



**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA**  
**FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA**

**DANIEL ALEXANDRE MENEZES PEDROSA MALTA**

**Resistência de união de um sistema adesivo irradiado com  
laser de Nd:YAG em dentina tratada com laser de  
Er:YAG**

Araraquara

2007

DANIEL ALEXANDRE MENEZES PEDROSA MALTA

**Resistência de união de um sistema adesivo irradiado com  
laser de Nd:YAG em dentina tratada com laser de  
Er:YAG**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Dentística Restauradora da Faculdade de Odontologia de Araraquara da Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para a obtenção do grau de Mestre em Dentística Restauradora.

Orientadora:

Profa. Dra. Rosane de Fátima Zanirato Lizarelli

Co-Orientador:

Prof. Dr. Marcelo Ferrarezi de Andrade

Araraquara

2007

Malta, Daniel Alexandre Menezes Pedrosa

Resistência de união de um sistema adesivo irradiado com laser de Nd:YAG em dentina tratada com laser de Er:YAG / Daniel Alexandre Menezes Pedrosa Malta. – Araraquara : [s.n.], 2007.

144 f. ; 30 cm.

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

Orientador: Profa. Dra. Rosane de Fátima Zanirato Lizarelli

Co-orientador: Prof. Dr. Marcelo Ferrarezi de Andrade

1. Resistência à tração 2. Adesivos dentinários 3. Lasers  
I. Título

DANIEL ALEXANDRE MENEZES PEDROSA MALTA

**Resistência de união de um sistema adesivo irradiado com  
laser de Nd:YAG em dentina tratada com laser de  
Er:YAG**

COMISSÃO JULGADORA

DISSERTAÇÃO PARA OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE

Presidente e Orientador: Profa. Dra. Rosane de Fátima Zanirato Lizarelli

2º Examinador: Prof. Dr. José Eduardo Pelizon Pelino

3º Examinador: Prof. Dr. Sizenando de Toledo Porto Neto

Araraquara, 27 de Março de 2007.

## **DADOS CURRICULARES**

**DANIEL ALEXANDRE MENEZES PEDROSA MALTA**

<b>NASCIMENTO</b>	08.10.1979 – MACEIÓ/AL
<b>FILIAÇÃO</b>	Marco Antônio Pedrosa Malta Nelma Menezes Malta
<b>1998/2003</b>	Curso de Graduação em Odontologia pela Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Alagoas (FO-UFAL)
<b>2003/2004</b>	Especialização em Dentística Restauradora pela Faculdade de Odontologia de Araraquara da Universidade Estadual Paulista (FOAr-UNESP)
<b>2005/2007</b>	Mestrado em Dentística Restauradora pela Faculdade de Odontologia de Araraquara da Universidade Estadual Paulista (FOAr-UNESP)

*Dedico este trabalho aos meus pais que  
sempre me deram todas as oportunidades.*

*A Deus, por tudo nessa vida.*

*À minha família, que sempre deu o apoio necessário para a realização das minhas conquistas.*

*Aos meus orientadores, Profa. Dra. Lizarelli e Prof. Dr. Marcelo Ferrarezi, pelo apoio e confiança no meu trabalho.*

*À amiga e Profa. Carla Fontana: se a primeira impressão é a que fica, então tive a melhor quando cheguei à Araraquara.*

*Ao Prof. Dr. Vanderlei Salvador Bagnato pela sua presteza e apoio em todos os meus projetos desde 2003, quando comecei a andar pelos corredores do IFSC-USP.*

*Aos meus colegas da pós-graduação e a todos que passaram por Araraquara e já retornaram para suas cidades, por todos os momentos de alegria.*

*A todos que fazem mover a máquina da Pós-Graduação desta Faculdade, Professores de Dentística, Técnicos, Auxiliares, amigos e parceiros de outros departamentos e do Instituto de Física da USP de São Carlos. Não poderia esquecer de vocês!*

*Ao Governo Federal, em nome do CNPq, e ao Governo do Estado de São Paulo, em nome da FOAr/UNESP.*

*A todos que contribuíram direta ou indiretamente com a realização deste trabalho.*

## **S u m á r i o**

Lista de abreviaturas e siglas_____	8
Lista de Figuras_____	9
Lista de Quadros_____	11
Lista de Tabelas_____	12
Resumo_____	13
Abstract_____	15
1 Introdução_____	17
2 Revisão da literatura_____	21
3 Proposição_____	50
4 Material e método_____	51
5 Resultado _____	76
6 Discussão_____	92
7 Conclusão_____	110
8 Referências_____	111
Apêndice_____	121

## Lista de abreviaturas e siglas

$\mu\text{m}$	= micrometro.
nm	= nanômetro.
mm/min	= milímetro por minuto.
ml/s	= mililitro por segundo.
ml/min	= mililitro por minuto.
kN	= kiloNewton.
$\mu\text{s}$	= microssegundo.
Hz	= hertz.
J	= Joule (energia).
$\text{J}/\text{cm}^2$	= Joule por centímetro quadrado (densidade de energia).
mJ	= miliJoule (medida de energia equivalente a $10^{-3}$ J).
W	= Watt (potência).
mW	= miliwatt (medida de potência equivalente a $10^{-3}$ W).
Er:YAG	= laser de érbio: ítrio-alumínio-granada.
Nd:YAG	= laser de neodímio: ítrio-alumínio-granada.
rpm	= rotações por minuto.
MEV	= microscopia eletrônica de varredura.
MPa	= Mega Paschal.
HEMA	= hidroxietil metacrilato.
MMA/TBB	= metil metacrilato / tri-n-butil burano.
Bis-GMA	= bisfenol A - glicidil metacrilato.
FDA	= Food and Drug Administration.

## Lista de Figuras

FIGURA 1 – Conferindo a intensidade do LED	53
FIGURA 2 – Matriz metálica e seus anéis constituintes	53
FIGURA 3 – Laser de Er:YAG e Nd:YAG	54
FIGURA 4 – Peça de mão do laser de Er:YAG	54
FIGURA 5 – Fibra óptica do laser de Nd:YAG	54
FIGURA 6 – Scanner x-y para padronização da irradiação	56
FIGURA 7 – Todo o aparato do Scanner x-y	56
FIGURA 8 – Velocidade e frequência ajustada	57
FIGURA 9 – Velocidade e frequência não ajustada	57
FIGURA 10 – Cortando o dente na máquina de cortes	63
FIGURA 11 – Dentina exposta sem a presença de ilhas	63
FIGURA 12 – Padronização da smear layer	63
FIGURA 13 – Irradiando com laser de Er:YAG	63
FIGURA 14 – Aplicando o ácido fosfórico	64
FIGURA 15 – Secagem com papel absorvente	64
FIGURA 16 – Aplicando o adesivo	64
FIGURA 17 – Irradiando o adesivo com laser de Nd:YAG	64
FIGURA 18 – Aplicando o adesivo após a irradiação	64
FIGURA 19 – Fotopolimerizando o adesivo	64
FIGURA 20 – Restauração pronta ainda com a matriz	65
FIGURA 21 – Dente com restauração finalizada	65
FIGURA 22 – Primeiro corte para a confecção dos palitos	66
FIGURA 23 – Segundo corte para a confecção dos palitos	66
FIGURA 24 – Terceiro corte para a remoção dos palitos	67
FIGURA 25 – Palito pronto para ser tracionado	67
FIGURA 26 – Microscópio digital	68
FIGURA 27 – Esquema representativo dos tipos de fratura	68
FIGURA 28 – Esquema de toda metodologia sob MEV	73

FIGURA 29 – Médias de tensão em MPa	79
FIGURA 30 – Fotografia digital de uma fratura adesiva	80
FIGURA 31 – Fotografia digital de uma fratura mista	81
FIGURA 32 – Fotografia digital de uma fratura coesiva da dentina	81
FIGURA 33 – Fotografia digital de uma fratura coesiva da resina	82
FIGURA 34 – MEV da interface adesiva do grupo G1	85
FIGURA 35 – MEV da interface adesiva do grupo G2	86
FIGURA 36 – MEV da interface adesiva do grupo G2	87
FIGURA 37 – MEV da interface adesiva do grupo G3	88
FIGURA 38 – MEV da interface adesiva do grupo G3	89
FIGURA 39 – MEV da interface adesiva do grupo G4	90
FIGURA 40 – MEV da interface adesiva do grupo G4	91

## Lista de Quadros

Quadro 1 – Especificação dos materiais restauradores empregados _____	51
Quadro 2 – Características dos lasers _____	54
Quadro 3 – Parâmetros empregados na pesquisa _____	55
Quadro 4 – Áreas, tempos, frequências e velocidades de irradiação _____	57
Quadro 5 – Distribuição dos grupos de tratamento _____	60
Quadro 6 – Técnica restauradora empregada para os grupos G1 e G3 _____	61
Quadro 7 – Técnica restauradora empregada para os grupos G2 e G4 _____	61
Quadro A1 – Parâmetros para o cálculo da fluência _____	120
Quadro A2 – Dados para o cálculo da velocidade e tempo de irradiação _____	121

## Lista de Tabelas

Tabela 1 – Estatística descritiva das medidas de tensão (MPa)	76
Tabela 2 – Teste de normalidade	77
Tabela 3 – Análise de variância mais teste de Tukey	78
Tabela 4 – Frequência e porcentagem dos tipos de fratura	82
Tabela A1 – Dados do grupo G1 relativos à amostra A	123
Tabela A2 – Dados do grupo G1 relativos à amostra B	124
Tabela A3 – Dados do grupo G1 relativos à amostra C	125
Tabela A4 – Dados do grupo G1 relativos à amostra D	126
Tabela A5 – Dados do grupo G2 relativos à amostra A	128
Tabela A6 – Dados do grupo G2 relativos à amostra B	129
Tabela A7 – Dados do grupo G2 relativos à amostra C	130
Tabela A8 – Dados do grupo G2 relativos à amostra D	131
Tabela A9 – Dados do grupo G3 relativos à amostra A	133
Tabela A10 – Dados do grupo G3 relativos à amostra B	134
Tabela A11 – Dados do grupo G3 relativos à amostra C	135
Tabela A12 – Dados do grupo G3 relativos à amostra D	136
Tabela A13 – Dados do grupo G4 relativos à amostra A	138
Tabela A14 – Dados do grupo G4 relativos à amostra B	139
Tabela A15 – Dados do grupo G4 relativos à amostra C	140
Tabela A16 – Dados do grupo G4 relativos à amostra D	141

Malta DAMP. Resistência de união de um sistema adesivo irradiado com laser de Nd:YAG em dentina tratada com laser de Er:YAG [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2007.

## **R e s u m o**

A proposta deste estudo foi avaliar por meio do teste de microtração a resistência de união de um sistema adesivo irradiado com laser de Nd:YAG em dentina preparada com laser de Er:YAG. Estudos prévios têm demonstrado que a irradiação com laser após a aplicação do sistema adesivo é eficiente em alcançar alta força de união à tensão e ao cisalhamento. O laser de Er:YAG (Twinlight, Fotona, Eslovênia) com fluência de  $60 \text{ J/cm}^2$  foi usado para o tratamento da dentina. A irradiação do adesivo foi realizada usando o laser de Nd:YAG (Twinlight, Fotona, Eslovênia) com fluência de  $100 \text{ J/cm}^2$ . As restaurações foram executadas com Adper Single Bond 2/Z250 (3M/ESPE, EUA). Vinte terceiros molares recentemente extraídos e livres de cárie foram empregados. Os dentes foram divididos em quatro grupos experimentais ( $n = 5$ ): (G1) grupo controle onde não houve irradiação; (G2) irradiação do sistema adesivo com laser de Nd:YAG; (G3) tratamento da dentina com laser de Er:YAG; (G4) tratamento da dentina com laser de Er:YAG mais irradiação do sistema adesivo com laser de Nd:YAG. Um dente de cada grupo foi preparado para avaliação da interface adesiva sob microscopia eletrônica de varredura (MEV). Adicionalmente foi realizada a análise do padrão de fraturas, resultante dos ensaios mecânicos, sob microscopia óptica digital. Os testes de microtração foram realizados em uma máquina de ensaios mecânicos com célula de carga de 1 kN a uma velocidade de 0,5 mm/min. A análise estatística (ANOVA e teste de Tukey), dos dados referentes aos ensaios mecânicos, evidenciaram diferença estatística significativa entre os grupos G1 e G3, G1 e G4, G2 e G3, e G2 e G4 e semelhança entre os grupos G1 e G2, e G3 e G4. As fraturas adesivas foram predominantes em todos os grupos experimentais. A análise sob MEV encontrou uma interface adesiva com características que confirmaram os resultados dos testes mecânicos. O laser

de Nd:YAG sobre o sistema adesivo não influenciou na resistência de união das restaurações adesivas em dentina tratada ou não com laser de Er:YAG.

**Palavras-chave:** Resistência à tração; adesivos dentinários; lasers.

Malta DAMP. Bond strength of an adhesive system irradiated with Nd:YAG laser in dentin treated with Er:YAG laser [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2007.

## **A b s t r a c t**

The purpose of this study was to verify through micro tensile bond test the bond strength of an adhesive system irradiated with Nd:YAG laser in dentine treated with Er:YAG laser. Previous studies had shown that laser irradiation after the application of an adhesive system is efficient in achieving higher shear bond and tensile bond strength. Er:YAG laser (Twinlight, Fotona, Slovenia) with fluency of the 60 J/cm<sup>2</sup> was used for the treatment of the dentine. The irradiation of the adhesive was performed using the Nd:YAG laser (Twinlight, Fotona, Slovenia) with the fluency of the 100 J/cm<sup>2</sup>. Dental restorations were performed with Adper Single Bond 2/Z250 (3m/ESPE, USA). Twenty caries free extracted human third molars were used. The teeth were divided in four experimental groups (n = 5): (G1) control group where there was no irradiation; (G2) irradiation of the adhesive system with the Nd:YAG laser; (G3) treatment of the dentin with Er:YAG laser; (G4) treatment of the dentin with Er:YAG laser plus irradiation of the adhesive system with Nd:YAG laser. One tooth of each group was prepared for evaluation of adhesive interface under scanning electron microscopy (SEM). In addition was performed an evaluation of the bond failures under digital optic microscopy. The micro tensile bond tests were performed in a MTS universal testing machine with 1 kN load cell at cross-head speed 0,5 mm/min. The statistical analysis (ANOVA and Tukey test) showed difference significant statistics between the groups G1 and G3, G1 and G4, G2 and G3, and G2 and G4; and similarity between the groups G1 and G2, and G3 and G4. The adhesive failures were predominant in all experimental groups. The SEM analysis achieved an adhesive interface with features that confirmed the results of the mechanical tests. Nd:YAG laser on adhesive system did not influence in the bond strength adhesives restorations in dentin treated or not with the Er:YAG laser.

**Keywords:** Tensile strength; dentin-bonding agents; lasers.

# 1 Introdução

Aristóteles e Empédocles, dois pensadores gregos, que viveram antes da era comum foram os primeiros a refletir sobre a natureza da luz. Os dois tinham teorias contraditórias. Empédocles acreditava que a luz era formada por um fluxo de partículas e Aristóteles julgava que a luz era uma perturbação do meio, sendo assim o precursor da teoria ondulatória da luz\*.

As teorias sobre a natureza da luz passaram pelas mentes de cientistas famosos como Isaac Newton e Christiaan Huygens, no final do século XVII até Thomas Young, no século XVIII, quando foi provado finalmente que a luz tinha natureza ondulatória\*.

Albert Einstein, já no século XX, não passou despercebido nessa área. Foi ele quem afirmou que a luz é uma onda imaterial e portanto não precisa de meio para ondular\*. Outra contribuição de Einstein foram às bases teóricas para a amplificação da luz por emissão estimulada de radiação, ou do português para o inglês, *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*, que é o acrônimo da palavra LASER.

No campo da Odontologia, o século XX foi marcado pela procura por técnicas e materiais que possibilitassem a restauração dos dentes devolvendo a estética e a função com o mínimo de desconforto para o paciente. Nos últimos anos, novas técnicas foram disponibilizadas não somente devido aos avanços da Odontologia, mas também como uma consequência do crescimento de outras áreas do conhecimento<sup>61</sup>. Sendo assim, coube a Física desenvolver os lasers, e a Odontologia aplicá-los para o tratamento de suas enfermidades.

Maiman<sup>42</sup>, em 1960, desenvolveu o primeiro laser: o laser de rubi. Quatro anos mais tarde, em 1964, o laser de rubi foi utilizado pela primeira vez na Odontologia por Goldman et al.<sup>26</sup> e Stern, Sognaes<sup>63</sup>, entretanto, temperaturas elevadas foram registradas. Somente em 1989, com Hibst,

---

\* Retirado de “Sobre ombros de gigantes: uma história da Física.” Jorge Zahar Editor. Alexandre Cherman.

Keller<sup>29,37</sup>, a Odontologia restauradora deu um passo adiante para a remoção de tecido cariado e preparo cavitário com laser. O uso desta técnica pareceu ser possível com o emprego do laser de Er:YAG, uma vez que, em comparação com outros sistemas, o laser de Er:YAG forneceu resultados encorajadores.

Os primeiros estudos com laser de Er:YAG mostraram que o seu comprimento de onda de 2,94  $\mu\text{m}$ , é altamente absorvido pelo esmalte e pela dentina. A remoção destes tecidos seria realizada por um processo contínuo de vaporização da água contida no esmalte e na dentina. A rápida vaporização das moléculas de água resulta em microexplosões que ejetam as partículas do tecido mineralizado. Este processo, denominado de ablação, consome quase toda energia entregue pelo laser de Er:YAG, entretanto, a energia residual é absorvida e provoca aquecimento sem ocorrerem danos térmicos graves<sup>29,37</sup>.

O laser de Er:YAG foi liberado para comercialização e uso para preparos cavitários pelo FDA\* em 7 de Maio de 1997 após uma série de estudos clínicos e laboratoriais que evidenciaram a segurança deste equipamento<sup>17,55</sup>.

O tema que nos chamou mais atenção, e o que nos levou a preparar este trabalho, foi o relacionado com a adesão de resinas compostas à dentina irradiada com laser de Er:YAG. A curiosidade veio a partir da observação de estudos os quais mostravam que o substrato dentinário deixado pelo laser era diferente do substrato dentinário remanescente após o uso da ponta mecânica em alta ou baixa rotação<sup>7,9,19,23,24,25,34,37,39,44,49,50,65</sup> e que este dado poderia influenciar na força de união de materiais restauradores adesivos.

Os primeiros estudos com os quais nos deparamos evidenciaram que a dentina preparada com laser de Er:YAG poderia ser benéfica para a adesão<sup>40,49</sup>. As características do substrato dentinário irradiado permitiram até a alguns pesquisadores a conjecturar a possibilidade de eliminação de um passo na técnica adesiva<sup>66</sup>. Foi preconizado neste momento o condicionamento da dentina com laser de Er:YAG, porém esta alternativa não foi confirmada pelos estudos subseqüentes<sup>13,19,25,46,54,60</sup> e o condicionamento da dentina com ácido

---

\* Food and Drug Administration, EUA.

fosfórico a 35 ou 37 % manteve-se indispensável antes da aplicação dos sistemas adesivos de condicionamento total.

Logo que o número de pesquisas foi aumentando, uma vertente contrária à idéia inicial veio à tona e vários pesquisadores demonstraram que a irradiação da dentina com laser de Er:YAG, associada ou não ao uso do ácido fosfórico, parece não ser favorável à adesão dos materiais resinosos. Vários trabalhos mostraram que a força de união à dentina irradiada com laser de Er:YAG é inferior àquela não irradiada<sup>1,13,14,18,19,20,22,23,25,46,50,58</sup>.

Para Kataumi et al.<sup>34</sup> (1998) e Ramos et al.<sup>57</sup> (2002), as características da dentina após a irradiação com laser de Er:YAG não são compatíveis com os materiais restauradores adesivos atuais. A hipótese que sustenta essa afirmação é que desnaturação térmica do colágeno, provocada pela irradiação com laser de Er:YAG<sup>5,13,23,32,6,25,39,44,67,58</sup> não permite ou dificulta a formação da camada híbrida<sup>34,58,60,61</sup>, principal responsável pela adesão<sup>51,52,53</sup>.

O nosso estudo objetivou reverter a adesão à dentina irradiada com laser de Er:YAG aos valores de força de união encontrados quando não se emprega este laser. Para isto, utilizamos o laser de Nd:YAG sobre o adesivo não polimerizado. Esta técnica, preconizada por Gonçalves et al.<sup>28</sup> (1999) com laser de Nd:YLF, baseada nos achados de Cooper et al.<sup>15</sup> (1988), vislumbra a possibilidade de melhorar a adesão à dentina a partir de uma mudança física permanente do substrato dentinário, com o seu derretimento e re-solidificação na presença dos monômeros resinosos. A formação de um novo tecido, composto de hidroxiapatita recristalizada com monômeros resinosos poderia garantir uma união mecânica e uma afinidade química do substrato dentinário com o adesivo<sup>28</sup>.

Os excelentes resultados encontrados por Gonçalves et al.<sup>28</sup>, em 1999, e pelos outros autores que empregaram esta técnica com laser de Nd:YAG<sup>2,12,35,47,48</sup>, nos encorajou a utilizá-la em nossa pesquisa.

Nosso trabalho, inédito na literatura, avaliou a força de adesão, por meio de teste de microtração, de um sistema adesivo irradiado com laser de Nd:YAG aplicado à dentina tratada com laser de Er:YAG. Adicionalmente, classificamos as fraturas decorrentes dos ensaios mecânicos e,

além disso, fizemos uma análise da interface adesiva sob microscopia eletrônica de varredura.

Esta Dissertação de Mestrado é constituída de uma revisão da literatura, onde foram incluídas as pesquisas de maior relevância científica sobre a temática estudada. No Capítulo Material e métodos pode ser encontrada toda a metodologia utilizada para a realização dos experimentos. Em seguida, apresentamos os resultados, uma discussão dos nossos achados com os encontrados na literatura e finalizamos com as conclusões. O Apêndice traz informações importantes e necessárias que embasam a estrutura do texto dos capítulos anteriores.

Com esta pesquisa experimental, *in vitro*, contribuímos para o melhor entendimento dos efeitos provocados pelos lasers de Er:YAG e Nd:YAG quando empregados em dentina para procedimentos adesivos referentes à Odontologia Restauradora.

## 2 Revisão da literatura

A aplicação do laser de Er:YAG para remoção de esmalte, dentina e tecido cariado foi estudada pela primeira vez em 1989 por Hibst, Keller<sup>29</sup>. Neste estudo, os autores utilizaram um laser de Er:YAG\* com duração de pulso em torno de 250  $\mu$ s. Os parâmetros empregados foram energias variando de 30 a 360 mJ por pulso com taxa de repetição de 1 Hz. Com esta pesquisa, foi proposta uma teoria sobre o mecanismo de ablação: o laser de Er:YAG é efetivamente absorvido em esmalte e dentina por meio da água e dos componentes inorgânicos e causa um rápido aquecimento de massa pequena. Tanto o esmalte quanto a dentina são removidos em parte por um processo de vaporização contínua, e na forma de microexplosões.

Imagens dando a impressão que o tecido tenha sido removido por explosão foram vistas na continuação do estudo de Keller, Hibst<sup>37</sup>, ainda em 1989, onde uma investigação foi realizada sob microscopia de luz e de varredura. O laser e os parâmetros utilizados neste estudo foram os mesmos da pesquisa anterior. As cavidades produzidas com laser de Er:YAG foram caracterizadas como ásperas e escamosas sem sinais de injúrias térmicas graves. A irradiação com laser de Er:YAG revelou pouquíssimas zonas carbonizadas ou fusionadas. Também não foram encontrados outros danos ao tecido circundante tais como aparente vitrificação. A hipótese conclusiva foi que a maior parte da energia incidente é consumida no processo de ablação e uma pequena fração da energia resulta no aquecimento do tecido remanescente, no entanto sem ocorrer danos de grande intensidade.

