



**INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES  
AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO**

**AVALIAÇÃO DA ADESÃO EM DENTINA IRRADIADA PELO *LASER*  
*DE Er:YAG - ESTUDO IN VITRO***

**ROBERTA MARQUES DA GRAÇA LOPES**

**Dissertação apresentada como parte dos  
requisitos para obtenção do Grau de Mestre  
Profissional em *Lasers em Odontologia***

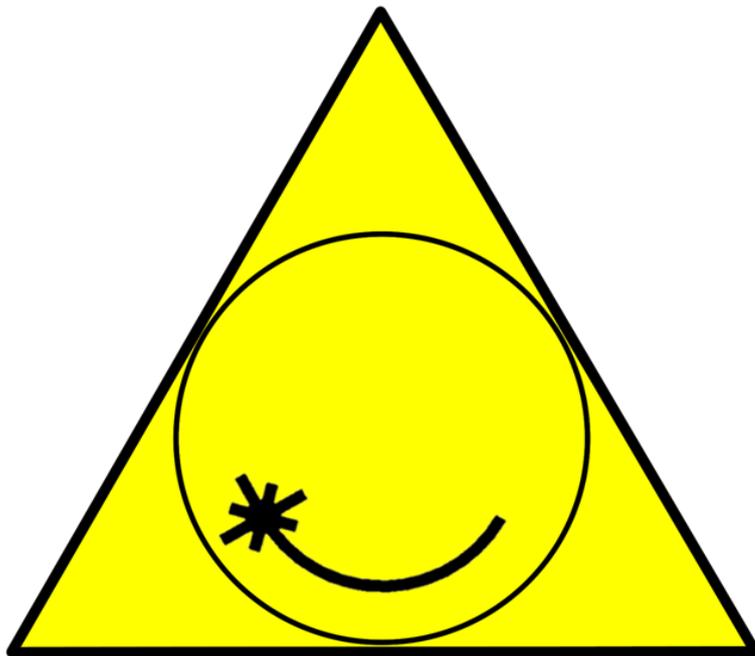
**Orientador: Prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo**

**Co-orientador: Prof. Dr. Nilson Dias Vieira Júnior**

São Paulo

2009





Mestrado Profissionalizante em  
*Lasers em Odontologia*

**INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES  
AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO**

**AVALIAÇÃO DA ADESÃO EM DENTINA IRRADIADA PELO *LASER*  
*DE Er:YAG* - ESTUDO *IN VITRO***

**ROBERTA MARQUES DA GRAÇA LOPES**

**Dissertação apresentada como parte dos  
requisitos para obtenção do Grau de Mestre  
Profissional em *Lasers* em Odontologia**

**Orientador: Prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo**

**Co-orientador: Prof. Dr. Nilson Dias Vieira Júnior**

São Paulo

2009

## DEDICATÓRIA

\* À **Natureza** que criou a biosfera com seus ciclos e seres complexos, e entre eles o Homem, único capaz de ter consciência de si e de sondar os mistérios de sua própria origem, essência e desígnios ...

## AGRADECIMENTOS

Considero a seção **Agradecimentos** de extrema importância para a complementação deste trabalho. Para muitos pode ser meramente formal agradecer. Para mim, além de ser o espaço próprio para expressar o reconhecimento por toda a contribuição recebida para a conclusão das diversas etapas envolvidas no Mestrado, também é o espaço para olhar retrospectivamente, tanto através da memória racional quanto da memória emotiva, e estabelecer a quem mais devo as condições que me levaram até onde estou. Cada um é em grande parte construção de seu meio e deveria agradecer àqueles que, consciente ou inconscientemente, o fizeram melhor.

E começo por minha família: agradeço a meu pai pelo exemplo, apoio, paciência, idéias, orientação, preocupação com minha segurança e felicidade, e pela revisão do texto desta dissertação. À minha mãe, pela força, a mesma preocupação e apoio, e pelo exemplo de ser alguém polivalente e eficiente, que consegue fazer muitas coisas ao mesmo tempo. Agradeço à minha irmã Rachel, pela permanente cumplicidade, bom humor e altruísmo - isso diz muito de seu coração. Ao meu irmão Raphael, que mesmo na dele, aparentemente longe de tudo, está atento, interessado em mim e torce pelo meu sucesso.

À minha queridíssima avó Nadyr, de quem me lembro o colo, a força e a frase "você é muito gente, você é capaz". Agradeço à minha tia Roseli, que sempre me teve como filha e a quem eu sempre considerei uma segunda mãe... há tempos nossas conversas durante as caminhadas na praia me fazem falta.

Ao tio Reynaldo e à tia Lilian, ao Felipe, Tábata e Natasha, meus primos, por me integrarem à família nos primeiros tempos de faculdade. Foram minhas companhias diárias, minha família próxima, quando tive que me adaptar ao ritmo de São Paulo, suporte que, felizmente, perdura até hoje.

Ao tio João e à tia Rosilda, uma dupla e tanto, que hoje mesmo, agora adulta, aceitaria de bom grado como meus pais adotivos, já que são os meus padrinhos. São parte importante de minhas referências. E como nesta vida são necessárias boas referências!

Aos meus tios e tias, primos e primas, com quem convivi diariamente grande parte de minha infância e juventude. Formamos uma irmandade barulhenta, de gozadores, que exige um batismo de fogo de todos os que se candidatam a integrá-la. Hoje, crescidos, seguimos muitos caminhos, estamos um pouco mais longe uns dos outros, mas sempre encontramos um jeito de cada estrada confluir para uma encruzilhada, para o reencontro.

À minha amiga Giselle Lopes Domingues, com quem cultivo uma amizade desde os sete anos, pelo carinho, pelos ouvidos nas horas ruins, companhia alegre nas horas boas. Que bom a nossa amizade apesar da enorme distância que morar em cidades diferentes e a falta de tempo livre nos impuseram. O tempo a fez minha irmã.

À minha amiga Vivian Macedo Gomes, pela força durante os estudos, principalmente na época do cursinho. Se não fosse a sua insistência no estudo diário e as explicações nas disciplinas exatas, não sei o que eu faria no vestibular. É uma das pessoas mais dedicadas a uma amizade que já conheci, obrigada por não desistir de mim.

Às muitíssimo queridas Letícia, Lia, Ana Cláudia, Liloca e Carina pelas “quartas-quartas”, dia que espero com ansiedade. É o dia e a hora de relaxar, de falar da vida, escutar verdades de pessoas que realmente se importam. A vocês devo a partilha de sonhos e realizações desde os primeiros tempos da Universidade.

À família Macedo França (D. Iara, Sr. Fernando, Sr. Agenor, Liloca). Como uma vez eu já disse: os amigos são a família que escolhemos em sua consciência. E essa família de amigos que escolhi é sensacional ..., realmente, me adotaram.

À Carina Strano Castellan, pelas muitas tentativas de me fazer amar a pesquisa como ela ama. Essa garota nasceu para fazer pesquisa. Grata por sua preocupação com meus prazos, com a qualidade do trabalho, pelos ensinamentos no laboratório, colocando a ajuda a esta amiga no topo de suas prioridades (inclusive me ajudando no laboratório no dia de seu aniversário). E, recentemente,

revisando de madrugada o que escrevi, e me ajudando com o Abstract, a milhares de quilômetros de distância.

Ao Prof. Carlos de Paula Eduardo pela orientação e pelas lições na vida acadêmica e profissional. Se ensina também pelo fazer no dia-a-dia e a nossa convivência muito me tem ensinado.

Ao Prof. Nilson Dias Vieira Júnior pela co-orientação no trabalho e por ter sido uma das pessoas que acreditaram e viabilizaram a minha participação no Mestrado.

À Prof<sup>a</sup>. Denise Maria Zezel por me disponibilizar o seu laboratório (se não fosse essa gentileza eu teria me atrasado mais ainda), pela preocupação com o andamento do experimento e pelos merecidos puxões de orelha que me deu.

Às funcionárias do IPEN Elsa Papp Pereira da Silva e Andréa Malavazi. Andréa, amigona, uma de minhas pacientes mais divertidas e amáveis, sempre preocupada com as várias etapas deste trabalho, me lembrando de prazos e ouvindo meus lamentos de que não tinha tempo ... que não daria tempo.

Aos funcionários do LELO (Laboratório Especial de Laser em Odontologia) onde estou sempre em casa: Liliane (ou Lilica para os amigos – a quem muito especialmente agradeço), Joelma e Gê.

À querida Simone, com quem partilhei incontáveis horas de laboratório e a máquina para os ensaios de microtração.

À grande (literal e afetivamente) amiga Marina Stella Bello Silva, pela cumplicidade nos trabalhos de laboratório após as 20 horas e aos domingos, e pelo interessante “bate-bola” intelectual entre pivôs. Agradeço ainda pela inestimável (e emergencial) ajuda com o Resumo e o Abstract.

À Fernanda de Paula Eduardo, por compreender a importância desta etapa para meu crescimento e flexibilizar meus horários de trabalho na clínica. Seu apoio tem se mostrado de muito valor.

Aos funcionários da Clínica SOL, que acompanharam de perto a evolução deste trabalho e, principalmente, de meu trabalho.

À Dra. Ana Cecília Corrêa Aranha e Dra. Patrícia Moreira de Freitas, professoras do LELO, pelo bom humor diário e a atenção com que tratam a todos. “Fessôra”, sou muitíssimo grata a você, outra pessoa especial que a vida colocou em minha estrada, pela orientação que tem me oferecido desde que passou a trabalhar no LELO, mas principalmente por sua amizade.

Aos professores do Mestrado Profissionalizante, que tão bem nos demonstraram sua competência para ensinar. A esta equipe que soube nos dar um padrão acima da média, sou realmente grata.

Agradeço ainda aos meus colegas de turma do Mestrado Profissionalizante, pela convivência saudável e amizade que construímos. Por tornarem este tempo tão prazeroso, vivido em tão boa companhia.

**AVALIAÇÃO DA ADESÃO EM DENTINA IRRADIADA PELO LASER DE  
*Er:YAG* - ESTUDO *IN VITRO***

**Roberta Marques da Graça Lopes**

**RESUMO**

Ainda que a ação do laser de *Er:YAG* no condicionamento e preparo do substrato dentinário, bem como na resistência de união à resina composta já tenha sido descrita na literatura, a longevidade da adesão decorrente deste processo ainda não está bem estabelecida. Neste estudo, ensaios de microtração foram realizados em palitos obtidos de 60 incisivos bovinos, subdivididos em 12 grupos constituídos pela combinação das variáveis: tratamento dentinário prévio com o laser de *Er:YAG* (250mJ/4Hz; 160mJ/10Hz) e sem irradiação (grupo controle), sistema adesivo (Clearfil SE Bond/Kuraray; Adper Single Bond/3M ESPE) e período de armazenagem (24 horas; 90 dias). Os resultados mostraram menor resistência à microtração (com diferença estatisticamente significativa –  $p=0,05$ ) em relação aos grupos não tratados com o laser, não importando o sistema adesivo empregado, nem o período de armazenagem. A observação ao microscópio estereoscópico mostrou que as fraturas ocorreram predominantemente na interface adesiva para os grupos submetidos ao laser de *Er:YAG*. Portanto, a irradiação com o laser, nos parâmetros e variáveis utilizados e em comparação com os grupos controle, afetou negativamente a adesão à dentina, não havendo alteração relevante na longevidade da adesão para os períodos de armazenagem avaliados.

**Palavras-chave:** condicionamento com laser de *Er:YAG*, resistência à microtração, longevidade da interface adesiva.

**MICROTENSILE BOND STRENGTH OF Er:YAG-LASER-PREPARED-DENTIN :  
AN *IN VITRO* STUDY**

**Roberta Marques da Graça Lopes**

**ABSTRACT**

Although laser de Er: YAG laser action on etching and preparing dentin substrate, as well as on bonding to composite had been described in the literature, the longevity of that adhesion is still unknown. This study evaluated the micro-tensile strength of small rods obtained from 60 bovine incisors, subdivided into 12 groups according to the treatment condition: previous dentin irradiation with Er: YAG laser (250mJ/4Hz; 160mJ/10Hz) and without irradiation (group control), adhesive system (Clearfil SE Bond / Kuraray; Single Bond/3M ESPE) and storage time (24 hours, 90 days). The results showed weaker bond strength of the groups previously treated with laser (with statistically significant difference -  $p = 0.05$ ) compared with control groups, and were not influenced neither by the adhesive system used, nor the storage period. Stereoscopic microscope observations showed that fractures occurred predominantly in the adhesive interface in the groups submitted to Er: YAG laser. Therefore, Er: YAG laser irradiation, far the parameters and variables used in this work negatively affected the bonding to dentin, regardless of storage time, when compared with the control group.

