radicais ionizáveis em solução aquosa, determinando um pH em torno de 1,9 - 2,0. No entanto, o ácido fosfórico utilizado nos adesivos convencionais, possui concentrações entre 35 - 37%, e exibe um grande número de radicais ionizáveis em solução aquosa, resultando em um pH em torno de 0,6. Desta forma, a capacidade de condicionamento do Clearfil SE Bond é mais restrita quando comparada ao Single Bond (Van Meerbeek et al., 2003).

Levando-se em consideração a agressividade, os sistemas adesivos autocondicionantes podem ser classificados como fortes (mais agressivos, $\text{pH} \leq 1$), moderados ($\text{pH} = 1,5$) e suaves ou fracos ($\text{pH} = 2$) (Tay, Pashley, 2001). O Clearfil SE Bond é considerado um adesivo autocondicionante de agressividade suave ou fraca ($\text{pH} \approx 2$). Adicionalmente, o Clearfil SE Bond apresenta baixa reatividade com o componente mineral. Como o esmalte apresenta um alto conteúdo

mineral, e devido a menor disponibilidade de íons H^+ para os monômeros acídicos, estes podem ser parcialmente ou completamente neutralizados pelos minerais dissolvidos do esmalte antes que os mesmos realizem um padrão de condicionamento adequado (Miyazaki et al., 2002).

Além do pH final da solução aquosa, a constante de dissociação ou a constante de ionização (K_a) da solução determina a força relativa dos ácidos. O K_a indica quantas moléculas do ácido estarão na forma ionizada em relação à não ionizada. Quanto maior o valor de K_a , mais ionizado e maior é a força do ácido, conseqüentemente, quanto maior a acidez, menor o valor de pK_a do ácido (logaritmo negativo da constante de dissociação). Em 2006, Salz et al. realizaram um estudo com o propósito de avaliar o pK_a de diferentes monômeros acídicos em relação ao ácido fosfórico, calculando a capacidade de dissolução da hidroxiapatita em função do pK_a e do peso molecular desses monômeros presentes nos adesivos autocondicionantes. O MDP possui um $pK_a = 2,2$, sendo sua capacidade de dissolver 1,6 g de hidroxiapatita para cada grama de monômero acídico MDP. Entretanto, o ácido fosfórico possui um $pK_a = 2,0$, sendo sua capacidade de dissolver 5,1 g de hidroxiapatita para cada grama de ácido (Salz et al., 2006). Os monômeros acídicos apresentam alto peso molecular comparado ao ácido fosfórico, influenciando negativamente na capacidade de dissolução da hidroxiapatita (Salz et al., 2006). Portanto, os valores mais elevados do pH e do pK_a podem explicar os menores valores de resistência adesiva para Clearfil SE Bond comparado ao Single Bond.

Quando o condicionamento ácido é mais profundo e retentivo no esmalte, ocorre uma maior penetração do adesivo no substrato, promovendo uma interface adesiva mais espessa (Torii et al., 2002). Conforme se observa na Figura 15A, a interface formada pelo Single Bond é mais espessa quando comparada a interface formada pelo Clearfil SE Bond (Figura 15B), menos espessa. Provavelmente esse fenômeno ocorreu devido o condicionamento atingir a camada

interprismática, periférica e central dos prismas de esmalte (Torii et al., 2002), confirmando o maior poder de ação e dissolução da hidroxiapatita pelo ácido fosfórico do Single Bond.

A hipótese de nulidade H02 foi rejeitada, pois a técnica controle apresentou valores de resistência adesiva superiores comparada à técnica de irradiação com o Nd:YAG *Laser* (Tabela 4). De acordo com Castro et al. (2012), o Single Bond não é capaz de absorver os comprimentos de onda entre 950 e 1.100 nm, que está dentro do espectro de infravermelho próximo da luz, que inclui do comprimento de onda de 1.064 nm emitido pelo Nd:YAG *Laser*. Como o Nd:YAG *Laser* causa modificação no tecido apenas quando absorvido, provavelmente esse adesivo não sofreu nenhuma modificação da ação direta do *Laser*. Adicionalmente, Arrais et al. (2007) observaram que o Single Bond e o Clearfil SE Bond apresentam espectros de absorbância semelhantes entre si. Pode-se especular, portanto, que o Clearfil SE Bond pode ter apresentado comportamento semelhante ao Single Bond com relação a não absorbância do comprimento de onda emitido pelo Nd:YAG *Laser*.

Entretanto, em estudo paralelo (Batista et al.*, 2013), o uso do Nd:YAG *Laser* (174,16 J/cm²) sobre Single Bond não polimerizado promoveu um aumento significativo na taxa de evaporação de solventes em relação à técnica convencional. Isso ocorreu provavelmente devido o Nd:YAG *Laser* exercer um efeito fototérmico aumentando a temperatura superficial dos sistemas adesivos e, conseqüentemente, aumentando o grau de evaporação dos solventes residuais, o que pode ocasionar melhoria nas propriedades mecânicas da interface adesiva (Reis et al., 2010; Loguercio et al., 2011).

* Batista GR, Barcellos DC, Torres CRG, Damião AJ, Oliveira HPM, Gonçalves SEP. Effect of Nd:YAG Laser on the solvent evaporation of adhesive systems. Submetido a Revista Eur J Esthet Dent em 13/05/2013.

Os resultados deste estudo contrastam com os resultados de Matos et al., 2000 e Marimoto et al., 2013. Tais autores observaram melhoria significativa da resistência adesiva no esmalte dental irradiado com Nd:YAG *Laser* impregnado com sistemas adesivos, previamente a sua fotoativação, utilizando DEs de 49,76 J/cm² e 174,16 J/cm², respectivamente. A irradiação do Nd:YAG *Laser* sobre o esmalte impregnado com adesivo não-polimerizado promoveria a fusão e recristalização desse tecido na presença do adesivo (Matos et al., 2000), desenvolvendo a formação de um novo substrato formado de hidroxiapatita derretida e adesivo, sendo esse mecanicamente embricado e com maior afinidade a adesão (Gonçalves et al., 1999; Marimoto et al., 2013).

Variações da aplicação da metodologia deste estudo em relação aos estudos de Matos et al., 2000 e Marimoto et al., 2013 podem explicar a discrepância dos resultados obtidos: irradiação do Nd:YAG *Laser* realizada com o diferentes operadores; varredura não-padronizada com as mãos, quando deveria ser realizada varredura computadorizada; realização de teste de tração no trabalho de Matos et al. (2000) e cisalhamento no trabalho de Marimoto et al. (2013), enquanto este trabalho realizou teste de microtração; utilização de dentes humanos no trabalho de Matos et al. (2000), e de dentes bovinos neste trabalho e no trabalho de Marimoto et al. (2013).

Adicionalmente, estudos prévios comprovaram que parâmetros menores que os utilizados neste estudo de irradiação do Nd:YAG *Laser* promovem a modificação química e morfológica da superfície de esmalte. Hess et al. (1990) observaram que $DE \geq 95,5 \text{ J/cm}^2$ do Nd:YAG *Laser* já promoviam modificações morfológicas na superfície do esmalte como formação de pequenas bolhas semelhantes a crateras, elevações irregulares e trincas finas; e a formação de esmalte fundido e solidificado com crateras na superfície. Oho e Morioka (1990) observaram que $DE \geq 67 \text{ J/cm}^2$ do Nd:YAG *Laser* causavam modificações na

composição química na superfície do esmalte, como redução nos componentes: água, carbonato e substâncias orgânicas. Eduardo et al. (1995) observaram que $DE = 165,4 \text{ J/cm}^2$ do Nd:YAG *Laser* geravam formação de áreas de descalcificação de $15 \mu\text{m}$ e formação de crateras, com a superfície de esmalte fraturada, derretida/fusionada e recristalizada semelhante à substância lava. Ariyaratnam et al. (1997) acreditam que a formação de crateras, fissuras e esmalte fraturado pode ocorrer devido ao rápido ciclo térmico na superfície do esmalte durante a irradiação com o Nd:YAG *Laser*. A formação de crateras semelhantes a bolhas seriam resultados de um sobreaquecimento da superfície do esmalte submetido ao subsequente resfriamento à temperatura ambiente, e, quanto maior a DE, maiores são os efeitos fototérmicos nos tecidos (Ariyaratnam et al., 1997). Fowler e Kuroda (1986) explicam que DEs entre $9 - 120 \text{ J/cm}^2$ do Nd:YAG *Laser* podem promover um derretimento leve da superfície do esmalte, o que indica que temperaturas $> 1400 \text{ }^\circ\text{C}$ foram atingidas na superfície do esmalte.

Portanto, de acordo com os resultados deste estudo, acredita-se que os efeitos fototérmicos promovidos pela alta DE do Nd:YAG *Laser* ($174,16 \text{ J/cm}^2$) modificaram química e morfológicamente o esmalte superficial impregnado com os sistemas adesivos, com a formação de microtrincas, áreas fraturadas e fissuras na superfície do esmalte irradiado (Hess et al., 1990; Oho, Morioka, 1990; Eduardo et al., 1995; Ariyaratnam et al., 1997), influenciando negativamente o processo adesivo, comparado à técnica controle.