Visuri et al.<sup>65</sup>, estudaram em 1996, pela primeira vez, a influência da refrigeração durante a ablação da dentina com laser de Er:YAG. As investigações realizadas neste estudo foram sobre taxa de ablação, temperatura e transmissão da irradiação através da camada de água, advinda do sistema de

---

\* Quantronix 294, origem não informada.

refrigeração, depositada sobre a dentina. Um laser de Er:YAG\* emitindo pulsos de aproximadamente 230  $\mu$ s foi empregado nesta pesquisa. A frequência foi mantida em 2 Hz durante o experimento de taxa de ablação e a energia foi variada do limiar de ablação até o máximo de 400 mJ por pulso. Os parâmetros do feixe deste equipamento, associados à frequência e a energia, resultaram numa fluência de até 110 J/cm<sup>2</sup>. O spray de refrigeração incidiu diretamente no local da irradiação e o fluxo de água variou discretamente de 0 a 11 ml/min. Após a irradiação, a espessura média de dentina removida por pulso foi calculada. Em altas fluências (>60 J/cm<sup>2</sup>), a taxa de ablação não foi afetada pelas variações do fluxo de água da refrigeração. Durante os experimentos para a mensuração da temperatura de irradiação, registrada em um osciloscópio digital, a taxa de repetição do laser variou entre 2 e 10 Hz. A máxima energia aplicada foi de aproximadamente 360 mJ/pulso com um spot de diâmetro largo (0,9 mm), o que rendeu uma fluência máxima de 57 J/cm<sup>2</sup>. A taxa de fluxo da água de 4,5 ml/min. foi usada para refrigerar as amostras durante a irradiação. Os resultados mostraram que, para as amostras sem refrigeração, a temperatura excedeu 15 °C enquanto que as amostras que receberam o spray de água a elevação de temperatura máxima alcançada no dente foi menor que 3 °C para todas as frequências testadas. Fotografias das áreas irradiadas sem refrigeração mostraram carbonização significativa na dentina, com escombros cristalizados aderidos nas paredes da cavidade. No entanto, a irradiação refrigerada produziu cortes limpos sem chamuscado e com poucos escombros residuais. A transmissão da irradiação através da camada advinda do fluxo de água também foi investigada neste estudo. Nesta parte do experimento os fluxos de água variaram de 5,5-11 ml/min. A transmissão através da água foi calculada por meio de uma expressão matemática e um máximo de 96 % de transmissão através do fluxo de água foi encontrado na mais alta fluência (55 J/cm<sup>2</sup>). Porém, a transmissão caiu para 67% com uma fluência de 10 J/cm<sup>2</sup>. Os experimentos publicados neste estudo mostraram a importância da refrigeração à água dos tecidos irradiados pelo laser de Er:YAG. A adição de um fino fluxo de

---

\* Modelo 1-2-3, Schwartz Electro-Optics, EUA.

água diretamente no local da irradiação não diminui grandemente e pode até mesmo melhorar a ablação.

A importância do spray de água também foi demonstrada anos mais tarde por Lee et al.<sup>39</sup> (2004). Os autores desta pesquisa estudaram as mudanças de fase, composição e morfologia da dentina irradiada com laser de Er:YAG, com ou sem spray de água, por meio do difractômetro de raios-x (DRX), espectroscopia da transformada de Fourier (FT-IR) e microscopia eletrônica de varredura (MEV). O laser de Er:YAG\* foi entregue por meio de uma fibra óptica com diâmetro de 1,35 mm a 1 mm de distância do alvo. Foram executados grupos com 300, 500 e 700 mJ/pulso sempre com frequência de 10 Hz com ou sem spray de água. Os resultados da FT-IR nos grupos irradiados com laser de Er:YAG com refrigeração mostraram um padrão similar para todas as energias emitidas. Esta análise mostrou também que o laser de Er:YAG não somente afetou a matriz orgânica, mas também mudou levemente a estrutura inorgânica da dentina. Sob MEV, com alta energia (500 e 700 mJ/pulso) o grupo com refrigeração evidenciou uma superfície limpa, com túbulos dentinários expostos, similar a aquela energia mais baixa. Crateras e glóbulos derretidos foram encontrados nos grupos sem spray de água. Pôde ser deduzido que a refrigeração a água reduz o efeito térmico mesmo que altas energias sejam usadas. Este estudo demonstrou que a irradiação com laser de Er:YAG com spray de água não muda significativamente a estrutura e a composição da dentina. Consequentemente, a refrigeração a água é importante para reduzir o efeito térmico do laser de Er:YAG.

Para defender a idéia de que o aquecimento dos dentes e os danos pulpares podem ser evitados com a utilização de parâmetros corretos, Dostálová et al.<sup>21</sup> (1997), avaliaram histologicamente pré-molares preparados com laser de Er:YAG. O laser de Er:YAG\*\* com duração de pulso de 200 µs era composto de um braço articulado, refrigeração a água e controlador automático de potência. Os parâmetros usados foram 150 pulsos, energia de 350 mJ e frequência de 2 Hz. O fluxo de água do sistema de refrigeração foi de 50 ml/min, associado a

---

\* Opus 20, Israel.

\*\* Desenvolvido especialmente para o estudo.

ar comprimido com pressão de 2 atm. Um preparo cavitário padronizado foi executado com o laser de Er:YAG e a extração dos dentes foi realizada logo após a irradiação. As análises foram efetuadas em um microscópio de luz e os resultados mostraram a ausência de rachaduras ou injúrias estruturais, e a abstenção de reação inflamatória na polpa, a qual se apresentava normal, inclusive com odontoblastos na sua forma usual. Os resultados desse experimento in vivo em dentes humanos confirmam a segurança da ablação de esmalte e dentina com laser de Er:YAG, sob os parâmetros de energia descritos.

Keller, Hibst<sup>36</sup>, em 1997, foram os primeiros a testar a aplicabilidade do laser de Er:YAG sob condições clínicas. Além disso, avaliaram a resposta dos pacientes ao preparo com laser em respeito a diferentes tipos de cavidades e dentes com um interesse especial dado à percepção da dor. Para preparação cavitária foi usado o laser de Er:YAG\* com duração de pulso de 250  $\mu$ s. O tamanho do spot era de aproximadamente 0,7 mm no modo não contato e a energia emitida oscilou entre 250 e 350 mJ para preparação do esmalte e 150 e 250 mJ para preparação da dentina a uma frequência de 2 Hz, com refrigeração constante por meio de um spray de água. O estudo incluiu uma população de 67 dentes, entre homens e mulheres com idade oscilando entre 18-65 anos. Para determinar a saúde pulpar, testes de vitalidade e percussão foram feitos antes e imediatamente após a irradiação. Radiografias periapicais ou bitewings foram realizadas, antes e seis meses após o tratamento, para avaliar a presença de cáries e patologias apicais. Para a análise da percepção de dor, os pacientes tiveram que escolher uma categoria de reação de dor, de acordo com uma tabela proposta. Subsequentemente, os pacientes foram perguntados a descrever a qualidade da dor. Em todos os casos, os preparos foram iniciados sem anestesia local. Os resultados mostraram a viabilidade do protótipo do laser de Er:YAG testado. O braço articulado pôde ser facilmente manuseado e as lesões de cárie foram removidas sem dificuldades. Os 67 dentes tratados mostraram reações normais aos testes de vitalidade antes e após o preparo com laser. Além disso, foram feitos testes de percussão em todos os dentes após o tratamento e nenhuma dor foi

reportada. No exame radiográfico não foi encontrada nenhuma patologia apical logo depois da irradiação e até mesmo após seis meses. Quanto à sensibilidade, os resultados mostraram que 93 % dos pacientes relataram pouca ou nenhuma dor. Estes primeiros dados clínicos indicam que o laser de Er:YAG é um instrumento satisfatório para o tratamento de cáries.

Um estudo longitudinal, iniciado em 1991 e terminado em 1997, realizado por Pelagalli et al.<sup>55</sup> (1997) teve o objetivo de investigar a eficácia do laser de Er:YAG para remoção de cárie e preparo cavitário, em dentina e esmalte, e comparar os resultados do laser com aqueles obtidos com um grupo controle, no qual brocas mecânicas foram usadas. A pesquisa consistiu em duas fases sendo que apenas a primeira é apresentada neste artigo, onde avaliações histológicas e por microscopia eletrônica de varredura (MEV) foram realizadas. A remoção do tecido cariado foi feita com o laser de Er:YAG<sup>†</sup> ou com uma associação entre alta e baixa rotação e pontas carbides ou diamantadas. A energia por pulso e a frequência média empregadas neste estudo foi de 100 mJ e 10 Hz, respectivamente. Durante toda a irradiação, a superfície do dente foi refrigerada com água. Aproximadamente um terço dos dentes foram extraídos imediatamente, outro terço após dois dias e o último terço de um mês até um ano. As avaliações não mostraram diferenças significativas na histologia pulpar, na avaliação através da microscopia eletrônica de varredura e na eficiência do preparo cavitário e remoção da cárie. Apenas a ausência da anestesia pôde ser considerada uma vantagem para os procedimentos com laser. Os resultados desse estudo, no qual envolveram 70 condutas com laser e 69 com broca mecânica convencional, demonstraram que o laser é seguro e eficaz e que este é essencialmente equivalente ao procedimento convencional de preparo cavitário.

A segunda fase da pesquisa de Pelagalli foi publicada por Cozean et al.<sup>17</sup> (1997). Nesta, os dentes não foram extraídos e ao invés disso foram feitos exames de retorno após 18 meses dos procedimentos. A partir de 107 pacientes, foram executados 512 procedimentos com laser de Er:YAG e 357 com

---

\* Protótipo, Kavo, Alemanha.

† Centauri, Premier Laser Systems, EUA.

broca mecânica. No final da fase II, o FDA\* solicitou aos pesquisadores um aumento no número de pacientes e procedimentos para confirmar os resultados de vitalidade pulpar. Então, os pesquisadores desenvolveram a fase IIA e IIB. Na fase IIA, os investigadores trataram 33 pacientes com laser ou alta rotação. Na fase IIB, os investigadores trataram 125 dentes em 77 pacientes. Os resultados da fase II mostraram que o laser de Er:YAG pode realizar procedimentos clínicos tão bem quanto a alta rotação. Em 7 de Maio de 1997, o FDA liberou a comercialização e o uso nos Estados Unidos do primeiro laser para preparo cavitário em dentes humanos: o laser de Er:YAG.

Alguns anos antes, em 1992, Li et al.<sup>40</sup>, objetivaram, por meio de modelos matemáticos criados a partir de imagens obtidas sob microscopia de luz e de varredura, determinar os efeitos morfológicos e as taxas de ablação após a irradiação com o laser de Er:YAG. O laser de Er:YAG\*\* utilizado possuía uma duração de pulso de 200  $\mu$ s. A energia por pulso entregue foi de 25 a 365 mJ com frequência de 2 e 5 Hz. Um spray de água e um ventilador foram usados para minimizar o dano térmico durante a irradiação. O limiar de ablação para dentina foi 0,7 J/cm<sup>2</sup> a 5 Hz e 1,2 J/cm<sup>2</sup> a 2 Hz. Danos térmicos observados na dentina, sugerem que para este tecido as fluências deveriam ser menores que 74 J/cm<sup>2</sup> com frequência de 2 e 5 Hz. Além disso, foi conjecturado que a superfície irregular deixada pelo laser de Er:YAG pode ser muito benéfica para procedimentos restauradores adesivos.

A mesma hipótese também foi concluída por Matsumoto et al.<sup>49</sup>, em 2003. Estes autores conduziram um estudo para qualificar e quantificar as mudanças morfológicas e minerais da dentina humana após a irradiação com laser de Er:YAG. O sistema laser de Er:YAG\*\*\* usado neste estudo foi configurado para emitir uma energia de 200 mJ a uma frequência de 2 Hz. As superfícies de dentina foram irradiadas no modo focado a uma distância de 2 a 3 mm, o que gerava um tamanho do feixe do spot de 1 mm. A fluência calculada foi de 25,5 J/cm<sup>2</sup>. As amostras foram irradiadas com ou sem refrigeração, sendo que

---

\* Food and Drug Administration, EUA.

\*\* Quantronix Corporation, origem não informada.

quando esta estava presente o fluxo de água empregado foi de 1 ml/min. As amostras foram avaliadas por microscopia de luz (ML), microscopia eletrônica de varredura (MEV), microscopia eletrônica de transmissão (MET) e espectroscopia por energia dispersiva de raios-X (MEV-EDX). Sob ML, as amostras tratadas com laser sob refrigeração se apresentaram com a superfície rugosa e irregular sem evidência de chamuscado, carbonização ou rachaduras. Em contraste, quando irradiadas sem refrigeração, foram encontrados vários sinais de severa carbonização e rachaduras. A observação por MEV, das amostras irradiadas sob refrigeração, evidenciou uma superfície escamosa e irregular com ausência de smear layer, ou seja, com túbulos dentinários expostos. A dentina intertubular sofreu mais ablação que a dentina peritubular, mostrando uma protuberância dos túbulos. Em adição, a superfície de dentina mostrou-se degenerada termicamente ou recristalizada. A irradiação sem refrigeração criou rachaduras, locais derretidos semelhante à lava e microcavidades. A observação por MET apresentou três diferentes zonas: a superficial, caracterizou-se como uma zona de completa ablação, revelando micropartículas irregulares de 0,5 µm de diâmetro; abaixo dessa estrutura foi descoberta uma zona não afetada com componentes minerais e túbulos dentinários intactos. As análises por MEV-EDX mostraram uma maior quantidade de Ca e P em peso nas amostras irradiadas. Matsumoto et al.<sup>49</sup> concluíram que as superfícies de dentina irradiadas com laser de Er:YAG exibem uma superfície altamente irregular e a ausência de smear layer pode prover uma superfície favorável aos mecanismos de união físicos das resinas compostas.

A qualidade da adesão à dentina irradiada com laser de Er:YAG foi avaliada em 1996 por Visuri et al.<sup>66</sup>. O laser de Er:YAG\* empregado possuía uma largura de pulso de aproximadamente 230 µs. O equipamento foi operado com uma taxa de repetição de 6 Hz e energia incidente na superfície de dentina de 350 mJ/pulso (fluência de 45 J/cm<sup>2</sup>). O fluxo de água usado para refrigeração foi de 24 ml/min. O sistema restaurador utilizado foi o

---

\*\*\* Key Laser, Kavo, Alemanha.

\* Modelo 1-2-3, Schwartz Electro-Optics, EUA.

Probond/Probond TPH<sup>\*</sup>. A fotopolimerização de todos os procedimentos adesivos foi realizada com laser de argônio por 30 s. Este estudo também incluiu uma análise por meio de microscopia eletrônica de varredura (MEV), a qual evidenciou que a dentina peritubular foi mais desgastada que a dentina intertubular. A análise em MEV mostrou ainda que a presença de túbulos dentinários abertos após a irradiação com laser de Er:YAG pode eliminar a necessidade do condicionamento ácido da dentina como um pré-tratamento para a adesão de resinas compostas. Os resultados dos testes de cisalhamento revelaram que o preparo com laser rendeu uma forte adesão comparada com os outros métodos examinados. Sendo assim, os dentes tratados somente com laser, isto é sem condicionamento ácido, obtiveram os melhores resultados de adesão.

O mesmo também foi encontrado por Kameyama et al.<sup>33</sup>, em 2000, quando estudaram a influência de diferentes condicionadores ácidos na força de adesão à tensão do adesivo 4-META/MMA-TBB<sup>\*\*</sup> à dentina bovina irradiada com laser de Er:YAG. Um laser de Er:YAG<sup>\*\*\*</sup> equipado com uma fibra óptica de 600 µm de diâmetro foi usado neste estudo. A energia de saída usada foi de 100 mJ por pulso (na ponta da fibra óptica), aplicada com frequência 10 pulsos por segundo sob spray de água. Os condicionadores ácidos aplicados foram: solução aquosa de ácido cítrico a 10 %, ácido cítrico a 10 %/cloreto férrico a 3 %, ácido fosfórico a 37 e 65 %. Os autores também prepararam alguns espécimes para observação sob microscopia eletrônica de varredura (MEV) os quais revelaram que a irradiação da dentina com laser de Er:YAG é tão profunda quanto à penetração da resina. Os resultados mostraram que as superfícies irradiadas tenderam a altos valores de adesão em relação às não irradiadas. Adicionalmente, as amostras dos grupos tratados com laser e com os condicionamentos ácidos revelaram menores valores de força de adesão do que aquelas sem condicionamento ácido.

Gonçalves et al.<sup>27</sup>, em 2002, conduziram testes de tensão em interfaces de sistemas restauradores resinosos para avaliar a influência da

---

\* Caulk/Dentsply, EUA.

\*\* Super Bond C&B, Sun Medical, Japão.

irradiação da dentina com laser de Er:YAG. Cada superfície de dentina dos grupos experimentais recebeu irradiação com laser de Er:YAG\* regulado em pulso curto, com energia de 140 mJ, frequência de 4 Hz, à 90 ° em relação a superfície, e sob refrigeração com spray de água. Os sistemas restauradores escolhidos foram Alert\*\*, Prodigy\*\*\* e Z100,\*\*\*\* com os adesivos dentais correspondentes Bond 1, Optibond Solo, e Single Bond. Todos os materiais foram usados de acordo com as normas dos fabricantes. Os resultados mostraram que somente o grupo experimental com a resina Alert mostrou que o tratamento com laser pode melhorar a adesão. Por outro lado, o laser influenciou negativamente na força de adesão dos sistemas restauradores Prodigy e Z-100.

O sistema adesivo da Kuraray\*\*\*\*\*, Clearfil Photobond, associado à resina composta Photo Clearfil Bright, foi testado por Kataumi et al.<sup>34</sup>, em 1998. Estes pesquisadores estudaram a adesão em dentina irradiada com laser de Er:YAG por meio do teste de microtração. Além disso, avaliaram por microscopia eletrônica de varredura (MEV) a interface adesiva e a superfície da dentina com e sem condicionamento com ácido fosfórico. O laser de Er:YAG\*\*\*\*\* utilizado possuía fibra óptica com diâmetro do spot de 600 µm. Neste estudo, foi aplicada uma energia de 126 mJ por pulso a 10 Hz de frequência sob refrigeração. A MEV revelou que a camada superficial da dentina irradiada apresentava-se rugosa, com rachaduras e túbulos dentinários abertos. Adicionalmente, a dentina irradiada, especialmente a peritubular, pareceu mais resistente ao ácido fosfórico quando comparada à dentina intertubular. A análise da interface adesiva mostrou uma área irregular nos grupos irradiados. A espessura da camada híbrida nos grupos controle e irradiado mais ácido fosfórico foram similar, em torno de 5 µm. Este estudo indicou que a irradiação com laser de Er:YAG afetou a dentina superficial tão bem quanto a área abaixo desta a uma

---

\*\*\* Protótipo, J. Morita, Japão.

\* Fidelis, Fotona Latin Méd. Inc., EUA.

\*\* Jeneric-Pentron, EUA.

\*\*\* Kerr, EUA.

\*\*\*\* 3M, EUA.

\*\*\*\*\* Japão.

\*\*\*\*\* ML-22 Hoya Co. e Morita Co., Japão.

profundidade de 20  $\mu\text{m}$ . Os resultados dos testes de adesão mostraram que não houve diferença estatística significativa entre os grupos analisados.

Os resultados de Burnett et al.<sup>8</sup>, em 2001, também mostraram que todos os grupos foram estatisticamente semelhantes. Estes autores avaliaram a influência do laser de Er:YAG, abrasão a ar e alta rotação, na dentina humana, usando o teste de tração. O laser utilizado neste estudo foi o laser de Er:YAG\* com duração de pulso de 250-500  $\mu\text{s}$ . O equipamento foi configurado para emitir uma intensidade de energia de 450 mJ a uma frequência de 2 Hz, o que gerava uma densidade de energia de 144,44  $\text{J}/\text{cm}^2$ . A peça de mão do laser foi focada a uma distância de 15 mm do alvo e a irradiação foi realizada com refrigeração. Os resultados mostraram que não houve diferença estatística significativa na adesão do Single Bond/Z100\*\* à dentina previamente tratada com alta rotação, abrasão a ar ou laser de Er:YAG seguido do condicionamento da superfície com ácido fosfórico a 35 %.

Os resultados de Malta et al.<sup>43</sup> (2007), também não evidenciaram diferença estatística significativa entre a força de adesão nos grupos irradiados e não irradiados. Neste estudo, os autores avaliaram a adesão, por meio do teste microtração, do Single Bond/Z250\*\*\* e do Vitrebond/Z250\*\*\*\* à dentina irradiada com laser de Er:YAG. Os materiais restauradores foram aplicados de acordo com as normas dos fabricantes. O equipamento utilizado neste estudo foi o laser de Er:YAG\*\*\*\*\* com duração de pulso de 200-400  $\mu\text{s}$ . O protocolo empregado foi 60 e 100 mJ a 5 Hz por 20 s. Os autores concluíram que as baixas fluências utilizadas neste estudo (13,4 e 21,7  $\text{J}/\text{cm}^2$ ) foram as responsáveis pela semelhança de resultados entre os grupos irradiados e não irradiados.

Chimello et al.<sup>14</sup>, em 2002, mostraram que foi necessária a combinação do laser de Er:YAG com o ácido para promover valores de adesão similares à aqueles do tratamento convencional. Estes autores estudaram a força

---

\* Key Laser, Kavo, Alemanha.

\*\* 3M, EUA.

\*\*\* 3M, EUA.

\*\*\*\* 3M, EUA.

\*\*\*\*\* Twinlight, Fotona, Eslovênia.

de tração à dentina de dois sistemas restauradores adesivos após a aplicação do laser de Er:YAG comparado ao tradicional condicionamento ácido. Para o condicionamento com laser foi usado o laser de Er:YAG\* com pulsos curtos no modo desfocado (17 mm do alvo) com energia de saída de 80 mJ e frequência de 2 Hz. O tamanho do spot do laser era de 0,63 mm e a refrigeração foi usada com um fluxo de água de 5 ml/min. Os sistemas restauradores empregados neste estudo foram Single Bond/Z250\*\* e Bond 1/Flow It!\*\*\*. As conclusões foram que o laser de Er:YAG influenciou na adesão dos sistemas restauradores testados e a aplicação do condicionamento ácido deve ser sempre requerida para alcançar uma adesão adequada.

O uso do ácido fosfórico parece ter eliminado a camada de dentina modificada com o laser de Er:YAG, mas os efeitos térmicos provocados aparentam ir além. Esta foi uma das conclusões do trabalho de Ceballos et al.<sup>13</sup>, em 2002, o qual investigou, por meio de testes de cisalhamento, a força de adesão de uma resina composta em dentina superficial e profunda, irradiada com laser de Er:YAG. Além disso, foi observada a estrutura da interface resina/dentina por meio do microscópio eletrônico de transmissão (MET). O laser de Er:YAG\*\*\*\*, com duração de pulso de 250 µs foi o empregado nesta pesquisa. A energia por pulso usada foi de 180 mJ e a taxa de repetição escolhida foi de 2 Hz. O feixe de laser foi entregue perpendicularmente no modo não contato, a uma distância de 20 mm do alvo, com spot de aproximadamente 1 mm de diâmetro, sob refrigeração a água. Em alguns grupos foi utilizado também o condicionamento com gel ácido fosfórico a 35 %. O sistema restaurador aplicado foi o Single Bond/Z100\*\*\*\*\*. Para a MET, a resina composta usada foi a Protect Liner F\*\*\*\*\* para base, com o objetivo de facilitar os cortes ultrafinos de 70 a 90 nm de espessura. Os dados mostraram que a força de adesão não foi influenciada pela profundidade da dentina e que houve um aumento da força adesiva quando o ácido fosfórico foi

---

\* Key Laser II, Kavo, Alemanha.

\*\* 3M, EUA.

\*\*\* Jeneric/Pentron, EUA.

\*\*\*\* Modelo 002532, Kavo, Alemanha.

\*\*\*\*\* 3M/ESPE, EUA.

\*\*\*\*\* Kuraray, Japão.

usado após a irradiação, embora os valores não alcançassem os obtidos no grupo controle. Os resultados da MET mostraram que a parte superficial da camada modificada com laser era composta de uma superfície escamosa nas quais as fibrilas de colágeno estavam completamente derretidas e vaporizadas. Ao longo da parte basal da camada modificada com laser, foram encontradas fibrilas de colágeno fusionadas e pobremente aderidas à dentina. Como conclusão, o laser de Er:YAG não constitui uma alternativa ao condicionamento ácido e pode adversamente afetar a adesão à dentina.

A penetração da resina na dentina só foi possível com a associação do laser de Er:YAG ao condicionamento ácido. Esta observação foi descrita por Oda et al.<sup>54</sup> (2001) com a sua pesquisa que procurou avaliar, com ajuda da microscopia eletrônica de varredura (MEV), a morfologia de união entre adesivo e resina composta na dentina irradiada com laser de Er:YAG, utilizado em substituição ao condicionamento ácido ou associado ao mesmo. O laser de Er:YAG\* usado neste estudo possui duração de pulso de 250-500 µs. Neste trabalho foram usados parâmetros de 2 Hz e 80 mJ. A irradiação foi realizada no modo focado durante 30 s, em varredura, com refrigeração de ar e água. O material restaurador selecionado para todo experimento foi o Single Bond/Z100\*\*. A comparação das fotomicrografias revelou uma superposição da resina sobre a dentina quando o laser de Er:YAG, sem condicionamento ácido, foi empregado. Mesmo assim, o embricamento encontrado quando o condicionamento ácido foi realizado, após a irradiação, não foi considerado satisfatório.