**Key words:** Er:YAG laser dentin etching, adhesion, bond strength longevity.

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	15
<b>2 OBJETIVOS</b> .....	19
<b>3 REVISÃO DE LITERATURA</b> .....	20
3.1 Condicionamento ácido e adesão.....	20
3.2 Smear Layer.....	21
3.3 Alterações estruturais na dentina.....	22
3.4 Camada híbrida e força de adesão.....	23
3.5 Tratamento da superfície dentinária com laser.....	26
<b>4 MATERIAL E MÉTODOS</b> .....	33
4.1 Preparação das amostras.....	33
4.2 Tratamento dentinário.....	35
4.3 Procedimentos adesivos.....	37
4.4 Os grupos teste.....	39
4.5 Testes de microtração.....	40
4.6 Análise do tipo de fratura.....	43
4.7 Análise estatística dos dados.....	44
<b>5 RESULTADOS</b> .....	46
<b>6 DISCUSSÃO</b> .....	53
<b>7 CONCLUSÕES</b> .....	57
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b> .....	58

<b>LISTA DE TABELAS</b>	
	página
Tabela 1: Parâmetros da irradiação dos grupos experimentais	37
Tabela 2. Combinações entre tratamento, sistema adesivo e período de armazenamento para os testes de microtração	40
Tabela 3: dados de resistência média à microtração segundo as diferentes combinações das variáveis consideradas	46
Tabela 4: percentuais dos tipos de fratura observados para os palitos do Grupo 1	48
Tabela 5: percentuais dos tipos de fratura observados para os palitos do Grupo 2	49
Tabela 6: percentuais dos tipos de fratura observados para os palitos do Grupo 3	50

<b>LISTA DE FIGURAS</b>	
	página
Figura 1: remoção do esmalte da face vestibular dos dentes	34
Figura 2: dente já com a superfície dentinária exposta	34
Figura 3: recurso para calibração da distância de irradiação (12mm) com lima endodôntica fixada à ponta #2051	35
Figura 4: Laser de Er:YAG, Kavo Key Laser 2 (KAVO Dental, Alemanha)	36
Figura 5: adesivos utilizados nos procedimentos	37
Figura 6: restauração utilizando-se a resina composta Z250 (3M ESPE) na cor C4 com a técnica incremental	39
Figura 7: restauração finalizada para obtenção dos palitos	41
Figura 8: esquema de corte dos palitos com disco diamantado, utilizado em máquina Isomet	41
Figura 9: palitos prontos para ensaios de microtração (dimensão de aproximadamente 1mm <sup>2</sup> )	41
Figura 10: posicionamento (B) e colagem com cianoacrilato (C) do palito no suporte (A)	43
Figura 11: esquema de fixação do suporte nas garras (A) da máquina universal de ensaio Mini-Instron (B)	43
Figura 12: resistência média à microtração segundo as diferentes combinações das variáveis consideradas e respectivos erros padrão	47
Figura 13: percentuais dos tipos de fratura observadas em cada grupo após o teste de microtração para o período de armazenagem de 24 horas	51
Figura 14: percentuais dos tipos de fratura observadas em cada grupo após o teste de microtração para o período de armazenagem de 90 dias	51



## 1. INTRODUÇÃO

Os atuais conceitos de adesão em Odontologia estão baseados na realização de procedimentos minimamente invasivos e conservadores para a restauração de dentes que sofreram perda de estrutura devido a lesões por cárie ou trauma<sup>1</sup>. Ou seja, além da estética e da durabilidade da restauração, a máxima preservação do substrato dental sadio é também objetivo de todos os procedimentos. Soma-se a isso a busca por alternativas que aumentem o conforto do paciente, como a substituição total ou parcial das atuais brocas, ou alternativas que simplesmente mostrem-se importantes coadjuvantes às terapias convencionais.

Alguns exemplos de substitutivos podem ser citados: as pontas diamantadas CVD montadas em ultra-som que produzem desgaste a partir de movimentos oscilatórios<sup>2</sup>; o Carisolv®, método químico-mecânico de desnaturação do colágeno da dentina cariada e sua remoção com curetas especiais<sup>3</sup> e os lasers de alta potência, que realizam a remoção de esmalte, dentina e tecido cariado em razão de sua grande interação com a água e hidroxiapatita presentes nesses tecidos<sup>4</sup>.

Goldman *et al.*, em 1965<sup>5</sup>, investigaram os efeitos da utilização dos lasers de alta potência na estrutura dental e, a partir desse estudo, avanços tecnológicos têm introduzido novos equipamentos, com diferentes comprimentos de onda, possibilitando seu uso em inúmeras situações, como preparos cavitários e a remoção seletiva de tecido cariado<sup>6,7,8</sup>.

O laser de Er:YAG, que emite em 2,94  $\mu\text{m}$ , tem sido bastante estudado devido a sua fácil utilização e possibilidade de realização de

procedimentos atraumáticos e, por vezes, indolores. O efeito desse comprimento de onda sobre a estrutura mineralizada, varia de acordo com a composição e quantidade de água presente no substrato (esmalte, dentina, osso). Cada parâmetro de irradiação, ou seja, cada forma de utilização de um laser (combinação de variáveis como potência, tempo, taxa de repetição), permite uma ação específica sobre cada tipo de material, tornando a ação laser precisa, segura e minimamente invasiva<sup>7-10</sup>.

De acordo com o parâmetro utilizado, o laser pode promover o condicionamento da superfície dental ou mesmo remover o tecido irradiado, sendo esta remoção chamada de ablação. Este procedimento é caracterizado por micro explosões na estrutura irradiada pelo laser, capazes de remover precisamente o tecido desejado, quando utilizado o parâmetro específico<sup>8,11,13</sup>.

Em esmalte, a ablação produz micro porosidades que podem criar um padrão micro retentivo que favoreça a realização de restaurações adesivas<sup>14</sup>.

Em dentina, análises microscópicas de superfícies irradiadas revelaram um substrato rugoso, sem a presença de *smear layer*, com os túbulos dentinários abertos e dentina peritubular proeminente, devido à maior ação da irradiação na dentina intertubular, justamente por esta apresentar um maior conteúdo orgânico<sup>12,13, 16-18</sup>. Ishizaka *et al*<sup>16</sup> observaram que a ação do laser de Er:YAG não ocorre simultaneamente no material orgânico presente dentro dos túbulos dentinários e na porção mineral da dentina inter e peritubular, mas acredita que a ação do laser aconteça primeiramente no material orgânico, esvaziando os túbulos dentinários, e que a porção inorgânica seja removida numa etapa subsequente.

Embora a ação do laser de Er:YAG no condicionamento e preparo do substrato dentinário, bem como na resistência de união à resina composta já tenha sido descrita na literatura<sup>8,20</sup>, a longevidade deste processo ainda não está bem estabelecida.

Devido à degradação química e mecânica, a adesão criada pelos sistemas adesivos atuais à dentina não é tão durável como se acreditou<sup>21,22</sup>. Apesar da constante evolução dos sistemas adesivos e valores imediatos de resistência de união que mostram uma efetividade excelente dos produtos encontrados no mercado<sup>23,24</sup>, a interface adesiva ainda é a área mais fraca nas restaurações<sup>25</sup>. Quando a interface entre dentina e compósito fica exposta ao ambiente bucal, achados clínicos como descoloração marginal, pobre adaptação marginal e conseqüente perda de retenção das restaurações ainda são freqüentes<sup>26,27</sup>.

Os fatores que podem contribuir para a degradação da adesão entre a estrutura dental e o compósito incluem exposição à água<sup>28</sup>, hibridização incompleta<sup>29</sup>, e a presença de solvente ou água residual aprisionados na interface<sup>30</sup>.

Em condições ideais, a formação da camada híbrida é necessária para se alcançar resultados satisfatórios de união à dentina<sup>31</sup>, e a evolução dos sistemas adesivos busca simplificar os procedimentos necessários para esta formação<sup>33</sup>, e para aumentar a resistência da união entre esmalte, dentina e compósito<sup>32,34</sup>. Várias técnicas podem levar à boa formação da camada híbrida e à adequada adesividade, dentre elas o condicionamento ácido prévio ou a aplicação de primers autocondicionantes<sup>35</sup>.

Embora estes fatores possam influenciar a interface adesiva convencional, ainda não se sabe ao certo sua influência na dentina condicionada pelo laser de Er:YAG. Então, torna-se necessário um estudo mais detalhado da longevidade e estabilidade das restaurações feitas com auxílio deste laser.

## **2. OBJETIVOS**

Avaliar a influência de duas condições de irradiação do laser de Er:YAG na efetividade da adesão de dois sistemas adesivos à dentina, por meio de ensaios de microtração, após dois períodos de armazenamento: 24 horas e 90 dias após o procedimento adesivo.

### 3. REVISÃO DE LITERATURA

#### 3.1 *Condicionamento ácido e adesão*

Em substituição aos procedimentos da Dentística clássica, na qual havia a exigência da preparação de cavidades retentivas, os chamados preparos cavitários<sup>36</sup>, uma vez que não se dispunham de materiais com capacidade de adesão ao substrato dental, hoje se utilizam materiais adesivos que permitem dispensar o preparo cavitário, removendo-se apenas o tecido comprometido, resultando em uma odontologia mais conservadora.

Entre essas duas fases, muita pesquisa foi realizada, iniciando por Buonocore (1955)<sup>37</sup>, que estudou o condicionamento ácido em esmalte, desenvolvendo um método de adesão de materiais acrílicos à superfície do esmalte dental.

No entanto, a adesão ao esmalte não é problema na rotina restauradora, circunstância que não ocorre na adesão à dentina, razão pela qual muito há ainda a se estudar sobre este assunto<sup>38</sup>.

Marshall Jr. (1993)<sup>39</sup> revisou a micro-estrutura da dentina e a descreveu como um complexo hidratado, composto por túbulos dentinários, por onde há saída de fluídos, circundados por uma zona peritubular altamente mineralizada, embebida por uma matriz intertubular, onde existem fibras colágenas do tipo I. Este colágeno é sustentado por cristais de apatita. Os túbulos dentinários variam em diâmetro e quantidade, dependendo da profundidade e localização da dentina avaliada. A dentina é composta em volume por 50% de mineral, 30% matéria orgânica e 20 % de fluído dentinário. Ainda segundo

Marshall Jr. (1993)<sup>39</sup>, a variação morfológica e estrutural da dentina, em relação à sua localização, pode afetar o procedimento adesivo, explicando as variações dos testes de resistência adesiva.

Foram Buonocore *et al.* (1956)<sup>40</sup> ainda que, seguindo a linha de trabalho já estabelecida, obtiveram sucesso ao favorecer a adesão da resina acrílica à dentina com o prévio tratamento com ácido clorídrico a 7%.

Fusayama *et al.* (1979)<sup>41</sup> simplificaram a técnica de condicionamento ácido, atuando simultaneamente sobre o esmalte e a dentina, com a utilização de ácido fosfórico a 40% por um minuto, técnica atualmente denominada de condicionamento ácido total.

O condicionamento ácido promove dois efeitos favoráveis à adesão: a eliminação da “smear layer” e alterações estruturais na dentina.

Em seu livro sobre proteção do complexo dentino-pulpar, Mondelli *et al.* (1998)<sup>42</sup> ressaltaram que, nos últimos 50 anos, a odontologia conseguiu apenas 3 grandes avanços: a alta velocidade, a fluoretação e o condicionamento ácido.

### 3.2 *Smear layer*

O corte da dentina por instrumentos manuais ou rotatórios e/ou sua abrasão por discos de lixa, resulta na formação de uma camada de detritos, denominada camada de esfregaço, lama ou magma dentinário ou “smear layer”<sup>43,44</sup>, enriquecida por saliva, bactérias, células sanguíneas e óleos.

Essa camada não aderida à dentina, composta por minerais e material orgânico, apresenta espessura variada (0,05 µm a 10,0 µm), sendo a morfologia

de seus constituintes determinada pelo tipo de instrumento utilizado e região dentinária atingida<sup>45,46,47,48,49,50</sup>.

Scott e O'Neil (1961)<sup>51</sup>, com o uso de microscopia eletrônica de varredura, examinaram superfícies de esmalte e dentina após preparo com instrumentos rotatórios e encontraram uma camada amorfa revestindo a dentina intertubular, com projeções para o interior dos túbulos dentinários.

Tais projeções, denominadas “smear plugs”, obliteram grande parte da entrada dos túbulos dentinários, formando uma barreira que dificulta o contato entre material adesivo e substrato.

Para a obtenção de melhor retenção ou resistência de união, a “smear layer” deve ser modificada ou removida por agentes biocompatíveis<sup>43,45,52</sup>.

### *3.3 Alterações estruturais na dentina*

A maneira mais comum de remover “smear layer” é pela utilização de ácidos, que, paralelamente, desmineralizam a superfície dentinária, principalmente da dentina peritubular, expondo a rede de colágeno, porção orgânica da dentina<sup>53</sup>.

A desmineralização da dentina intertubular expõe superficialmente a rede de fibras colágenas e o ataque à dentina peritubular amplia o diâmetro dos túbulos, de 1µm para 3µm, dando-lhes um formato afunilado. As fibras colágenas expostas dispõem-se circularmente ao longo do túbulo na dentina peritubular e aleatoriamente na dentina intertubular<sup>50,54,55</sup>.

Abaete *et.al.* (1998)<sup>56</sup> sugeriram ser o ácido fosfórico o mais indicado para o condicionamento da superfície dentinária, após constatarem que houve

obliteração parcial dos túbulos com o ácido maléico a 10% e remoção total da “smear layer” e “smear plugs” com o ácido fosfórico 35%.

### *3.4 Camada híbrida e força de adesão*

Como define Nakabayashi et al. (1982)<sup>57</sup>, adesão é o resultado da infiltração do monômero resinoso nas irregularidades da superfície dentinária pós desmineralização por condicionamento ácido, imbricando-se mecanicamente entre o colágeno exposto e a hidroxiapatita, finalizada pela fotopolimerização. Já camada híbrida é o conjunto formado majoritariamente por colágeno e hidroxiapatita perfundidos pelo polímero resinoso.