Altos parâmetros do Nd:YAG *Laser* promovem altos aumentos de temperatura e, conseqüentemente, mudanças microestruturais na superfície do esmalte como fusão seguida de recristalização e derretimento em forma de lava, tornando o esmalte superficial irradiado mais frágil (Tagomori, Iwase, 1995) e reduzindo significativamente sua dureza superficial (Jennett et al., 1994). Entretanto, baixos parâmetros promovem alterações químicas e estruturais na

superfície do dente sem promover ablação do tecido, e aumenta a microdureza da superfície do esmalte (Kuramoto Júnior et al., 2001; Majori et al., 2005; Correa-Afonso et al., 2013). Portanto, um segundo fator que poderia ter reduzido significativamente a resistência de união do grupo que recebeu irradiação com Nd:YAG *Laser* em relação ao grupo controle seria a redução da microdureza do esmalte dental irradiado com alta DE do Nd:YAG *Laser* (174,16 J/cm²), prejudicando a resistência adesiva da interface esmalte-resina.

A terceira hipótese nula (H03) foi rejeitada, pois o tempo de armazenagem de 24 h apresentou média de resistência adesiva superior comparada ao tempo de 12 meses (Tabela 5). O fenômeno de sorção de água ocorre com o passar do tempo, induzindo o aumento do volume da resina e rompimento das ligações adesivas na interface dente-restauração (Osorio et al., 2009). Tanto o Clearfil SE Bond quanto o Single Bond possuem água e álcool como solventes (Toledano et al., 2001). Uma pobre evaporação do solvente durante a aplicação dos sistemas adesivos pode determinar a separação de fases e uma menor taxa de polimerização, resultando em formação de interfaces enfraquecidas com o aumento da susceptibilidade da camada de adesivo a degradar-se com o tempo (Peumans et al., 2005; Osorio et al., 2009).

Entretanto, os resultados desse estudo observaram não haver interação significante entre os fatores Tipo de adesivo e Tempo de armazenagem (Tabela 2). Tais resultados demonstraram que tais adesivos apresentaram comportamentos similares com o passar do tempo para o esmalte dental, ou seja, apresentaram durabilidade da interface adesiva esmalte-resina. Apesar do menor potencial homogêneo de padrão de condicionamento, o Clearfil SE Bond tem desempenhado uma adesão esmalte-resina durável (Osorio et al., 2009). Mesmo sendo considerado um adesivo autocondicionante suave ou fraco, este adesivo é considerado o “padrão ouro” quando comparado aos demais adesivos autocondicionantes existentes no mercado. O monômero ácido MDP

promove a dissolução do esmalte intraprisimático e uma leve abertura dos espaços interprismáticos, obtendo um padrão de condicionamento tridimensional (Osorio et al., 2009; Reis et al., 2009). Além disso, a preservação da hidroxiapatita residual dentro da camada submicron adesiva pode servir como receptor de ligações químicas adicionais mediadas pelo MDP (Osorio et al., 2009; Reis et al., 2009).

Os resultados do nosso estudo estão de acordo com os autores Loguercio et al. (2008) e Osório et al. (2009) que observaram que os valores de resistência adesiva mantiveram-se estáveis após 1 ano de armazenagem em água, tanto para o Clearfil SE Bond, quanto para o Single Bond (Figuras 15C e 15D). Adicionalmente, Miguez et al. (2004) e Reis et al. (2009) observaram resultados semelhantes para o Clearfil SE Bond após 1 ano de armazenagem em água.

A estabilidade da adesão entre esmalte-resina para os sistemas adesivos Clearfil SE Bond e Single Bond também tem sido demonstrada por diversos estudos “in vivo” (Peumans et al., 2007; Eliguzelolu Dalkilic et al., 2012; Perdigão et al., 2012). Essa estabilidade é parcialmente explicada pelas características do tecido, no caso o esmalte. Embora grandes quantidades de proteínas sejam liberadas na matriz do esmalte durante a amelogenese, essa liberação reduz com o progresso do desenvolvimento desse tecido. Para fornecer um espaço para o crescimento de cristais de esmalte, as proteínas liberadas são degradadas em proteinases, e, por fim, o esmalte obtém sua estrutura endurecida final, que contém menos que 1% de proteínas por peso. Portanto, o esmalte dental não possui a quantidade de componentes orgânicos suficiente para se degradar com o passar do tempo (Osorio et al., 2009). Adicionalmente, o esmalte é um substrato relativamente seco, portanto, existe uma quantidade insignificante de água nesse tecido. Esta característica, inerente ao esmalte, previne a ação deletéria da água sobre os monômeros, levando à formação de polímeros com elevada taxa de ligações cruzadas e baixa taxa de monômeros residuais, evitando a

degradação do processo adesivo, promovendo maior estabilidade longitudinal (Gamborgi et al., 2007).

De acordo com os resultados deste estudo, observaram-se diferenças significantes para a interação entre os fatores: Tipo de adesivo e Técnica (Tabela 6). O Single Bond pela técnica controle apresentou média de resistência adesiva significativamente superior quando comparada ao Single Bond irradiado com Nd:YAG *Laser* e comparado ao Clearfil SE Bond controle e irradiado com Nd:YAG *Laser*.

Conforme explicado previamente, a solução aquosa do MDP, presente no Clearfil SE Bond, apresenta o pH mais elevado quando comparado ao pH do ácido fosfórico, conseqüentemente não produz o mesmo padrão de condicionamento, o que pode influenciar negativamente os valores de resistência de união. Além disso, os valores elevados do pKa (2,2) para o MDP determinam uma menor força do ácido quando comparado ao ácido fosfórico (pKa = 2,0), influenciando negativamente na sua capacidade de dissolução da hidroxiapatita. Portanto, os valores mais reduzidos do pH e do pKa podem explicar os menores valores de resistência adesiva observados nesse estudo para o Clearfil SE Bond controle comparado ao Single Bond controle.

Adicionalmente, o esmalte irradiado com Nd:YAG *Laser*, independente do adesivo utilizado, influenciou negativamente a resistência de união (Figura 11). Acredita-se que a alta DE do Nd:YAG *Laser* sobre o esmalte impregnado com sistema adesivo não-polimerizado, pode ter promovido modificações na morfologia da superfície do esmalte, criando áreas com microtrincas, fraturas e fissuras (Hess et al., 1990; Oho, Morioka, 1990; Eduardo et al., 1995) e a redução da microdureza do esmalte superficial irradiado (Jennett et al., 1994; Tagomori, Iwase, 1995), prejudicando a resistência adesiva devido a formação de uma interface esmalte-resina mais debilitada em relação à técnica controle.

Para a interação entre as variáveis Técnica e Tempo de armazenagem, o esmalte irradiado com Nd:YAG *Laser* e armazenado por 12 meses apresentou média de resistência adesiva significativamente inferior quando comparada ao esmalte irradiado com Nd:YAG *Laser* e armazenado por 24 h ou o esmalte não-irradiado (controle) armazenado por 24h e 12 meses (Tabela 7). Oho e Morioka (1990) observaram que DE entre 67 e 160 J/cm² no esmalte promovem a redução dos componentes: água, carbonato e substâncias orgânicas. Teoricamente, a redução da água e das substâncias orgânicas deveria melhorar a resistência de união longitudinalmente. Quanto menor a quantidade de componentes orgânicos (proteínas) no tecido, menor a degradação da interface adesiva com o passar do tempo (Osorio et al., 2009). Adicionalmente, quanto menor é a quantidade de água do tecido, maior a possibilidade de prevenir a ação da água nos monômeros quando o adesivo é fotoativado, tornando a interface adesiva mais estável com o passar do tempo (Gamborgi et al., 2007). Entretanto, uma das hipóteses especuladas nesta pesquisa é que alta DE do Nd:YAG *Laser* pode ter promovido, na superfície do esmalte impregnado com adesivo não-polimerizado, áreas de fusão, vitrificação, microtrincas, fraturas e fissuras, conforme observado previamente por outros estudos (Hess et al., 1990; Oho, Morioka, 1990; Eduardo et al., 1995) além da redução da microdureza do esmalte superficial irradiado (Jennett et al., 1995; Tagomori, Iwase, 1995), o que pode ter contribuído para acelerar a degradação ao longo do tempo em relação a técnica controle. Adicionalmente, a quantidade de água no esmalte dental é praticamente insignificante (Gamborgi et al., 2007), portanto, a evaporação desse componente pode não ter influenciado na resistência adesiva longitudinal.

Conforme se observou nas imagens de MEV (Figuras 16A e 16B), houve a formação de uma interface adesiva com características de derretimento e fusionamento, com aspecto de “lava derretida”. Tais imagens podem indicar que temperaturas > 1400 °C foram atingidas na

superfície do esmalte (Fowler, Kuroda, 1986). De acordo com Lin et al. (2001), temperaturas acima de 1125 °C promovem a formação de uma nova fase cristalina, o tricálcio fosfato- α ($\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2\text{-}\alpha$). Adicionalmente, Kawasaki et al. (2000) observaram que DE a partir de 100 J/cm² de Nd:YAG *Laser* podem produzir formação do tricálcio fosfato- α . Essa nova fase cristalina possui solubilidade e degradabilidade superior à hidroxiapatita, o que pode reduzir a estabilidade química do tecido irradiado (Lin et al., 2001), e conseqüentemente reduzir a resistência de união longitudinal.