Os resultados do estudo de De Munck et al.<sup>19</sup>, em 2002, mostram que o condicionamento da dentina com laser foi claramente menos efetivo que o condicionamento com ácido fosfórico. Esta investigação propôs determinar a força de adesão de dois adesivos, por meio do teste de microtração, à dentina irradiada com laser de Er:YAG e comparar os resultados com a dentina cortada com broca. Adicionalmente, foi também realizada a análise da interface dente/restauração por meio do microscópio eletrônico de varredura (MEV). O

---

\* Key Laser, Kavo, Alemanha.

\*\* 3M, EUA.

laser utilizado neste estudo foi de Er:YAG\* com duração de pulsos de 250  $\mu$ s e diâmetro da janela de safira de 0,8 mm. Os parâmetros empregados para a ablação foram 80 mJ e 10 Hz sob refrigeração constante de ar e água. Um adesivo de condicionamento total, Optibond FL\*\*, e um adesivo autocondicionante, Clearfil SE Bond\*\*\*, foram aplicados à dentina preparada com laser. O adesivo de condicionamento total foi usado com e sem a aplicação do ácido fosfórico a 37 %. Ao final da pesquisa, De Munck et al.<sup>19</sup> concluíram que: a – os adesivos autocondicionantes e de condicionamento total tiveram adesão significativamente menor à dentina irradiada; b – a técnica com o condicionamento ácido permanece mandatória sempre após o tratamento com laser; e c – que o dano sub-superficial iniciado pela ablação do laser é provavelmente a maior razão para a diminuição da adesão e isto pode comprometer a adesão clínica a longo prazo.

As superfícies de dentina preparadas com laser de Er:YAG mostraram grandes fissuras sub-superficiais, desfavoráveis à adesão, no estudo de Martinez-Insua et al.<sup>46</sup>, em 2000. Os autores pesquisaram as diferenças da adesão nas superfícies de dentina tratadas com laser de Er:YAG ou condicionadas com ácido fosfórico em gel a 37 %. O laser de Er:YAG\*\*\*\* empregado possui duração de pulso de 250  $\mu$ s. A área a ser testada foi irradiada no modo focado, com energia de 160 mJ e frequência de 4 Hz, sob refrigeração. Após o condicionamento com ácido ou com laser, o sistema adesivo Scotchbond Multipurpose\*\*\*\*\* foi aplicado e um bracket foi unido com a resina autopolimerizável Concise\*\*\*\*\* sob carga e tempo controlados. Os resultados mostraram que a média de tensão da dentina condicionada com ácido foi significativamente maior que a condicionada com laser. Alguns dentes foram preparados para exame no microscópio eletrônico de varredura (MEV). As imagens da MEV permitiram a Martinez-Insua et al.<sup>46</sup> concluírem que o

---

\* Fidelis, Fotona Medical Lasers, Eslovênia.

\*\* Kerr, EUA.

\*\*\* Kuraray, Japão.

\*\*\*\* Key Laser 1242, Kavo, Alemanha.

\*\*\*\*\* 3M, EUA.

\*\*\*\*\* 3M, EUA.

desenvolvimento de resinas que penetrem em micro espaços mais efetivamente pode melhorar a adesão das superfícies condicionadas com laser de Er:YAG.

Alguns anos mais tarde, Donadio-Moura et al.<sup>20</sup>, em 2005, objetivaram avaliar se a baixa viscosidade da resina flow poderia se adaptar com mais facilidade às irregularidades da superfície de dentina tratada com laser de Er:YAG. As amostras do grupo experimental foram irradiadas com o laser de Er:YAG\* com diâmetro do feixe na área focal (sem contato) de 0,63 mm a uma distância de 12 mm da superfície de dentina. As densidades de energia usadas foram 37,04 J/cm<sup>2</sup> (100 mJ/10 Hz) e 92,60 J/cm<sup>2</sup> (250 mJ/2 Hz). A irradiação foi realizada com spray de refrigeração a água com fluxo de 5 ml/min. Após o tratamento de superfície, com laser ou com ponta diamantada, as amostras foram submetidas aos procedimentos de adesão. O sistema restaurador empregado foi o Excite/Tetric Flow/Tetric Ceram\*\*. Todos os materiais foram usados de acordo com as normas dos fabricantes, sendo que nos grupos experimentais, foi aplicada, após o ácido fosfórico, uma camada fina de resina flow antes da construção do corpo de prova com a resina híbrida. A análise estatística revelou que não houve diferença significativa entre os grupos não irradiados e os grupos irradiados que foram restaurados com resina flow. Os menores valores foram obtidos com a dentina irradiada com laser de Er:YAG sem o uso da resina flow. Os resultados deste estudo sugerem que o uso da resina flow pode aumentar a adesão da resina composta à dentina tratada com laser de Er:YAG dentro de diferentes parâmetros.

Eguro et al.<sup>23</sup>, em 2002, baseado nos estudos onde a adesão à dentina irradiada com laser de Er:YAG foi influenciada negativamente, propôs investigar se a aplicação de ácido fosfórico a 37 %, cureta ultra-sônica, abrasão a ar e jato abrasivo na superfície de dentina irradiada afeta a força de adesão entre a dentina e o sistema adesivo aplicado. Além disso, a morfologia de superfície destes tratamentos foi avaliada por meio da microscopia eletrônica de varredura (MEV). O laser de Er:YAG usado neste estudo foi o Key Laser\*\*\* com diâmetro do feixe e duração de pulso de aproximadamente 0,7 mm e 250-500 µs,

---

\* Key Laser II, Kavo, Alemanha.

\*\* Ivoclar Vivadent, Alemanha.

respectivamente. A energia de radiação foi configurada para 100 mJ por pulso com frequência de 4 Hz e spray de água com fluxo de 3 ml/min. A irradiação foi realizada no modo focado a uma distância de 12 mm da dentina. Após a irradiação e condução dos quatro tratamentos propostos, as amostras foram restauradas com o sistema adesivo autocondicionante de dois frascos, Clearfil SE bond\*, e a resina composta, Clearfil AP-X. A força adesiva da dentina apenas irradiada foi a menor encontrada. A observação por MEV da dentina somente irradiada mostrou uma superfície escamosa com túbulos dentinários abertos. A força de adesão da dentina irradiada mais aplicação da cureta ultra-sônica e da dentina irradiada seguida da abrasão a ar foi um pouco maior do que o grupo onde somente o laser foi aplicado. As micrografias da dentina irradiada e posteriormente arranhadas com a cureta ultra-sônica mostraram uma dentina peritubular fraturada. As superfícies de dentina irradiadas acompanhadas da abrasão a ar mostraram-se mais lisas quando comparadas ao grupo da dentina somente irradiada, porém, os túbulos dentinários não estavam abertos. Por outro lado, a força adesiva dos grupos onde a dentina foi irradiada e recebeu tratamento posterior com ácido fosfórico a 37 % ou jato abrasivo tiveram valores mais altos que o grupo onde foi somente usado o laser de Er:YAG. As micrografias do grupo onde foi empregado o laser mais o ácido fosfórico mostraram túbulos dentinários claramente abertos e as micrografias do grupo irradiado seguido do jato abrasivo mostraram superfícies com túbulos dentinários parcialmente cobertos com smear layer. Baseados nos resultados presentes, os autores concluíram que o condicionamento com ácido fosfórico e o uso do jato abrasivo são técnicas efetivas para melhorar a força de adesão à dentina irradiada. Para Eguro e os demais pesquisadores, o jato abrasivo aumentou a força adesiva entre o Clearfil SE e a dentina irradiada se igualando a dentina cortada por broca, de acordo com outro teste conduzido por eles.

Fujitani et al.<sup>25</sup>, em 2003, objetivaram avaliar se a ablação da dentina com o laser de Er:YAG afeta as propriedades dos sistemas

---

\*\*\* Kavo, Alemanha.

\* Kuraray, Japão.

restauradores adesivos. O laser de Er:YAG\*\* foi programado para emitir uma energia de 60 mJ/min. com frequência de 10 Hz. As restaurações foram executadas com Clearfil SE Bond/Clearfil AP-X\* ou Single Bond/Z100\*\*. Em algumas amostras, as resinas foram aplicadas diretamente à dentina irradiada sem o primer autocondicionante ou o condicionamento com ácido fosfórico. A dentina irradiada com laser foi examinada por meio de microscopia de luz (ML), eletrônica de varredura (MEV), eletrônica de transmissão (MET) e termografia por infravermelho (TI). Também foi investigada a eficiência da combinação do uso do ácido fosfórico a 37 % e do hipoclorito de sódio a 10% antes da aplicação dos adesivos. A superfície foi condicionada com ácido fosfórico por 10, 20 ou 30 s, seguido do hipoclorito de sódio por 30, 60, 90 e 120 s. Estas superfícies foram então analisadas por ML, MEV e MET. Testes de microtração também foram executados para examinar as propriedades adesivas da dentina pré-tratada. Ambos os sistemas adesivos exibiram significativamente menor força de união à dentina irradiada do que a dentina cortada com alta rotação. Isto foi mais avançado quando os sistemas adesivos foram aplicados diretamente à dentina irradiada. As imagens obtidas por meio da MEV revelaram que a smear layer não foi produzida na dentina irradiada, onde defeitos estruturais tais como microrachaduras e estrutura estratificada como escamas foram observadas. A análise termográfica revelou que o laser de Er:YAG gerou um calor de 200 °C. A microscopia de luz revelou uma camada de desnaturação térmica de espessura de aproximadamente 40 µm. A análise sob MET também revelou uma camada subsuperficial amorfa e não fibrosa. Como a dentina é composta principalmente de hidroxiapatita inorgânica e fibras colágenas orgânicas, a eficácia da combinação do ácido fosfórico com o hipoclorito de sódio foi investigada. A análise morfológica por ML, MEV e MET revelou que 30 s de condicionamento com ácido fosfórico seguido de 90 s de hipoclorito de sódio puderam remover os defeitos estruturais, a camada desnaturada pelo calor, a camada amorfa e as fibras colágenas desnaturadas, decorrentes da irradiação. Os resultados dos testes de microtração

---

\*\* Erwin, Japão.

\* Kuraray, Japão.

demonstraram que estes pré-tratamentos puderam reverter a força de adesão ao mesmo nível que a do corte com alta rotação. Os autores concluíram que o então chamado condicionamento com laser pode não ser efetivo na promoção da adesão de sistemas resinosos à dentina. A camada subsuperficial foi mecanicamente enfraquecida devido à formação de defeitos estruturais e da camada termo desnaturada, levando a uma considerável perda das propriedades adesivas dos sistemas resinosos. A remoção dos defeitos e da camada desnaturada por meio do pré-tratamento com ácido fosfórico e hipoclorito de sódio pôde reverter a redução da força adesiva. Foi respondida a questão inicial que a ablação da dentina com laser de Er:YAG afeta as propriedades adesivas dos sistemas resinosos.

Ramos et al.<sup>57</sup> (2004), objetivaram avaliar a força de adesão à tensão de um sistema adesivo autocondicionante e dois sistemas adesivos de condicionamento total à dentina irradiada com laser de Er:YAG e examinar a morfologia das interfaces sob microscopia eletrônica de varredura (MEV). O laser de Er:YAG\* foi configurado para emitir uma energia de 80 mJ por pulso a uma taxa de repetição de 2 Hz no modo sem contato, desfocado (17 mm), com uma fina névoa de água a 5 ml/min. Os sistemas adesivos empregados foram o Clearfil SE Bond\*\*, o Single Bond\*\*\* e o Gluma One Bond\*\*\*\*. Após a irradiação, foram seguidos todos os passos de acordo com as normas dos fabricantes dos adesivos para em seguida ser confeccionado o corpo de prova com a resina composta Z250\*\*\*\*\*. A análise das interfaces adesivas por meio do MEV revelou a formação de uma consistente e bem definida camada híbrida, contínua ao longo da interface adesiva, quando os protocolos de união foram feitos em substratos de dentina não irradiados. Adicionalmente foram encontrados tags de resina de comprimentos variados e formato cônico com a base larga selando a entrada dos túbulos dentinários e afunilando-se dentro deles. Contrariamente, para os grupos irradiados com laser de Er:YAG foi evidenciada a formação de camadas híbridas

---

\*\* 3M/ESPE, EUA.

\* Key II, Kavon, Alemanha.

\*\* Kuraray, Japão.

\*\*\* 3M/ESPE, EUA.

\*\*\*\* Heraeus Kulzer, Alemanha.

\*\*\*\*\* 3M/ESPE, EUA.

mal definidas exibindo um padrão descontínuo e irregular ao longo da interface. Em muitos espécimes, principalmente aqueles nos quais os primers autocondicionantes foram usados, a típica zona de interdifusão entre resina e dentina foi dificilmente identificada. Também foi observada a formação de tags de resina finos e poucos pronunciados. Baseado nos achados desta pesquisa, a irradiação da dentina com laser de Er:YAG pode afetar adversamente o padrão de interação dos sistemas adesivos autocondicionantes e de condicionamento total com o substrato irradiado. O adesivo autocondicionante pareceu ser o mais afetado pelas alterações microestruturais produzidas pelo laser no substrato dentinário o que resultou na mais fraca adesão. O laser de Er:YAG influenciou, significativamente, diminuindo a força de adesão em todos os grupos testados.

A força de união de um adesivo de condicionamento total à dentina irradiada com laser de Er:YAG, com diferentes energias, foi avaliada por Monghini et al.<sup>50</sup>, em 2004. Além disso, Monghini et al.<sup>50</sup> observaram, sob microscopia eletrônica de varredura, a morfologia das superfícies irradiadas. O laser utilizado foi o de Er:YAG\* com energias de 60, 80 e 100 mJ a uma frequência de 2 Hz. A irradiação foi realizada no modo não contato, desfocado, a uma distância de 17 mm com fina névoa de água a 5ml/min. O sistema restaurador empregado foi o Single Bond/Filtek Z250\*\* de acordo com o manual do fabricante. Os resultados mostraram que o grupo controle (não irradiado) rendeu força adesiva ao cisalhamento estatisticamente mais alta que os grupos experimentais. Comparando os grupos irradiados, notamos um declínio gradual, mas não significante entre as forças adesivas. As micrografias mostraram que a superfície de dentina condicionada com ácido exibia a dentina peritubular desmineralizada e a entrada dos túbulos alargada. Nos espécimes irradiados com laser de Er:YAG, a superfície de dentina apareceu extremamente rugosa e escamosa, exibindo um padrão desordenado de crateras e ranhuras, com a dentina intertubular mais afetada e a dentina peritubular parecendo intacta, mesmo após o condicionamento ácido, em algumas amostras. Os resultados relatados por estes

---

\* Key II, Kavo, Alemanha.

\*\* 3M/ESPE, EUA.

pesquisadores revelaram que a ablação da dentina com laser de Er:YAG antes dos protocolos adesivos, afeta adversamente a força de adesão, desde que notável força de adesão superior foi registrada para o grupo controle, condicionado com ácido fosfórico. Embora não tenha ocorrido diferença estatística entre os grupos irradiados, foi encontrado que o aumento da energia resultou numa diminuição das médias de força adesiva.

O sistema adesivo de passos múltiplos e condicionamento total Adper Scotchbond Multi-Purpose DBA\* foi testado quanto a sua força de adesão à dentina irradiada com laser de Er:YAG por Dunn et al.<sup>22</sup>, em 2005. A microestrutura da interface dentina/resina também foi investigada, com o auxílio da microscopia eletrônica de varredura (MEV). O laser de Er:YAG\*\* foi aplicado no modo sem contato, focado, com energia de 140 mJ e 30 Hz de frequência, tamanho do spot de 0,6 mm a uma distância de trabalho de 1 mm. Para os grupos onde o laser foi empregado como condicionador, este foi programado para emitir uma energia de 35 mJ a uma frequência de 10 Hz. A superfície de dentina foi refrigerada durante a irradiação para evitar rachaduras e fusão. A resina empregada para a restauração foi a Z250\*\*\*. Os resultados evidenciaram que os espécimes preparados com alta rotação e condicionados com ácido demonstraram maiores médias de força adesiva do que os espécimes preparados com laser e condicionados com ácido. A MEV da interface adesiva da dentina preparada e condicionada com laser mostrou uma superfície altamente irregular, escamosa e com fissuras, além de áreas sem nenhuma ou com pobre hibridização. O condicionamento ácido após a ablação parece ter diminuído o aspecto escamoso da superfície dentinária. As observações da interface adesiva nos grupos irradiados mostraram falta de penetração da resina. Os autores concluíram que a adesão à dentina irradiada foi inferior a aquela que foi preparada com alta rotação convencional e que as observações da camada híbrida sugerem que efeitos deletérios resultantes da irradiação com laser de Er:YAG levam a uma penetração anormal da resina em profundidade.

---

\* 3M/ESPE, EUA.

\*\* DELight laser system, Continuum Biomedical, EUA.

A espessura da camada híbrida e a morfologia dos tags de resina em superfícies de dentina irradiadas com laser de Er:YAG, com ou sem condicionamento ácido, foram avaliados por Bertrand et al.<sup>7</sup>, em 2004, por meio da microscopia eletrônica de varredura (MEV). Discos de dentina foram obtidos e cada superfície foi dividida em três áreas iguais. Um terço foi preparado com ponta carbide esférica em alta velocidade com spray de água, condicionado com ácido fosfórico em gel a 35 %. O segundo terço foi condicionado com um laser de Er:YAG\* com energia de 500 mJ/pulso, 10 Hz e constante fluxo de ar e água. O feixe de laser foi entregue com a peça de mão perpendicularmente ao alvo, no modo não contato, focado a uma distância de trabalho de aproximadamente 2 mm, sendo neste caso o diâmetro do spot de 1,2 mm (Fluência de 44 J/cm<sup>2</sup>). O último terço recebeu tanto o tratamento da irradiação quanto o ácido fosfórico. Em outras amostras foi realizada a aplicação do sistema restaurador Prime and Bond NT/Spectrum TPH\*\* . A espessura da camada híbrida e as dimensões dos tags de resina foram mensurados usando imagens de MEV com aumento de 2000 vezes e um software de análises de imagens. De acordo com os resultados, a superfície de dentina irradiada com laser de Er:YAG teve os túbulos dentinários abertos sem produção de smear layer. Quando a resina composta foi aderida à dentina irradiada sem o condicionamento ácido antecedente, as observações de MEV da interface dentina/resina mostraram a ausência da camada híbrida. Os tags de resina estavam presentes, mas não hibridizados. Eles diferiram daqueles obtidos após a preparação com ponta, associado com o condicionamento ácido. De fato, eles têm uma configuração particular: tamanho menor na base e um formato regular em todo o comprimento sem nenhum alargamento com formato de funil na parte dos orifícios dos túbulos. Estas observações estão de acordo com as características microscópicas da superfície de dentina após a irradiação com laser de Er:YAG onde a dentina intertubular foi parcialmente removida. Inversamente, o laser de Er:YAG é menos efetivo na dentina peritubular e não alarga os orifícios dos túbulos promovendo uma aparência de microcrateras nas superfícies. O pré-

---

\*\*\* 3M/ESPE, EUA.

\* Opus20, Reino Unido.

tratamento com ácido da superfície irradiada permitiu o selamento da superfície dentinária e o aumento do diâmetro dos tags de resina.

Sassi et al.<sup>60</sup>, em 2004, tiveram como alvo investigar, por meio da microscopia eletrônica de varredura, a influência do condicionamento com laser de Er:YAG na morfologia da interface dentina/sistema adesivo. O laser de Er:YAG\* empregado na realização deste estudo foi ajustado para emitir uma energia de 80 mJ com frequência de 2 Hz, o que gerou uma fluência de 20,24 J/cm<sup>2</sup>. O condicionamento foi realizado no modo desfocado a uma distância de 17 mm. Durante o procedimento de irradiação o spray de ar e água (5 ml/min) foi ativado. Os adesivos utilizados neste estudo foram o All Bond 2\*\*, Optibond Solo Plus\*\*\* e o adesivo autocondicionante Clearfil Liner Bond 2V\*\*\*\*. O modo de aplicação dos sistemas adesivos seguiu as orientações dos fabricantes. Após os tratamentos propostos, foi polimerizada uma única camada de resina composta tipo flow, Flow It!\*\*\*\*\*. Baseado nos resultados deste estudo, os autores concluíram que o laser de Er:YAG influenciou na interface dentina/sistemas adesivos, dificultando ou impedindo a formação da camada híbrida. Como regra, foi observado que o tratamento com laser produziu uma camada híbrida (quando presente) fina e não homogênea associado à formação de poucos e finos tags de resina. Além disso, foi observado que o condicionamento ácido aplicado após a irradiação laser não foi capaz de promover uma adequada exposição de fibrilas de colágeno, um alargamento dos túbulos dentinários ou até mesmo hibridizar a dentina peritubular.

Sinais de hibridização mal definidos foram encontrados por Schein et al.<sup>61</sup>, em 2003, quando estudaram por meio da microscopia eletrônica de varredura (MEV) o padrão de interação entre a resina e dentina irradiada com laser de Er:YAG. O aspecto morfológico da matriz de dentina irradiada e desmineralizada foi também avaliado por causa da importância da rede de

---

\*\* Detrey-Dentsply, Alemanha.

\* Key Laser, Kavo, Alemanha.

\*\* Bisco, EUA.

\*\*\* Kerr, EUA.

\*\*\*\* Kuraray, Japão.

\*\*\*\*\* Jeneric-Pentron, EUA.

colágeno exposta para a hibridização. Neste estudo, a irradiação foi realizada com o laser de Er:YAG\* com largura de pulso de 250 a 500  $\mu$ s. O laser foi operado com energia de 250 mJ por pulso e taxa de repetição de 4 Hz, o que resultou em uma densidade de energia de 83,3 J/cm<sup>2</sup>. O sistema de refrigeração foi usado e o fluxo de água medido foi de 8 ml/min. O feixe do laser foi mantido perpendicularmente a área durante a irradiação e o sistema de entrega foi mantido dentro de 12-15 mm do alvo, onde a área do spot obtida foi de 0,63 mm<sup>2</sup>. Após a irradiação, os espécimes foram restaurados com Single Bond/Z100\*\* de acordo com as direções do fabricante. A investigação da dentina condicionada com ácido e não irradiada mostrou túbulos livres de smear plugs e com o orifício dilatado devido à remoção da fase inorgânica da dentina peritubular. Além disso, foram evidenciados fibrilas de colágeno e anastomoses entre os túbulos. Na contramão, nos espécimes onde o laser foi usado, os túbulos dentinários estavam abertos e neles foram vistos a dentina peritubular, a qual o condicionamento ácido não foi capaz de remover. Adicionalmente, a matriz de colágeno da dentina irradiada não estava exposta, ou seja, as fibrilas de colágeno não foram encontradas formando uma rede. A análise morfológica da interação entre resina e dentina revelou que as zonas de hibridização, nas cavidades preparadas com laser, eram difíceis de serem encontradas. Tags foram observados, embora em menor número e mais finos do que os encontrados no grupo tratado convencionalmente. A hibridização dos tags, embora não freqüente nas amostras irradiadas, foi encontrada e ligada à presença da dentina intertubular. Os resultados obtidos mostraram que o aspecto morfológico da dentina preparada com laser de Er:YAG e condicionada com ácido não mostrou presença de matriz de colágeno exposta necessária para a difusão do adesivo.

Para Ishizaka et al.<sup>32</sup> (2002), a irradiação com laser de Er:YAG parece desnaturar a matéria orgânica da dentina. Estes autores investigaram os efeitos da irradiação com laser de Er:YAG na dentina humana por meio de microscopia polarizada, observações em microscopia de luz e

---

\* Key Laser, Kavo, Alemanha.

\*\* 3M, EUA.

microradiografias, além de uma análise sob espectroscopia por infravermelho (FT-IR). Cavidades padronizadas foram feitas com ponta diamantada e laser na mesma face dos dentes, para então serem comparadas. O laser de Er:YAG\* foi usado para confeccionar as cavidades do grupo irradiado. Este equipamento possui uma duração de pulso de 250-500  $\mu$ s e o diâmetro do feixe é de aproximadamente 0,7 mm. A energia de irradiação foi ajustada entre 80 e 140 mJ dependendo da profundidade da cavidade. A frequência operada foi de 4 Hz e todo o preparo foi realizado sob refrigeração com fluxo de água de 3 ml/min. O feixe de laser foi focado perpendicularmente a superfície irradiada a uma distância de aproximadamente 12 mm. Após a confecção das cavidades, os dentes foram preparados para os três tipos de análise. A observação sob microscopia polarizada, mostrou no lado tratado com laser, áreas descoloridas que não foram vistas do lado tratado com ponta. As observações por meio de micro radiografias não mostraram diferenças específicas entre o grupo irradiado e o controle. A observação por microscopia de luz dos espécimes corados com fucsina-carbólica, evidenciou túbulos dentinários vazios no lado irradiado enquanto que no lado controle havia presença de conteúdo dentro dos túbulos dentinários. A microscopia de luz dos espécimes corados com hematoxilina-eusina evidenciou a ausência de carbonização ou rachadura em ambos os lados, irradiado e controle. Adicionalmente, foi encontrada, no lado tratado com laser, uma camada basofílica de aproximadamente 0,8  $\mu$ m de espessura encobrindo a dentina da parede da cavidade. Logo abaixo dessa camada, pôde ser visualizada uma camada eosinofílica de aproximadamente 3  $\mu$ m. Nenhuma dessas duas camadas foi observada no lado tratado com ponta. Além disso, foi observado que o número de processos odontoblásticos foi muito menor do lado irradiado que no lado tratado com ponta diamantada. A análise sob FT-IR não mostrou diferença nas bandas de absorção entre as duas amostras. A conjectura dos autores sobre a irradiação da superfície de dentina com laser de Er:YAG é que os materiais orgânicos contidos dentro da dentina são decompostos por meio do efeito fototérmico.