Van Meerbeek et al. (1993)<sup>58</sup> estudando a camada híbrida, por meio de microscopia eletrônica de transmissão e de varredura, subdividiram-na em três partes: 1. Camada superficial difusa, caracterizada pela ausência de organização ultra-estrutural, com o adesivo infiltrado nas fibrilas colágenas; 2. Camada intermediária, onde as fibrilas colágenas encontram-se parcialmente alteradas, com espaços interfibrilares pequenos, recobertas com resíduos dentinários desmineralizados, o que restringiu a infiltração do adesivo em profundidade, e 3. Camada de base, onde o adesivo infiltra-se parcialmente na dentina desmineralizada, entre resíduos de hidroxiapatita, separando com nitidez a zona de dentina desmineralizada da dentina profunda intacta.

Para muitos autores até a década de 1970, os pequenos prolongamentos (tags) de resina no interior das micro-porosidades foram considerados os elementos básicos da interação dos agentes adesivos à estrutura previamente condicionada com ácido fosfórico<sup>59,60,61</sup>. Mais recentemente também Heymann & Bayne (1993)<sup>62</sup> valorizaram esse fator de retenção micro-

mecânica, considerando-o superior a uma possível adesão química. No entanto, mais recentemente, considera-se mais importante a camada híbrida que envolve a dentina intertubular.

Após o condicionamento ácido da dentina visando à formação da camada híbrida, Pashley (1992)<sup>49</sup> constatou que a zona desmineralizada não foi totalmente perfundida pelo adesivo, originando, na base da camada, uma área com colágeno exposto, desprotegido, sensível à hidrólise, à ação de bactérias e futura infiltração e falha adesiva. Para que isso seja evitado, a hidroxiapatita deve ser completamente substituída pelo agente adesivo. Em vista disso, Swift Jr. et al. (1995)<sup>54</sup> recomendaram o uso de agentes condicionantes fracos e tempo reduzido, diminuindo a profundidade de desmineralização dentinária.

A secagem excessiva da dentina pós-condicionamento também pode ser bastante prejudicial à adesão promovendo o colapso ou condensação das fibras colágenas pela remoção da água que estaria ocupando o espaço dos cristais de hidroxiapatita. Em função disso, Kanca III (1992)<sup>63</sup> recomendou a técnica de adesão úmida, que preserva a trama colágena, evitando o seu colapso. Kanca III e Sandrik (1998)<sup>64</sup>, em estudo *in vitro* avaliaram o efeito da distância da aplicação do jato de ar e dos tempos de secagem, confirmando a eficácia da técnica de adesão úmida.

Van Meerbeek *et. al.* (1998)<sup>65</sup> afirmam que, em casos de secagem excessiva das fibras colágenas expostas no condicionamento, a água contida nos “primers” hidrófilos dos adesivos Optibond (Kerr) e Scotch Multi Purpose (3M) bastaria para reidratar e expandir a trama fibrosa.

Em revisão sobre o mecanismo da adesão, Prati (1998)<sup>66</sup> enumerou, a partir de estudos *in vitro*, algumas condições interferentes na adesão: espessura de dentina remanescente, dentina seca ou muito úmida, quantidade de colágeno desnaturado e porosidade da resina composta.

Shono et al. (1999)<sup>67</sup> utilizaram o teste de microtração para avaliar a durabilidade da adesão resina – dentina dos adesivos MacBond, One Step e Clearfil Liner Bond 2 em dentina superficial e profunda. Os espécimes foram incubados a 37°C por 1 e 90 dias. MacBond mostrou resultados melhores em 1 dia na dentina superficial, mas resistência significativamente menor na dentina profunda. Não houve diferença entre One Step e Clearfil Liner Bond 2 em dentina superficial e profunda em um dia. Com 90 dias, no entanto, a resistência em dentina profunda diminuiu significativamente com One Step e Clearfil Liner Bond 2. A MEV evidenciou um aumento na porosidade da dentina intertubular com o tempo. Segundo os autores, os espécimes submetidos à microtração aceleram a deterioração da resistência adesiva na dentina profunda com os três adesivos testados, e que o método parece promissor para o estudo da durabilidade da adesão resina – dentina.

Pashley et al. (1999)<sup>68</sup> descreveram as modificações em curso nos testes de microtração. Os autores concluíram que este tipo de teste oferece versatilidade que não pode ser alcançada por métodos convencionais. É teste efetivamente trabalhoso, mas de grande potencial para pesquisas odontológicas.

Kato e Nakabayashi (1988)<sup>69</sup>, para avaliar a influência da camada de colágeno sem hibridização na longevidade da adesão à dentina, utilizaram dentes bovinos condicionados com ácido fosfórico a 65%, hibridizados, mantidos úmidos

e armazenados em água a 37°C pelos períodos de um dia, um mês, seis meses e um ano. Os resultados mostraram redução da resistência adesiva com o tempo. A observação em MEV evidenciou que a falha adesiva ocorreu na dentina desmineralizada e não impregnada pelo adesivo.

### *3.5 Tratamento da superfície dentinária com laser*

Os primeiros trabalhos com laser, na área odontológica vieram com Goldman *et al.* (1964)<sup>5</sup> e Stern & Sognnaes (1964)<sup>70</sup>, que analisaram os componentes inorgânicos de tecidos calcificados após irradiação com laser de rubi e descreveram as alterações no esmalte com fusão e vitrificação e na dentina com a presença de crateras definidas e indícios de carbonização. Adrian *et al.* (1971)<sup>71</sup> utilizaram o laser de rubi em dentes de cães e observaram necrose pulpar e grande perda da estrutura dental calcificada, contra-indicando este laser para preparos cavitários. A mesma conclusão obtiveram Taylor *et al.* (1965)<sup>72</sup>, que verificaram injúrias irreversíveis ao tecido pulpar de hamsters após a irradiação deste tipo de laser.

Zach & Cohen (1965)<sup>73</sup>, por meio de avaliação em macacos, definiram que qualquer elevação de temperatura superior a 5,5° C provocaria danos irreversíveis ao tecido pulpar.

Com o avanço da tecnologia e a obtenção de diferentes tipos de laser, a partir de variados suportes, cada qual com seu comprimento de onda característico, e conseqüentemente uma interação específica com os tecidos-alvo, os testes em odontologia prosseguiram, sendo que para atuação sobre os tecidos duros dentais, um dos lasers mais promissores é o de Er:YAG, que tem

como meio ativo um cristal de YAG, dopado com érbio. É um laser em estado sólido e emite no comprimento de onda de 2,94  $\mu\text{m}$ .

Sumarizando os dados fornecidos pelo *Food and Drug Administration* (FDA) para liberar o uso do laser de Er:YAG no preparo de cavidades em dentes humanos, Cozean *et al.* (1997)<sup>74</sup> mostraram que esse tipo de laser é efetivo e seguro para procedimentos de: incisão, excisão, vaporização, ablação e hemostasia. E ainda para remoção de cáries, preparo cavitário e modificação do esmalte e dentina antes do ataque ácido, com vistas ao aumento da resistência adesiva.

Hibst *et al.* (1989)<sup>7</sup> evidenciaram a especificidade do laser de Er:YAG para procedimentos odontológicos, pois esse laser emite no comprimento de onda de 2,94  $\mu\text{m}$ , que coincide com o pico máximo de absorção da água e dos radicais hidroxila presentes na hidroxiapatita. Esta descoberta promissora para a odontologia foi complementada pela mesma equipe (Keller & Hibst, 1989)<sup>9</sup> que analisando, via microscopia óptica e MEV, as alterações morfológicas derivadas da irradiação do laser de Er:YAG, observaram sua capacidade de remoção tecidual, com mínima ou nenhuma alteração dos tecidos adjacentes. E sugeriram que a remoção tecidual ocasionada pelo laser de Er:YAG se dá por explosões, sendo a maior parte da energia consumida no próprio processo de ablação, restando pouca energia para difusão aos tecidos adjacentes, evitando seu prejuízo.

Num estudo *in vitro*, Hoke *et al.* (1990)<sup>75</sup> avaliaram alterações de temperatura na câmara pulpar de dentes humanos preparados com o laser de Er:YAG, encontrando um aumento médio de 2,2° C, quando adicionada água ao

procedimento para refrigeração. A presença da água, além de refrigerar, contribuiu para o aumento da eficiência de ablação do laser.

Utilizando-se de dentes humanos extraídos, Kayano et al. (1991)<sup>76</sup> mostraram que o laser de Er:YAG foi capaz de promover ablação nos tecidos duros, sem promover trincas ou fraturas, independentemente do modo de irradiação (contato ou não contato). Ou seja, o efeito da irradiação era limitado à área focada e de pequena propagação térmica. Por outro lado, as margens resultantes na área irradiada mostraram-se menos suscetíveis ao ataque com ácido fosfórico. Tanji et al. (1997)<sup>77</sup> também sugere esta maior resistência ácida da dentina irradiada pelo laser de Er:YAG, com base em observações em MEV, de que as áreas irradiadas, o ácido fosfórico foi ineficaz.

Burkes et al. (1992)<sup>78</sup>, avaliando o efeito da elevação da temperatura pulpar pela irradiação com o laser de Er:YAG, com e sem spray de ar/água, observaram em MEV que, sem refrigeração, houve mínima ablação do esmalte, fraturas e ondulações, além de uma grande elevação de temperatura (maior que 27° C). Já com refrigeração, houve eficiente ablação tecidual, nenhuma alteração morfológica nas estruturas adjacentes e pouca elevação da temperatura intrapulpar (4° C).

Tanji (2002)<sup>79</sup> observou que a irradiação com o laser de Er:YAG, na densidade de energia de 80,24 J/cm<sup>2</sup>, não produziu trincas ou carbonização dentinárias, nem aumento de temperatura na região pulpar a ponto de provocar danos irreversíveis, quando utilizada refrigeração por spray ar/água.

Li et al. (1992)<sup>10</sup> observaram em MEV que as superfícies dentinárias irradiadas pelo laser de Er:YAG mostravam-se sem fraturas ou carbonização e,

principalmente, irregulares, atributo que imaginaram desejável para o processo de adesão. Visuri *et al.* (1995)<sup>80</sup>, após testes de cisalhamento da resina composta em superfícies dentinárias irradiadas, obtiveram valores superiores ao do grupo tratado com brocas carbide em alta rotação. Por microscopia eletrônica, observaram túbulos dentinários desobstruídos, sugerindo a substituição do condicionamento ácido no processo de adesão.

Um dos primeiros estudos clínicos com o laser de Er:YAG foi desenvolvido por Keller e Hibst (1992)<sup>81</sup>, no qual lesões cáries foram removidas, sob refrigeração, e restauradas com resina composta, obedecendo o protocolo usual. Constatou-se que a vitalidade dos dentes foi mantida e durante o processo houve uma menor sensação dolorosa do que quando se utilizavam brocas sob alta rotação. Essas características recomendariam o uso desse laser na prática diária para a remoção de cáries. (Cozean *et al.*, 1997)<sup>74</sup>

Morioka (1994)<sup>82</sup> realizou experimento para avaliar a capacidade de perfuração do tecido dental duro com o laser de Er:YAG, comparando seus efeitos com os lasers de CO<sub>2</sub>, Argônio e Nd:YAG, concluindo pela superioridade laser de Er:YAG.

Jelinková *et al.* (1996)<sup>83</sup> também ressaltaram que o laser de Er:YAG pode produzir cavidades bem definidas e limpas em esmalte e dentina, sem danos aos tecidos duros adjacentes e sem carbonização da dentina quando realizadas com refrigeração adequada.

Komori *et al.* (1996)<sup>84</sup> relataram que, depois do desenvolvimento do Er:YAG, as aplicações pretendidas para os lasers em cirurgia oral e maxilofacial

passaram a ser possíveis, devido sua capacidade eficaz de corte dos tecidos duros, com a mínima produção e condução de calor.

Em revisão abordando aplicações clínicas, limitações e expectativas de irradiação laser em tecido dental duro, Frentzen (1994)<sup>85</sup> cita o laser de Er: YAG como o menos nocivo dos lasers, embora acreditasse que, quanto ao selamento cavitário, houvesse dificuldades para o sucesso.

Gimble *et al.* (1995)<sup>86</sup> compararam a eficácia do laser de Er: YAG com os tratamentos convencionais no condicionamento dentinário. Foram realizados tratamentos de fissuras, remoção de cáries, ataque e preparo cavitário. As análises em MEV mostraram superfície rugosa e com túbulos abertos. Ao teste de tração das amostras, os resultados mostraram força de 12 MPa para as amostras atacadas somente com o laser e 31 MPa para as atacadas pelo binômio laser + ácido.

Groth (1997)<sup>87</sup> comparou três condições de condicionamento do esmalte dental: apenas com laser de Er: YAG, com a associação do laser + ataque ácido e exclusivamente com ataque ácido, realizando testes de tração de resina composta. Observou que os valores do grupo condicionado apenas com laser foi inferior aos demais. Miserendino (1998)<sup>88</sup>, no entanto, considerou em seu estudo que a preparação com laser de Er:YAG foi tão eficiente quanto as convencionais para o selamento e restauração, sendo esse tipo de laser viável para procedimentos restauradores.

Outras implicações do uso do laser de Er: YAG foram discutidas por Coulter (1995)<sup>89</sup>, que evidenciou o conforto que a sua utilização traz para os pacientes: não houve necessidade de anestesia (na maioria dos procedimentos),

não houve ruído nem o desconforto da vibração produzida pela alta rotação. Advertiu apenas que este laser seria indicado para ablação de lesões de cáries pequenas ou médias. Eduardo *et al.*(1998)<sup>90</sup> e Keller *et al.* (1998)<sup>91</sup> chegaram à mesma conclusão sobre estas vantagens da utilização do laser de Er: YAG, com os resultados de estudos clínicos.