As imagens de MEV ilustram claramente a interface adesiva modificada pelo Nd:YAG *Laser* para 12 meses de armazenagem. Quando a interface adesiva formada pelo Single Bond associado ao *Laser* (Figura 16C) foi exposta à ação solubilizadora da água por 12 meses, observou-se uma interface adesiva com várias áreas de degradação (espaços vazios que separaram a resina do esmalte dental), e a presença do esmalte subjacente modificado devido à irradiação do *Laser*. Para a interface formada pelo Clearfil SE Bond associado ao *Laser* (Figuras 16D e 19A), pôde-se observar a perda de caracterização completa da interface adesiva, com a presença de uma massa derretida, hidrolisada e lacunas, demonstrando claramente degradação avançada dessa interface.

Com relação à análise do tipo de fratura, Leloup et al. (2001) explicaram que sistemas adesivos com altos valores de resistência adesiva à microtração apresentaram maiores taxas de falhas coesivas. Por outro lado, sistemas adesivos com baixos valores de resistência adesiva ao teste de microtração apresentaram maiores taxas de falhas adesivas (Leloup et al., 2001), e conseqüentemente, altas taxas de falhas pré-teste (Roulet, Van Meerbeek, 2007).

Conforme se observa na análise do tipo de fratura (Tabela 15), o grupo do Single Bond pela técnica controle e 24h de armazenagem apresentou um maior número de fraturas coesivas (coesiva em resina +

coesiva em substrato = 64), sendo superior ao número de fraturas adesivas/mistas (56), sem ocorrência de falhas pré-teste. Entretanto, o grupo Clearfil SE Bond pela técnica do *Laser* e 12 meses de armazenagem, apresentou os maiores valores de falhas adesivas (82), de falhas prematuras (15) e foi o único grupo em que ocorreu a perda de 01 bloco de resina durante o processo de secção do dente.

Consequentemente, o grupo Single Bond pela técnica controle e 24h de armazenagem apresentou menor média de resistência de união ($36,44 \pm 6,72$), enquanto que o grupo Clearfil SE Bond pela técnica do *Laser* e 12 meses de armazenagem apresentou os menores valores de resistência de união ($19,24 \pm 6,13$), corroborando assim os achados de Leloup et al., 2001 e Roulet, Van Meerbeek, 2007.

6.2.2 Substrato Dentina

Ao aplicar-se o teste de ANOVA para estudar a influência das variáveis, verificou-se que a interação entre as variáveis: Técnica X Tempo de armazenagem e Tipo de adesivo X Técnica X Tempo de armazenagem foram estatisticamente significantes, o mesmo ocorreu quando se estudou todas as variáveis isoladamente; porém as interações Tipo de adesivo X Tempo de armazenagem adesivo e Tipo de adesivo X Técnica não apresentaram significância estatística (Tabela 9).

A hipótese nula H01 foi rejeitada, pois os resultados deste estudo demonstraram a superioridade do adesivo convencional Single Bond comparado ao adesivo autocondicionante Clearfil SE Bond (Tabela 10). Estudos prévios mostraram que a utilização do adesivo Single Bond levou a melhores resultados de resistência de união à dentina quando comparado ao adesivo Clearfil SE Bond (Osorio et al., 2008; Reis et al., 2005). O condicionamento ácido total remove completamente a *smear*

layer e realiza a desmineralização da dentina a profundidade de 3,0 – 7,0 μm , dependendo da concentração, pH, viscosidade e tempo de duração do condicionamento. Após o condicionamento ácido, a rede colágena com baixo conteúdo mineral é exposta, permitindo a infiltração da resina através dos espaços nanométricos (Kenshima et al., 2005). Isto permite um forte microembricamento mecânico entre adesivo e dentina, levando a altos valores de resistência de união (Reis et al., 2005; Kenshima et al., 2005).

O adesivo Single Bond é composto de uma mistura à base de 2- hidroxietil metacrilato (HEMA)/Etanol, capaz de molhar a superfície da dentina condicionada e manter as fibras colágenas expandidas após a evaporação dos solventes, melhorando a infiltração dos monômeros (Osorio et al., 2008; De Munck et al., 2003). Essa eficácia pode ser aumentada devido a presença de grupos carboxílicos ácidos nesse adesivo (Osorio et al., 2008). A técnica de condicionamento ácido total ainda é a mais utilizada pelos clínicos, pois, mesmo com as melhorias dos sistemas adesivos autocondicionantes, os resultados na literatura ainda são muito controversos com relação a sua efetividade clínica longitudinal.

A hipótese de nulidade H02 foi rejeitada, pois a técnica controle apresentou média de resistência adesiva superior comparada à técnica de irradiação com o Nd:YAG *Laser* (Tabela 11). Os resultados desse estudo estão de acordo com os achados de Castro et al. (2012), que observaram que a irradiação com o Nd:YAG *Laser* nas DEs 93,30 J/cm^2 e 124,4 J/cm^2 sobre a dentina impregnada com o sistema adesivo Single Bond, e previamente à sua fotoativação, não melhora a resistência adesiva ao teste de microtração comparada à técnica controle. Tais autores acreditam que o Single Bond não absorve comprimentos de onda entre 950 e 1100 nm, que está dentro do espectro de infravermelho próximo da luz, que inclui do comprimento de onda de 1064 nm emitido pelo Nd:YAG *Laser*. Como o Nd:YAG *Laser* causa modificação no tecido

apenas quando absorvido, provavelmente esse adesivo não sofreu nenhuma modificação da ação direta do *Laser*. Adicionalmente, Arrais et al. (2007) observaram que os adesivos Single Bond e Clearfil SE Bond apresentam espectros de absorbância semelhantes entre si. Pode-se especular, portanto, que o Clearfil SE Bond pode ter apresentado comportamento semelhante ao adesivo Single Bond com relação a não absorbância do comprimento de onda emitido pelo Nd:YAG *Laser*. Entretanto, em estudo paralelo (Batista et al.*, 2013), nós observamos que o uso do Nd:YAG *Laser* ($174,16 \text{ J/cm}^2$) sobre o sistema adesivo Single Bond não polimerizado promoveu um aumento significativo na taxa de evaporação de solventes em relação à técnica convencional, provavelmente devido ao Nd:YAG *Laser* exercer um efeito fototérmico aumentando a temperatura superficial no local da irradiação e, conseqüentemente, aumentando o grau de evaporação dos solventes, o que poderia ocasionar melhoria nas propriedades mecânicas da interface adesiva (Reis et al., 2010; Loguercio et al., 2011). Os resultados deste estudo corroboram também o estudo de Franke et al. (2006), que observaram que altas DEs como 10 e 50 J/cm^2 reduzem a resistência de união. No entanto, os autores observaram melhoria da resistência de união quando se utilizou a DE de 5 J/cm^2 para irradiar com Nd:YAG *Laser* a dentina impregnada com o Single Bond não-polimerizado. Bem como Gonçalves et al. (1999) observaram que a baixa DE = $1,31 \text{ J/cm}^2$ de irradiação do *Laser* sobre a dentina impregnada com o adesivo convencional ScotchBond Multi-purpose-Plus não-polimerizado aumenta sua resistência de união a resina composta.

* Batista GR, Barcellos DC, Torres CRG, Damiano AJ, Oliveira HPM, Gonçalves SEP. Effect of Nd:YAG Laser on the solvent evaporation of adhesive systems. Submetido a Revista Eur J Esthet Dent em 13/05/2013.

Tanto Franke et al. (2006) quanto Castro et al. (2012) especularam que a redução da resistência de união com altas DEs ocorreu, provavelmente, devido ao sobreaquecimento do tecido dentinário, atingindo a temperatura de fusão da dentina superficial.

Estudos prévios comprovaram que DE menores que a utilizada neste estudo ($DE = 149,28 \text{ J/cm}^2$) do Nd:YAG *Laser* promoveram alterações morfológicas e químicas na superfície de dentina. Rohanizadeh et al. (1999), utilizando uma $DE = 40,74 \text{ J/cm}^2$ do Nd:YAG *Laser* sobre a dentina, observaram a formação de superfície áspera, derretida, recristalizada, bem como modificações ultraestruturais nos cristais de dentina semelhantes à dentina sinterizada entre 800 e 950° C. Ferreira et al. (2009) observaram que $DE \geq 56,68 \text{ J/cm}^2$ promovem a formação de rachaduras na superfície da dentina e vitrificação do tecido. Yamada et al. (2004) observaram a formação de glóbulos derretidos na superfície de dentina irradiada com Nd:YAG *Laser* com $DE = 19,10 \text{ J/cm}^2$.

Portanto, pode-se especular que os efeitos fototérmicos promovidos pelo *Laser*, que modificam química e morfológicamente a dentina superficial impregnada com os sistemas adesivos e conseqüentemente a camada híbrida (Figura 18A), também promovem a formação de rachaduras, bolhas, carbonização, fusão e recristalização desse substrato (Figura 18B). Estes efeitos influenciam negativamente o processo adesivo, quando comparado à técnica controle, tal como observado em outros estudos (Franke et al., 2006; Castro et al., 2012).