---

\*Key 1242, Kavo, Alemanha.

Benazzato, Stefani<sup>6</sup>, em 2003, objetivaram avaliar com o auxílio da microscopia eletrônica de varredura (MEV), o aspecto do colágeno dentinário após a dentina ter sido tratada com laser de Er:YAG, sob refrigeração com spray de ar e água e condicionamento com ácido fosfórico a 37 % por 30 ou 60 s. O laser de Er:YAG<sup>\*</sup> foi ajustado com potência de 5,1 W (170 mJ, 30 Hz) e a irradiação foi promovida com uma peça de mão com ponta de contato de 600  $\mu$ m a uma distância de 1 a 2 mm. As análises da MEV mostraram que as amostras que foram tratadas com ponta diamantada e condicionadas com ácido fosfórico pareciam estarem cobertas por uma camada uniforme de fibras colágenas, ou seja, a smear layer foi completamente removida pelo ácido, expondo os túbulos dentinários. Nas amostras tratadas com laser, uma camada homogênea e muito lisa foi evidenciada na qual os túbulos dentinários puderam ser distinguidos, mas o colágeno da superfície aparentou derretimento. Somente na parede dos túbulos, foram encontradas fibrilas de colágeno assemelhando-se àquelas do grupo tratado com ponta diamantada. De acordo com as análises por MEV, o colágeno superficial pareceu ser modificado pelo laser, principalmente na dentina intertubular. O colágeno da parede dos túbulos pareceu inalterado, como se a irradiação laser não pudesse desnaturá-lo.

Camerlingo et al.<sup>9</sup>, em 2004, avaliaram por meio da espectroscopia micro-Raman ( $\mu$ -ER) e da microscopia eletrônica de varredura (MEV), as alterações morfológicas e químicas da dentina irradiada com laser de Er:YAG. A superfície de dentina foi irradiada por 20 s pelo laser de Er:YAG<sup>\*\*</sup> configurado para emitir uma frequência de 10 Hz com uma energia de 350 mJ. Os pulsos dos feixes de laser variaram de muito curtos a muito longos. Em particular, os tempos de duração adotados foram de 100, 300, 750 e 1000  $\mu$ s. Durante o tratamento, o dente foi irrigado com água (10 ml/min). Os resultados da  $\mu$ -ER evidenciaram que o tratamento com pulsos curtos parece aumentar os defeitos no colágeno da dentina em relação aos pulsos longos e o tratamento mecânico. Como evidência dos resultados da MEV, a superfície preparada com laser com pulsos

---

\* DELight laser system, Continuum Biomedical, EUA.

\*\* Fotona, Eslovênia.

muito curtos apareceu irregular com o orifício dos túbulos dentinários expostos. Não houve evidência de danos térmicos tais como carbonização ou rachaduras na superfície, o que é consistente com os dados da  $\mu$ -ER. Para Camerlingo et al.<sup>9</sup>, as modificações do colágeno implicam na necessidade do desenvolvimento de novas classes de materiais restauradores com ótimas propriedades de interação com a superfície de dentina tratada com laser de Er:YAG.

A espectroscopia por infravermelho mostra a possibilidade de identificar mudanças químicas no conteúdo de água, e matrizes mineral e orgânica da dentina. Bachmann et al.<sup>5</sup> (2005), objetivaram com sua pesquisa, identificar as alterações químicas da dentina após a irradiação com laser de Er:YAG. A irradiação das amostras foi feita com um laser de Er:YAG\* com largura de pulso de 400  $\mu$ s e taxa de repetição de 2 Hz (fluências até 1,94 J/cm<sup>2</sup>). Os resultados mostraram uma diminuição na banda de água após a irradiação com laser na mesma proporção do aumento da fluência. Foi observado também uma possível degradação parcial do colágeno. O laser de Er:YAG produziu mudanças na composição e conformação da matriz orgânica (colágeno), radical OH<sup>-</sup> e presença de água na dentina após a irradiação com fluências abaixo de 1,94 J/cm<sup>2</sup>.

O colágeno da dentina foi novamente alvo das pesquisas de Bachmann et al.<sup>4</sup> (2005). Desta vez, os autores objetivaram identificar qual o limite de aquecimento que possibilitaria a reversão da desnaturação térmica do colágeno da dentina após a re-hidratação. A pesquisa foi conduzida com o auxílio do espectrofotômetro por infra-vermelho (FT-IR). As amostras de dentina bovina foram aquecidas em forno especial entre 100 e 300 °C. Um espectro de cada amostra foi registrado antes e após o aquecimento. A seguir da descrição das médias, os espécimes foram re-hidratados em solução de NaCl e o espectro de cada amostra foi registrado de novo após 1-5 dias de hidratação. Os resultados mostraram que a intensidade das bandas de colágeno diminuíram em torno de 25-50 % quando o tecido foi aquecido a 100 °C. Com o aumento do aquecimento, foi observado um aumento progressivo na redução das intensidades de toda banda referente ao colágeno, chegando perto de zero quando o tecido foi aquecido a 300

°C. O retorno após a hidratação das bandas monitoradas pôde ser classificado em três regiões de temperatura: (a)  $T \leq 175$  °C: com total reversão das bandas; (b)  $175$  °C  $< T \leq 225$  °C com reversão parcial; (c)  $T > 225$  °C sem reversão das bandas de colágeno. Este trabalho identificou uma importante característica que o colágeno da dentina pode assumir quando o tecido é aquecido.

Em 2006, Soares et al.<sup>62</sup>, propuseram avaliar por meio da espectroscopia Raman, como diferentes energias irradiadas pelo laser de Er:YAG podem afetar os componentes da dentina que estão envolvidos no processo de adesão. O laser empregado neste estudo foi o Key Laser II<sup>†</sup> com diâmetro do feixe de 1 mm, frequência de 3 Hz e energias de 80 mJ, 120 mJ ou 180 mJ e 15 J de densidade energética. Os espécimes foram irradiados no modo sem contato a uma distância focal de 12 mm, com refrigeração a água (2 ml/min). As análises evidenciaram uma redução nos componentes orgânicos e inorgânicos da dentina irradiada. Mudanças no conteúdo mineral associados à hidroxiapatita e ao colágeno mostraram que os espécimes irradiados com 180 mJ foram os mais afetados. As áreas controles, condicionadas com ácido fosfórico, e as áreas irradiadas com 80 mJ tiveram menos perda do conteúdo mineral e orgânico. A energia de 120 mJ mostrou resultados intermediários. O tratamento da dentina com 180 mJ modificou o conteúdo da hidroxiapatita e do colágeno com significância estatística em relação aos demais grupos.

Uma revisão de literatura sobre os lasers de Érbio e a sua relação com a adesão à estrutura dental foi publicada em 2006 por De Moor, Delmé<sup>18</sup>. Segundo estes autores, a maioria dos artigos pesquisados mostraram que os valores de adesão são influenciados negativamente pela irradiação com lasers de Érbio em comparação ao preparo convencional.

Gonçalves et al.<sup>28</sup>, em 1999, utilizaram, pela primeira vez a irradiação laser sobre um sistema adesivo aplicado à dentina. Em seu trabalho, os autores empregaram o laser de Nd:YLF\*\* com fluência de  $1,31 \text{ J/cm}^2$  (0,3 Hz, 250 mJ com spot de 5 mm) no modo não contato. O sistema adesivo Scotchbond Multi-

---

\* Não informado.

† Kavo, Alemanha.

Purpose-Plus\* associado com a resina composta Z100\*\* foram os materiais restauradores utilizados nesta pesquisa. Gonçalves et al.<sup>28</sup> avaliaram a força de união, por meio do teste de tração e realizaram uma análise morfológica e química da dentina irradiada por meio da microscopia eletrônica de varredura e difração de raios X, respectivamente. Os melhores resultados de força de adesão foram obtidos quando o laser de neodímio foi aplicado sobre o adesivo, seguido do grupo controle e por último do grupo onde o laser foi aplicado primeiro que o adesivo. A análise morfológica e a sob difração de raios X evidenciaram o derretimento e a recristalização da dentina nos grupos onde o laser de Nd:YLF foi utilizado. Ficou constatado que a melhor hora para aplicar o laser de Nd:YLF é após a aplicação do sistema adesivo, antes da sua fotopolimerização. Os autores acreditam que dessa forma criaram um substrato dentinário fisicamente mais resistente e com mais afinidade química com os processos adesivos, devido ao derretimento e re-solidificação da dentina na presença dos monômeros resinosos.

No mesmo ano de 1999, Matos et al.<sup>47</sup>, avaliaram a força adesiva da resina composta à dentina tratada com laser de Nd:YAG antes e após os procedimentos adesivos. O laser de Nd:YAG\*\*\* utilizado possui uma duração de pulso de 150 µs. Os parâmetros empregados foram 0,6 W, 40 mJ e 15 Hz. O sistema adesivo utilizado foi o Single Bond\*\*\*\* associado com a resina composta Z100\*\*\*\*. Os resultados mostraram que não houve diferença estatística significativa entre o grupo controle e o grupo onde o laser foi aplicado sobre o adesivo. No entanto, os resultados de força de união foram drasticamente menores quando o laser de Nd:YAG irradiou a dentina antes da aplicação do sistema adesivo. Segundo os autores, houve uma provável fusão da dentina com os componentes do sistema adesivo, selando a interface dente-restauração. Pelo mesmo motivo, o derretimento e recristalização da dentina dificultaram a adesão quando o sistema adesivo foi aplicado sobre a dentina irradiada.

---

\*\* IEAv-IPEN, Brasil.

\* 3M, EUA.

\*\* 3M, EUA.

\*\*\* Pulse Master 1000, ADT, EUA.

\*\*\*\* 3M, EUA.

\*\*\*\*\* 3M, EUA.

Um ano após, em 2000, Matos et al.<sup>48</sup> fizeram a mesma avaliação do trabalho anterior, desta vez empregando sistemas adesivos autocondicionantes. Os resultados mostraram que todos os grupos foram estatisticamente semelhantes. No entanto, os autores sugerem que o melhor momento para a aplicação do laser de Nd:YAG deve ser após o sistema adesivo, antes da sua cura.

Seguindo essa mesma linha de pesquisa, o trabalho de Castro<sup>12</sup>, em 2004, também avaliou a força de união de sistemas adesivos aplicados à dentina sob a irradiação com laser de Nd:YAG. O laser de Nd:YAG\* empregado possui uma duração de pulso de 120-160  $\mu$ s. As fluências utilizadas foram 93,3 e 124,4 W/cm<sup>2</sup>. Os adesivos empregados foram o Single Bond\*\* e o Clearfil SE Bond\*\*\* e a resina composta utilizada foi a Z250\*\*\*\*. Os testes de microtração revelaram que não houve diferença estatística significativa entre os grupos irradiados e não irradiados, para os dois tipos de sistemas adesivos empregados. Castro, também fez uma observação da camada híbrida sob microscopia eletrônica de varredura e constatou semelhança entre as estruturas irradiadas e não irradiadas.

Com o objetivo de verificar a influencia da irradiação do laser de Nd:YAG antes e após o tratamento adesivo, Kawaguchi et al.<sup>35</sup> (2003) empregaram o método de avaliação da microinfiltração em restaurações de resina composta. O laser de Nd:YAG\*\*\*\*\* utilizado possui duração de pulso de 150  $\mu$ s. A fluência empregada foi 49,76 J/cm<sup>2</sup> (40 mJ, 0,6 W, 15 Hz com fibra óptica de 320  $\mu$ m). O adesivo empregado foi o Single Bond\*\*\*\*\* associado à resina composta microhíbrida Z250\*. Os resultados mostraram que não houve diferença estatística significativa entre os grupos testados.

---

\* Twinlight, Fotona, Eslovênia.

\*\* 3M, EUA.

\*\*\* Kuraray Med., Tóquio, Japão.

\*\*\*\* 3M, EUA.

\*\*\*\*\* Pulse Master 1000, ADT, EUA.

\*\*\*\*\* 3M, EUA.

\* 3M, EUA.

Araújo et al.<sup>2</sup>, em 2001, verificaram a micro e a nanoinfiltração de sistemas adesivos aplicados à dentina, irradiados com laser de Nd:YAG, em cavidades classe V preparadas com laser de Er:YAG. O laser de Er:YAG<sup>\*\*</sup> empregado possui duração de pulso de 250-500  $\mu$ s. Para este laser, os parâmetros utilizados foram 350 mJ e 4 Hz (fluência de 116,7 J/cm<sup>2</sup>). O laser de Nd:YAG<sup>\*\*\*</sup> empregado possui duração de pulso de 100  $\mu$ s e os parâmetros utilizados foram 60 mJ, 10 Hz e 0,6 W, durante 10 s. A densidade de energia calculada foi de 74,6 J/cm<sup>2</sup> com uma fibra óptica de diâmetro de 0,32 mm. As cavidades foram restauradas com Single Bond/Z100<sup>\*\*\*\*</sup> e Prime e Bond NT/TPH<sup>\*\*\*\*\*</sup>. Os preparos cavitários foram executados com ponta diamantada nos grupos controles. As cavidades preparadas com laser de Er:YAG e restauradas com Single Bond irradiado com laser de Nd:YAG foram as que obtiveram melhor selamento marginal. Os autores encerram seu artigo sugerindo mais estudos nessa linha de pesquisa com o objetivo de esclarecer melhor a interação dos sistemas adesivos irradiados com laser de Nd:YAG aplicados sobre a dentina preparada com laser de Er:YAG.

De acordo com a revisão de literatura apresentada, achamos oportuno avaliar a resistência de união de um sistema adesivo irradiado com laser de Nd:YAG aplicado à dentina previamente tratada com laser de Er:YAG. O nosso objetivo foi melhorar a força adesiva das restaurações confeccionadas em dentina preparada com laser de Er:YAG.

---

<sup>\*\*</sup> Key, Kavo, Alemanha.

<sup>\*\*\*</sup> Pulse Master 1000, ADT, EUA.

<sup>\*\*\*\*</sup> 3M, EUA.

<sup>\*\*\*\*\*</sup> Dentsply, EUA.

### **3 Proposição**

Nossa proposta foi avaliar, por meio do teste de microtração, a resistência de união de um sistema adesivo irradiado com laser de Nd:YAG aplicado à dentina humana previamente tratada com laser de Er:YAG. Adicionalmente, analisamos os tipos de fraturas resultantes dos ensaios mecânicos por meio da microscopia óptica digital, e investigamos a interface adesiva por meio da microscopia eletrônica de varredura.

## 4 Material e método

### 4.1 Materiais

#### 4.1.1 Sistema adesivo / resina composta

O sistema adesivo e a resina composta empregados neste estudo estão especificados no Quadro 1, a seguir:

Quadro 1 – Especificação dos materiais restauradores empregados

Material		Composição	Fabricante
Sistema Adesivo	Adper Single Bond 2	<u>Agente Condicionador</u> : gel de ácido fosfórico a 35 %.  <u>Sistema Adesivo</u> : etanol, Bis-GMA, silano tratado com filler de sílica, 2-hidroxietilmetacrilato, glicerol 1, 3 dimetacrilato, copolímero do ácido acrílico e ácido itocônico e diuretano dimetacrilato.	3M/ESPE, EUA.
Resina Composta	Filtek Z250 A3,5	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA e Zircônia/Sílica.	3M/ESPE, EUA.

O ácido fosfórico a 35 % é um agente condicionador que pode ser empregado tanto em esmalte quanto em dentina, provocando uma desmineralização destes tecidos. Em esmalte, a desmineralização provoca o aparecimento de microcavidades nos prismas, e em dentina, esse fenômeno resulta na remoção da smear layer, exposição e abertura dos túbulos dentinários e fibrilas de colágeno.

O agente de união Adper Single Bond 2 é um sistema adesivo de condicionamento total de frasco único, fotopolimerizável, que pode ser aplicado ao esmalte e a dentina úmida. Segundo o seu fabricante, este produto contém 10 % de sílica coloidal com partículas do tamanho de 5 nm.

O material restaurador Filtek Z250 é um compósito fotopolimerizável passível de ser empregado em dentes anteriores e posteriores. Segundo o seu fabricante, a carga inorgânica desta resina é representada por 60 % em volume (sem silano) com um tamanho médio de partículas na faixa entre 0,19 a 3,3  $\mu\text{m}$ .

#### **4.1.2 Fotopolimerizador (LED)**

O aparelho fotopolimerizador empregado durante os procedimentos restauradores foi o LEC 1000 (MMOptics, Brasil) com um regulador de potência acoplado. A ponteira fotopolimerizadora possuía um diâmetro de 8 mm e a potência regulada no aparelho foi de 251 mW, conferida por meio de um radiômetro\* acoplado a um multímetro\*\* a uma distância de 5 mm do alvo, o que resultava numa intensidade de 500 mW/cm<sup>2</sup> (Figura 1).

#### **4.1.3 Matriz para padronização da restauração**

Uma matriz para auxiliar nos procedimentos de irradiação e para padronizar a forma e o tamanho das restaurações foi confeccionada especialmente para o experimento. A matriz, composta de duas partes, base e corpo, possui um orifício na base para a montagem do dente e uma canaleta para encaixe do corpo da matriz. A base era totalmente preenchida com cera\*\*\* para ajudar na fixação do elemento dental. O corpo da matriz é constituído de três cilindros que se encaixam, sendo dois bipartidos e um inteiro para estabilizar os demais. O cilindro bipartido da porção interna da matriz

---

\* LM-10, Coherent HTD, EUA.

\*\* Fieldmaster, Coherent, EUA.

\*\*\* Massa de modelar, Acrilex, Brasil.

delimita a área de dentina usada para a confecção da restauração, que ao final apresentava-se com dimensões fixas de 6 mm de diâmetro e 5 mm de altura (Figura 2).

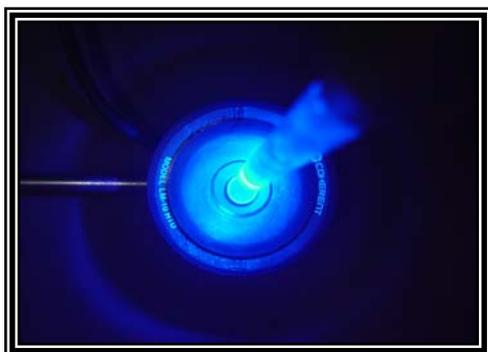


FIGURA 1 – Conferindo a intensidade do LED.

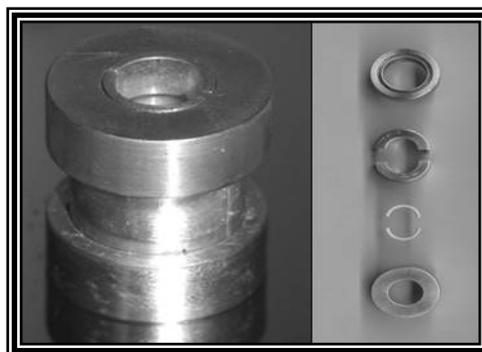


FIGURA 2 – Matriz metálica e seus anéis constituintes.

#### 4.1.4 Lasers de Er:YAG e Nd:YAG

Os lasers de Er:YAG e Nd:YAG empregados neste estudo fazem parte de um equipamento único (Figura 3). O Twinlight (Fotona, Eslovênia) possui um braço articulado que termina em uma peça de mão, parecida com uma caneta de alta rotação, por onde é emitido o feixe de laser de Er:YAG (Figura 4). Já o laser de Nd:YAG é entregue por meio de uma fibra óptica (Figura 5).

Os dois lasers têm controles independentes e podem ser programados para emitir diversas energias e potências em várias frequências. Neste trabalho, o laser de Er:YAG foi configurado para emitir uma energia de 300 mJ a uma frequência de 5 Hz, enquanto que o laser de Nd:YAG foi operado com uma potência de 1 W a uma frequência de 10 Hz. As características de ambos os lasers e os parâmetros usados neste estudo podem ser vistos nos Quadros 2 e 3, respectivamente.

O laser de Er:YAG trabalha no modo não contato e possui uma distância focal, ou ideal de utilização, de 12 a 15 mm. Além disso, o laser de Er:YAG dispõe de um sistema de refrigeração por meio de um spray de ar e água que também participa do processo de ablação.

Já o laser de Nd:YAG pode operar no modo contato ou não contato e não possui sistema de refrigeração.

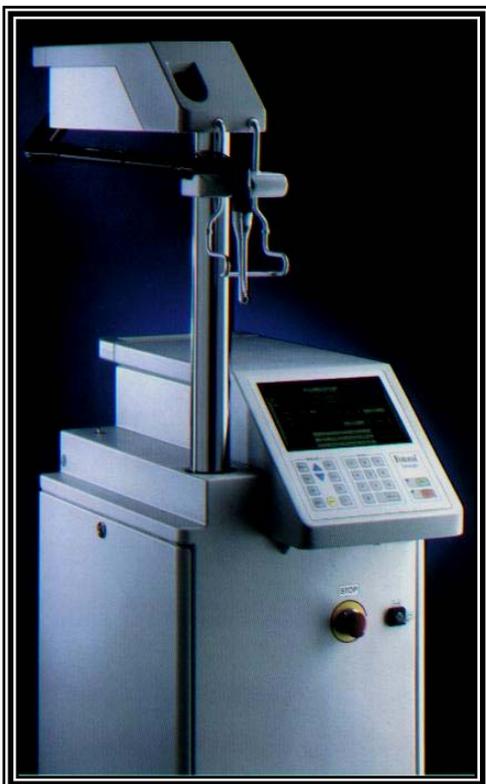


FIGURA 3 – Laser de Er:YAG e Nd:YAG.

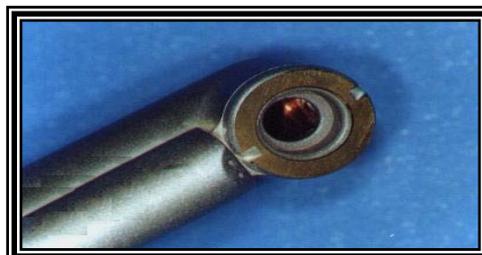


FIGURA 4 – Peça de mão do laser de Er:YAG.

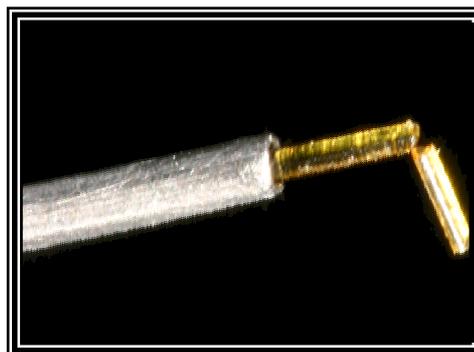


FIGURA 5 – Fibra óptica clivada do laser de Nd:YAG.

Quadro 2 – Características dos lasers

	<b>Laser de Er:YAG</b>	<b>Laser de Nd:YAG</b>
Comprimento de onda	2,94 $\mu\text{m}$	1,64 $\mu\text{m}$
Largura do pulso	200 – 450 $\mu\text{s}$	120 – 160 $\mu\text{s}$
Diâmetro da seção transversal do feixe focalizado	0,77 mm	0,4 mm
Distância de focalização	12 a 15 mm	Contato ou não contato
Sistema de entrega	Braço articulado	Fibra óptica
Sistema de refrigeração	Spray de ar e água	Não possui

Quadro 3 – Parâmetros empregados na pesquisa

	<b>Laser de Er:YAG</b>	<b>Laser de Nd:YAG</b>
Energia por pulso	300 mJ	100 mJ
Potência média	1,5 W	1 W
Taxa de repetição	5 Hz	10 Hz
Fluência ou Densidade de energia por pulso	60 J/cm <sup>2</sup>	100 J/cm <sup>2</sup>
Distância do tecido-alvo	12 mm	1 mm
Refrigeração	Fluxo de água de 0,2 ml/s	Não possui
Modo de irradiação	Varredura padronizada	Varredura padronizada

#### 4.1.5 Equipamento para padronização da irradiação

Um equipamento para padronização da irradiação foi especialmente desenvolvido para esta pesquisa (Figura 6). O aparato, desenvolvido no IFSC-USP\*, é composto de um computador com um software, acoplado a um scanner x-y (Figura 7).