Zezell *et al.* (1995)<sup>92</sup>, estudando o aspecto micro-morfológico de cavidades preparadas com laser de Er: YAG e alterações do cálcio, fósforo e oxigênio contidos na estrutura dental, por meio de análises de fluorescência de raios X, observaram que o esmalte dental mostrara uma superfície com aspecto de condicionamento e a dentina, túbulos dentinários abertos. Não encontraram fusão e cristalização, nem diferenças micro-morfológicas ou mudança no conteúdo mineral.

Em estudo *in vitro*, para avaliar o aspecto micro-morfológico do esmalte dental irradiado pelo laser de Er: YAG com diferentes energias, assim como a resistência adesiva de uma resina composta após ataque ácido e irradiação com laser de Er: YAG, Eduardo *et al.* (1996)<sup>93</sup> obtiveram valores maiores de resistência adesiva para o grupo que recebeu condicionamento ácido, concluindo que o laser de Er:YAG, apesar de produzir microporosidades, essas mudanças estruturais não foram suficientes para criar satisfatória adesão da resina ao esmalte. Resultados semelhantes foram obtidos por Bispo (2000)<sup>94</sup>, que encontrou valores de resistência à tração superiores para a associação laser + ácido fosfórico.

Blay (2001)<sup>95</sup> comparou a redução da flora bacteriana pós-remoção de cárie em dentina utilizando laser de Er: YAG ou alta rotação. O laser mostrou-

se efetivo na eliminação de todas as bactérias remanescentes, enquanto o tratamento com alta rotação permitiu um crescimento bacteriano em 20% das amostras de raspas de dentina pós-remoção do tecido cariado.

Chimello *et al.* (2001)<sup>96</sup> estudaram a resistência do sistema Single Bond (3M) à tração em superfícies dentinárias tratadas com laser de Er: YAG, associado ou não ao ácido, e somente o ácido. Os melhores resultados foram obtidos das amostras condicionadas com ácido.

Segundo Robles *et al.* (2000)<sup>97</sup>, o condicionamento ácido é fundamental para reduzir a microinfiltração, tanto para preparos convencionais com alta rotação, quanto para os realizados com laser de Er: YAG.

Ceballos *et al.* (2002)<sup>98</sup> contra-indicaram o uso do laser de Er: YAG como alternativa ao condicionamento ácido, pois em seu experimento observaram sempre menores valores de resistência à tração quando do uso do laser, isolado ou associado ao ácido.

Tannous (2002)<sup>99</sup> demonstrou, por meio de MEV, que ocorre uma grande variação nas características da interação laser-tecido em função do ângulo de irradiação do feixe laser, alertando para a relevância desse cuidado na elaboração dos protocolos de irradiação em tecidos dentais.

Preocupado com a necessidade de fixar esse ângulo de irradiação para garantir a padronização, Bispo (2000)<sup>94</sup> desenvolveu um suporte de madeira, composto por duas canaletas para repousar a ponta 2051 do KaVo KEY Laser 2. Puricelli *et al.* (2000)<sup>100</sup> desenvolveram um cabeçote e haste padrão, adaptável à peça de mão 2051 do KaVo KEY Laser, construídos em alumínio fundido, para agir como um regulador de distância em procedimentos de pesquisa.

Navarro (2001)<sup>101</sup> padronizou a distância de irradiação da ponta #2051 do KaVo KEY Laser, adaptando a ela uma lima endodôntica à distância de 12 mm. Já Ramos (2002)<sup>102</sup> utilizou o suporte XYZ (Optron, Campinas – SP, Brasil), que permite variar as distâncias nos três eixos dimensionais, com o uso de parafuso milimetrado, fixando a ponta 2051 do KaVo KEY Laser.

## 4. MATERIAL E MÉTODOS

### 4.1 Preparação das amostras

Para esta pesquisa foram selecionados 60 incisivos bovinos hígidos, por considerá-los substitutos aceitáveis para os dentes humanos<sup>57,103,36,104</sup>.

Inicialmente, os dentes foram submetidos a uma raspagem manual com cureta periodontal, removendo-se os resíduos orgânicos, e polidos com taça de borracha e pasta de pedra-pomes e água em baixa rotação. Em seguida, foram armazenados em água destilada até o momento de sua utilização.

As superfícies vestibulares foram desgastadas com lixa de carbetto de silício, granulação #180, montadas em politriz (APL-4, Arotec, Cotia, SP, Brasil), sob refrigeração contínua até a obtenção de superfície plana de dentina, livre de remanescente de esmalte (Figura 1). Dessa forma, além de expor a superfície dentinária (Figura 2), obteve-se um substrato padronizado. Constatou-se que o esmalte foi completamente removido por inspeção visual. A seguir, as superfícies de dentina foram desgastadas por um minuto, com lixas #600 montadas em politriz (APL-4, Arotec, Cotia, SP, Brasil) refrigeradas com água, criando-se uma *smear layer* padrão.



Figura 1: remoção do esmalte da face vestibular dos dentes.



Figura 2: dente já com a superfície dentinária exposta.

Imediatamente após o preparo do substrato, os dentes foram aleatoriamente divididos em seis grupos para submissão aos diferentes tratamentos dentinários.

## 4.2 Tratamento dentinário

### \* Laser de Er:YAG

O laser utilizado foi o Kavo Key Laser 2 (KAVO Dental, Alemanha) que emite no comprimento de onda de  $2,94\mu\text{m}$  com a peça de mão #2051 e diâmetro do *spot* de  $0,63\text{mm}$ . A peça de mão foi posicionada perpendicularmente à superfície da dentina e a distância calibrada em 12 mm (modo focalizado), com o auxílio de uma lima endodôntica (Maillefer, Ballaigues, Suíça) (Navarro, 2001)<sup>101</sup> (Figura 3). A irradiação foi realizada manualmente, em modo de varredura, sob constante refrigeração com água, percorrendo toda a superfície, com cuidado para não haver sobreposição de pontos, de modo a se obter uma superfície de irradiação homogênea.

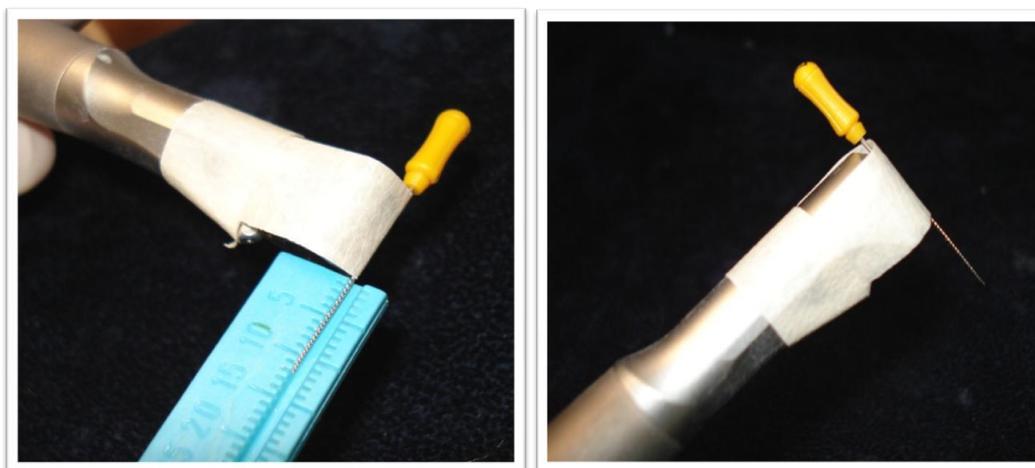


Figura 3: recurso para calibração da distância de irradiação (12mm) com lima endodôntica fixada à ponta #2051.

O equipamento utilizado pertence ao Centro de Pesquisa, Ensino e Clínica de Laser em Odontologia da Faculdade de Odontologia da USP (LELO - FOUSP), adquirido pelo projeto FAPESP – 97/10823-0 (Figura 04). Durante a

irradiação, foram utilizados os óculos de proteção preconizados e, com o auxílio de um *power meter*, a potência foi verificada antes e após a irradiação de cada espécime.



Figura 4: Laser de Er:YAG, Kavo Key Laser 2 (KAVO Dental, Alemanha).

Os incisivos foram irradiados seguindo-se os valores da Tabela 1.

Tabela 1: parâmetros da irradiação dos grupos experimentais.

Grupos <i>laser</i> <i>Er:YAG</i>	Taxa de repetição (Hz)	Energia (mJ)	Exposição radiante (J/cm <sup>2</sup> )
G1	4	250	80,2
G2	10	160	51,3
G3	não irradiado		

#### 4.3 Procedimentos adesivos

Dois sistemas adesivos foram avaliados na pesquisa: um autocondicionante de dois passos (Clearfil SE Bond/Kuraray) e um com condicionamento ácido prévio (Adper Single Bond/3M ESPE) (Figura 5), ambos aplicados de acordo com as instruções dos fabricantes.



Figura 5: adesivos utilizados nos procedimentos

**Clearfil SE Bond (Kuraray)**

Com o preparo seco, aplicou-se o primer durante 20 segundos, depois um leve jato de ar e, a seguir, *bond*. Aguardou-se 10 segundos, depois fotoativando-se durante 10 segundos.

**Adesivo Adper Single Bond™ (3M ESPE)**

Com o preparo seco, condicionou-se a dentina com ácido fosfórico a 37% por 15 segundos, lavando-se com água também por 15 segundos. Após remover o excesso de água com papel absorvente, aplicou-se duas camadas consecutivas de adesivo, agitando-se o material na superfície por 15 segundos. Uma vez seca a superfície com leve jato de ar para evaporar o solvente, fotoativou-se por 10 segundos.

Após os tratamentos de superfície e a aplicação dos sistemas adesivos, utilizou-se a resina composta Z250 (3M/ESPE) da cor C4, com a técnica incremental, construindo-se um bloco de resina com dimensões de 5 X 5 X 5 mm, sendo cada camada fotopolimerizada por 30 segundos (Figura 6). Aferiu-se o aparelho fotopolimerizador antes dos procedimentos adesivos, verificando-se uma intensidade de luz emitida acima de 400 mW/cm<sup>2</sup>.

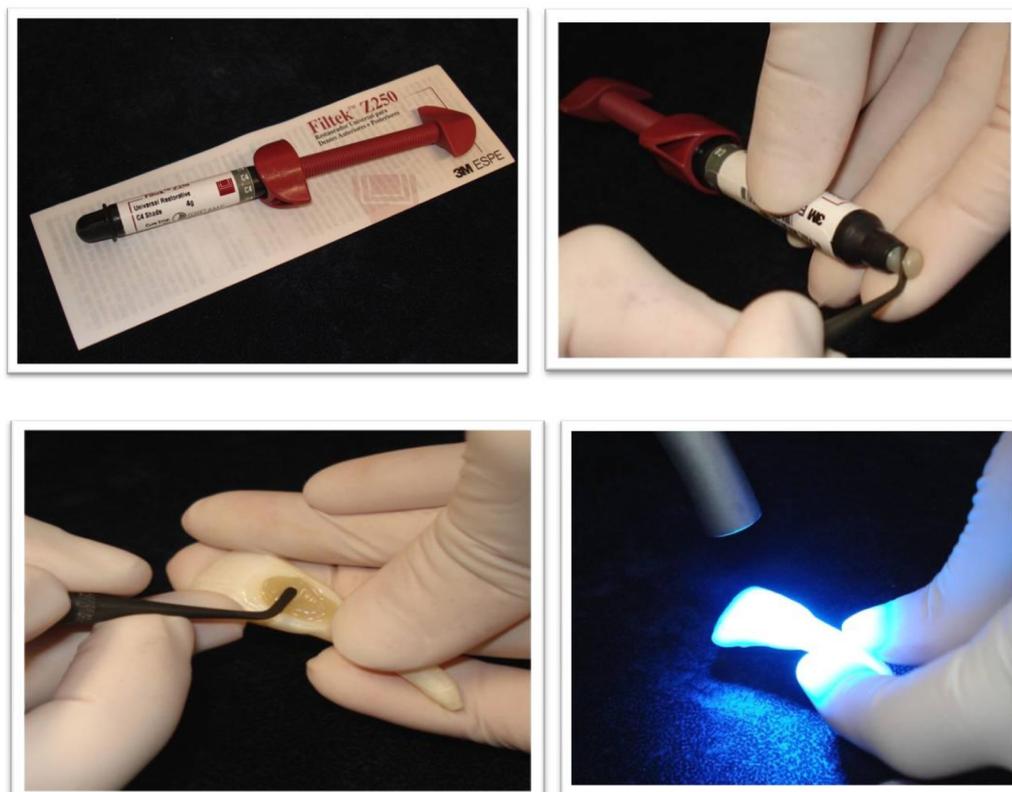


Figura 6: restauração com a resina composta Z250 (3M ESPE) na cor C4 utilizando-se a técnica incremental.

#### 4.4 Os grupos teste

Foram criados três grupos teste (G1, G2 e G3), cada qual subdividido em dois (“a” e “b”), especificados a seguir e na Tabela 2:

**G1** - Grupo irradiado com laser de Er:YAG nos parâmetros 4Hz / 250mJ

G1a - Laser de Er:YAG + condicionamento ácido + Single Bond (3M ESPE)

G1b - Laser de Er:YAG + Clearfil SE Bond (Kuraray)

**G2** - Grupo irradiado com laser de Er:YAG nos parâmetros 10Hz / 160mJ

G2a - Laser de Er:YAG + condicionamento ácido + Single Bond (3M ESPE)

G2b - Laser de Er:YAG + Clearfil SE Bond (Kuraray)

**G3** - Grupo controle (não irradiado)

G3a - Condicionamento ácido + Single Bond (3M ESPE)

G3b - Clearfil SE Bond (Kuraray)

Tabela 2. Combinações entre tratamento, sistema adesivo e período de armazenamento para os testes de microtração.