Adicionalmente, a dentina intertubular é composta principalmente de colágeno, proteína formada por 3 cadeias peptídicas de aspecto helicoidal. O condicionamento ácido da dentina expõe as fibras colágenas, permitindo a infiltração dos monômeros resinosos e a formação de um entrelaçamento a nível molecular desses monômeros no interior da trama de colágeno, sendo essa união um dos fatores responsáveis pela resistência adesiva e pelo desempenho clínico das restaurações adesivas (Nakabayashi et al., 1982). Conseqüentemente, a

camada híbrida é composta predominantemente de fibras colágenas e monômeros resinosos infiltrados nos espaços interfibrilares (Wang et al., 2003).

Entretanto, o aumento da temperatura da dentina superior a 43 °C durante a realização de procedimentos clínicos pode promover a desnaturação das fibras colágenas presentes na matriz de dentina mineralizada ou parcialmente desmineralizada (Friess et al., 1996; Armstrong et al., 2008). White et al. (1994) observaram que a irradiação da dentina com $DE = 37,5 \text{ J/cm}^2$ promoveu um aumento de temperatura média de até 9,3° C na polpa dental quando o remanescente dentinário foi de 0,2 mm; tais autores também observaram que quanto maior o tempo de exposição, maior a temperatura, não havendo uma estabilização da mesma sobre o tecido. Portanto, o efeito fototérmico do Nd:YAG *Laser* promovendo elevação da temperatura da superfície da dentina irradiada pode ter ocasionado a desnaturação do colágeno, separando suas cadeias peptídicas, perdendo sua disposição helicoidal, degradando-as em espirais aleatórias (Rochdi et al., 1999) e, posteriormente, rompendo suas pontes de hidrogênio. Adicionalmente, Yamada et al. (2004) observaram que $DE = 19,10 \text{ J/cm}^2$ de Nd: YAG *Laser* promove o desaparecimento do colágeno na dentina superficial, sugerindo que a irradiação com *Laser* aquece instantaneamente a superfície da dentina para altas temperaturas, carbonizando o colágeno e outras proteínas dessa superfície. Consequentemente, a desnaturação ou a carbonização completa do componente principal da camada híbrida, o colágeno, e uma possível influência negativa na formação do entrelaçamento dos monômeros resinosos no interior da trama de colágeno, podem ter reduzindo a resistência adesiva comparada ao grupo controle.

A terceira hipótese nula (H03) foi rejeitada, pois o tempo de armazenagem de 24 h apresentou média de resistência adesiva superior comparada ao tempo de 12 meses (Tabela 12). Estes resultados estão de acordo com diversos estudos (Armstrong et al., 2003; Garcia et

al., 2007; Toledano et al., 2007a; Osorio et al., 2008) que observaram a redução dos valores de resistência adesiva à dentina para os adesivos Single Bond e Clearfil SE Bond ao longo do tempo, devido a degradação da camada híbrida (Figuras 17C e 17D).

A degradação da camada híbrida pode ser desencadeada por vários fatores. De acordo com De Munck et al. (2003), a saliva e a matriz orgânica dentinária possuem enzimas proteolíticas capazes de degradar as fibras colágenas que foram desprotegidas após o processo de desmineralização pelo condicionamento ácido e não infiltradas pelos monômeros adesivos. Um segundo fator responsável pela degradação da interface adesiva seria a incompleta polimerização dos monômeros infiltrados, afetando a estabilidade longitudinal mecânica e química da interface adesiva formada (Eliades et al., 2001). Adicionalmente, a presença de solventes residuais devido à evaporação incompleta dos mesmos pode contribuir para a formação de uma zona hipertônica na interface adesiva, aumentando sua hidrofilia e acelerando o processo de degradação (Tay et al., 2004). A água possui também um papel solubilizador sobre os polímeros resinosos, separando as cadeias poliméricas e reduzindo as propriedades físicas e mecânicas do sistema adesivo na interface de união (Toledano et al., 2007a; Toledano et al., 2007b; Park et al., 2009). A água está presente na saliva, na umidade intrínseca da dentina (fluido dentinário) (Park et al., 2009), nos sistemas adesivos, quando os mesmos possuem a água como solvente (Reis et al., 2005), na técnica úmida de aplicação dos sistemas adesivos, bem como no caráter hidrófilo dos sistemas adesivos, tornando, portanto, as interfaces adesivas mais permeáveis à ação da água e à degradação por hidrólise (Malacarne et al., 2006).

Para a interação entre as variáveis Técnica e Tempo de armazenagem, a técnica de irradiação do tecido com Nd:YAG Laser armazenado por 12 meses apresentou média de resistência adesiva significativamente inferior quando comparada à técnica de irradiação do

tecido com Nd:YAG *Laser* armazenado por 24 h e à técnica controle, independente do tempo de armazenagem (Tabela 13). As imagens obtidas em MEV demonstram claramente a degradação da camada híbrida, e perda da morfologia inicial das amostras irradiadas com Nd:YAG *Laser* após armazenagem em água por 12 meses. Pode-se observar na Figura 18C a solubilização ou dissolução de matéria orgânica, provavelmente devido à separação das cadeias peptídicas das fibras colágenas devido à desnaturação proteica (Armstrong et al., 2008) ou ainda devido à carbonização e desaparecimento completo dessas fibras (Yamada et al., 2004) promovida pela elevação da temperatura na superfície dentinária irradiada, e, conseqüentemente, degradação da camada híbrida formada pelo Single Bond. A Figura 18D ilustra a camada híbrida formada pelo Clearfil SE Bond e irradiada com *Laser*, observa-se alteração morfológica devido à dissolução da água, com aspecto de massa derretida e fusionada além da presença de fendas e lacunas. Tais alterações morfológicas e químicas na dentina superficial devido os efeitos fototérmicos do Nd:YAG *Laser* (Mehl et al., 1997; Rohanizadeh et al., 1999) pode ter promovido a formação de uma interface adesiva mais fragilizada, influenciando negativamente no processo adesivo e tornando a camada híbrida mais susceptível à degradação longitudinal comparada à técnica controle.

Para a interação entre os fatores “Tipo de adesivo, Técnica e Tempo de Armazenagem”, as diferenças significantes entre os grupos tornam-se evidentes (Tabela 14). O grupo que utilizou o sistema adesivo autocondicionante Clearfil SE Bond, e que foi submetido à irradiação do Nd:YAG *Laser* e armazenagem por 12 meses apresentou menor média estatisticamente significante de resistência de união, sendo que tais resultados de resistência de união estão de acordo com as imagens obtidas em MEV (Figuras 18D e 19B). Houve completa perda de caracterização morfológica da camada híbrida formada pelo Clearfil SE Bond associado à irradiação *Laser* após armazenagem em água por 12

meses, apresentando um aspecto de massa derretida e hidrolisada, com presença de lacunas e com alteração morfológica também da dentina adjacente, demonstrando claramente degradação avançada da interface adesiva.

Adicionalmente, o grupo que utilizou o Single Bond, associado à técnica de irradiação *Laser* e armazenado por 12 meses, apresentou média de resistência de união inferior quando comparada aos demais grupos, exceto para o grupo que utilizou o Clearfil SE Bond, também irradiado com *Laser* e também armazenado por 12 meses (Figura 13). De acordo com Kenshima et al. (2005), os sistemas adesivos convencionais promovem a formação de uma camada híbrida mais espessa (cerca de 4,2 μm), quando comparado aos adesivos autocondicionantes suaves, como o Clearfil SE Bond (com 0,7 – 1,5 μm de espessura), conforme observa-se nas Figuras 17A e 17B. A hipótese especulada para tais resultados é que, como o Nd:YAG *Laser* exerce aumento da temperatura nas estruturas do tecido próximo da superfície de dentina irradiada (White et al., 1994; Yamada et al., 2004), os efeitos fototérmicos do *Laser* podem ter apresentado maior intensidade na formação da camada híbrida para o Clearfil SE Bond, devido a sua menor espessura, degradando-a mais rapidamente e influenciando negativamente na resistência adesiva, quando comparado ao Single Bond. Como o Single Bond produz uma camada híbrida mais espessa, pode ter ocorrido um superaquecimento promovido pela irradiação do *Laser* da camada mais superficial da dentina, sendo que a camada mais profunda de dentina e impregnada com adesivo manteve-se preservada, apresentando melhores resultados de resistência de união longitudinais quando comparado ao Clearfil SE Bond.