O dispositivo possui precisão micrométrica e está sincronizado a emissão do feixe pulsado dos lasers de Er:YAG e Nd:YAG. Assim, ele evita a necessidade de manuseio do feixe de laser, padronizando a irradiação das amostras.

O scanner x-y é composto por uma mesa em alumínio para o suporte das amostras, um charriot com precisão micrométrica, dois motores de passo unipolares, usados para movimentar os charriots, e um circuito eletrônico de dados e de potência. Os motores são controlados por um software, instalado em um microcomputador, acoplado ao sistema por meio da porta paralela. O software movimenta as amostras em sincronia com os lasers pulsados, tornando assim a irradiação passível de ser reproduzida.

Em nosso experimento, uma área fixa de 1 cm<sup>2</sup> era irradiada. Como os lasers de Er:YAG e Nd:YAG possuem diferentes diâmetros de foco e o experimento foi executado em diferentes frequências para cada laser, à velocidade de movimentação do scanner x-y e o tempo de irradiação foram padronizados para cada

---

\* Instituto de Física de São Carlos da Universidade do Estado de São Paulo.

um dos lasers. O Quadro 4 mostra a relação: área total irradiada, área a ser restaurada, tempo de irradiação total, tempo de irradiação parcial, diâmetro do foco, frequência e velocidade média da irradiação; onde: a área total irradiada é de  $1 \text{ cm}^2$ ; a área a ser restaurada, delimitada pela matriz, é de  $0,2 \text{ cm}^2$ ; o tempo de irradiação total é o tempo de irradiação necessário para irradiar a área total de  $1 \text{ cm}^2$  e o tempo de irradiação parcial é o tempo de irradiação necessário para irradiar a área a ser restaurada, delimitada pela matriz.

A velocidade da irradiação foi programada para que toda a área fosse irradiada de maneira uniforme. Devido ao diâmetro do foco dos lasers, para que toda a área da amostra fosse irradiada, foi necessária uma sobreposição de parte dos pulsos. Caso contrário ficariam espaços não irradiados entre os pulsos que poderiam influenciar na variabilidade dos resultados. A calibração do scanner x-y foi feita com discos de resina composta. As Figuras 8 e 9 mostram o aspecto deixado sobre a resina composta após a irradiação com laser de Er:YAG. As fotografias foram feitas com uma câmera digital\* acoplada a uma lupa estereoscópica\*\* com aumento de 40 X.

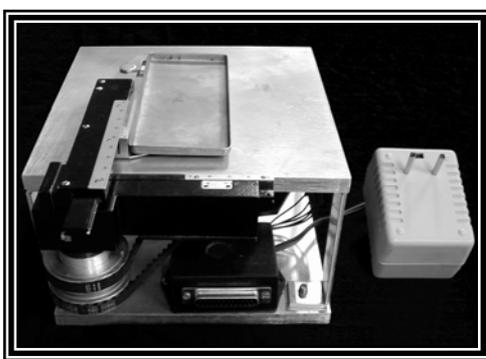


FIGURA 6 – Scanner x-y para padronização da irradiação.



FIGURA 7 – Todo o aparato do Scanner x-y.

---

\* DSC W-30, Sony, Japão.

\*\* 475200/9901, Zeiss, Alemanha.

Quadro 4 – Relação entre áreas, tempos, frequências e velocidades de irradiação

	<b>Laser de Er:YAG</b>	<b>Laser de Nd:YAG</b>
Área total irradiada	1 cm <sup>2</sup>	1 cm <sup>2</sup>
Área a ser restaurada	0,2 cm <sup>2</sup>	0,2 cm <sup>2</sup>
Tempo de irradiação total	40,5 s	67,5 s
Tempo de irradiação parcial	8 s	13,5 s
Diâmetro da secção transversal do feixe focalizado	0,77 mm	0,4 mm
Taxa de repetição	5 Hz	10 Hz
Velocidade média de irradiação	3,8 mm/s	4 mm/s

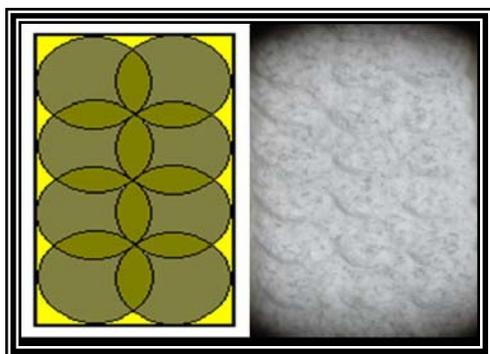


FIGURA 8 – Velocidade e frequência ajustada resultando em pulsos com sobreposição, porém com irradiação de toda a área.

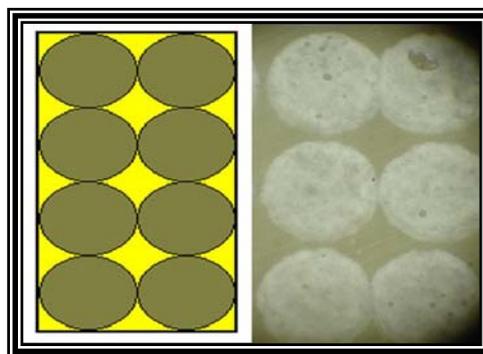


FIGURA 9 – Velocidade e frequência não ajustada resultando em pulsos sem sobreposição, porém com espaços entre eles.

## **4.2 Método**

### **4.2.1 Seleção dos dentes**

Para a realização do experimento foram selecionados vinte terceiros molares humanos hígidos, doados pelos pacientes atendidos na Disciplina de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial da Faculdade de Odontologia de Araraquara da Universidade Estadual Paulista, mediante o preenchimento de um termo de consentimento livre e esclarecido, aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da mesma unidade de ensino (Protocolo 43/05).

Após a exodontia, os dentes foram limpos com curetas periodontais para a remoção de sangue e tecidos adjacentes, e então colocados em água destilada por 24 h. Em seguida, os elementos dentais foram imersos em uma solução bactericida/bacteriostática de cloramina – T tri hidratada\* a 0,5 % também por 24 h. Logo depois, os dentes foram armazenados em água destilada no refrigerador com temperatura de aproximadamente 4 °C, por no máximo 1 mês. Para minimizar a deterioração, o meio de estocagem foi trocado periodicamente a cada cinco dias<sup>31</sup>.

### **4.2.2 Preparo da superfície dentinária**

O objetivo desta fase do experimento foi criar uma superfície plana de dentina. Esta etapa seguiu a metodologia proposta por Sano et al.<sup>59</sup>, em 1994, Carvalho et al.<sup>10</sup>, também em 1994, além da especificação ISO<sup>31</sup>, de 2003, para testes de adesão.

Os dentes foram então afixados em um dispositivo como uma morsa, preso ao braço mecânico da máquina de cortes Isomet 1000 (Buehler Ltda., EUA) para redução da face oclusal em aproximadamente 3 mm. Os cortes foram feitos

---

\* Fórmula & Ação, Brasil.

com o auxílio de um disco diamantado\* de 0,3 mm de espessura, a uma velocidade de 100 rpm, sem peso adicional e sob refrigeração abundante (Figura 10).

Em seguida foi realizada uma observação sob lupa estereoscópica\*\* com aumento de 40 X para assegurar uma superfície de dentina sem a presença de ilhas de esmalte (Figura 11). Os dentes eram novamente cortados, caso fosse constatada a presença de ilhas de esmalte.

O próximo passo foi a padronização da smear layer com lixa de granulação 600\*\*\* em uma politriz horizontal\*\*\*\*. A máquina foi ajustada a uma velocidade de 600 rpm e as amostras tiveram suas superfícies de dentina desgastadas por 30 s sob adequada refrigeração (Figura 12). Logo depois, os dentes foram colocados em água destilada em temperatura ambiente por 24 h, quando então foram levados da Faculdade de Odontologia de Araraquara para o Instituto de Física de São Carlos onde foi realizada uma segunda padronização da smear layer, sob as mesmas condições da primeira, porém por um tempo de 60 s. Essa medida mostrou um aumento nos valores de adesão em todos os grupos, durante os testes do projeto piloto.

Durante esta etapa da metodologia, nenhum dente apresentou exposição da câmara pulpar durante o corte ou desgaste. Caso isso ocorresse, o dente seria excluído do experimento.

### 4.2.3 Grupos de tratamento

Após a seleção dos dentes, exposição de dentina e padronização da smear layer, os elementos dentais foram divididos em quatro grupos experimentais (n = 5), de acordo com o Quadro 5. Dos cinco dentes de cada grupo, quatro foram utilizados para os ensaios de tração, e um para análise da interface adesiva por meio da microscopia eletrônica de varredura.

---

\* 15LC, Buehler Ltda., EUA.

\*\* 475200/9901, Zeiss, Alemanha.

\*\*\* Acqua Flex, Norton, Brasil.

\*\*\*\* DP-10, Panambra Industrial e Técnica S.A., Brasil.

Quadro 5 – Distribuição dos grupos de tratamento

<b>Grupos</b>	<b>Laser de Er:YAG</b>	<b>Laser de Nd:YAG sobre o adesivo</b>
G1 - Controle	Não	Não
G2	Não	Sim
G3	Sim	Não
G4	Sim	Sim

Os quatro grupos experimentais foram divididos variando o uso do laser de Er:YAG diretamente sobre a dentina e o uso do laser de Nd:YAG sobre o adesivo, aplicado à dentina irradiada ou não com o laser de Er:YAG. O grupo experimental denominado G1 ou controle não recebeu nenhuma irradiação a laser. Já o grupo experimental G2 recebeu a irradiação do laser de Nd:YAG sobre o adesivo. Os grupos experimentais G3 e G4 tiveram a dentina irradiada com o laser de Er:YAG, entretanto o grupo experimental G4 recebeu uma irradiação adicional com o laser de Nd:YAG sobre o adesivo.

#### **4.2.4 Irradiação das amostras**

A irradiação das amostras com os lasers de Er:YAG e Nd:YAG foi padronizada por meio de um dispositivo controlado por computador.

Em nosso experimento, o laser de Er:YAG foi posicionado a uma distância fixa e perpendicular à dentina de 12 mm, enquanto o scanner x-y se movia a uma velocidade de 3,8 mm/s. O tempo de irradiação da área a ser restaurada foi calculado em 8 s. O spray de ar e água do sistema de refrigeração e ablação foi ajustado para jatear um fluxo de água contínuo de 0,2 ml/s (Figura 13).

Já o laser de Nd:YAG foi posicionado a uma distância fixa e perpendicular à dentina de 1 mm. A velocidade de irradiação foi ajustada para 4 mm/s, o que resultou em um tempo de irradiação da área a ser restaurada de 13,5 s (Figura 17). Devido a carbonização, a fibra óptica do laser de Nd:YAG era cortada em sua extremidade a cada nova irradiação (Figura 5).

#### 4.2.5 Procedimentos adesivos e restauração

A técnica de utilização dos materiais restauradores pode ser vista nos Quadros 6 e 7. Para os grupos G1 e G3, a técnica empregada foi a preconizada pelo fabricante enquanto que para os grupos G2 e G4, foi adicionada mais uma camada de adesivo para a fotopolimerização, após a irradiação das duas camadas iniciais com o laser de Nd:YAG<sup>12</sup>.

Quadro 6 – Técnica restauradora empregada para os grupos G1 e G3

<b>Passos</b>	<b>Técnica de aplicação</b>
1	Condicionamento ácido da dentina por 15 s;
2	Lavar com água por 15 s;
3	Secar com papel absorvente;
4	Aplicar duas camadas de adesivo, ativamente, sendo a segunda por 15 s;
5	Secar levemente por 15 s;
6	Fotopolimerizar por 10 s;
7	Inserir incrementos de resina composta;
8	Fotopolimerizar cada incremento por 20 s.

Quadro 7 – Técnica restauradora empregada para os grupos G2 e G4

<b>Passos</b>	<b>Técnica de aplicação</b>
1	Condicionamento ácido da dentina por 15 s;
2	Lavar com água por 15 s;
3	Secar com papel absorvente;
4	Aplicar duas camadas de adesivo, ativamente, sendo a segunda por 15 s;
5	Secar levemente por 15 s;
6	Irradiar com laser de Nd:YAG por 13,5 s;
7	Aplicar uma camada de adesivo, ativamente, por 15 s;
8	Secar levemente por 15 s;
9	Fotopolimerizar por 10 s;
10	Inserir incrementos de resina composta;
11	Fotopolimerizar cada incremento por 20 s.

A lavagem após o condicionamento ácido da dentina foi feita com água destilada e o adesivo foi pincelado com aplicadores descartáveis\*. O excesso de adesivo era retirado dos aplicadores com uma leve batida, sempre antes da aplicação à dentina úmida. A secagem do adesivo foi realizada com ar comprimido, sem a presença de óleo, a uma altura padronizada de 25,5 cm. A fotopolimerização dos materiais foi sempre executada com uma intensidade de luz mínima de 500 mW/cm<sup>2</sup>. Três incrementos de resina composta, dois de 2 mm e um de 1 mm de espessura, foram suficientes para restaurar as amostras. Os incrementos de resina composta foram fotoativados individualmente por 20 s. As restaurações foram executadas com auxílio de uma espátula verde de Almore\*\*.

Ao final das restaurações, a matriz era removida e os dentes armazenados em água destilada, em estufa bacteriológica\*\*\* a 37 °C, por 24 h<sup>10,31,59</sup>.

As Figuras 10 a 21 mostram a seqüência de tratamento do grupo experimental G4, onde foram empregados os lasers de Er:YAG e Nd:YAG.

#### **4.2.6 Obtenção dos espécimes para os testes de microtração**

Após 24 h de armazenamento, os corpos de prova foram levados novamente à máquina de cortes Isomet 1000\*\*\*\* para obtenção de espécimes (ou palitos) de aproximadamente 1 mm<sup>2</sup> de secção transversal, e comprimento de 7 a 11 mm, sendo 5 mm de resina composta e o restante de dentina. Esta etapa seguiu a metodologia proposta por Sano et al.<sup>59</sup>, em 1994 e Carvalho et al.<sup>10</sup>, também em 1994.

Para o corte, os dentes restaurados foram fixados em um dispositivo como uma morsa acoplada ao braço mecânico da máquina de cortes. Um disco diamantado\*\*\*\*\* com espessura de 0,3 mm foi usado para efetuar três cortes, dois paralelos ao longo eixo do dente (um no sentido méso-distal e o outro no sentido

---

\* KGbrush, KG Sorensen, Brasil.

\*\* Cosmedent, EUA.

\*\*\* FANEM Ltda., Brasil.

\*\*\*\* Buehler Ltda., EUA.

\*\*\*\*\* 15LC, Buehler Ltda., EUA.

vestíbulo-lingual) (Figuras 22 e 23) e o último perpendicular ao longo eixo do dente, para remoção dos palitos (Figura 24).

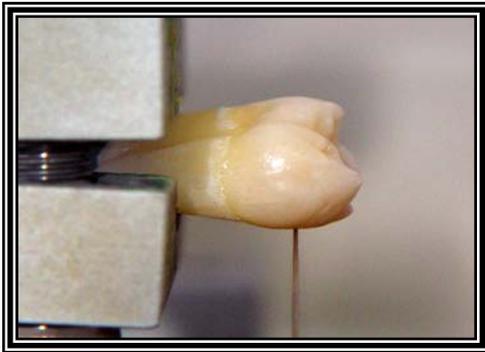


FIGURA 10 – Cortando o dente na máquina de cortes.



FIGURA 11 – Dentina exposta sem a presença de ilhas de esmalte.



FIGURA 12 – Padronização da smear layer.



FIGURA 13 – Irradiando com laser de Er:YAG.



FIGURA 14 – Aplicando o ácido fosfórico.

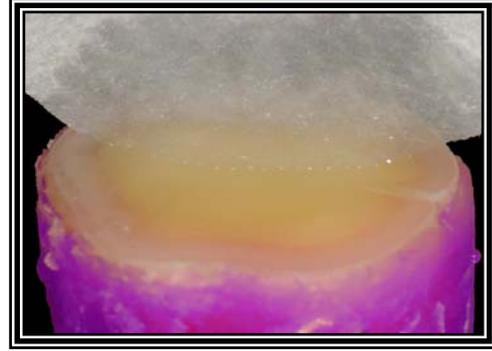


FIGURA 15 – Secagem com papel absorvente.



FIGURA 16 – Aplicando o adesivo.

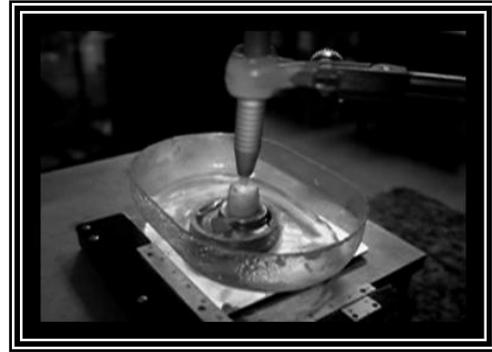


FIGURA 17 – Irradiando o adesivo com laser de Nd:YAG.



FIGURA 18 – Aplicando o adesivo após a irradiação com laser.



FIGURA 19 – Fotopolimerizando o adesivo.



FIGURA 20 – Restauração pronta ainda com a matriz.



FIGURA 21 – Dente com restauração finalizada.

Em torno das amostras foi colocada cera\* com o objetivo de estabilizar os cortes e evitar o caimento dos palitos para o interior da máquina de cortes.

Todos os palitos foram avaliados por meio de uma lupa estereoscópica\*\* com aumento de 40 X sendo descartados aqueles que apresentavam falhas, bolhas ou esmalte. Além disso, também foram descartados aqueles palitos com comprimento de dentina menor que 2 mm.

Em seguida os palitos foram levados para a estufa bacteriológica\*\*\* a 37 °C por 24 h.

#### 4.2.7 Teste de microtração

Após o período na estufa bacteriológica, os espécimes tiveram as suas secções transversais de união medidas utilizando-se um paquímetro digital\*\*\*\* com leitura eletrônica de precisão de 0,01 mm. Logo após, os palitos foram individualmente fixados, com o auxílio de uma pinça clínica, pelas suas extremidades, ao dispositivo de

\* Massa de modelar, Acrilex, Brasil.

\*\* 475200/9901, Zeiss, Alemanha.

\*\*\* FANEM Ltda., Brasil.

\*\*\*\* Digimatic Caliper, Mitutoyo, Japão.

microtração. Para colar os palitos ao dispositivo foi empregado adesivo instantâneo\* associado a um acelerador de presa\*\*.

Os testes de microtração foram realizados por meio de uma máquina de ensaios mecânicos\*\*\* com célula de carga de 1 kN\*\*\*\* a uma velocidade de 0,5 mm/min. O deslocamento era cessado automaticamente no momento da ruptura dos espécimes e os dados coletados por meio de um software\*\*\*\*\* em um computador acoplado à máquina de ensaios. Os valores finais de resistência máxima foram calculados e expressos em MPa.

Toda esta fase do experimento seguiu a metodologia proposta por Sano et al.<sup>59</sup>, em 1994, Carvalho et al.<sup>10</sup>, também em 1994, além da norma técnica ISO<sup>31</sup>, de 2003, para testes de adesão.

Após o teste (Figura 25), os palitos foram removidos do dispositivo de microtração para posterior análise do tipo de fratura.

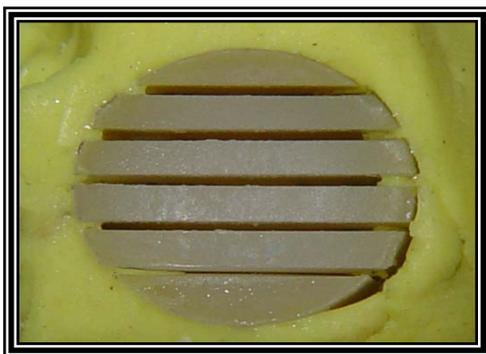


FIGURA 22 – Primeiro corte para a confecção dos palitos.

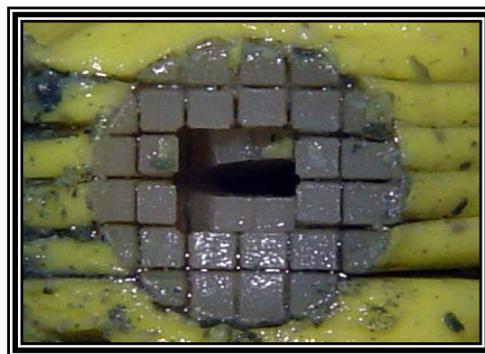


FIGURA 23 – Segundo corte para a confecção dos palitos.

\* Superbond® Gel, Henkel Loctite Adesivos Ltda., Brasil.

\*\* Zip Kicker Accelerator for Super Glues, Pacer Technology, EUA.

\*\*\* Material Test System 810, MTS Systems Corporation, EUA.

\*\*\*\* Load Transducer modelo 66118 D – 01.

\*\*\*\*\* TestWorks® TestStar 2, MTS Systems Corporation, EUA.

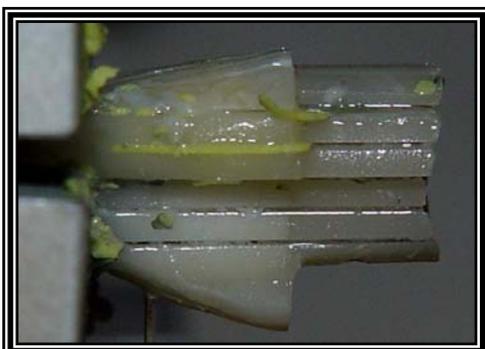


FIGURA 24 – Terceiro e último corte para a remoção dos palitos.



FIGURA 25 – Palito pronto para ser tracionado.

#### 4.2.8 Análise dos tipos de fratura

Para facilitar a análise dos tipos de fratura, os espécimes foram corados com azul de metileno a 2 %\*. Os fragmentos ficaram em contato com o corante por cerca de um minuto e então foram lavados com água da seringa tríplex por mais um minuto. Em seguida, foram secos em estufa bacteriológica\*\* a 37 °C por 24 h.

A análise das fraturas foi feita em um microscópio digital\*\*\* (Figura 26), ligado a um microcomputador para a captura das imagens, com aumento de 75 X. As fotografias foram então interpretadas e as fraturas classificadas em: adesiva, quando esta ocorreu na linha adesiva; mista, quando esta envolveu a linha adesiva e a dentina ou a resina; coesiva da dentina, quando esta ocorreu na dentina e coesiva da resina, quando esta ocorreu na resina (Figura 27). Os tipos de fratura foram classificados de acordo com os trabalhos de Burnett et al.<sup>8</sup> (2001), Gonçalves et al.<sup>27</sup> (2002), Chimello et al.<sup>14</sup> (2002), Ceballos et al.<sup>13</sup> (2002), Ramos et al.<sup>57</sup> (2002), Ramos et al.<sup>58</sup> (2004) e Monghini et al.<sup>50</sup> (2004).

\* Fórmula & Ação, Brasil.

\*\* FANEM Ltda., Brasil.

\*\*\* MIC-D, Olympus, Filipinas.

A técnica empregada nesta etapa dos experimentos foi baseada nos estudos de Tay et al.<sup>64</sup> (1996) e Kreidler<sup>38</sup> (2004).



FIGURA 26 – Microscópio digital.

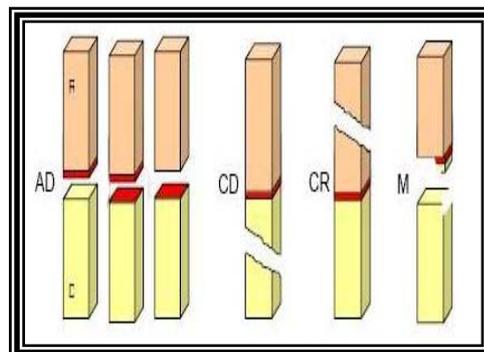


FIGURA 27 – Esquema representativo dos tipos de fratura. Adesiva (AD), coesiva dentina (CD), coesiva resina (CR) e mista (M). Resina (R na cor laranja), dentina (D na cor amarela) e adesivo na cor vermelha.

#### 4.2.9 Análise da interface adesiva sob microscopia eletrônica de varredura (MEV)

Para a análise da interface adesiva sob MEV foram utilizados quatro dentes, um de cada grupo. A Figura 28, exibe os tratamentos para o grupo experimental G4. O tratamento especial necessário para a observação sob MEV foi realizado de acordo com Perdigão et al.<sup>56</sup> (1995), Bertrand et al.<sup>7</sup> (2004) e Carvalho et al.<sup>11</sup> (2005).