Grupo (tratamento)	Sistema Adesivo	Período de estocagem
<b>G1: laser de Er:YAG (4Hz / 250mJ)</b>	Single Bond	24 horas
		90 dias
	Clearfil SE Bond	24 horas
		90 dias
<b>G2: laser de Er:YAG (10Hz / 160mJ)</b>	Single Bond	24 horas
		90 dias
	Clearfil SE Bond	24 horas
		90 dias
<b>G3: controle (sem aplicação de laser)</b>	Single Bond	24 horas
		90 dias
	Clearfil SE Bond	24 horas
		90 dias

#### 4.5 Testes de microtração

Após a confecção das restaurações (Figura 7) os dentes foram armazenados em água destilada a 37<sup>0</sup>C, por 24 horas, para posterior corte dos corpos-de-prova em máquina Isomet (Figura 8), para seccionamento em forma de palito com seção transversal de forma a ter aproximadamente 1mm<sup>2</sup> (Figura 9).



Figura 7: restauração finalizada para obtenção dos palitos.

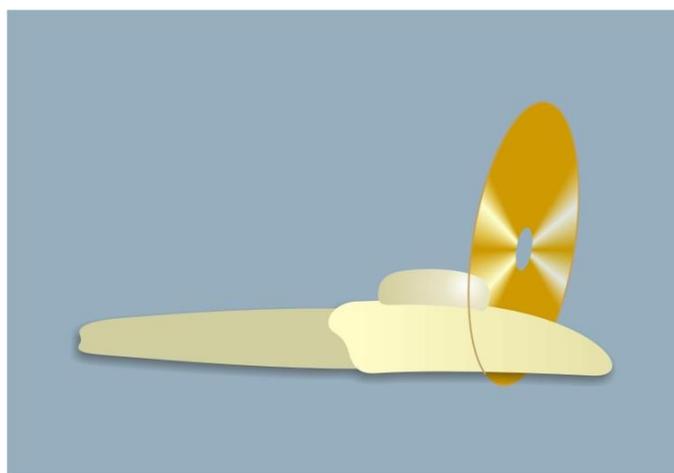


Figura 8: esquema de corte dos palitos com disco diamantado, utilizado em máquina Isomet.

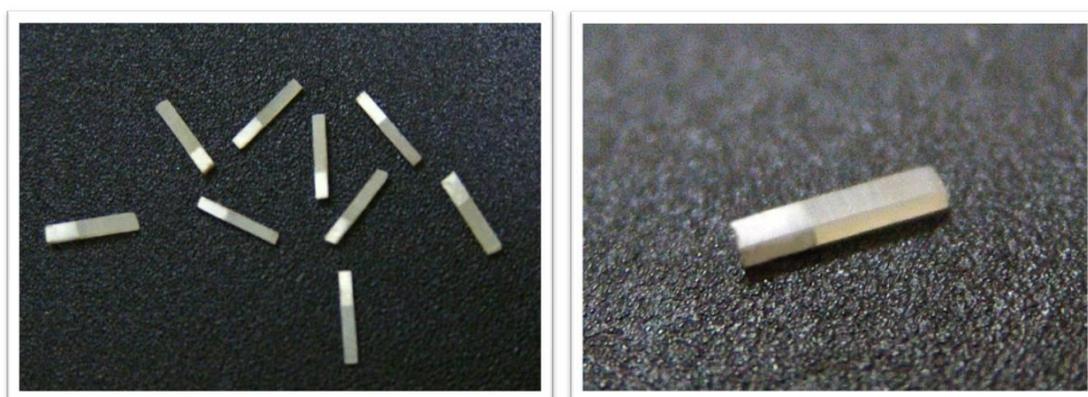


Figura 9: palitos prontos para ensaios de microtração.

Embora tenha variado o número de palitos obtidos por dente, metade dos palitos originados de cada dente foi ensaiada após 24 horas e a outra metade, devidamente identificada, novamente armazenada em água destilada a 37°C (trocada semanalmente), por 90 dias, ao fim dos quais procedeu-se aos testes de microtração. No caso do número de palitos obtidos em determinado dente ser ímpar, um desses palitos foi descartado.

Para os ensaios, a área de secção transversal dos corpos-de-prova foi precisamente medida, com o uso de um paquímetro digital (Mitutoyo), com vistas ao cálculo da resistência de união. O estudo da resistência de união empregou a metodologia de microtração descrita por Sano *et al.* (1994)<sup>36</sup>, modificada por Shono *et al.* (1999)<sup>37</sup>. Os palitos foram colados com cianoacrilato em suporte próprio (Figura 10), a seguir fixado entre as duas garras da máquina universal de ensaio (4442/Mini-Instron) (Figura 11), e testados a uma velocidade de 0,5 mm/min.

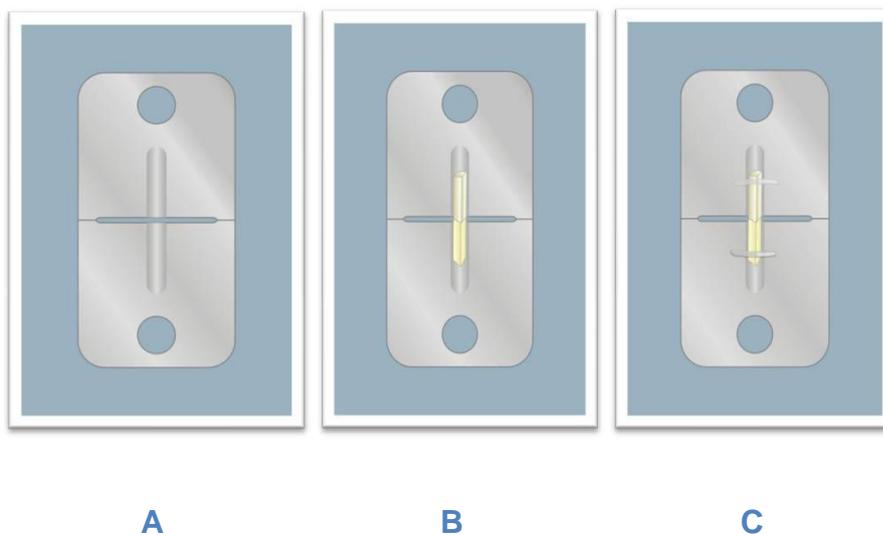


Figura 10: posicionamento (B) e colagem com cianoacrilato (C) do palito no suporte (A).

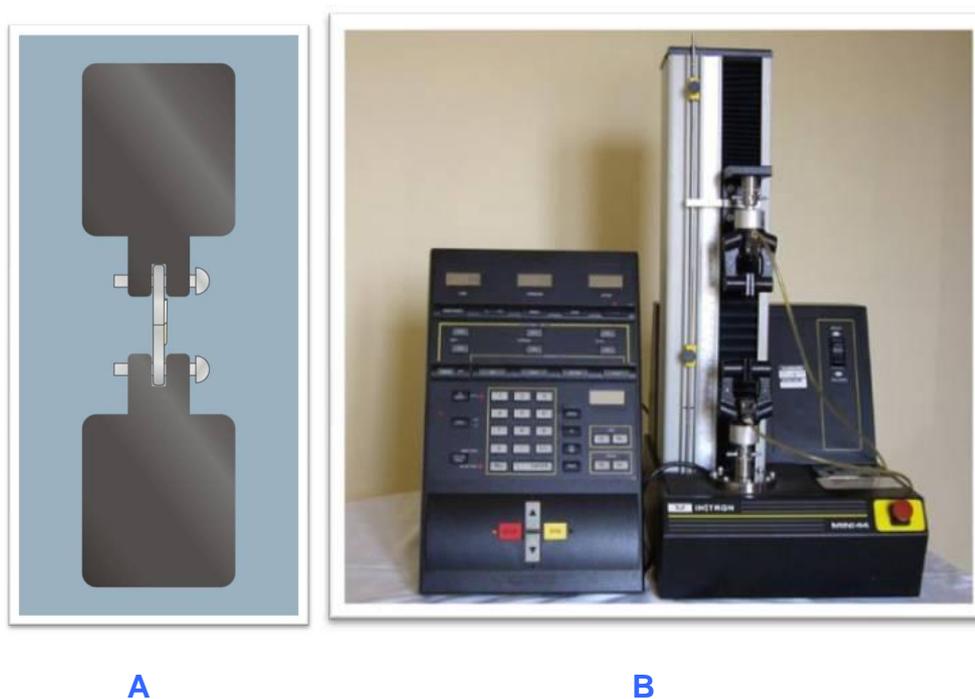


Figura 11: esquema de fixação do suporte nas garras (A) da máquina universal de ensaio Mini-Instron (B).

#### 4.6 Análise do tipo de fratura

Após a ruptura da união (fratura), todos os corpos-de-prova utilizados nos ensaios de microtração foram avaliados, sob microscópio estereoscópico em

aumento de 40 X, para se determinar os tipos de fratura, segundo a classificação abaixo. O número de fraturas observado para cada tipo foi expresso em porcentagem.

- **Tipo I (adesiva):** rompimento apenas na interface adesivo/dentina ou resina.
- **Tipo II (coesiva em dentina):** rompimento da estrutura dentinária.
- **Tipo III (coesiva em resina composta):** rompimento na resina composta.
- **Tipo IV (mista):** rompimento simultâneo na interface adesiva e na dentina ou resina composta.

#### *4.7 Análise estatística dos dados*

Determinou-se o valor da resistência à tração para cada palito individualmente, em MegaPascal (MPa), dividindo-se a força de tração, em Newtons, pela área transversal do palito, em mm<sup>2</sup>. Palitos de mais de um dente submetidos a um mesmo tratamento foram agrupados. Os resultados foram reunidos em dois grupos por dente, segundo o tempo de armazenagem, obtendo-se o valor médio da resistência à tração para cada grupo de um mesmo dente. Os valores médios foram os utilizados nas análises estatísticas.

Na análise descritiva dos dados utilizou-se média, desvio-padrão (DP), número de amostras (N), erro-padrão (EP), valores máximos e mínimos, quartis, mediana e normalidade (p), esta obtida para o teste de normalidade de *Shapiro-Wilk*, ao nível de significância de 0,05.

Realizou-se uma análise intra grupos para avaliar a ocorrência ou não de indícios de diferença estatisticamente significativa entre os ensaios realizados com tempos de armazenamento diferentes (24 horas e 90 dias), para cada grupo submetido a um procedimento adesivo diferente. Como todos os conjuntos de dados estudados apresentaram indícios de normalidade, aplicou-se então o teste *t* para dados dependentes.

Na análise entre grupos, avaliou-se a ocorrência ou não de indícios de diferença estatisticamente significativa entre os ensaios com grupos submetidos aos diferentes procedimentos adesivos, respeitados os tempos de armazenagem de 24 horas e de 90 dias. Como todos os conjuntos de dados estudados apresentaram indícios de normalidade, nesta parte da análise utilizou-se o teste *ANOVA* para múltiplas comparações e o teste *Tukey* para comparações entre dois conjuntos de dados. Para a análise de igualdade de variâncias utilizou-se o teste de *Brow-Forsy*.

Após a determinação da igualdade de variâncias aplicou-se o teste *ANOVA* para estabelecer se a média de um ou mais grupos é diferente das demais e o teste de *Tukey* para definir qual dos conjuntos de dados é diferente dos demais.

## 5. RESULTADOS

Os ensaios com os palitos na máquina Mini-Instron geraram um expressivo conjunto de dados, traduzidos em tabelas e gráficos, transcritos a seguir:

Tabela 3: dados de resistência média à microtração segundo as diferentes combinações das variáveis consideradas.