Além disso, a técnica de irradiação *Laser*, independente do adesivo utilizado, apresentou menor média de resistência de união para o envelhecimento artificial de 12 meses em água comparada ao tempo de 24 h. A hipótese especulada para tais resultados é que, a

elevação da temperatura na superfície dentinária irradiada e, conseqüentemente, dos sistemas adesivos, influenciou positivamente a evaporação de possíveis solventes residuais (Batista et al.*, 2013), o que poderia otimizar os valores de resistência de união da interface adesiva para o tempo de 24 h. Adicionalmente, Castro et al. (2012) especularam que a aplicação do Nd:YAG *Laser* sobre a dentina na forma de varredura, pode melhorar a impregnação dos monômeros adesivos no tecido. Entretanto, o aumento excessivo de temperatura pode ter provocado alterações morfológicas e químicas na dentina superficial e sobreaquecimento do colágeno, gerando a desnaturação desta proteína (Friess et al., 1996) ou carbonização do colágeno da dentina superficial (Yamada et al., 2004) e aumentando sua susceptibilidade à degradação longitudinal pela hidrólise causada pela água (Pashley et al., 2004). A solução para esse inconveniente pode estar na escolha de parâmetros com menor frequência e maior potência, como os observados por Gonçalves et al. (1999), que não causem alterações por sobreaquecimento, pelo maior tempo de relaxação entre os pulsos.

Conforme se observa na análise do tipo de fratura (Tabela 16), o grupo que utilizou o Single Bond pela técnica controle e 24 h de armazenagem apresentou um maior número de fraturas coesivas (coesiva substrato + coesiva resina = 61), sendo quase similar ao número de fraturas adesivas/mistas (62), com a ocorrência de apenas 01 falha pré-teste. Entretanto, o grupo que utilizou o Clearfil SE Bond pela técnica do *Laser* e 12 meses de armazenagem apresentou os maiores valores de falhas adesivas (76), de falhas prematuras (19) e foi o único grupo com perda de 02 blocos de resina durante o processo de secção do dente.

* Batista GR, Barcellos DC, Torres CRG, Damião AJ, Oliveira HPM, Gonçalves SEP. Effect of Nd:YAG Laser on the solvent evaporation of adhesive systems. Submetido a Revista Eur J Esthet Dent em 13/05/2013.

De acordo com os achados de Leloup et al. (2001), adesivos com altos valores de resistência adesiva pelos testes microtração apresentam maiores taxas de falhas coesivas; conseqüentemente, adesivos com baixos valores de resistência adesiva ao teste de microtração apresentam maiores taxas de falhas adesivas, corroborando os achados deste estudo. Adicionalmente, adesivos com altos valores de resistência adesiva ao teste de microtração geralmente não apresentam falhas pré-teste, enquanto que, adesivos com baixos valores de resistência adesiva ao teste de microtração apresentam altas taxas de falhas pré-teste (Roulet, Van Meerbeek, 2007), tal como neste estudo. Conseqüentemente, o grupo Single Bond/Controle/24h apresentou a maior média de resistência de união ($36,05 \pm 6,14$), enquanto que o grupo Clearfil SE Bond/*Laser*/12 meses apresentou a menor média de resistência de união ($13,35 \pm 3,35$), comprovando as similaridades entre os resultados deste estudo e os de Leloup et al., 2001 e Roulet, Van Meerbeek, 2007.

6.3 Considerações Gerais

De acordo com os achados deste estudo, constatou-se que houve um comportamento distinto entre os sistemas adesivos convencional e autocondicionante e sua associação com o Nd:YAG *Laser*, independente do substrato avaliado. Tais resultados podem ter ocorrido devido à composição química diferenciada de cada sistema adesivo, bem como as possíveis alterações químicas e morfológicas, provenientes do efeito fototérmico do *Laser* sobre os substratos impregnados com os adesivos, fato que deve ser tópicos de futuros estudos para confirmação.

Observou-se também que a resistência de união pelo teste de microtração da interface adesiva quando se utilizou a técnica de irradiação do *Laser* reduziu significativamente após 12 meses de armazenagem em água, para ambos os substratos avaliados. Embora os resultados obtidos por este estudo não possam ser diretamente extrapolados para uma situação clínica, pode-se sugerir que o mecanismo de ação fototérmico do Nd:YAG *Laser*, para os parâmetros utilizados neste estudo, provavelmente promovam alterações nas interfaces adesivas, influenciando negativamente a resistência de união e, conseqüentemente a durabilidade das restaurações de resina composta.

Estudos “in vitro” são necessários para observar o comportamento da interface adesiva longitudinal, utilizando a técnica de irradiação com o Nd:YAG *Laser* com parâmetros distintos dos avaliados neste estudo. Parâmetros reduzidos de Nd:YAG *Laser* podem modificar os tecidos dentais, sem promover efeitos fototérmicos prejudiciais à formação da interface adesiva, ou mesmo com potências até elevadas e frequências menores. Adicionalmente, devem ser realizados estudos que simulem a pressão pulpar, o que poderia oferecer resfriamento e redução dos efeitos térmicos durante a irradiação do *Laser* sobre o tecido.

7 CONCLUSÃO

De acordo com a metodologia utilizada, e com base nos resultados obtidos, pode-se concluir que:

- a) Para ambos os substratos avaliados, o sistema adesivo convencional apresentou maior média de resistência adesiva em relação ao sistema adesivo autocondicionante;
- b) Para ambos os substratos avaliados, a técnica de irradiação com Nd:YAG *Laser* apresentou menor média de resistência adesiva em relação à técnica controle;
- c) Para ambos os substratos avaliados, o tempo de armazenamento por 12 meses apresentou menor média de resistência adesiva em relação ao tempo de armazenagem por 24 h em água destilada;
- d) Para o substrato esmalte, adesivo convencional associado à técnica controle apresentou maior média de resistência adesiva em relação ao adesivo convencional associado à técnica de irradiação do Nd:YAG *Laser* e em relação ao adesivo autocondicionante, independente da técnica utilizada;

- e) Para o substrato esmalte, a técnica de irradiação com Nd:YAG *Laser* associada ao tempo de armazenagem longitudinal apresentou menor média de resistência adesiva ao tempo de armazenagem de 24 h e em relação à técnica controle, independente do tempo de armazenagem;
- f) Para o substrato dentina, a técnica de irradiação com Nd:YAG *Laser* associada ao tempo de armazenagem longitudinal apresentou menor média de resistência adesiva em relação ao tempo de armazenagem de 24 h e em relação à técnica controle, independente do tempo de armazenagem.
- g) Para o substrato dentina, o adesivo autocondicionante associado à irradiação do o Nd:YAG *Laser* e submetido à armazenagem por 12 meses apresentou menor média de resistência adesiva em relação aos demais grupos. Adicionalmente, o adesivo convencional associado à irradiação com o Nd:YAG *Laser* e submetido à armazenagem por 12 meses apresentou menor média de resistência adesiva em relação aos grupos submetidos à armazenagem por 24 h, independente do adesivo e técnica utilizada, e em relação à técnica controle submetida à armazenagem por 12 meses, independente do adesivo utilizado.

8 REFERÊNCIAS *

Abdalla AI, El Eraki M, Feilzer AJ. The effect of direct and indirect water storage on the microtensile dentin bond strength of a total-etch and two self-etching adhesives. *Am J Dent.* 2007;20(6):370-4.

Abdalla AI. Effect of long-term water aging on microtensile bond strength of self-etch adhesives to dentin. *Am J Dent.* 2010;23(1):29-33.

Abdalla AI, Feilzer AJ. Four-year water degradation of a total-etch and two self-etching adhesives bonded to dentin. *J Dent.* 2008;36(8):611-7.

Almeida-Lopes L, Massini RJ. Laserterapia, conceitos e aplicações. NUPEM/DMC, São Carlos, 2002. [Acesso 09 nov 2012]. Disponível em: http://www.nupen.com.br/Revista_port/index.htm

Anić I, Segović S, Katanec D, Prskalo K, Najzar-Fleger D. Scanning electron microscopic study of dentin lased with argon, CO₂, and Nd:YAG laser. *J Endod.* 1998;24(2):77-81.

Araujo RM, Eduardo CP, Duarte Junior SL, Araujo MA, Loffredo LC. Microleakage and nanoleakage: influence of laser in cavity preparation and dentin pretreatment. *J Clin Laser Med Surg.* 2001;19(6):325-32.

*Baseado em:

International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [acesso ago. 2008] Disponível em: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

Arisu HD, Dalkihç E, Üçtaşı MB. Effect of desensitizing agents on the microtensile bond strength of a two-step self-etch adhesive to dentin. *Oper Dent.* 2011;36(2):153-61.

Ariyaratnam MT, Wilson MA, Mackie IC, Blinkhorn AS. A comparison of surface roughness and composite/enamel bond strength of human enamel following the application of the Nd:YAG laser and etching with phosphoric acid. *Dent Mater.* 1997;13(1):51-5.

Armstrong SR, Boyer DB, Keller JC. Microtensile bond strength testing and failure analysis of two dentin adhesives. *Dent Mater.* 1998;14(1):44-50.

Armstrong SR, Jessop JL, Winn E, Tay FR, Pashley DH. Effects of polar solvents and adhesive resin on the denaturation temperatures of demineralised dentine matrices. *J Dent.* 2008;36(1):8-14.

Armstrong SR, Vargas MA, Fang Q, Laffoon JE. Microtensile bond strength of a total-etch 3-step, total-etch 2-step, self-etch 2-step, and a self-etch 1-step dentin bonding system through 15-month water storage. *J Adhes Dent.* 2003;5(1):47-56.