#### 4.2.9.1 Obtenção dos discos de dentina

O objetivo desta fase do experimento foi obter discos de dentina. Para isso os dentes foram afixados em um dispositivo como uma morsa, preso ao braço mecânico da máquina de cortes Isomet 1000 (Buehler Ltda., EUA), para redução da face oclusal em aproximadamente 3 mm. Os cortes foram feitos com o auxílio de um disco diamantado\* de 0,3 mm de espessura, a uma velocidade de 100 rpm, sem peso adicional e sob refrigeração abundante.

Em seguida foi realizada uma observação sob lupa estereoscópica\*\*, com aumento de 40 X, para assegurar uma superfície de dentina sem a presença de ilhas de esmalte. Os dentes eram novamente cortados, caso fosse constatada a presença de ilhas de esmalte.

Constatada a ausência de ilhas de esmalte, os dentes retornavam para a máquina Isomet 1000 para um último corte afim de se obter discos de dentina com 2 mm de espessura.

#### 4.2.9.2 Grupos de tratamentos

Os discos de dentina receberam os mesmos tratamentos das demais amostras, de acordo com cada grupo experimental. No entanto, no ato da restauração, os discos de dentina receberam apenas uma camada de resina composta.

#### 4.2.9.3 Exposição da interface adesiva

Após os tratamentos de acordo com os grupos experimentais, os discos com as restaurações, foram novamente levados à máquina de cortes Isomet 1000 (Buehler Ltda., EUA) para uma secção paralela ao longo eixo da amostra, no centro da

---

\* 15LC, Buehler Ltda., EUA.

\*\* 475200/9901, Zeiss, Alemanha.

restauração, com o objetivo de expor a interface dentina-resina. Para isso as amostras foram coladas em blocos de madeira com cera\*. Um único corte no centro da amostra foi o suficiente para expor a interface adesiva.

Os cortes foram feitos com o auxílio de um disco diamantado\*\* de 0,3 mm de espessura, a uma velocidade de 100 rpm, sem peso adicional e sob refrigeração abundante.

#### 4.2.9.4 Preparo da interface adesiva para observação no MEV

As interfaces adesivas foram polidas\*\*\* em uma politriz, sob adequada refrigeração, com lixas de granulação de 1000 a 2000\*\*\*\*, por 10 s cada, sendo a última por 20 s com giro de um quarto de volta a cada 5 s.

Em seguida, a união resina-dentina foi condicionada com ácido fosfórico em gel\*\*\*\*\* a 35 % por 5 s. Após esse procedimento as amostras foram lavadas e deixadas em uma cuba ultra-sônica\*\*\*\*\* com água destilada por 10 minutos.

#### 4.2.9.5 Preparo para microscopia eletrônica de varredura

O preparo para microscopia eletrônica de varredura dos hemidiscos de dentina passou por três etapas antes da metalização e observação no microscópio: fixação, desidratação e secagem química.

---

\* Massa de modelar, Acrilex, Brasil.

\*\* 15LC, Buehler Ltda., EUA.

\*\*\* DP-10, Panambra Industrial e Técnica S.A., Brasil.

\*\*\*\* 401Q Imperial Wetordry paper a Wt., 3M, EUA.

\*\*\*\*\* Scotchbond Multi-Usado, 3M/ESPE, EUA.

\*\*\*\*\* Ultrasonic Cleaner 1440A, Odontobras, Brasil.

#### 4.2.9.5.1 Fixação

Para auxiliar no processo de estabilização das estruturas orgânicas, especificamente das fibrilas de colágeno, foi realizada a fixação das amostras com uma solução de glutaraldeído\* a 2 % tamponado com cacodilato de sódio\*\* 0,1 Mol/litro por 12 horas em ambiente refrigerado. Em seguida, as amostras foram lavadas com a mesma solução de glutaraldeído durante 1 hora, com três trocas da substância. Logo após, os espécimes passaram um minuto em água destilada.

#### 4.2.9.5.2 Desidratação

Com o objetivo de remover gradativamente a água dos espécimes, sem causar danos ou alterações dimensionais, as amostras foram imersas em soluções gradativas de etanol\*\*\* a 50, 60, 70, 80, 90 e 100 % por 30 minutos em cada solução.

#### 4.2.9.5.3 Secagem

A secagem dos hemi-discos de dentina foi realizada de maneira química por meio do método do Hexa-metil-di-silazano (HMDS). Nesse método após a imersão em etanol a 100 %, o espécime foi transferido para uma solução de HMDS\*\*\*\* a 50 % por 10 minutos, seguido por dois banhos, de 10 minutos cada, em uma solução de HMDS a 100 %. Após esta última imersão, o espécime foi colocado por 4 h em uma capela para permitir a completa evaporação do HMDS.

---

\* Electron Microscopy Sciences, EUA.

\*\* Electron Microscopy Sciences, EUA.

\*\*\* Fórmula & Ação, Brasil.

\*\*\*\* Electron Microscopy Sciences, EUA.

#### 4.2.9.5.4 Metalização

As amostras foram coladas nos stubs, com as interfaces dentina-resina para cima, e armazenadas em um compartimento fechado com sílica-gel\* até a metalização com uma fina camada de ouro (BALZERS - Sputter Coater SCD 050).

Após todo o preparo, as amostras foram analisadas com aumentos de 2000 e/ou 500 X no microscópio eletrônico de varredura\*\*.

---

\* Sílica-gel azul, Synth, Brasil.

\*\* 960 DMS, Zeiss, Alemanha.

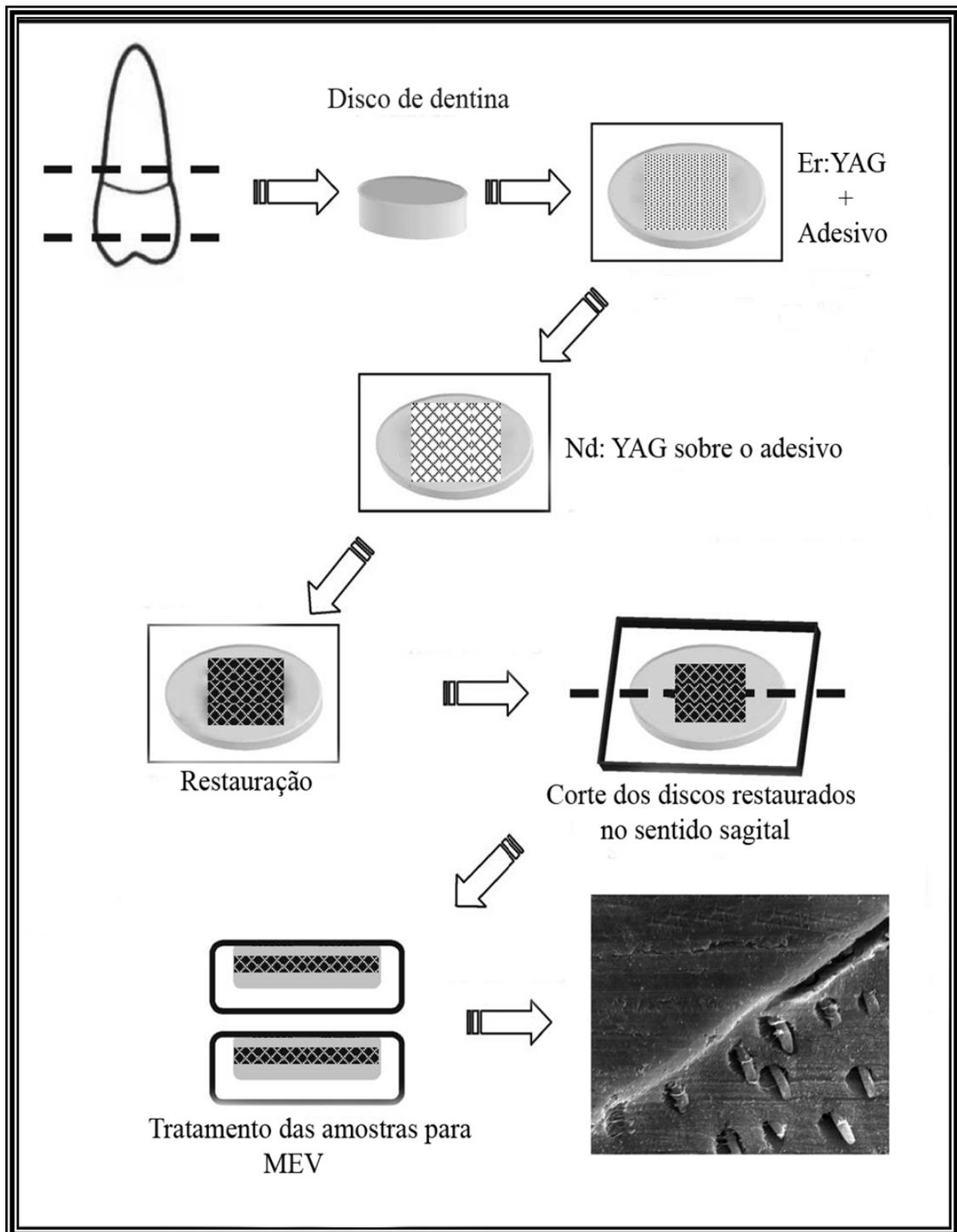


FIGURA 28 – Esquema apresentando toda metodologia da análise sob MEV do grupo experimental G4.

#### 4.2.10 Metodologia estatística

As hipóteses testadas para resistência adesiva foram:

a) Quanto ao uso do laser de Er:YAG:

H<sub>0</sub>: a aplicação do laser de Er:YAG não influencia na resistência adesiva;

H<sub>1</sub>: a aplicação do laser de Er:YAG influencia na resistência adesiva.

b) Quanto ao uso do laser de Nd:YAG sobre o sistema adesivo:

H<sub>0</sub>: a aplicação do laser de Nd:YAG sobre o sistema adesivo não influencia na resistência adesiva;

H<sub>1</sub>: a aplicação do laser de Nd:YAG sobre o sistema adesivo influencia na resistência adesiva.

c) Quanto ao uso do laser de Nd:YAG sobre o sistema adesivo aplicado à dentina irradiada com o laser de Er:YAG:

H<sub>0</sub>: a aplicação do laser de Nd:YAG sobre o sistema adesivo não influencia na resistência adesiva à dentina irradiada com o laser de Er:YAG;

H<sub>1</sub>: a aplicação do laser de Nd:YAG sobre o sistema adesivo influencia na resistência adesiva à dentina irradiada com o laser de Er:YAG.

A avaliação estatística aplicada aos dados dos testes de tração foi realizada pelo programa Bio Estat 3.0.

Primeiro foi feita à análise descritiva para determinar a média, o desvio padrão e o coeficiente de variação de cada um dos quatro representantes de cada grupo experimental. Com as quatro médias de cada grupo experimental foi realizada uma nova análise descritiva para se determinar a média, o desvio padrão e o coeficiente de variação de cada grupo experimental.

Com as quatro médias internas de cada grupo experimental foi realizado o teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov (Lilliefors) e a determinação do intervalo de confiança pela técnica de reamostragem (Bootstrap).

Confirmada a normalidade dos dados foi então executada a análise de variância e o teste de Tukey. O teste de Tukey para comparações múltiplas das médias foi aplicado por que a análise de variância detectou diferenças significantes entre os grupos experimentais. O nível de significância empregado para todas as análises foi de 5% ( $\alpha = 0,05$ ).

Os dados da análise dos tipos de fraturas foram expressos em porcentagem.

## 5 Resultado

### 5.1 Ensaio de adesão

A Tabela 1 mostra os dados da resistência de união em MPa após a análise estatística descritiva. Os primeiros valores da tabela exibem as médias individuais das quatro amostras (A, B, C e D) de cada grupo experimental. O número de observações ou espécimes foi diferente para cada grupo devido à eliminação de palitos que não estavam apropriados para serem levados ao teste de adesão. O maior valor e o menor valor de resistência de união encontrado em cada grupo são apresentados como mínimo e máximo. O coeficiente de variação, que mede a variabilidade dos resultados também é apresentado nesta tabela, sendo, portanto, o único dado não exibido em MPa. A Tabela 1 ainda exibe as médias aritméticas, o desvio padrão e o intervalo de 95 % de confiança para as médias.

Uma análise da Tabela 1 mostra que médias aritméticas dos grupos G1 e G2 e dos grupos G3 e G4 parecem se encontrar ao avaliar o desvio padrão e o intervalo de 95 % de confiança.

Tabela 1 – Estatística descritiva das medidas de tensão [MPa]

Amostra	G1				G2				G3				G4			
	A	B	C	D	A	B	C	D	A	B	C	D	A	B	C	D
Média	34,84	28,82	27,39	22,29	32,50	32,29	29,85	28,92	10,64	12,40	19,66	12,13	17,58	20,91	15,23	10,56
Observações	55				62				56				60			
Mínimo	12,74				12,86				4,39				5,55			
Máximo	45,29				53,86				36,87				31,77			
Média	28,33				30,89				13,70				16,07			
Desvio padrão	5,16				1,78				4,04				4,35			
Coefficiente de variação	18,22 %				5,77 %				29,50 %				27,07 %			
<i>Intervalo de 95 % de confiança para as médias</i>																
Limite inferior	23,92				29,38				11,38				11,72			
Limite superior	31,83				32,34				17,40				18,65			

A Tabela 2 exibe os dados referentes ao teste de normalidade pelo método de Kolmogorov-Smirnov (Lilliefors). Como os dados foram considerados

normais, executou-se então a análise de variância e o teste de Tukey (Tabela 3). A análise da Tabela 3 mostra que houve diferença estatística significativa entre os grupos G1 e G3, G1 e G4, G2 e G3, e G2 e G4. A Tabela 3 mostra também que houve semelhança entre os grupos G1 e G2, e G3 e G4. Sendo assim, o laser de Er:YAG influenciou na resistência adesiva; o uso do laser de Nd:YAG sobre o sistema adesivo não influenciou na resistência adesiva; e a aplicação do laser de Nd:YAG sobre o sistema adesivo não influenciou na resistência adesiva à dentina irradiada com o laser de Er:YAG.

A Figura 29 exibe as médias dos grupos experimentais, juntamente com o intervalo de confiança de 95 % dessas médias, representado pelas barras verticais. Quanto maior a sobreposição desses intervalos, menor a evidência de diferenças entre as médias.

Tabela 2 – Teste de normalidade pelo método de Kolmogorov-Smirnov (Lilliefors)

	G1	G2	G3	G4
Tamanho da amostra	4	4	4	4
Desvio máximo	0,2126	0,2841	0,3768	0,1734
Valor crítico (0,05)	0,3810	0,3810	0,3810	0,3810
Valor crítico (0,01)	0,4170	0,4170	0,4170	0,4170
p(valor)	> 0,05	> 0,05	> 0,05	> 0,05

Tabela 3 – Análise de variância mais teste de Tukey ( $\alpha = 5\%$ ). Tratamentos: (p) = 0,000354

FONTES DE VARIAÇÃO	GL	SQ	QM
Tratamentos	3	891,3741	297,125
Blocos	3	77,554	25,851
Erro	9	117,757	13,084
F (tratamentos)	22,7088		
p (tratamentos)	0,0004		
F (blocos)	1,9758		
p (blocos)	0,1878		
Média (G1)	28,3350		
Média (G2)	30,8900		
Média (G3)	13,7075		
Média (G4)	16,0700		
<i>Tukey</i>			
	Q	(p)	
Médias (G1 a G2)	1,4127	> 0,05	
Médias (G1 a G3)	8,0878	< 0,01	
Médias (G1 a G4)	6,7815	< 0,01	
Médias (G2 a G3)	9,5005	< 0,01	
Médias (G2 a G4)	8,1942	< 0,01	
Médias (G3 a G4)	1,3063	> 0,05	

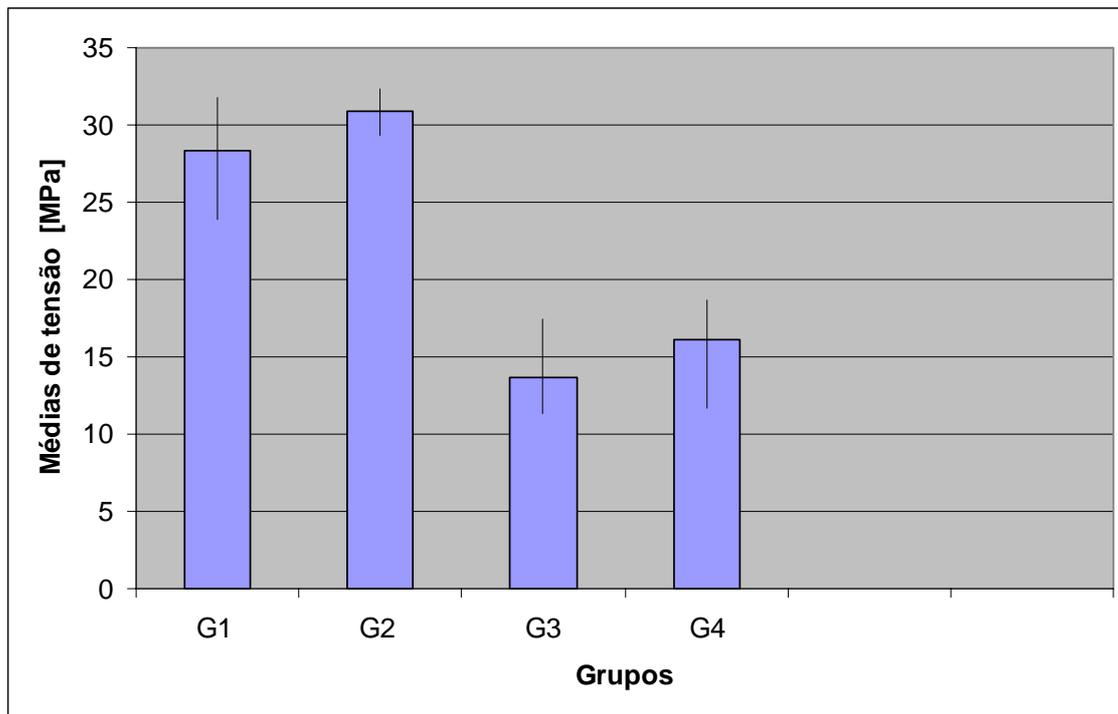


FIGURA 29 – Médias de tensão em MPa. As barras verticais indicam o intervalo de 95 % de confiança para a média.

## 5.2 Análise do padrão das fraturas

A pigmentação com azul de metileno facilitou a análise dos tipos de fratura. O corante revelou com clareza, o adesivo em um tom azul marinho, a resina composta, em um tom azul escuro, e a dentina em um tom azul claro. As fotografias mais representativas de cada tipo de fratura estão ilustradas nas Figuras 30 a 33.

A Tabela 4 mostra a frequência e a porcentagem dos tipos de fraturas ocorridos em cada grupo experimental. Como podem ser observadas, as fraturas adesivas ocorreram predominantemente em todos os grupos experimentais e as fraturas mistas ocorreram com maior frequência no grupo controle (G1).

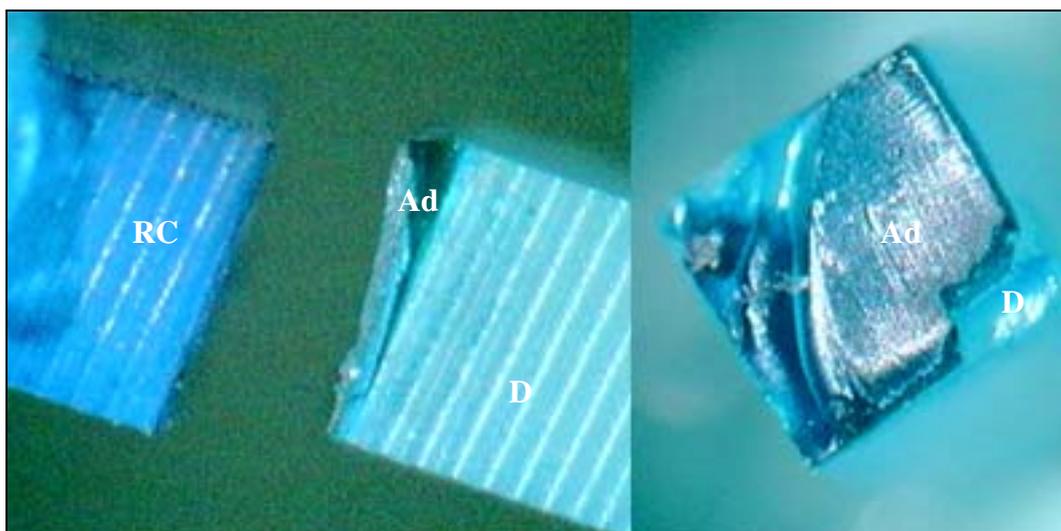


FIGURA 30 – Fotografia digital (75 X) de uma fratura do tipo adesiva. Adesivo (Ad), fragmento de dentina (D) e o fragmento de resina composta (RC).

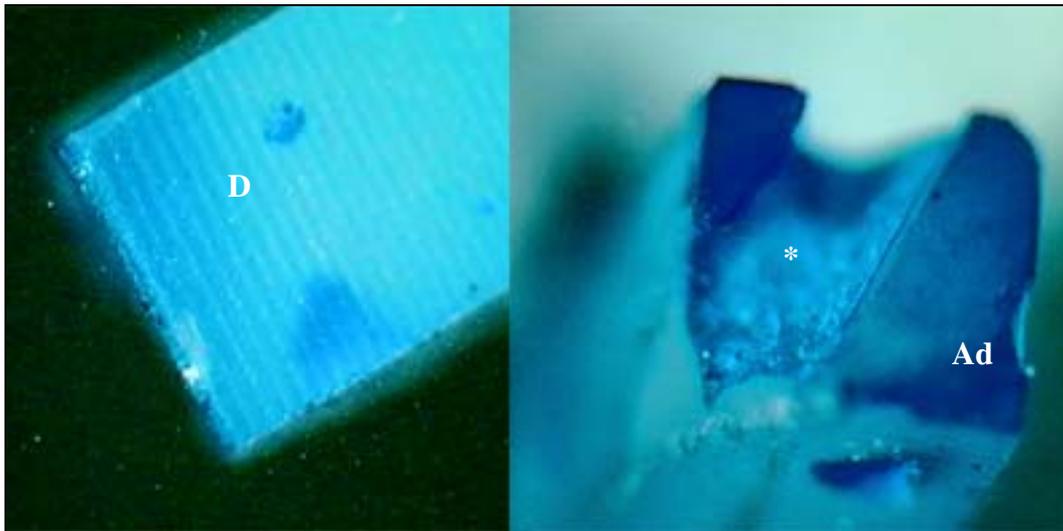


FIGURA 31 – Fotografia digital (75 X) de uma fratura do tipo mista. Adesivo (Ad), fragmento de dentina (D) e a fratura no fragmento de dentina (\*).

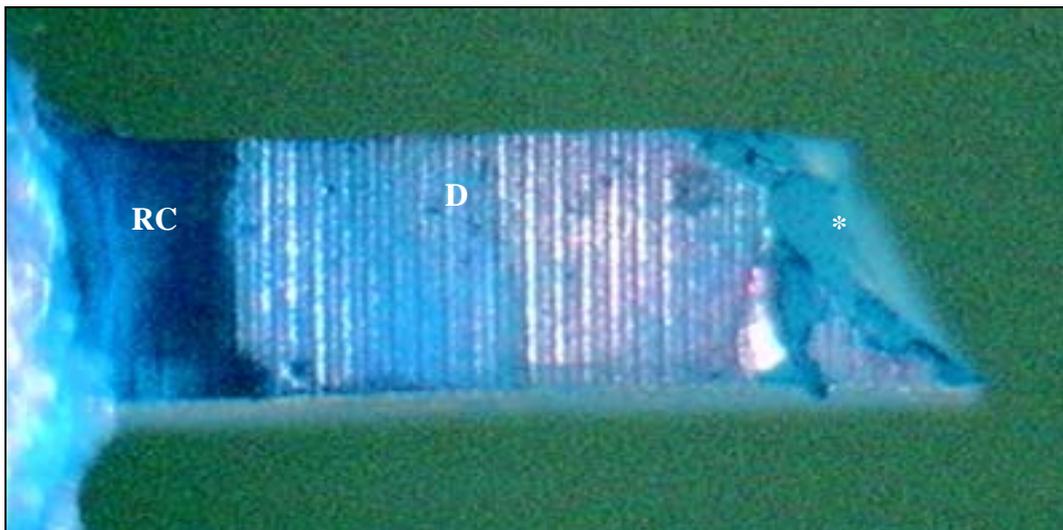


FIGURA 32 – Fotografia digital (75 X) de uma fratura do tipo coesiva da dentina. Resina composta (RC), dentina (D) e a fratura na dentina (\*).