Grupo	Sistema adesivo	Período de armazenagem	Resistência média de união (em MPa)
G1 (com irradiação)	Single Bond	24 horas	23,3 ± 1,3
		90 dias	21,7 ± 1,5
	Clearfil SE Bond	24 horas	23,2 ± 1,3
		90 dias	22,4 ± 2,3
G2 (com irradiação)	Single Bond	24 horas	22,4 ± 1,1
		90 dias	19,0 ± 0,5
	Clearfil SE Bond	24 horas	21,4 ± 1,4
		90 dias	21,4 ± 0,8
G3 (sem irradiação)	Single Bond	24 horas	33,9 ± 1,2
		90 dias	34,2 ± 2,9
	Clearfil SE Bond	24 horas	36,9 ± 1,8
		90 dias	36,4 ± 2,4

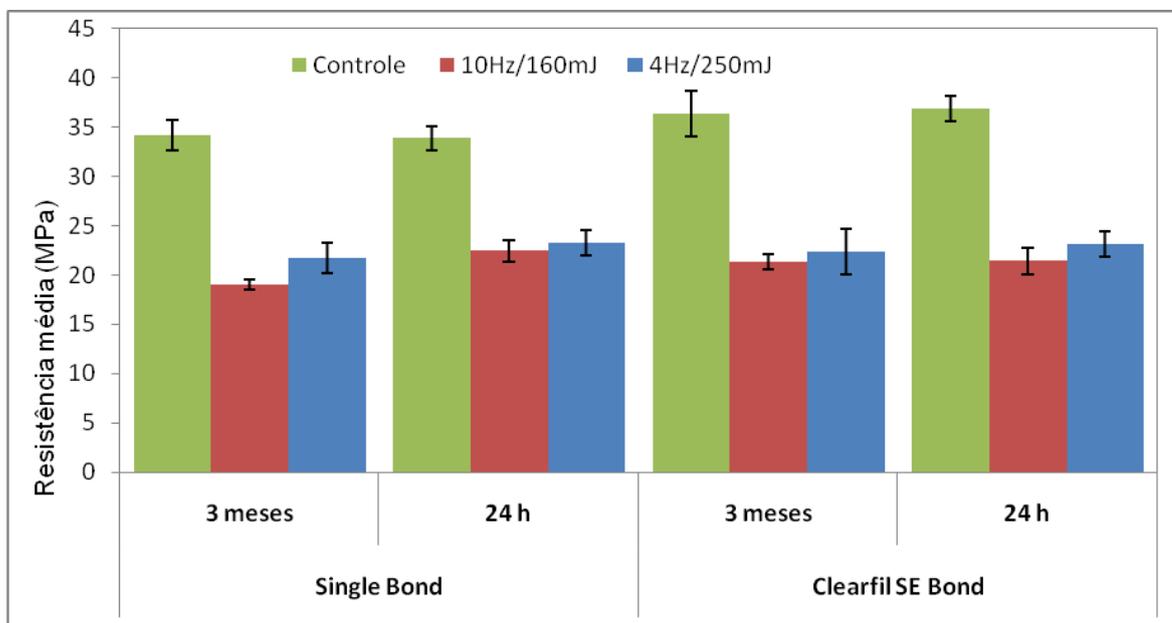


Figura 12: resistência média à microtração segundo as diferentes combinações das variáveis consideradas e respectivos erros-padrão

Quanto aos tipos de fratura observados ao microscópio estereoscópico, obtiveram-se os seguintes dados:

Tabela 4: percentuais dos tipos de fratura observados para os palitos do Grupo 1.

Grupo	Sistema adesivo	Período de armazenagem	Tipo de fratura	(%)
G1 (com irradiação) (4Hz / 250mJ)	G1 – A Single Bond	24 horas	I	98,3
			II	1,7
			III	–
			IV	–
		90 dias	I	95
			II	5
			III	–
			IV	–
	G1 – B Clearfil SE Bond	24 horas	I	98,3
			II	1,7
			III	–
			IV	–
90 dias	I	98,3		
	II	1,7		
	III	–		
	IV	–		

Tabela 5: percentuais dos tipos de fratura observados para os palitos do Grupo 2.

Grupo	Sistema adesivo	Período de armazenagem	Tipo de fratura	(%)
G2 (com irradiação) (10Hz / 160mJ)	G2 – A Single Bond	24 horas	I	100
			II	–
			III	–
			IV	–
		90 dias	I	98
			II	2
			III	–
			IV	–
	G2 – B Clearfil SE Bond	24 horas	I	91
			II	7,1
			III	1,9
			IV	–
90 dias		I	91	
		II	5,4	
		III	3,6	
		IV	–	

Tabela 6: percentuais dos tipos de fratura observados para os palitos do Grupo 3.

Grupo	Sistema adesivo	Período de armazenagem	Tipo de fratura	(%)
G3 (sem irradiação) controle	G3 – A Single Bond	24 horas	I	45,9
			II	13,5
			III	40,6
			IV	–
		90 dias	I	46,9
			II	15,6
			III	37,5
			IV	–
	G3 – B Clearfil SE Bond	24 horas	I	45,9
			II	21,6
			III	32,5
			IV	–
90 dias		I	45,5	
		II	25	
		III	29,5	
		IV	–	

Os gráficos a seguir comparam os valores das tabelas 3, 4 e 5 para os dois tempos de armazenagem:

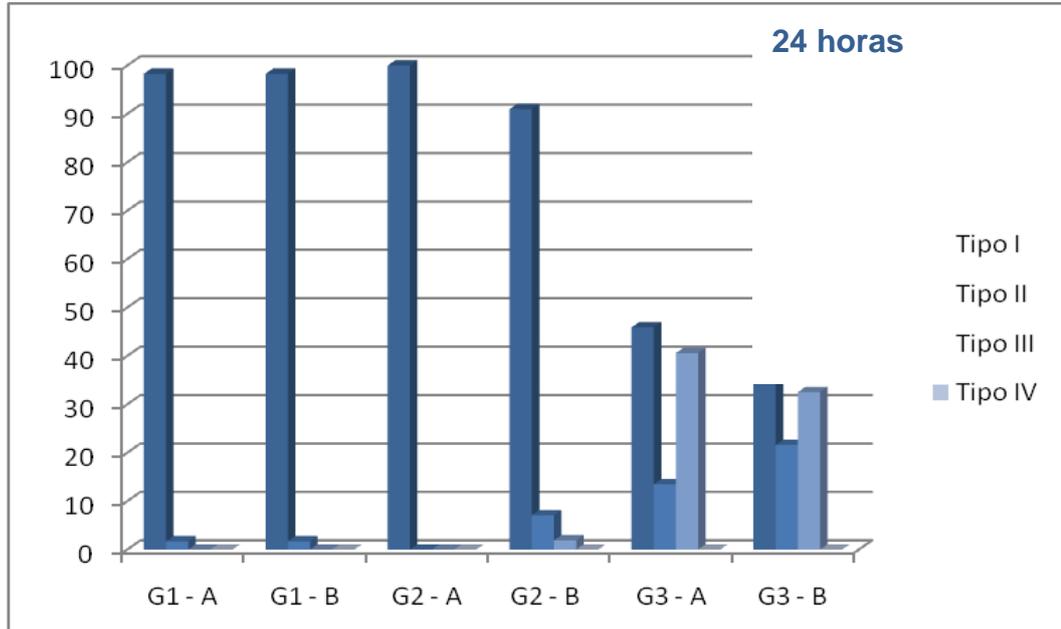


Figura 13: percentuais dos tipos de fratura observadas em cada grupo após o teste de microtração para o período de armazenagem de 24 horas.

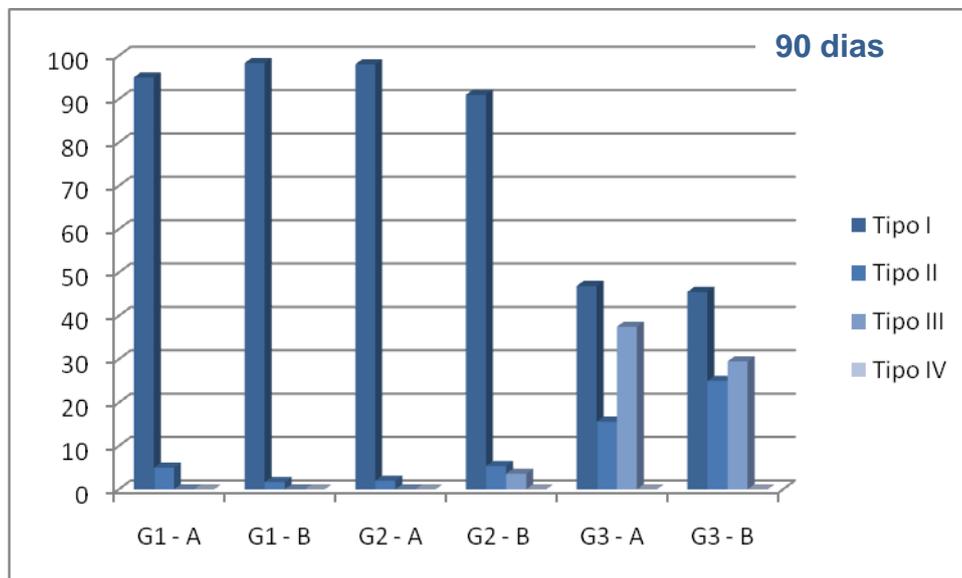


Figura 14: percentuais dos tipos de fratura observadas em cada grupo após o teste de microtração para o período de armazenagem de 90 dias.

A análise estatística dos dados consolidados nos ensaios mostrou diferença significativa entre os grupos G3 e (G1 / G2) no que se refere à resistência à microtração.

Em relação ao tipo de fratura observou-se que o grupo G3 também diferenciou-se bastante dos outros dois grupos (G1 / G2) que em todos os aspectos avaliados sempre mostraram similaridade entre si.

## 6. DISCUSSÃO

Apesar do uso do laser de Er:YAG ser relevante na remoção da *smear layer* e na redução de microorganismos da flora bacteriana contaminante, o que é muito desejável nos procedimentos odontológicos restauradores, e de a sua interferência na resistência de união à resina composta já ter sido descrita na literatura<sup>8,20</sup>, a sua ação na longevidade e na durabilidade, da adesão precisa ser testada.

Isto porque é desconhecido se, com o passar do tempo, a irradiação com o laser no preparo do substrato dentinário pode dar estabilidade à restauração, mantendo constantes as características físicas e mecânicas da interface adesiva. Então, apesar de se partir de valores menores de resistência à tração, tais valores não decairiam com o tempo como ocorre nas interfaces adesivas convencionais, pois quando a interface entre dentina e compósito fica exposta ao ambiente bucal, achados clínicos como infiltração, descoloração marginal e pobre adaptação marginal ainda são freqüentes<sup>26,27</sup>.

Os resultados dos ensaios realizados com os incisivos bovinos previamente tratados com o laser de Er:YAG mostraram uma menor resistência à tração (com diferença estatisticamente significativa –  $p < 0,05$ ) em relação aos grupos não tratados com o laser, não importando o sistema adesivo utilizado (Clearfil SE Bond/Kuraray e Single Bond/3M ESPE), nem o período de armazenagem (24 horas e 90 dias).

A observação ao microscópio estereoscópico quanto ao tipo de fratura resultante dos testes de microtração mostrou que a fratura do tipo I (adesiva) foi preponderante nos grupos submetidos ao laser de Er:YAG, enquanto que nos

grupos não previamente tratados com o laser, as fraturas distribuíram-se entre os tipos I, II e III (Figuras 13 e 14), sendo o padrão de ruptura para o grupo controle possivelmente aleatória. Observa-se que as respostas foram muito semelhantes quando comparamos os dois períodos de armazenagem, sempre com os grupos tratados com o laser apresentando maior fragilidade na interface adesiva, fato que não ocorre nos grupos não tratados com o laser de Er:YAG, evidenciando tratar-se de uma interferência deletéria do laser no processo de adesão.

Além disso, as fraturas do tipo I ocorreram em muito maior número entre a camada adesiva e a dentina, mostrando que o processo trouxe alguma dificuldade específica à formação da camada híbrida. Dificuldade que pode ter resultado de alterações estruturais na rede de fibras colágenas que se encontram principalmente na dentina intertubular, a mais importante para a formação da dessa camada.

Os resultados de Brulat *et al.* (2009)<sup>108</sup> assemelham-se com os deste trabalho, ou seja, a resistência adesiva com o uso do Clearfil SE Bond (e também do adesivo iBond, auto-condicionante) em dentina previamente irradiada pelo laser de Er:YAG (350mJ/10Hz) foi menor quando comparada ao grupo controle.

Já se conhece que a superfície dentinária intertubular irradiada com o laser de Er:YAG apresenta mudanças morfológicas<sup>105</sup>, que podem ser ocasionadas pelo aumento de temperatura decorrente da irradiação. Dela Rosa *et al.* (2004) afirmaram que o dano térmico por ação laser causado à matriz de colágeno é maior do que se suspeitava<sup>106</sup>.

No entanto, ainda que o laser tenha, para alguns parâmetros já testados, como no caso deste trabalho, um efeito não desejável na eficiência adesiva, resultados obtidos *in vitro* podem não ser decisivos para uma crítica

definitiva ao seu uso no condicionamento dentinário ou no preparo cavitário, pois a resistência obtida mesmo com a irradiação laser pode ser suficiente para superar as forças da dinâmica mastigatória, tornando a diminuição da força de adesão aceitável frente a outros possíveis benefícios, como a eliminação da *smear layer* e a redução microbiana. Estudos clínicos são necessários, pois a experiência clínica tem mostrado, ainda que empiricamente, não haver, a curto e médio prazos, diferença entre restaurações com e sem utilização do laser no condicionamento dentinário, embora, mesmo para o sistema Clearfil SE Bond, se utilize o condicionamento ácido após a irradiação com o laser de Er:YAG.

Por outro lado, é possível que o efeito deletério observado resulte de um protocolo inadequado para preparo da dentina, em razão da alta exposição radiante e conseqüente aumento de temperatura, pois Robles (2003)<sup>107</sup> afirmou que o laser de Er:YAG em baixa intensidade de energia (60mJ/2Hz), utilizado para o condicionamento dentinário, pode influenciar positivamente na resistência da interface adesiva à dentina, comparando-se ao condicionamento ácido convencional. O autor chega a afirmar que a associação laser e ácido no tratamento da superfície dentinária aumenta a resistência adesiva.

Já que não se observou diferenças significativas entre os ensaios realizados em 24 horas e 90 dias após o preparo, seriam interessantes novos ensaios em diferentes períodos de armazenamento, para se criar uma curva de resistência à microtração e observar a sua tendência, se de estabilidade ou declínio, até mesmo incluindo no experimento alguns fatores causadores de fadiga da restauração.

Além disso, novos protocolos devem ser testados não apenas em relação aos parâmetros do laser, mas também à utilização do condicionamento

ácido prévio, mesmo para adesivos como o Clearfil SE Bond, cujo fabricante não prevê este passo, já que a literatura relata a exposição de maior número de túbulos dentinários e fibras colágenas, o que facilitaria a formação da camada híbrida e favoreceria a adesão. Neste caso, em razão das alterações morfológicas da dentina irradiada com o laser de Er:YAG<sup>105</sup>, o tempo de condicionamento ácido torna-se uma variável a ser estudada, pois talvez seja necessário um ajuste desse tempo preconizado para a ação do ácido.