Arrais CA, Pontes FM, Santos LP, Leite ER, Giannini M. Degree of conversion of adhesive systems light-cured by LED and halogen light. *Braz Dent J.* 2007;18(1):54-9.

Batista GR, Barcellos DC, Torres CRG, Damião AJ, Oliveira HPM, Gonçalves SEP. Effect of Nd:YAG Laser on the solvent evaporation of adhesive systems. Submetido a Revista Eur J Esthet Dent em 13/05/2013.

Beloica M, Goraccib C, Carvalho CAR, Radovicd I, Margvelashvili M, Vulicevic ZR, et al. Microtensile vs Microshear Bond Strength of Adhesives to Unground Enamel. *J Adhes Dent.* 2010;12:427-33.

Bowen RL. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues II. Bonding to dentin promoted by a surface-active comonomer. *J Dent Res.* 1965;44(5):895-902.

Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, De Stefano Dorigo E. Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater* 2008;24(1):90-101.

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.

Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res*. 1955;34(6):849-53.

Buonocore MG, Matsui A, Gwinnett AJ. Penetration of resin dental materials into enamel surfaces with reference to bonding. *Arch Oral Biol*. 1968;13(1):61-70.

Camargo MA, Silveira BL, Delfino CS, Zaroni WCS, Matos AB. Ensaio de microtração: uma revisão crítica da literatura. *Microtensile bond test: a literature overview*. *Rev Inst Ciênc Saúde*. 2007;25(3):313-8.

Carvalho RM, Chersoni S, Frankenberger R, Pashley DH, Prati C, Tay FR. A challenge to the conventional wisdom that simultaneous etching and resin infiltration always occurs in self-etch adhesives. *Biomaterials*. 2005;26(9):1035-42.

Castro FL, Andrade MF, Hebling J, Lizarelli RF. Nd:YAG laser irradiation of etched/unetched dentin through an uncured two-step etch-and-rinse adhesive and its effect on microtensile bond strength. *J Adhes Dent*. 2012;14(2):137-45.

Correa-Afonso AM, Pécora JD, Palma-Dibb RG. Influence of laser irradiation on pits and fissures: an in situ study. *Photomed Laser Surg*. 2013;31(2):82-9.

Correa MD, Anauate-Netto C, Youssef MN, Carmo ARP, Kuchinski FB. Estudo micromorfológico comparativo entre dentina bovina e humana ao MEV. *Rev Pos Grad*. 2003;10(4):312-6.

D'Arcangelo C, Vanini L, Prosperi GD, Di Bussolo G, De Angelis F, D'Amario M, et al. The influence of adhesive thickness on the microtensile bond strength of three adhesive systems. *J Adhes Dent*. 2009;11(2):109-15.

Dederich DN, Zakariasen KL, Tulip J. Scanning electron microscopic analysis of canal wall dentin following neodymium-yttrium-aluminum-garnet laser irradiation. *J Endod*. 1984;10(9):428-31.

De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Suzuki K, et al. Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res*. 2003;82(2):136-40.

Eckert GJ, Platt JA. A statistical evaluation of microtensile bond strength methodology for dental adhesives. *Dent Mater*. 2007;23(3):385-91.

Eduardo CP, Cecchini RCM, Marques JLL, Matsumoto K. Scanning electron microscopy study on enamel etching with Nd:YAG laser and phosphoric acid. *J Clin Laser Med Surg*. 1995;13(2):81-5.

Eduardo CP, Oliveira Jr NV, Miaki SI, Zezell DM. Comparative study of the shear bond strength of composite resin to dental enamel conditioned with phosphoric acid or Nd:YAG. *Rev Odontol USP*. 1997;11(4):245-9.

Einstein, A. Zur Quantentheorie der Strahlung. *Phys Z*. 1917;18:121-8. Trad. D. ter Haar. *The Old Quantum Theory*. In: Einstein, A. *On the quantum theory of radiation*. Pergamon Press; 1967. p. 167-83.

Eliades G, Vougiouklakis G, Palaghias G. Heterogeneous distribution of single-bottle adhesive monomers in the resin-dentin interdiffusion zone. *Dent Mater*. 2001;17(4):277-83.

Eliguzeloglu Dalkilic E, Omurlu H. Two-year clinical evaluation of three adhesive systems in non-carious cervical lesions. *J Appl Oral Sci*. 2012;20(2):192-9.

Ferreira LS, Ferreira LS, Francci C, Navarro RS, Calheiros FC, Eduardo Cde P. Effects of Nd:YAG laser irradiation on the hybrid layer of different adhesive systems. *J Adhes Dent.* 2009;11(2):117-25.

Fowler BO, Kuroda S. Changes in heated and in laser-irradiated human tooth enamel and their probable effects on solubility. *Calcif Tissue Int.* 1986;38(4):197-208.

Fowler CS, Swartz ML, Moore BK, Rhodes BF. Influence of selected variables on adhesion testing. *Dent Mater.* 1992;8(4):265-9.

Franke M, Taylor AW, Lago A, Fredel MC. Influence of Nd:YAG laser irradiation on an adhesive restorative procedure. *Oper Dent.* 2006;31(5):604-9.

Friess W, Lee G. Basic thermoanalytical studies of insoluble collagen matrices. *Biomaterials.* 1996;17(23):2289-94.

Fusayama T, Iwaku M, Kurosaki N, Nakamura M. Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. *J Dent Res.* 1979; 58(4):1364-70.

Gamborgi GP, Loguercio AD, Reis A. Influence of enamel border and regional variability on durability of resin-dentin bonds. *J Dent.* 2007;35(5):371-6.

Garcia RN, de Goes MF, Giannini M. Effect of water storage on bond strength of self-etching adhesives to dentin. *J Contemp Dent Pract.* 2007; 8(7):46-53.

Gonçalves SE, de Araujo MA, Damião AJ. Dentin bond strength: influence of laser irradiation, acid etching, and hypermineralization. *J Clin Laser Med Surg.* 1999;17(2):77-85.

Goodis HE, White JM, Marshall GW Jr, Yee K, Fuller N, Gee L, et al. Effects of Nd: and Ho:yttrium-aluminium-garnet lasers on human dentine fluid flow and dental pulp-chamber temperature in vitro. *Arch Oral Biol.* 1997;42(12):845-54.

Gow AM, McDonald AV, Pearson GJ, Setchell DJ. An in vitro investigation of the temperature rises produced in dentine by Nd:YAG laser light with and without water cooling. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 1999;7(2):71-7.

Hashimoto M, Ohno H, Sano H, Kaga M, Oguchi H. Degradation patterns of different adhesives and bonding procedures. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2003a;66(1):324-30.

Hashimoto M, Ohno H, Sano H, Kaga M, Oguchi H. In vitro degradation of resin-dentin bonds analyzed by microtensile bond test, scanning and transmission electron microscopy. *Biomaterials*. 2003b;24(21):3795-803.

Hashimoto M, Ohno H, Sano H, Tay FR, Kaga M, Kudou Y, et al. Micromorphological changes in resin-dentin bonds after 1 year of water storage. *J Biomed Mater Res*. 2002;63(3):306-11.

Hess JA. Scanning electron microscopic study of laser-induced morphologic changes of a coated enamel surface. *Lasers Surg Med*. 1990;10(5):458-62.

Jennett E, Motamedi M, Rastegar S, Frederickson C, Arcoria C, Powers JM. Dye-enhanced ablation of enamel by pulsed lasers. *J Dent Res*. 1994;73(12):1841-7.

Johnson LF. Optical maser characteristics of rare-earth ions in crystals. *J Appl Physiol*. 1961;34(4):897-909.

Kawaguchi FA, Eduardo CP, Matos AB. Nd:YAG laser influence on microleakage of class V composite restoration. *J Clin Laser Med Surg*. 2003;21(4):227-9.

Kawasaki K, Tanaka Y, Takagi O. Crystallographic analysis of demineralized human enamel treated by laser-irradiation or remineralization. *Arch Oral Biol*. 2000;45(9):797-804.

Kenshima S, Reis A, Uceda-Gomez N, Tancredo Lde L, Filho LE, Nogueira FN, et al. Effect of smear layer thickness and pH of self-etching adhesive systems on the bond strength and gap formation to dentin. *J Adhes Dent.* 2005;7(2):117-26.

Kitasako Y, Burrow MF, Nikaido T, Tagami J. The influence of storage solution on dentin bond durability of resin cement. *Dent Mater.* 2000;16(1):1-6.

Koshiro K, Inoue S, Sano H, De Munck J, Van Meerbeek B. In vivo degradation of resin-dentin bonds produced by a self-etch and an etch-and-rinse adhesive. *Eur J Oral Sci.* 2005;113(4):341-8.

Koshiro K, Inoue S, Tanaka T, Koase K, Fujita M, Hashimoto M, et al. In vivo degradation of resin-dentin bonds produced by a self-etch vs. a total-etch adhesive system. *Eur J Oral Sci.* 2004;112(4):368-75.

Kugel G, Ferrari M. The science of bonding: from first to sixth generation. *J Am Dent Assoc.* 2000;131(Suppl):20S-25S.