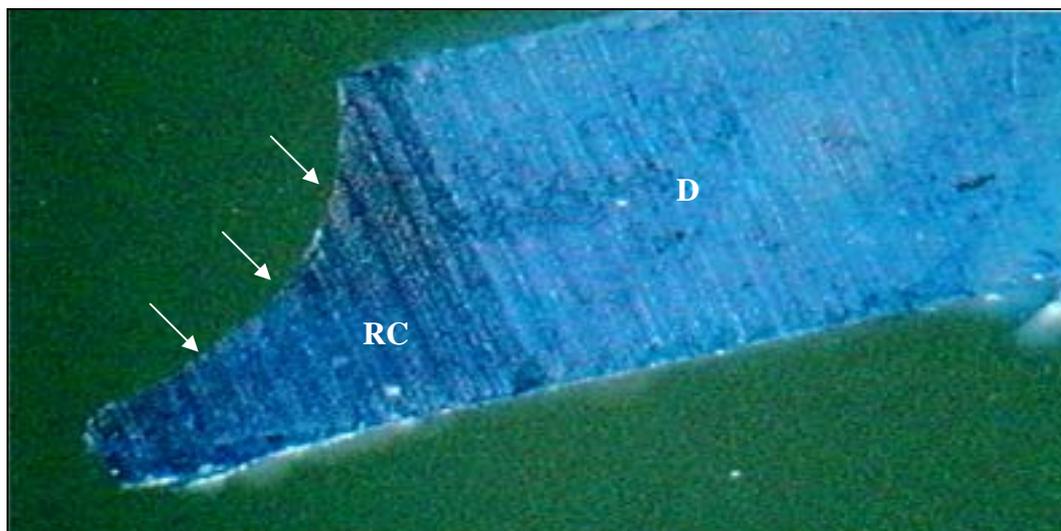


FIGURA 33 – Fotografia digital (75 X) de uma fratura do tipo coesiva da resina. Resina composta (RC), dentina (D) e a fratura na resina (setas).

Tabela 4 – Frequência e porcentagem dos tipos de fratura

Frequência (F) e porcentagem (P)	G1		G2		G3		G4	
	F	P	F	P	F	P	F	P
Fratura adesiva	38	74,5%	36	75%	29	74,3%	38	84,4%
Fratura mista	13	25,5%	8	16,6%	8	20,5%	7	15,6%
Fratura coesiva da dentina	0	-	2	4,2%	0	-	0	-
Fratura coesiva da resina	0	-	2	4,2%	2	5,2%	0	-

### 5.3 Análise da interface adesiva

A interface adesiva das restaurações de todos os grupos experimentais foi analisada por meio de microscopia eletrônica de varredura. As Figuras 34 a 40 exibem aumentos de 2000 e/ou 500 X.

Na Figura 34 podemos ver a interface adesiva do grupo experimental (G1), onde nenhum tratamento com laser foi executado. Encontramos nesta imagem uma camada híbrida bem definida, uniforme e contínua ao longo de toda interface adesiva. Podemos notar também a presença de tags de resina com a morfologia de funil, com base larga voltada para a entrada dos túbulos dentinários, promovendo um adequado selamento da dentina.

Na Figura 35 vemos a interface adesiva do grupo experimental G2, onde foi aplicado o laser de Nd:YAG sobre o sistema adesivo. Nesta imagem vemos uma camada híbrida bem definida, uniforme e contínua ao longo de toda interface adesiva, além de um aspecto particular de continuidade com a dentina. Este aspecto parece evidenciar uma mudança no substrato dentinário, provocada pela irradiação com o laser de Nd:YAG. A Figura 36 é a mesma região apontada com setas da figura anterior, com um maior aumento. Nesta imagem vemos com mais detalhes o aspecto de selamento da dentina, além dos numerosos tags de resina.

Encontramos na Figura 37 uma camada híbrida mal definida, descontínua ao longo da interface adesiva e irregular, além da presença de fenda. Esta imagem é representativa do grupo experimental G3, onde a dentina foi irradiada com laser de Er:YAG. A Figura 38, também relativa a este grupo experimental, evidencia com um maior aumento uma superfície de dentina irregular com a presença de microcrateras, além de tags de resina com morfologia cilíndrica. Observamos também que não houve um selamento adequado dos túbulos dentinários, apesar de ter havido penetração da resina na dentina. O aspecto da superfície dentinária visto nesta imagem, parece nos mostrar que as fibras de colágeno estão fusionadas ou aderidas à dentina superficial, impedindo a penetração da resina na sub-superfície da dentina intertubular.

O mesmo não acontece nos túbulos dentinários, onde vemos muitas fibrilas de colágeno hibridizadas com os tags de resina.

As Figuras 39 e 40 são relativas ao grupo experimental G4, onde a dentina foi irradiada com o laser de Er:YAG e em seguida o adesivo foi irradiado com o laser de Nd:YAG. A análise das imagens revelou a presença de uma camada híbrida com aspecto de continuidade com o tecido dentinário, porém descontínua ao longo da interface adesiva com a presença de fenda. Muitos tags de resina podem ser vistos nas imagens, no entanto o selamento da dentina foi parcial devido à descontinuidade da camada híbrida. As imagens do grupo experimental G4 reúnem simultaneamente as mesmas características encontradas nos grupos G2 e G3.

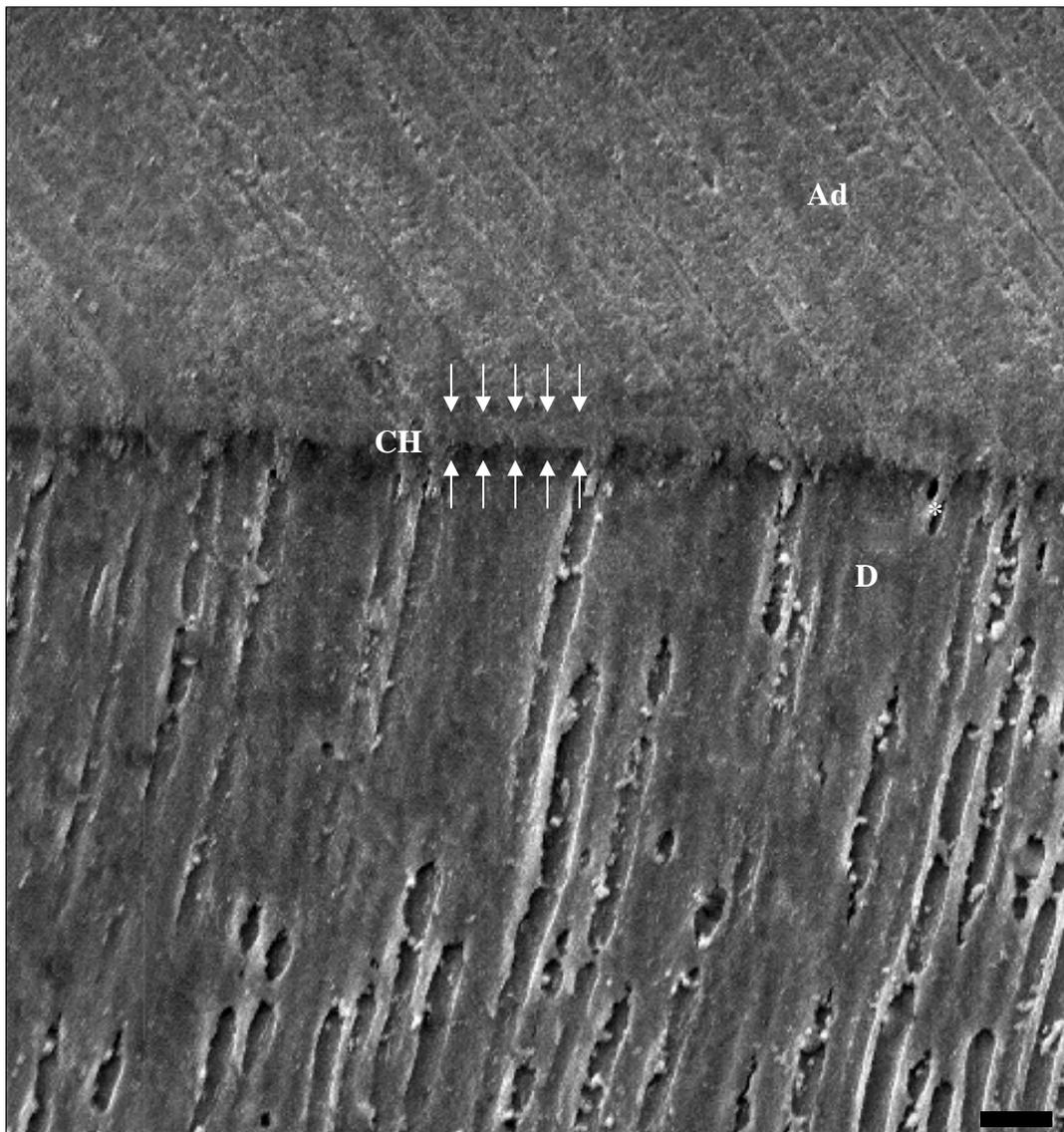


FIGURA 34 – MEV da interface adesiva do grupo controle (G1). O aumento de 500 X mostra a presença de uma camada híbrida (CH) uniforme (setas). Adesivo (Ad), dentina (D) tag de resina (\*). Barra de calibração de aproximadamente 1  $\mu$ m.

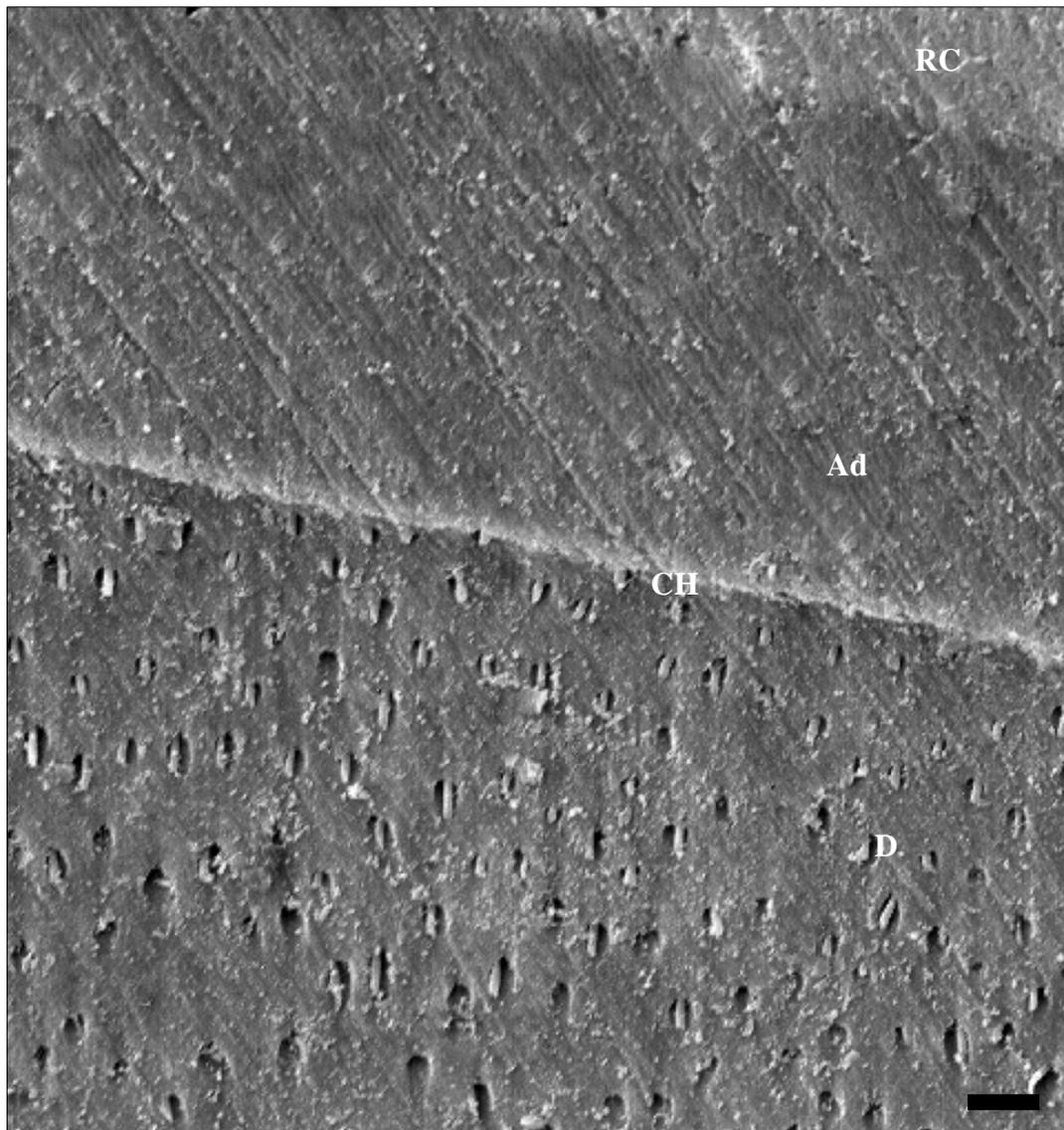


FIGURA 35 – MEV da interface adesiva irradiada com o laser de Nd:YAG do grupo experimental G2. O aumento de 500 X mostra uma camada híbrida (CH) contínua e uniforme ao longo da interface adesiva. Resina composta (RC), adesivo (Ad) e dentina (D). Barra de calibração de aproximadamente 1  $\mu\text{m}$ .

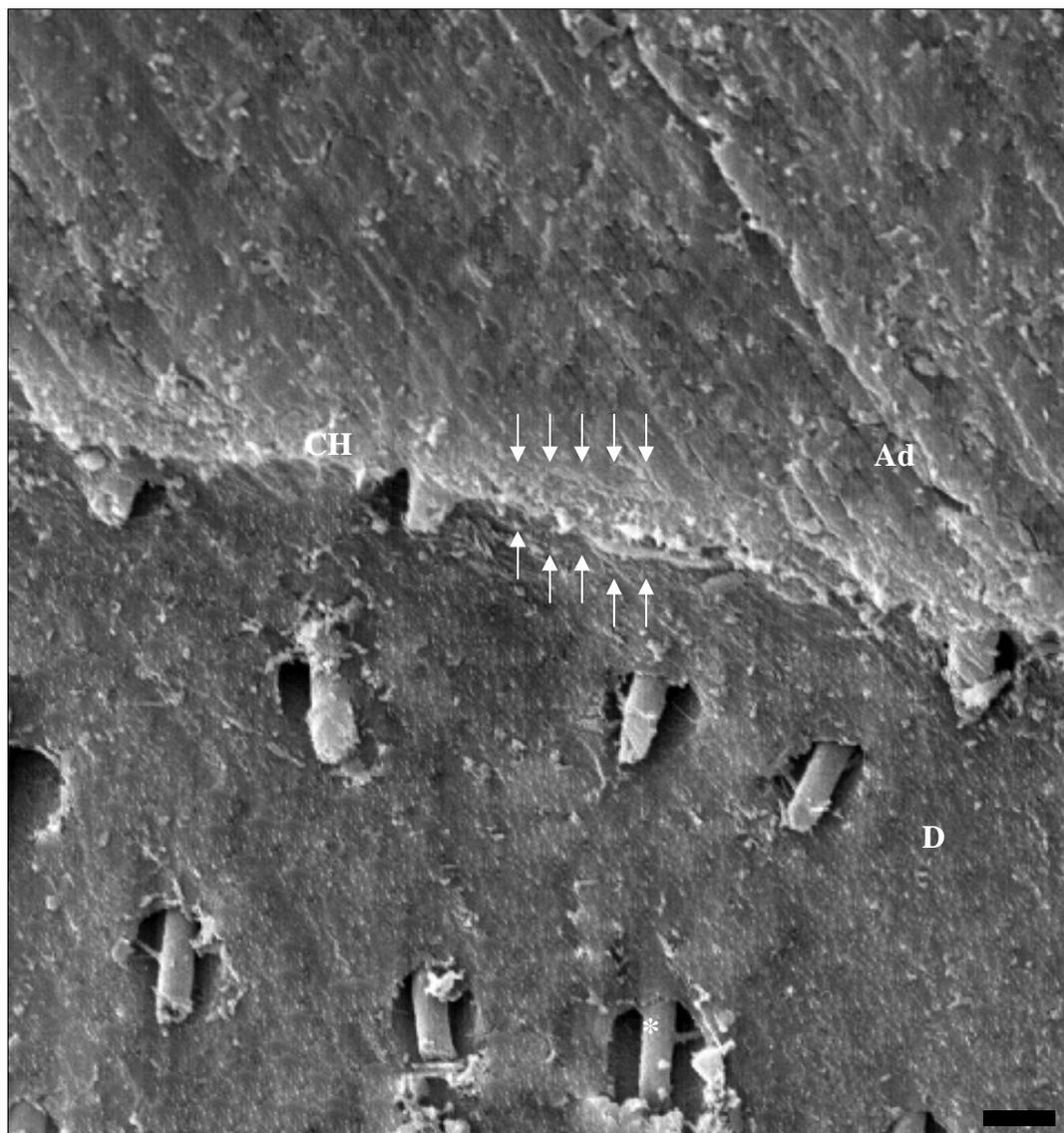


FIGURA 36 – MEV da interface adesiva irradiada com o laser de Nd:YAG do grupo experimental G2. O aumento de 2000 X mostra uma camada híbrida (CH) com um aspecto de continuidade do adesivo com o tecido dentinário (setas). Adesivo (Ad), dentina (D) e tag de resina (\*). Barra de calibração de aproximadamente 0,3  $\mu\text{m}$ .

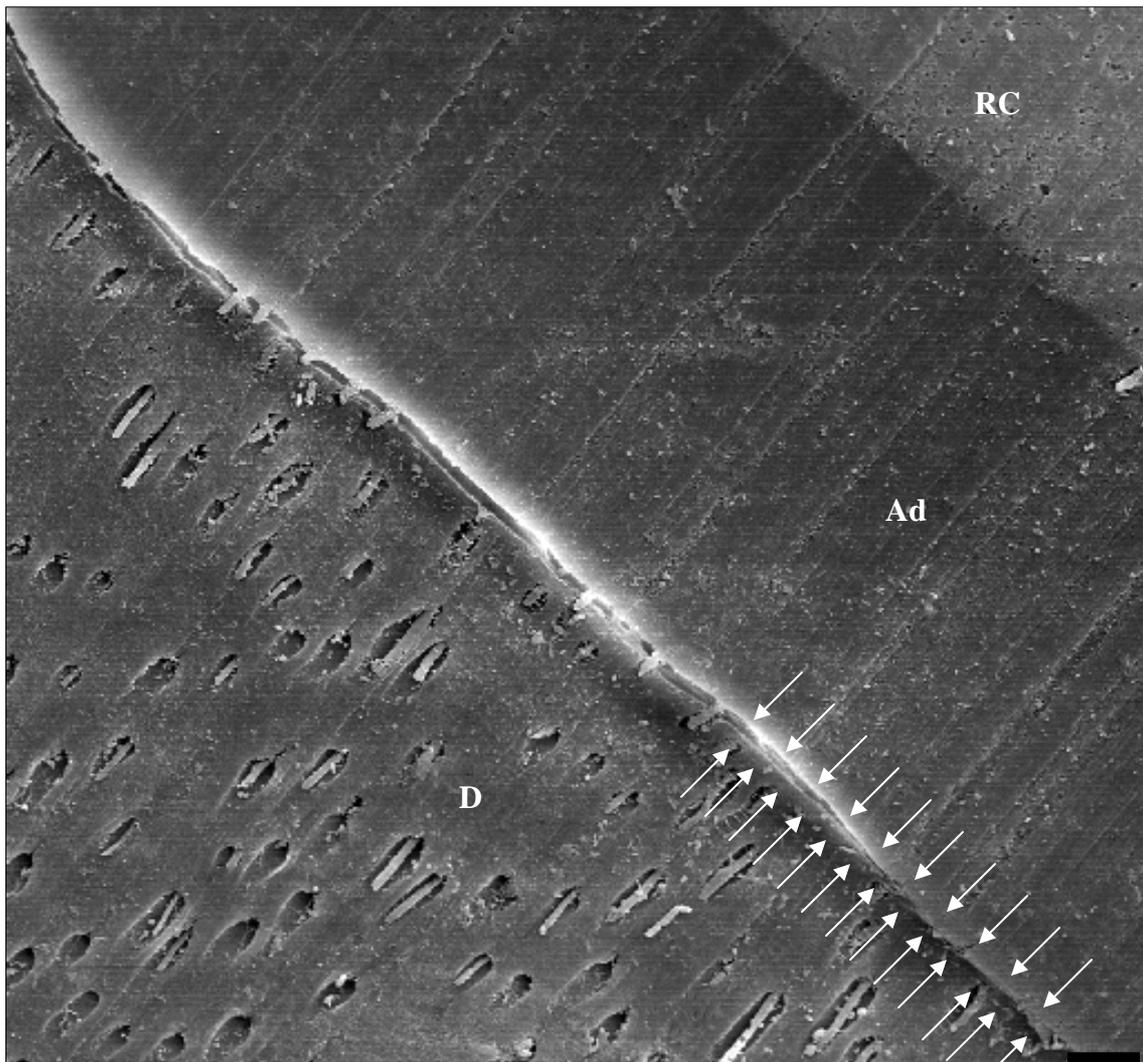


FIGURA 37 – MEV da interface adesiva da dentina irradiada com o laser de Er:YAG do grupo experimental G3. O aumento de 500 X mostra uma hibridização mal definida, com a presença de fenda (setas). Resina composta (RC), adesivo (Ad) e dentina (D). Barra de calibração de aproximadamente 1  $\mu\text{m}$ .

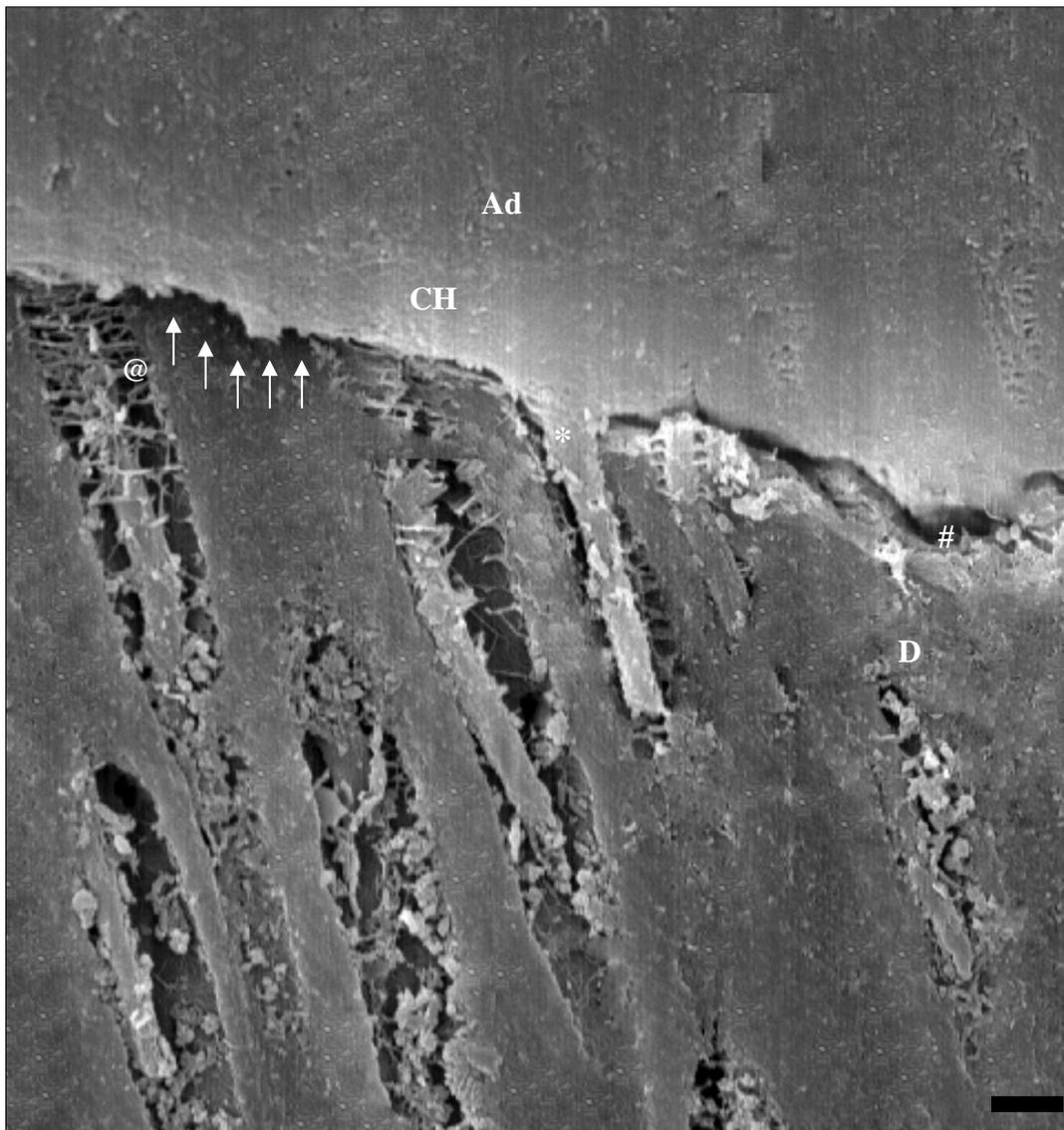


FIGURA 38 – MEV da interface adesiva da dentina irradiada com o laser de Er:YAG do grupo experimental G3. O aumento de 2000 X mostra uma camada híbrida (CH) não uniforme, fenda e uma superfície de dentina muito irregular (setas). Podemos ver também fibrilas de colágeno aderidas à dentina (#) e hibridizadas com os tags de resina (@). Adesivo (Ad), dentina (D) e tag de resina (\*). Barra de calibração de aproximadamente 0,3  $\mu\text{m}$ .