Novos adesivos são introduzidos freqüentemente no mercado, mas todos visando o preparo cavitário convencional, com a presença de *smear layer*. Para uma superfície condicionada pelo laser de Er:YAG, sem *smear layer* e livre de carga bacteriana, com túbulos dentinários abertos, ainda não existe um adesivo específico, tornando relevante a investigação de combinações entre parâmetros laser, tempos de condicionamento ácido (ou não condicionamento ácido) e diferentes adesivos, na busca por um protocolo satisfatório em relação à formação de uma boa camada híbrida.

## 7. CONCLUSÕES

Os ensaios realizados permitem concluir, com a metodologia aplicada e dentro das condições do experimento, que:

- \* a irradiação com o laser de Er:YAG, em comparação com os grupos controle, reduziu a adesão à dentina para os dois sistemas adesivos testados.
- \* o período de armazenagem (24 horas ou 90 dias) não interferiu nos resultados dos ensaios de micro tração.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. TYAS MJ, ANUSAVICE KJ, FRENCKEN JE, MOUNT GJ. Minimal intervention dentistry--a review. **FDI Commission Project 1-97**. *Int Dent J* 2000;50(1):1-12.
2. HUGO B, STASSINAKIS A. Preparation and restoration of small interproximal carious lesions with sonic instruments. **Pract Periodont Aesthet Dent**. 1998; 10(3): 353-59
3. CEDERLUND A, LINDSKOG S, BLOMLÖF J. Effect of chemo-mechanical caries removal system (Carisolv®) on dentin topography of non-carious dentin. **Acta Odontol Scand**. 1999; 57(4): 185-89.
4. ARANHA AC, de PAULA EDUARDO C, GUTKNECHT N, MARQUES MM, RAMALHO KM, APEL C. Analysis of the interfacial micromorphology of adhesive systems in cavities prepared with Er,Cr:YSGG, Er:YAG laser and bur. **Microsc Res Tech**. 2007 Aug; 70(8): 745-51.
5. GOLDMAN L, GRAY JA, GOLDMAN J, GOLDMAN B, MEYER R. Effect Of Laser Beam Impacts On Teeth. **J Am Dent Assoc** 1965;70:601-6.
6. PELAGALLI J, GIMBEL CB, HANSEN RT, SWETT A, WINN DW, 2nd. Investigational study of the use of Er:YAG laser versus dental drill for caries removal and cavity preparation--phase I. **J Clin Laser Med Surg** 1997;15(3):109-15.
7. HIBST R, KELLER U. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate. **Lasers Surg Med** 1989;9(4):338-44.
8. BADER C, KREJCI I. Indications and limitations of Er:YAG laser applications in dentistry. **Am J Dent** 2006;19(3):178-86.
9. KELLER U, HIBST R. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: II. Light microscopic and SEM investigations. **Lasers Surg Med** 1989;9(4):345-51.

10. LI ZZ, CODE JE, VAN de MERWE WP. Er:YAG laser ablation of enamel and dentin of human teeth: determination of ablation rates at various fluences and pulse repetition rates. **Lasers Surg Med** 1992;12(6):625-30.
11. RIZOIU I, KOHANGHADOSH F, KIMMEL AI, EVERSOLE LR. Pulpal thermal responses to an erbium,chromium: YSGG pulsed laser hydrokinetic system. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod** 1998;86(2):220-3.
12. HOSSAIN M, NAKAMURA Y, YAMADA Y, KIMURA Y, MATSUMOTO N, MATSUMOTO K. Effects of Er,Cr:YSGG laser irradiation in human enamel and dentin: ablation and morphological studies. **J Clin Laser Med Surg** 1999;17(4):155-9.
13. KINOSHITA J, KIMURA Y, MATSUMOTO K. Comparative study of carious dentin removal by Er,Cr:YSGG laser and Carisolv. **J Clin Laser Med Surg** 2003;21(5):307-15.
14. YU DG, KIMURA Y, KINOSHITA J, MATSUMOTO K. Morphological and atomic analytical studies on enamel and dentin irradiated by an erbium, chromium:YSGG laser. **J Clin Laser Med Surg** 2000;18(3):139-43.
15. USUMEZ S, ORHAN M, USUMEZ A. Laser etching of enamel for direct bonding with an Er,Cr:YSGG hydrokinetic laser system. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** 2002;122(6):649-56.
16. DUNN WJ, DAVIS JT, BUSH AC. Shear bond strength and SEM evaluation of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin and enamel. **Dent Mater** 2005;21(7):616-24.
17. HARASHIMA T, KINOSHITA J, KIMURA Y, BRUGNERA A, ZANIN F, PECORA JD, et al. Morphological comparative study on ablation of dental hard tissues at cavity preparation by Er:YAG and Er,Cr:YSGG lasers. **Photomed Laser Surg** 2005; 23(1):52-5.
18. CARVALHO RCR FP, OTSUKI M, EDUARDO CP, TAGAMI J. Influence of Er:YAG laser beam angle, working distance, and energy density on dentin morphology: an SEM investigation. **J Oral Laser Applic** 2005; 5:237-243.

19. ISHIZAKA Y.; EGURO T.; MAEDA T.; TANAKA H. Effects of Er:YAG laser irradiation on human dentin: polarizing microscopic, light microscopic and microradiographic observations, and FT-IR analysis. **Lasers Surg Med** 2002; 31(3):171-6.
20. de CARVALHO R.C.; de FREITAS P. M.; OTSUKI M.; DE EDUARDO C. P.; TAGAMI, J. Micro-shear bond strength of Er:YAG-laser-treated dentin. **Lasers Med Sci**, 2007.
- 21.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.
22. 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.
- 23.INOUE S, VARGAS MA, ABE Y, YOSHIDA Y, LAMBRECHTS P, VANHERLE G, et al. Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to dentin. **J Adhes Dent** 2001;3(3):237-45.
- 24.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** 2006.
- 25.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** 2007.
- 26.MJOR IA, GORDAN VV. Failure, repair, refurbishing and longevity of restorations. **Oper Dent** 2002;27(5):528-34.
- 27.MJOR IA, SHEN C, ELIASSON ST, RICHTER S. Placement and replacement of restorations in general dental practice in Iceland. **Oper Dent** 2002;27(2):117-23.
- 28.ARMSTRONG SR, KELLER JC, BOYER DB. The influence of water storage and C-factor on the dentin-resin composite microtensile bond strength and debond

pathway utilizing a filled and unfilled adhesive resin. **Dent Mater** 2001;17(3):268-76.

29. HASHIMOTO M, OHNO H, KAGA M, ENDO K, SANO H, OGUCHI H. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. **J Dent Res** 2000;79(6):1385-91.

30. NUNES TG, CEBALLOS L, OSORIO R, TOLEDANO M. Spatially resolved photopolymerization kinetics and oxygen inhibition in dental adhesives. **Biomaterials** 2005;26(14):1809-17.

31. AL-NAHEDH H, ATEYAH NZ. Effect of different bonding conditions on the shear bond strength of two compomers to bovine dentin. **J Contemp Dent Pract.** 2006 Sep 1; 7(4): 9-16

32. GWINNETT AJ. Quantitative contribution of resin infiltration/hybridization to dentin bonding. **Am J Dent.** 1993 Feb;6(1):7-9.

33. ESTEVES-OLIVEIRA M, ZECELL DM, APEL C, TURBINO ML, ARANHA ACC, EDUARDO CP, GUTKNECHT N. Bond Strength of Self-Etching Primer to Bur Cut, Er,Cr:YSGG, and Er:YAG Lased Dental Surfaces. **Photomed Laser Surg.** 2007; 25(5): 373-80.

34. SUNICO MC, SHINKAI K, MEDINA VO 3RD, SHIRONO M, TANAKA N, KATOH Y. Effect of surface conditioning and restorative material on the shear bond strength and resin-dentin interface of a new one-bottle nanofilled adhesive. **Dent Mater.** 2002 Nov;18(7):535-42.

35. EL-ARABY AM, TALIC YF. The effect of thermocycling on the adhesion of self-etching adhesives on dental enamel and dentin. **J Contemp Dent Pract.** 2007 Feb 1;8(2):17-24.

36. SANO H, SHONO T, SONODA H, TAKATSU T, CIUCCHI B, CARVALHO R, et al. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength--evaluation of a micro-tensile bond test. **Dent Mater** 1994;10(4):236-40.

37. SHONO Y, TERASHITA M, SHIMADA J, KOZONO Y, CARVALHO RM, RUSSELL CM, et al. Durability of resin-dentin bonds. **J Adhes Dent** 1999;1(3):211-8.
36. BLACK, G.V. **Work on Operative Dentistry**. 2. ed. Chicago: Médico-Dental, 1908.
37. BUONOCORE, M.G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. **J Dent Res**, Chicago, v. 34, n. 6, p. 849-853, dec. 1955
38. WILSON, N. H. F. Direct adhesive materials: current perceptions and evidence future solutions. **J Dent**, Bristol, v. 29, n. 5, p.307-316, July 2001.
39. MARSHALL Jr., G.W. Dentin: microstructure and characterization. **Quintessence Int**, Carol Stream, v. 24, n. 9 p. 606-617, Sept. 1993.
40. BUONOCORE, M. G.; WILEMAN, W.; BRUDEVOLD, F. A report on a resin composition capable of bonding to human dentin surfaces. **J Dent Res**, Chicago, v.35, n. 6, p.846-851, Dec. 1956.
41. FUSAYAMA, T.; NAKAMURA, M.; KUROSAKI, N.; IWAKU, N. Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. **J Dent Res**, Chicago, v. 58, n. 4, p.1364-1370, Apr. 1979.
42. MONDELLI, J. **Proteção do complexo dentino-pulpar**. São Paulo: Artes Médicas, 1998. 316p. (Série EAP-APCD, n.1).
43. PASHLEY, D. H. Smear layer: physiological considerations. **Oper Dent**, Washington, v.3, p. 13-29, 1984. Suplemento.
44. TAO, L., PASHLEY, D. H.; BOYD, L. Effect of different types of smear layers on dentin and enamel shear bond strengths. **Dent Mater**. Copenhagen, v. 4, n. 4, p. 208-216, Aug. 1988.
45. GWINNETT, A. J. Smear layer morphological considerations. **Oper Dent**, Washington, v.3, p. 3-12, 1984. Suplemento.

46. COTTON, R. W. Introduction. **Oper Dent**, Washington, p. 1-2, 1984. Suplemento 3.
47. SUZUK, T.; FINGER, W. J. Dentin adhesives: site of dentin vs. bonding of composite resins. **Dent Mater**, Copenhagen, v. 4, n. 6, p. 379-383, Dec. 1988.
48. RUSE, N. D.; SMITH, D. C. Adhesion to bovine dentin-surface characterization. **J Dent Res**. Chicago, v. 70, n. 6, p. 1002-1008, June 1991.
49. PASHLEY, D. H. Smear layer: overview of structure and function. **Proc Finn Dent Soc**, Heisinki, v.88, p. 215-224, 1992. Suplemento1.
50. PASHLEY, D. H.; CIUCCHI, B; SANO, H.; HORNER, J. A. Permeability of dentin to adhesive agents. **Quintessence Int**, North Carol, v.24, n.9, p.616-639, Sept. 1993.
51. SCOTT, D.B.; O`NEIL, J. R. The microstructure of enamel and dentin as related to cavity preparation. In: PHILLIPS, R. W. **Workshop on adhesive restorative materials**. Spencer: Owen Litto Service, 1961, p.27-37.
52. BRANNSTRÖN, M. Communication between the oral cavity and the dental pulp associated white restorative treatment. **Oper Dent**, Washington, v. 9, n.2, p.57-68, Spring 1984. Suplemento.
53. PERDIGÃO, J.; LOPES, M. Dentin bonding – questions for the new millennium. **J Adhes Dent**, New Malden, v.1, n. 3, p. 191-209, Autumn, 1999.
54. SWIFT Jr, E. J.; PERDIGÃO, J.; HEYMANN, H. O. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995. **Quintessence Int**, Carol Stream, v.26, n.2, p. 95-110, Feb. 1995.
55. ELIADES, G.; PALAGHIAS, G.; VOUGIOUKLAKIS, G. Effect of acidic conditioners on the morphology, molecular composition and collagen conformation *in situ*. **Dent Mater**, Copenhagen, v. 13, n. 1, p. 24-33, Jan. 1997.
56. ABATE, P. F.; ABRAMOVICH. A.; POLACK, M. A.; MACCHI, R. L. Efecto de ácidos sobre esmalte y dentina: estudio com MEB. **Ver Asoc Odontol Argent**, Buenos Aires, v.86, n. 3, p. 198-201, Mayo/Jun. 1998.