Kuramoto Júnior M, Matson E, Turbino ML, Marques RA. Microhardness of Nd:YAG laser irradiated enamel surfaces. *Braz Dent J.* 2001;12(1):31-3.

Leloup G, D'Hoore W, Bouter D, Degrange M, Vreven J. Meta-analytical review of factors involved in dentin adherence. *J Dent Res.* 2001;80(7):1605-14.

Lin CP, Lee BS, Lin FH, Kok SH, Lan WH. Phase, compositional, and morphological changes of human dentin after Nd:YAG laser treatment. *J Endod.* 2001;27(6):389-93.

Loguercio AD, Barroso LP, Grande RH, Reis A. Comparison of intra- and intertooth resin-dentin bond strength variability. *J Adhes Dent.* 2005;7(2):151-8.

Loguercio AD, Moura SK, Pellizzaro A, Dal-Bianco K, Patzlaff RT, Grande RH, et al. Durability of enamel bonding using two-step self-etch systems on ground and unground enamel. *Oper Dent*. 2008;33(1):79-88.

Loguercio AD, Salvalaggio D, Piva AE, Klein-Júnior CA, Accorinte Mde L, Meier MM, et al. Adhesive temperature: effects on adhesive properties and resin-dentin bond strength. *Oper Dent*. 2011;36(3):293-303.

Majori M, Manzon L, Pane S, Bedini R. Effects of Nd:YAG laser on dental enamel. *J Appl Biomater Biomech*. 2005;3(2):128-33.

Malacarne J, Carvalho RM, de Goes MF, Svizero N, Pashley DH, Tay FR, et al. Water sorption/solubility of dental adhesive resins. *Dent Mater*. 2006;22(10):973-80.

Marimoto A, Cunha L, Yui K, Huhtala M, Barcellos D, Prakki A, Gonçalves S. Influence of Nd:YAG Laser on the Bond Strength of Self-etching and Conventional Adhesive Systems to Dental Hard Tissues. *Oper Dent*. 2013;38(4):447-455.

Matos AB, Oliveira DC, Kuramoto M Jr, Eduardo CP, Matson E. Nd:YAG laser influence on sound dentin bond strength. *J Clin Laser Med Surg*. 1999;17(4):165-9.

Matos AB, Oliveira DC, Navarro RS, de Eduardo CP, Matson E. Nd:YAG laser influence on tensile bond strength of self-etching adhesive systems. *J Clin Laser Med Surg*. 2000;18(5):253-7.

Mehl A, Kremers L, Salzmann K, Hickel R. 3D Volume-Ablation Rate and Thermal Side Effects With the EnYAG and Nd:YAG User. *Dent Mater*. 1997;13(4):246-51.

Miguez PA, Pereira MP, Swift EJ Jr. One-year tensile bond strengths of two self-etching primers to bovine enamel. *J Esthet Restor Dent*. 2004;16(4):243-8.

Miyazaki M, Hinoura K, Honjo G, Onose H. Effect of self-etching primer application method on enamel bond strength. *Am J Dent*. 2002;15(6):412-6.

Moriyama EH. Caracterização da dentina submetida à variação da largura do pulso Laser de Nd:YAG [dissertação]. São José dos Campos (SP): Universidade do Vale do Paraíba, UNIVAP - Univ do Vale do Paraíba; 2001.

Moriyama EH, Zangaro RA, Lobo PD, Villaverde AB, Pacheco MT, Watanabe IS, et al. Optothermal transfer simulation in laser-irradiated human dentin. *J Biomed Opt*. 2003;8(2):298-302.

Moriyama EH, Zângaro RA, Villaverde AB, Lobo PD, Munin E, Watanabe IS, et al. Dentin evaluation after Nd:YAG laser irradiation using short and long pulses. *J Clin Laser Med Surg*. 2004; 22(1):43-50.

Moura SK, Pelizzaro A, Dal Bianco K, de Goes MF, Loguercio AD, Reis A, et al. Does the acidity of self-etching primers affect bond strength and surface morphology of enamel? *J Adhes Dent*. 2006;8(2):75-83.

Mousavinasab SM, Farhadi A, Shabanian M. Effect of storage time, thermocycling and resin coating on durability of dentin bonding systems. *Dent Res J (Isfahan)*. 2009;6(1):29-37.

Muench A, da Silva EM, Ballester RY. Influence of different dentinal substrates on the tensile bond strength of three adhesive systems. *J Adhes Dent*. 2000;2(3):209-12.

Myers TD. Effects of a pulsed Nd:YAG laser on enamel and dentin. In: Stephen NJ, Kazuhiko A. *Proc. SPIE 1200, Laser Surgery: Advanced Characterization. Therapeutics and Systems II*; 1991 Jun 1; Los Angeles, Califórnia: 1990. P. 425-36.

Nakabayashi N. Dentinal bonding mechanisms. *Quintessence Int*. 1991 Feb;22(2):73-4.

Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res.* 1982;16(3):265-73.

Nakabayashi N, Takarada K. Effect of HEMA on bonding to dentin. *Dent Mater.* 1992;8(2):125-30.

Nakamichi I, Iwaku M, Fusayama T. Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test. *J Dent Res.* 1983;62(10):1076-81.

Oda M, Oliveira DC, Liberti EA. Avaliação morfológica da união entre adesivo/resina composta e dentina irradiada com laser Er:YAG e laser Nd:YAG: estudo comparativo por microscopia de varredura. *Pesq Odontol Bras.* 2001;15(4):283-9.

Oho T, Morioka TA. Compositional and structural changes of human lased enamel [Abstract]. *J Jpn Soc Laser Dent.* 1988;9(3):205-9.

Oho T, Morioka T. A possible mechanism of acquired acid resistance of human dental enamel by laser irradiation. *Caries Res.* 1990;24(2):86-92.

Okuda M, Pereira PN, Nakajima M, Tagami J, Pashley DH. Long-term durability of resin dentin interface: nanoleakage vs. microtensile bond strength. *Oper Dent.* 2002;27(3):289-96.

Okuda M, Pereira PN, Nakajima M, Tagami J. Relationship between nanoleakage and long-term durability of dentin bonds. *Oper Dent.* 2001;26(5):482-90.

Osorio R, Monticelli F, Moreira MA, Osorio E, Toledano M. Enamel-resin bond durability of self-etch and etch & rinse adhesives. *Am J Dent.* 2009;22(6):371-5.

Osorio R, Pisani-Proenca J, Erhardt MC, Osorio E, Aguilera FS, Tay FR, et al. Resistance of ten contemporary adhesives to resin-dentine bond degradation. *J Dent.* 2008;36(2):163-9.

Park JG, Ye Q, Topp EM, Misra A, Spencer P. Water sorption and dynamic mechanical properties of dentin adhesives with a urethane-based multifunctional methacrylate monomer. *Dent Mater.* 2009;25(12):1569-75.

Pashley DH, Ciucchi B, Sano H, Horner JÁ. Permeability of dentin to adhesive agents. *Quintessence Int.* 1993;24(9):618-31.

Pashley DH. Smear layer: physiological considerations. *Oper Dent Suppl.* 1984;3:13-29.

Pashley DH, Tay FR. Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives. Part II: etching effects on unground enamel. *Dent Mater.* 2001;17(5):430-44.

Pashley DH, Tay FR, Yiu C, Hashimoto M, Breschi L, Carvalho RM, et al. Collagen degradation by host-derived enzymes during aging. *J Dent Res.* 2004;83(3):216-21.

Perdigão J, Dutra-Corrêa M, Saraceni CH, Ciaramicoli MT, Kiyán VH, Queiroz CS. Randomized clinical trial of four adhesion strategies: 18-month results. *Oper Dent.* 2012;37(1):3-11.

Perdigão J, Ramos JC, Lambrechts P. In vitro interfacial relationship between human dentin and one-bottle dental adhesives. *Dent Mater.* 1997;13(4):218-27.

Peumans M, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Five-year clinical effectiveness of a two-step self-etching adhesive. *J Adhes Dent.* 2007;9(1):7-10.

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.

Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. Effect of cross-sectional surface area on bond strengths between resin and dentin. *Dent Mater.* 1998a;14(2):120-8.

Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. *Dent Mater.* 1998b;14(3):212-21.

Plefkken PR. Estudo das propriedades mecânicas da interface adesiva criada por sistemas adesivos convencional e autocondicionante, associados ou não ao laser Nd:YAG, utilizando a técnica da nanoindentação [dissertação]. São José dos Campos (SP): Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2010.

Reis AF, Giannini M, Kavaguchi A, Soares CJ, Line SR. Comparison of microtensile bond strength to enamel and dentin of human, bovine, and porcine teeth. *J Adhes Dent.* 2004;6(2):117-21.

Reis A, Grandi V, Carlotto L, Bortoli G, Patzlaff R, Rodrigues Accorinte Mde L, et al. Effect of smear layer thickness and acidity of self-etching solutions on early and long-term bond strength to dentin. *J Dent.* 2005;33(7):549-59.

Reis A, Klein-Júnior CA, de Souza FH, Stanislawczuk R, Loguercio AD. The use of warm air stream for solvent evaporation: effects on the durability of resin-dentin bonds. *Oper Dent.* 2010;35(1):29-36.