57. NAKABAYASHI, N.; KOJIMA, K; MASHUHARA, E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. **J Biomed Mater Res**, New York, v. 16, n. 3, p. 265-273, May 1982.
58. VAN MEERBEEK, B.; DHEM, A.; GORETNICAISE, M.; BRAEM, M.; LAMBRECHTS, P.; VANHERLE, G. Comparative SEM and TEM examination of the ultrastructure of the resin-dentin interdiffusion zone. **Dent Res**. Chicago, v. 72, n. 2, p. 495-501, Feb. 1993.
59. GWINNETT, A. J.; MATSUI, A. A study of enamel adhesives. The physical relationship between enamel and adhesive. **Arch Oral Biol**, New York, v. 12, n. 12, p. 1615-1620, Dec. 1967.
60. BUONOCORE, M. G.; MATSUI, A.; GWINNETT, A. J. Penetration of resin dental materials into enamel surfaces with reference to bonding. **Arch Oral Biol**, New York, v. 13, n. 1, p. 61-70, Jan. 1968.
61. BRANNSTRÖM, M.; NOREDENVALL, K. J. e The effect of acidic etching on enamel, dentin, and the inner surface of the resin restoration: a scanning electron microscopic investigation. **J Dent Res**, v. 56, n. 8, p. 917-923, Aug. 1977.
62. HEYMANN, H. O.; BAYNE, S.C. Current concepts in dentin bonding: focusing on dentinal adhesion factors. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v. 124, n. 5, p. 27-36, May 1993.
63. KANKA III, J. Improved bond strength through acid etching of dentin and bonding to wet dentin surfaces. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v. 123, n. 9, p. 35-43, Sept. 1992.
64. KANKA III, J.; SANDRIK, J. Bonding to dentin. Clues to the mechanism of adhesion. **Am J Dent, San Antonio**, v. 11, n. 4, p. 154-159, Aug. 1998.
65. VAN MEERBEEK, B.; PERDIGÃO, J.; LAMBRECHTS, P.; VANHERLE, G. The clinical performance of adhesives. **J Dent**. v. 26, n. 1, p. 1-20, Jan. 1998.
66. PRATI, C. In vitro and in vivo adhesion dentistry: a review and evaluation. **Pract Periodontics Aesthet Dent**, Ramsey, v. 10, n. 3, p. 319-327, Apr. 1998.

67. SANO, H.; YOSHIYAMA, M.; EBISU, S.; BURROW, M. F.; TAKATSU, T.; CIUCCHI, B.; CARVALHO, R.; PASHLEY, D. H. Long-term durability of dentin bonds made with a self-etching primer, in vivo. **J Dent Res**, Chicago, v. 78, n. 4, p. 906-911, Apr. 1999.
68. PASHLEY, D. H.; CARVALHO, R.; SANO, H.; NAKAJIMA, M.; YOSHIYAMA, M.; SHONO, Y.; FERNANDES, C. A.; TAY, F. R. The microtensile bond test: a review. **J Adhes Dent**, New Malden, v. 1, n. 4, p. 299-309, Winter 1999.
69. KATO, G.; NAKABAYASHI, N. The durability of adhesion to phosphoric acid etched wet dentin substrates. **Dent Mater**, Copenhagen, v. 14, n.5, p. 347-352, Sept. 1998.
70. Stern, R. H.; SOGNAES, R. F. Laser beam on dental hard tissues. **J Dent Res**, Chicago, v. 43, n. 5, p. 873, 1964. (Resumo IADR n 307).
71. ADRIAN, J. C.; BERNIER, J. L.; SPRAGUE, W.G. Laser and the dental pulp. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v. 83, n. 1, p. 113-117, July.1971.
72. TAYLOR, R; SHKLAR, G.; ROEBER, F. The effects of laser radiation on teeth, dental pulp, and oral mucosa of experimental animals. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**, St. Louis, v. 19, n. 6, p. 786-795, June 1965.
73. ZACH, L.; COHEN, G. Pulp response to externally applied heat. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**, St. Louis, v. 19, n. 46, p. 515-530, Apr 1965.
74. COZEAN, C.; ARCORIA, C. J.; PELAGALLI, J.; POWEL, G. L. Dentistry for the 21<sup>st</sup> century Er:YAG laser for teeth. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v. 128, p. 1080-1087, Aug. 1997.
75. HOKE, J; BURKES, E.; GOMES, E.; WOLBARSHT, M. L. Erbium-YAG (2,94um)laser effects on dental tissues. **J Laser Appl**, p. 61-65, Summer/Fall 1990
76. KAYANO, T.; OCHIAI, S.; KIYONO, K.; YAMAMOTO, H.; NAKAJIMA, S.; MOCHIZUKI, T. Effect of Er:YAG laser irradiation on human extracted teeth. **J Clin Laser Med Surg**, New York, v. 4, p. 147-150, Apr. 1991.

77. TANJI, E. Y.; MATSUMOTO, K.; EDUARDO, C. P. Scanning electron microscopic observations of dentin surface conditioned with the Er:YAG laser. **Deuts Gesellschaft Laser Newsletter**, Frankfurt, v.8, p.6, Jan/Feb. 1997. (Resumo n. 213).
78. BURKES, E. J.; HOKE, J.; GOMES, E.; WOLBARSHT, M. Wet tissue versus dry enamel ablation by Er:YAG laser. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 67, n. 6, p. 847-851, June 1992.
79. TANJI, E. Y. **Estudo *in vitro* da variação de temperatura em dentina irradiada com laser de Er: YAG – análise tomográfica**. 2002. 114f. Tese (Doutorado em Dentística) - Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo.
80. VISURI, S. R.; GILBERT, J. L.; WLASH Jr., J. T.; WIGDOR, H. A. "Shear test of composite bobbed to dentin: Er:YAG laser vesus dental handpiece preparations". In: WIGDOR, H. A.; FEATHERSTONE, J. D.; WHITE, J. M. (Eds). **Lasers in dentistry**. San Jose: SPIE, 1995. P.223-227. (SPIE, v.2394)
81. KELLER, U.; HIBST, R. Erbium:yag laser in caries therapy: indications and first clinical results. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 1992, Salt Lake City. **Proceedings...** Sant Lake City: International Society of Lasers in Dentistry, 1992. P. 151-152.
82. MORIOKA, T. Drilling of dental hard tissues by an irradiation of Erbium:YAG laser. **Oogaki Women's Junior Coll Res Bull**, v.35, p. 51-56, 1994.
83. JELINKOVA, H.; DOSTALOVA, T.; KREJSA, O.; HAMAL, K.; KUBELKA, J.; PROCHAZKA, S. The influence of Er:YAG laser ablation on cavity surface and cavity shape. In: WIGDOR, H. A.; FEATHERSTONE, J. D.; WHITE, J. M.; NEEV, J. (Eds). **Lasers in dentistry II**. Laguna Beach: SPIE, 1996. P. 193-199. (SPIE, v. 2672).
84. KOMORI. T.; YOKOYAMA, K.; MATSUMOTO, Y.; TOKATO, T.; MATSUMOTO, K. Treatment of hard tissue lesion with Er:YAG laser. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 1996, Jerusalem. **Proceedings...** Bologna: Monduzzi, 1996. p.67-71.

85. FRENTZEN, M. Hard tissues: clinical applications – limitations and expectations. A critical review. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 1994, Singapore. **Proceedings...** Singapore: International Society of Lasers in Dentistry, p.135-141, 1994.
86. GIMBLE, C.; HANSEN, R.; SWETT, D. W.; PELAGALLI, J.; COZEAN, C. Er:YAG clinical studies for hard tissues applications. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 1994, Singapore. **Proceedings...** Singapore: International Society of Lasers in Dentistry, 1994. p.267-270.
87. GROTH, E. B. **Estudo comparativo do condicionamento do esmalte dental com Er:YAG e ácido fosfórico: análise morfológica e resistência à tração.** 1997. 98f. Tese (Doutorado em Dentística) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo.
88. MISERENDINO, L. J. SEM and dye penetration comparison of Er:YAG laser VS. Traditional treatments for caries prevention and tooth restoration. **Laser Surg Med**, New York, p. 5-7, Apr 1998. Suplemento 10. (Resumo n. 42)
89. COULTER, A. H. Dentists pionner investigation using Erbium:YAG laser on hard tissue. **J Clin Laser Med Surg**, New York, v. 13, n. 2, p. 109-110, 1995.
90. EDUARDO, P. L. P.; RAMOS, A. C. B.; EDUARDO, C. P. The use of the Er:YAG laser in cavity preparation – clinical cases. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 1998, Maui. **Proceedings...** Hawaii: International Society of Lasers in Dentistry, p.202-205, 1998.
91. KELLER U.; HIBST, R.; GEURTSSEN, W.; SCHILKE, R.; HEIDEMANN, D.; KLAIBER, B.; RAAB, W. H. M. Erbium:YAG laser application in caries therapy. Evaluation of patient perception and acceptance. **J Dent**, Bristol, v. 26, n. 6, p. 649-656, Nov. 1998.
92. ZECELL, D. M.; CECCHINI, S. C. M.; MATSUMOTO, K.; DE ROSSI, W.; NOGUEIRA, G. E. C.; BERRETTA, J. R.; VIEIRA, N. D.; MORATO, S. P. Experimental studies of the applications of the holmium laser in dentistry. **J Clin Laser Med Surg**, New York, v. 13, n. 4, p. 283-289, Aug. 1995.

93. EDUARDO, C. P.; MYAKI, S. I.; OLIVEIRA Jr., W. T.; ARANACHAVEZ, V. E.; TANJI, E. Y. Morphological evaluation of enamel surfaces and the shear Bond strenght of a composite resin after er:YAG laser irradiation. An "in vitro" study. In: NTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 1996, Jerusalem. **Proceedings...** , 1996.
94. BISPO, L. B. **Condicionamento do esmalte com Er:YAG laser e ácido fosfórico: resistência à tração e microscopia eletrônica de varredura.** 2000. 179f. Dissertação (Mestrado em Dentística) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo.
95. BLAY, C. C. **Análise comparativa da redução bacteriana com irradiação do laser de Er:YAG ou ponta montada em alta rotação após remoção de tecido cariado em dentina: estudo em anima mobile.** 2001. Dissertação (Mestrado Profissionalizante Lasers em Odontologia) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo.
96. CHIMELLO, D. T.; PALMA DIBB, R. G.; BORSATTO, M. C.; PÉCORÁ, J. D.; CORONA, S. A. M. Efeito do laser de Er:YAG sobre a resistência adesiva de um sistema restaurador. **Pesq Odontol Bras**, v.15, p. 157, 2001. Suplemento. (Resumo n. B.220). São Paulo.
97. ROBLES, F. R. P.; RAMOS, A.; ZECELL, D. M.; EDUARDO, C. P. SEM and EDX evaluation of the micro leakage in cavities prepared with Er:YAG laser. **J Den Res**, Chicago, v.79, n. 5, 2000. (Resumo IADR n.239).
98. CEBALLOS, L.; TOLEDANO, M.; MARSHALL, G. W. Boding to Er:YAG laser-treated dentin. **J Dent Res**, Chicago, v. 81, n. 2, p. 119-222, Feb. 2002.
99. TANNOUS, J. T.; EDUARDO, C. P.; VIEIRA, M. M. Avaliação morfológica das superfícies do esmalte e do cimento dental após irradiação do laser de Er:YAG em diferentes angulações. **ABLO**, São Paulo, n. 2, Out-Dez. 2002.
100. PURICELLI, E.; BARALDI, C. E.; MEDEIROS, E. B.; MARTINS, G. L.; CUNHA FILHO, J. J. Regulador de distância para pesquisa de laser de Er:YAG sem contato. **Rev Fac Odontol**, Porto Alegre, v. 41, n. 1, p. 63-65, July 2000.

101. NAVARRO, R. S. **Resistência à tração de resina composta sobre esmalte e dentina condicionados com laser de Er:YAG e um sistema adesivo auto-condicionante. Análise das superfícies pela microscopia eletrônica de varredura.** 2001. 124f. Dissertação (Mestrado em Dentística) - Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo.
102. RAMOS, A. C. B. **Estudo *in vitro* das alterações morfológicas da dentina humana irradiada com o laser de Er:YAG e sua relação com dois diferentes sistemas adesivos dentinários.** 2002. 142f. Tese (Doutorado em Dentística) – Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo.
103. FOWLWR, C. S.; SWARTZ, M. L.; MORE, B. K.; RHODES, B. F. Influence of selected variables on adhesion testing. **Dent Mater**, Copenhagen, v.8, n.4, p. 265-269, July 1992.
104. BONFIM, M. D. C.; ANAUATE NETO, C.; YOUSSEF, M. N.; KUCHINSKY, F. B.; CARMO, A. R. P. Estudo micro morfológico comparativo entre dentina humana e bovina, ao MEV. **Pesq Odontol Bras**, São Paulo, v. 15, p. 62, 2001. Suplemento. (Resumo 321).
105. BENAZZATO, P.; STEFANI, A. The effect of Er:YAG laser treatment on dentin collagen: an SEM investigation. **J Oral Laser Applications**, v.3, p. 78-81, 2003.
106. DELA ROSA, A.; SARMA, A. V.; LE, C. Q.; JONES, R.S.; FRIED, D. Peripheral thermal and mechanical damage to dentin with microsecond and sub-microsecond 9.6 microm, 2.79 microm, and 0.355 microm laser pulses. **Lasers Surg Med.** 2004, n. 35, v. 3, p. 214-228.
107. ROBLES, F. R. P. **Avaliação da Resistência à tração da dentina bovina irradiada com laser de Er:YAG combinada a diferentes tratamentos. Análise das superfícies pela microscopia eletrônica de varredura.** 2003. 150f. Dissertação (Mestrado-Dentística) Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo.
108. BRULAR, N.; ROCCA, J. P.; LEFORESTIER, E.;FIORUCCI, G.; NAMMOUR, S.; BERTRAND, M. F. Shear bondstrength of self-etching adhesive systems to

Er:YAG-laser-prepared dentin. **Lasers in Medical Science.** n.1, v. 24, p.53-57.  
Jan 2009.