Reis A, Moura K, Pellizzaro A, Dal-Bianco K, de Andrade AM, Loguercio AD. Durability of enamel bonding using one-step self-etch systems on ground and unground enamel. *Oper Dent.* 2009;34(2):181-91.

Ribeiro CF, Gonçalves SEP, Yiu KCK, Borges AB, Barcellos DC, Brayner R. Dentin bond strength: influence of Er:YAG and Nd:YAG lasers. *Int J Period Rest Dent.* 2013;33(3):373-7.

Ribeiro MS. Interação da radiação *Laser* linearmente polarizada cde baixa intensidade com tecidos vivos: efeito na aceleração de cicatrização tissular em lesões de pele. [tese]. São Paulo (SP): Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, USP - Univ de São Paulo; 2000.

Rochdi A, Foucat L, Renou JP. Effect of thermal denaturation on water-collagen interactions: NMR relaxation and differential scanning calorimetry analysis. *Biopolymers*. 1999;50(7):690-6.

Rohanizadeh R, LeGeros RZ, Fan D, Jean A, Daculsi G. Ultrastructural properties of laser-irradiated and heat-treated dentin. *J Dent Res*. 1999;78(12):1829-35.

Rotta M, Bresciani P, Moura SK, Grande RH, Hilgert LA, Baratieri LN, et al. Effects of phosphoric acid pretreatment and substitution of bonding resin on bonding effectiveness of self-etching systems to enamel. *J Adhes Dent*. 2007;9(6):537-45.

Roulet, Van Meerbeek B. Statistics: a nuisance, a tool, or a must? *J Adhes Dent*. 2007; 9(3):287-8.

Salz U, Mücke A, Zimmermann J, Tay FR, Pashley DH. pKa value and buffering capacity of acidic monomers commonly used in self-etching primers. *J Adhes Dent*. 2006;8(3):143-50.

Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciuchi B, Carvalho R, et al. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength – evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater*. 1994a;10(4):236-40.

Sano H, Shono T, Takatsu T, Hosoda H. Microporous dentin zone beneath resin-impregnated layer. *Oper Dent*. 1994b;19(2):59-64.

Sano H, Yoshikawa T, Pereira PN, Kanemura N, Morigami M, Tagami J, et al. Long-term durability of dentin bonds made with a self-etching primer, in vivo. *J Dent Res*. 1999;78(4):906-11.

Santerre JP, Shajii L, Leung BW. Relation of dental composite formulations to their degradation and the release of hydrolyzed polymeric-resin-derived products. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2001;12(2):136-51.

Schaller HG, Weihing T, Strub JR. Permeability of dentine after Nd:YAG laser treatment: an in vitro study. *J Oral Rehabil.* 1997;24(4):274-81.

Schilke R, Bauss O, Lisson JA, Schuckar M, Geurtsen W. Bovine dentin as a substitute for human dentin in shear bond strength measurements. *Am J Dent.* 1999;12(2):92-6.

Tagomori S, Iwase T. Ultrastructural change of enamel exposed to a normal pulsed Nd-YAG laser. *Caries Res.* 1995;29(6):513-20.

Tay FR, Gwinnett AJ, Pang KM, Wei SH. Resin permeation into acid-conditioned, moist, and dry dentin: a paradigm using water-free adhesive primers. *J Dent Res.* 1996;75(4):1034-44.

Tay FR, Pashley DH. Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dent Mater.* 2001;17(4):296-308.

Tay FR, Pashley DH, Garcia-Godoy F, Yiu CK. Single-step, self-etch adhesives behave as permeable membranes after polymerization. Part II. Silver tracer penetration evidence. *Am J Dent.* 2004;17(5):315-22.

Titley KC, Chernecky R, Rossouw PE, Kulkarni GV. The effect of various storage methods and media on shear bond strengths of dental composite resin to bovine dentine. *Arch Oral Biol.* 1998;43(4):305-11.

Toledano M, Osorio R, Ceballos L, Fuentes MV, Fernandes CA, Tay FR, et al. Microtensile bond strength of several adhesive systems to different dentin depths. *Am J Dent.* 2003;16(5):292-8.

Toledano M, Osorio R, de Leonardi G, Rosales-Leal JI, Ceballos L, Cabrerizo-Vilchez MA. Influence of self-etching primer on the resin adhesion to enamel and dentin. *Am J Dent*. 2001;14(4):205-10.

Toledano M, Osorio R, Osorio E, Aguilera FS, Yamauti M, Pashley DH, et al. Durability of resin-dentin bonds: effects of direct/indirect exposure and storage media. *Dent Mater*. 2007a;23(7):885-92.

Toledano M, Osorio R, Osorio E, Aguilera FS, Yamauti M, Pashley DH, et al. Effect of bacterial collagenase on resin-dentin bonds degradation. *J Mater Sci Mater Med*. 2007b;18(12):2355-61.

Torii Y, Ito K, Nishitani Y, Ishikawa K, Suzuki K. Effect of phosphoric acid etching prior to self-etching primer application on adhesion of resin composite to enamel and dentin. *Am J Dent*. 2002;15(5):305-8.

Torres CR, Barcellos DC, Pucci CR, Lima Gde M, Rodrigues CM, Siviero M. Influence of methods of application of self-etching adhesive systems on adhesive bond strength to enamel. *J Adhes Dent*. 2009;11(4):279-86.

Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent*. 2003;28(3):215-35.

Van Meerbeek B, Lambrechts P, Inokoshi S, Braem M, Vanherle G. Factors affecting adhesion to mineralized tissues. *Oper Dent*. 1992;Suppl 5:111-24. Review.

Van Noort R, Noroozi S, Howard IC, Cardew G. A critique of bond strength measurements. *J Dent*. 1989;17(2):61-7.

Wang Y, Spencer P. Hybridization efficiency of the adhesive/dentin interface with wet bonding. *J Dent Res*. 2003;82(2):141-5.

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.

White JM, Fagan MC, Goodis HE. Intrapulpal temperature during pulsed Nd:YAG laser treatment of dentin. *In vitro. J Periodontol.* 1994;65(3):255-9.

White JM, Goodis HE, Rose CM. Nd:YAG pulsed infrared laser for treatment of root surface. *J Calif Dent Assoc.* 1991;19(11):55-8.

Yamada MK, Uo M, Ohkawa S, Akasaka T, Watari F. Three-dimensional topographic scanning electron microscope and Raman spectroscopic analyses of the irradiation effect on teeth by Nd:YAG, Er: YAG, and CO(2) lasers. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2004;71(1):7-15.

Yamamoto H, Sato K. Prevention of dental caries by acousto-optically Q-switched Nd: YAG laser irradiation. *J Dent Res.* 1980;(59):137.

Yamauti M, Hashimoto M, Sano H, Ohno H, Carvalho RM, Kaga M, et al. Degradation of resin-dentin bonds using NaOCl storage. *Dent Mater.* 2003;19(5):399-405.

Yassen GH, Platt JA, Hara AT. Bovine teeth as substitute for human teeth in dental research: a review of literature. *J Oral Sci.* 2011;53(3):273-82.

Ye Q, Wang Y, Spencer P. Nanophase separation of polymers exposed to simulated bonding conditions. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2009;88(2):339-48.

Yonaga K, Kimura Y, Matsumoto K. Treatment of cervical dentin hypersensitivity by various methods using pulsed Nd:YAG laser. *J Clin Laser Med Surg.* 1999;17(5):205-10.

Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, et al. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res.* 2004;83(6):454-8.

Yoshiyama M, Matsuo T, Ebisu S, Pashley DH. Regional bond strengths of self-etching/self-priming adhesive systems. *J Dent.* 1998;26(7):609-16.

Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1965;19:515-30.

ANEXO – Certificado de Comitê de ética em pesquisa**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
CAMPUS DE SÃO JOSÉ DOS CAMPOS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA**

Av. Eng. Francisco José Longo, 777 – Jd. São Dimes
CEP 12201-970 – F. (12) 3947-9028 / 9086
Fax (12) 3947-9010 / guedes@fosjc.unesp.br / yasmini@fosjc.unesp.br

**Comitê de Ética em Pesquisa-Local
Envolvendo animais**

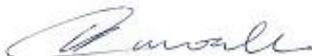
São José dos Campos, 15 de setembro de 2010

Ofício nº 13/2010/CEPa

Prezado Senhor

Esclarecemos que não há necessidade do projeto intitulado **“Estudo longitudinal da resistência adesiva aos substratos dentários de sistemas adesivos associados ou não ao laser ND:YAG”** de sua responsabilidade, tendo como orientada a Aluna Dafne Camara Barcellos, ser analisado por este Comitê, porque a pesquisa em tela não envolve a utilização de vertebrados e sim o uso de dentes bovinos como substrato comercialmente disponível, de acordo com a Lei nº 11.794 de 08/10/2008 – Lei “Arouca”.

Atenciosamente,



Profa. Titular YASMIN RODARTE CARVALHO
Coordenadora

Prof. Adjunto **SERGIO EDUARDO DE PAIVA GONÇALVES**
Departamento de Odontologia Restauradora
Unesp-Campus de SJCampos-Faculdade de Odontologia
Nesta