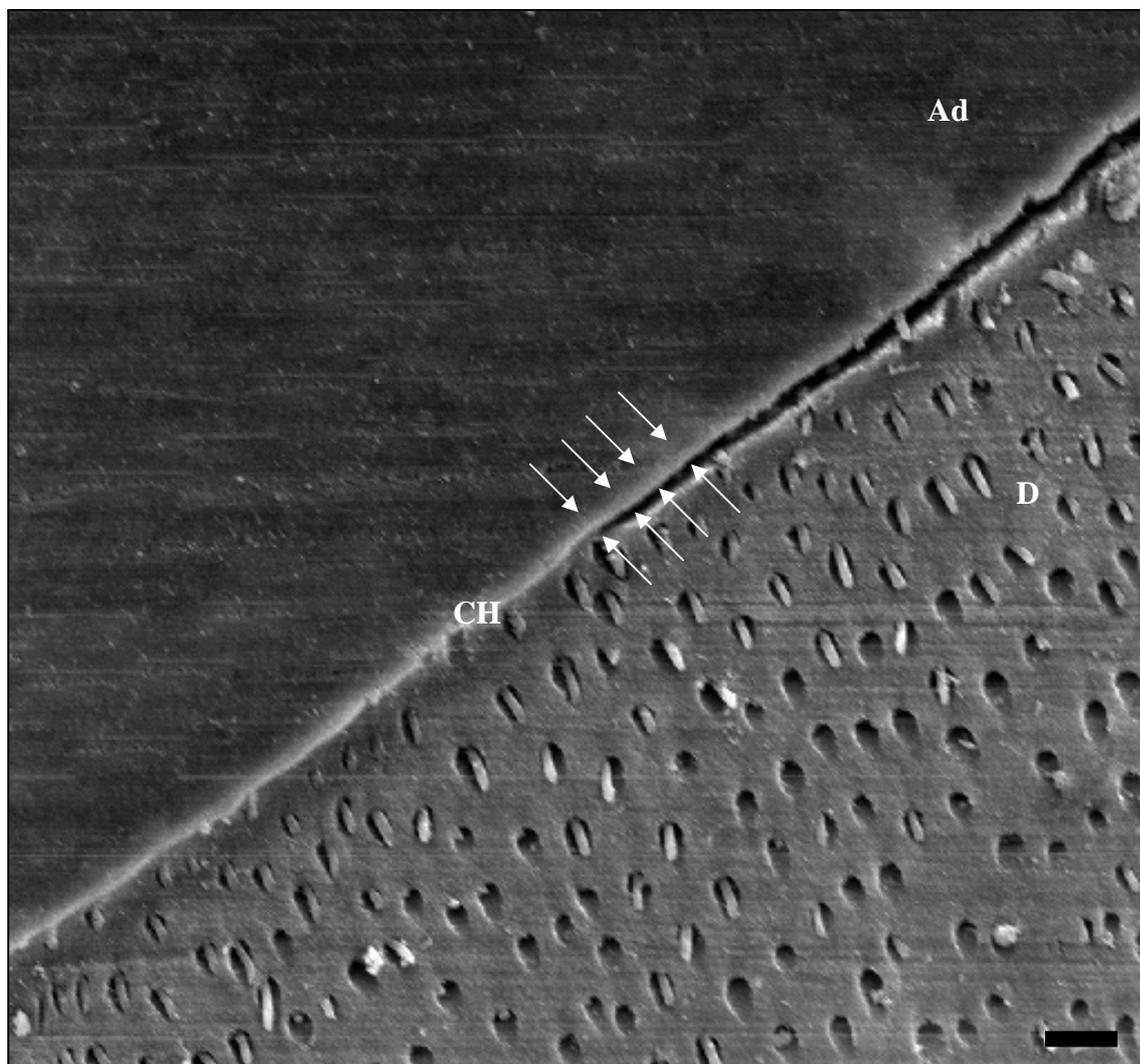


FIGURA 39 – MEV da interface adesiva irradiada com laser de Nd:YAG da dentina previamente irradiada com o laser de Er:YAG pertencente ao grupo experimental (G4). O aumento de 500 X mostra uma camada híbrida (CH) com um aspecto de continuidade do adesivo com o tecido dentinário, porém descontínuo ao longo da interface adesiva, com a presença de fenda (setas). Adesivo (Ad) e dentina (D). Barra de calibração de aproximadamente 1  $\mu\text{m}$ .

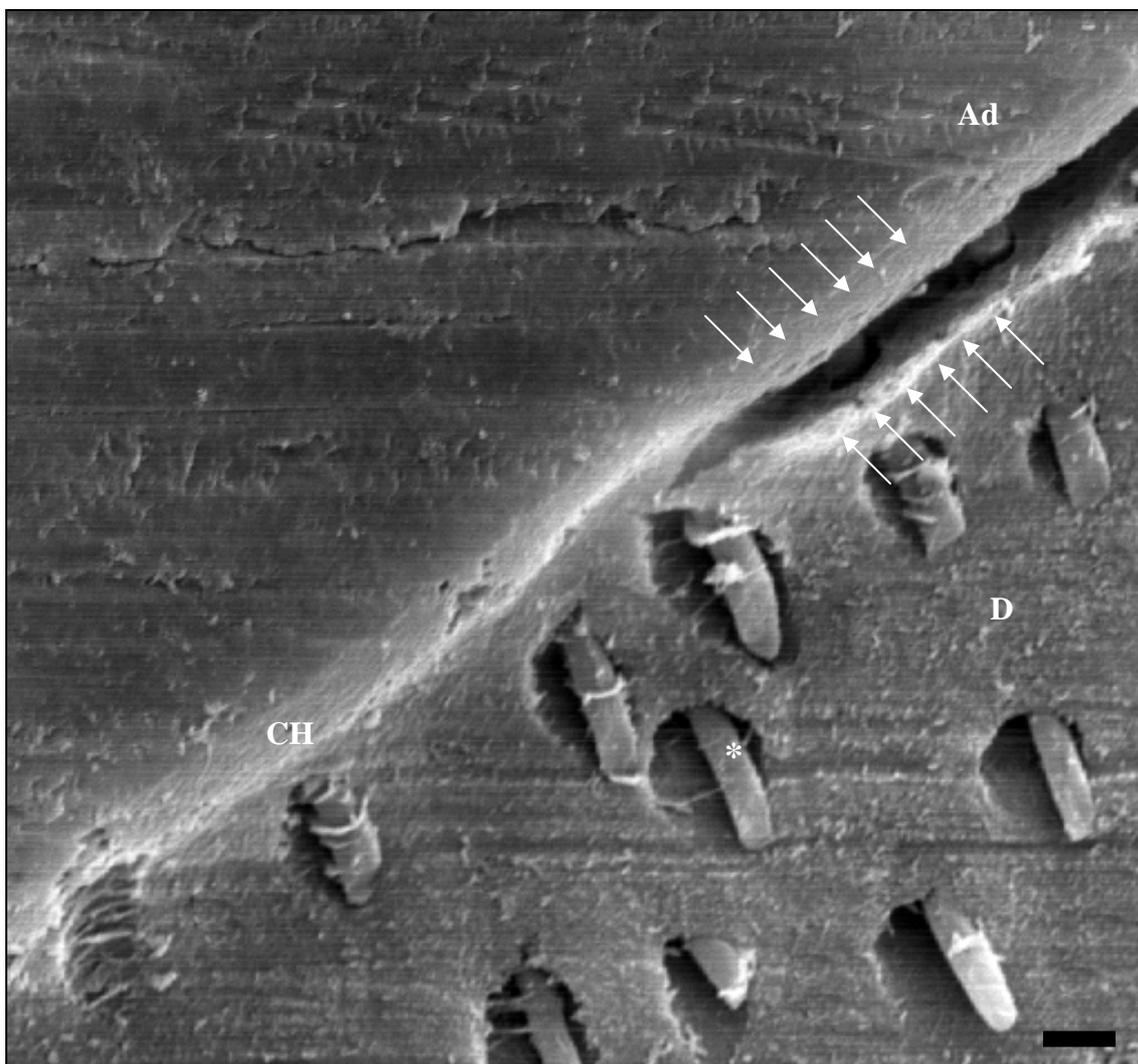


FIGURA 40 – MEV da interface adesiva irradiada com laser de Nd:YAG da dentina previamente irradiada com o laser de Er:YAG pertencente ao grupo experimental (G4). O aumento de 2000 X mostra uma camada híbrida (CH) com um aspecto de continuidade do adesivo com o tecido dentinário, porém descontínua ao longo da interface adesiva, com a presença de fenda (setas). Adesivo (Ad), dentina (D) e tag de resina (\*). Barra de calibração de aproximadamente 0,3  $\mu\text{m}$ .

## 6 Discussão

Os experimentos que envolvem lasers geralmente têm um fator preocupante: as especificações empregadas. Os parâmetros de irradiação e as características dos lasers são muito importantes em uma pesquisa por que são eles que determinam o efeito do laser sobre a amostra. Esses dados nem sempre estão disponíveis por completo nos artigos encontrados na literatura. Além disso, os equipamentos de diferentes marcas comerciais trazem características únicas, dificultando ainda mais a reprodutibilidade das pesquisas.

A análise criteriosa dos diversos estudos, descritos no Capítulo Revisão da literatura, foi a base para a determinação dos parâmetros utilizados em nosso trabalho. A experiência clínica e laboratorial do nosso grupo de pesquisa, além da realização de um plano-piloto também influenciou nessa escolha. Os parâmetros empregados em nossa pesquisa são similares aos utilizados por Castro<sup>12</sup> (2004) e Araújo et al.<sup>2</sup> (2001).

No presente estudo, a irradiação das amostras foi padronizada por um dispositivo automatizado tal como descrito nos trabalhos de Visuri et al.<sup>65,66</sup> (1996). A velocidade de irradiação do dispositivo de padronização foi determinada após minucioso estudo para a calibração do equipamento. Em nosso experimento, a sincronização dos lasers com o dispositivo de padronização permitiu a reprodutibilidade da irradiação em todas as amostras.

A resistência adesiva à dentina foi determinada pelo método de microtração. O primeiro a descrever esta técnica foi Sano et al.<sup>59</sup> (1994). O teste de microtração adota a mecânica fundamental do teste de tração convencional, a diferença marcante está na dimensão reduzida do corpo de prova. Em nosso trabalho utilizamos espécimes com área de secção transversal de aproximadamente 1 mm<sup>2</sup>.

O método de microtração tem sido amplamente empregado para se determinar a resistência de união à dentina de sistemas adesivos e

materiais restauradores<sup>11</sup>, visto que esta técnica permite múltiplas medidas em um único dente<sup>59</sup>.

Nossa pesquisa segue a mesma linha do trabalho de Sano et al.<sup>59</sup> (1994) e em vários aspectos está de acordo com a especificação ISO<sup>31</sup>, de 2003, para testes de adesão de materiais odontológicos à estrutura dental.

A análise dos tipos de fraturas após os testes de microtração foi realizada de acordo com uma metodologia baseada nos estudos de Tay et al.<sup>64</sup> (1996) e Kreidler<sup>38</sup> (2004). Tay et al.<sup>64</sup> empregaram o corante azul de toluidina e levaram os espécimes para microscopia óptica, com o intuito de investigar a impregnação do primer na interface adesiva. Kreidler empregou a rodamina B e utilizou o microscópio digital para avaliar os tipos de fraturas após os testes de microtração. Em nosso estudo, empregamos o corante azul de metileno a 2 % e fizemos as observações em um microscópio digital. O azul de metileno corou os espécimes fraturados em três tons, do azul mais claro ao mais escuro, permitindo uma rápida e nítida diferenciação dos padrões de fratura.

Outra parte do nosso experimento foi a observação da interface adesiva por meio da microscopia eletrônica de varredura (MEV). A técnica de MEV empregada em nossa pesquisa seguiu os passos descritos por Perdigão et al.<sup>56</sup> (1995), Bertrand et al.<sup>7</sup> (2004) e Carvalho et al.<sup>11</sup> (2005).

Os primeiros estudos com laser de Er:YAG mostraram que o seu comprimento de onda de 2,94  $\mu\text{m}$ , é altamente absorvido pelo esmalte e pela dentina. A remoção destes tecidos seria realizada por um processo contínuo de vaporização da água contida no esmalte e na dentina. A rápida vaporização das moléculas de água resulta em microexplosões que ejetam as partículas do tecido mineralizado. Este processo, denominado de ablação, consome quase toda energia entregue pelo laser de Er:YAG. Contudo, a energia residual é absorvida e provoca aquecimento, no entanto, sem ocorrerem danos térmicos graves<sup>29,37</sup>.

As cavidades produzidas com laser de Er:YAG em dentina foram caracterizadas por meio do microscópio eletrônico de varredura (MEV), como: ásperas e escamosas, rugosas ou irregulares<sup>9,23,24,25,34,37,44,49,50</sup>; com túbulos dentinários abertos devido à ausência de smear layer<sup>7,9,23,24,25,34,39,44,49,66</sup>; com a

dentina peritubular mais desgastada que a dentina intertubular, resultando ou não na protuberância dos túbulos dentinários<sup>7,19,24,49,50,66</sup>; além da presença de rachaduras ou microrachaduras<sup>19,24,25,34</sup>.

Estas características morfológicas têm conexão direta com o comprimento de onda de 2,94  $\mu\text{m}$  do laser de Er:YAG e a sua interação primária e ressonante com a energia de vibração da molécula de água. Para valores de fluência acima do limiar de ablação do tecido, a absorção da radiação pela água promove energia cinética suficiente à molécula para produzir pressão dentro do tecido, resultando em microexplosões. Estas microexplosões causam uma ruptura parcial do substrato e a cavidade é formada. Por outro lado, a irradiação do tecido com fluências abaixo do limiar de ablação não promove energia cinética suficiente para que as moléculas de água causem as microexplosões mencionadas<sup>44</sup>.

As imagens e os cálculos de Li et al.<sup>40</sup> (1992) e Hossain et al.<sup>30</sup> (1999) mostraram que quanto maior a fluência maior a profundidade da cavidade tanto para esmalte quanto para dentina, sendo que para dentina a profundidade da cavidade foi sempre maior que a do esmalte para a mesma fluência. Esta diferença no limiar de ablação é devido a maior quantidade de água da dentina. Pelo mesmo motivo, podem ser encontradas diferenças no limiar de ablação da dentina peritubular em relação à dentina intertubular, o que ocasionalmente promove a protuberância dos túbulos dentinários<sup>7,65</sup>.

A análise morfológica de Monghini et al.<sup>50</sup> (2004) evidencia que quanto maior a fluência empregada, maiores são os efeitos proporcionados pela ablação com laser de Er:YAG. Monghini et al.<sup>50</sup> completam que o mesmo pode ser aplicado à força adesiva, ou seja, quanto maior a fluência, menor a força de união entre o sistema restaurador adesivo e a dentina irradiada com laser de Er:YAG.

Malta et al.<sup>43</sup> (2007) concordam com a afirmação de Monghini et al.<sup>50</sup> (2004), uma vez que não encontraram diferença estatística significativa entre os grupos irradiados e não irradiados para os diferentes materiais adesivos testados, em sua pesquisa com laser de Er:YAG em dentina. A hipótese é que as baixas fluências empregadas (13,04 e 21,7  $\text{J}/\text{cm}^2$ ) não foram

suficientes para modificar a dentina a tal ponto para haver diferença estatística significativa entre os grupos irradiados e não irradiados.

No presente estudo, onde utilizamos uma fluência mais alta ( $60 \text{ J/cm}^2$ ), houve diferença estatística significativa entre as médias de adesão dos grupos G1 (28,33 MPa) e G3 (13,70 MPa), isto é entre o grupo controle e aquele no qual a dentina foi irradiada com laser de Er:YAG.

Os trabalhos publicados têm demonstrado que a irradiação da dentina com laser de Er:YAG não é favorável à adesão dos materiais resinosos. Nossa pesquisa está de acordo com vários outros autores que também encontraram que a força de união à dentina irradiada é inferior àquela não irradiada<sup>1,13,14,18,19,20,22,23,25,46,50,58</sup>.

Com o objetivo de buscar melhores valores de resistência adesiva à dentina irradiada com laser de Er:YAG, empregamos o uso do laser de Nd:YAG sobre o adesivo não polimerizado. Esta técnica, preconizada por Gonçalves et al.<sup>28</sup> (1999) com laser de Nd:YLF, baseada nos achados de Cooper et al.<sup>15</sup> (1988), vislumbra a possibilidade de melhorar a adesão à dentina a partir de uma mudança física permanente do substrato dentinário, com o seu derretimento e re-solidificação na presença dos monômeros resinosos. A formação de um novo tecido, composto de hidroxiapatita re-solidificada com monômeros resinosos poderia garantir uma união mecânica e uma afinidade química do substrato dentinário com o adesivo<sup>28</sup>.

Em seu estudo, Gonçalves et al.<sup>28</sup> (1999) encontraram os melhores resultados de força adesiva, com diferença estatística significativa em relação ao grupo controle, quando o laser de Nd:YLF irradiou o adesivo aplicado à dentina. No entanto, outros estudos, empregando a mesma técnica com o laser de Nd:YAG, não encontraram diferença estatística significativa entre os grupos irradiados e não irradiados<sup>12,47,48</sup>.

Os dados de microinfiltração de Kawaguchi et al.<sup>35</sup> (2003), mostraram que a técnica da irradiação com laser de Nd:YAG sobre o adesivo também não exibiu diferença estatística significativa em relação ao grupo controle.

Portanto, os resultados do nosso trabalho estão de acordo com vários autores<sup>12,35,47,48</sup>, uma vez que também não encontramos diferença estatística significativa entre o grupo controle (G1) e aquele no qual o adesivo foi irradiado com o laser de Nd:YAG (G2). A média do grupo G2 (30,89 MPa) foi maior que a do grupo G1 (28,33 MPa), no entanto estes grupos experimentais são semelhantes estatisticamente.

Em seu trabalho, Araujo et al.<sup>2</sup> (2001) encontraram menor micro e nanoinfiltração no grupo onde a dentina foi preparada com laser de Er:YAG e o adesivo foi irradiado com o laser de Nd:YAG. Mostrando assim uma forte tendência de melhora da adesão quando a técnica de irradiação do adesivo foi empregada sobre a dentina preparada com laser de Er:YAG.

Em nosso experimento, não houve melhora significativa da força adesiva à dentina tratada com laser de Er:YAG, quando a mesma técnica utilizada por Araújo et al.<sup>2</sup> foi empregada. A média do grupo G4 (16,07 MPa), onde a dentina foi tratada com o laser de Er:YAG e o adesivo foi irradiado com o laser de Nd:YAG, foi estatisticamente semelhante a do grupo G3 (13,70 MPa), onde a dentina foi tratada com o laser de Er:YAG.

Em suma, nosso experimento apresentou que a irradiação do sistema adesivo com o laser de Nd:YAG não foi capaz de aumentar significativamente a força de união das restaurações em dentina tratada ou não com laser de Er:YAG. Apesar disso, vemos uma forte tendência de melhora dessa adesão, já que os grupos G2 e G4, que receberam a irradiação sobre o adesivo, obtiveram maiores médias aritméticas em relação aos grupos G1 e G3, respectivamente.

De acordo com as hipóteses testadas, podemos afirmar que a hipótese nula ( $H_0$ ) foi rejeitada em relação ao uso do laser de Er:YAG, ou seja, a aplicação do laser de Er:YAG influenciou na resistência adesiva. Este resultado já era esperado, devido aos dados encontrados na literatura.

A hipótese nula ( $H_0$ ) foi aceita quando o laser de Nd:YAG foi aplicado sobre o sistema adesivo, ou seja, a aplicação do laser de Nd:YAG sobre o sistema adesivo não influenciou na resistência adesiva.

Apesar de estarmos de acordo com outros autores<sup>12,47,48</sup>, acreditávamos que a hipótese alternativa seria confirmada, concordando com Gonçalves et al.<sup>28</sup> (1999).

A hipótese nula ( $H_0$ ) também foi aceita quanto ao uso do laser de Nd:YAG sobre o sistema adesivo aplicado à dentina irradiada com o laser de Er:YAG, ou seja, a aplicação do laser de Nd:YAG sobre o sistema adesivo não influenciou na resistência adesiva à dentina irradiada com o laser de Er:YAG.

Nosso estudo é o primeiro trabalho de resistência adesiva empregando esta técnica. Na literatura, há apenas um estudo, no entanto, a pesquisa é sobre micro e nanoinfiltração<sup>2</sup>. Os excelentes resultados da pesquisa de Araújo et al.<sup>2</sup>, em 2001, encorajou-nos a realizar o presente trabalho.

Com relação à análise fractográfica, encontramos um maior número de fraturas adesivas e em seguida das mistas, em todos os grupos experimentais. Apenas duas fraturas coesivas da dentina e quatro fraturas coesivas da resina foram registradas. Nossos dados são similares aos encontrados por Burnett et al.<sup>8</sup>, em 2001 e Gonçalves et al.<sup>27</sup>, em 2002, onde também foi computado um maior número de fraturas adesivas em todos os grupos.

As falhas adesivas ocorreram, na sua grande maioria, somente nos grupos onde o laser de Er:YAG foi empregado, no estudo de Ceballos et al.<sup>13</sup> (2002) e Monghini et al.<sup>50</sup> (2004). Adicionalmente, no grupo controle, onde a dentina não foi irradiada com o laser de Er:YAG, Ceballos et al.<sup>13</sup> encontraram predominância das fraturas mistas, enquanto que Monghini et al.<sup>50</sup> encontraram um número maior de fraturas coesivas. Estes resultados concordam parcialmente com os dados de Burnett et al.<sup>8</sup> (2001), Gonçalves et al.<sup>27</sup> (2002) e com a presente pesquisa.

Os resultados de Ramos et al.<sup>58</sup> (2004) também concordam parcialmente com os nossos dados e conseqüentemente com os achados de Burnett et al.<sup>8</sup> (2001), Gonçalves et al.<sup>27</sup> (2002) e Ceballos et al.<sup>13</sup> (2002). Ramos et al.<sup>58</sup> revelaram um maior número de fraturas adesivas e um predominante número de fraturas mistas, nos grupos não irradiados e irradiados, respectivamente.

O número pequeno de fraturas coesivas da dentina encontrado em nosso estudo é um excelente resultado se considerarmos os achados de Sano et al.<sup>59</sup>, em 1994, os quais revelaram que a força coesiva da dentina é 104 ( $\pm 16,3$ ) MPa; um valor muito acima das médias encontradas em nosso estudo. Em uma pesquisa onde os valores não são muito elevados, é mais provável que a falha na dentina seja resultante de uma distribuição anormal de tensões durante o ensaio, do que da ruptura da sua resistência coesiva<sup>59</sup>. Portanto, acreditamos que os nossos resultados, onde houve uma predominância das fraturas adesivas e em seguida das fraturas mistas, são dados mais próximos da realidade.

As características da dentina após a irradiação, levaram alguns autores<sup>40,49</sup> a acreditar que a rugosidade e a ausência da smear layer após a ablação com laser de Er:YAG, poderia melhorar a união dos materiais restauradores adesivos. Para Visuri et al.<sup>66</sup> (1996), os túbulos dentinários abertos após a irradiação com laser de Er:YAG poderiam eliminar a necessidade do condicionamento ácido da dentina como um pré-tratamento para a adesão de resinas compostas. Foi preconizado, neste momento, o condicionamento da dentina com laser de Er:YAG, porém, esta alternativa não foi confirmada pelos estudos subseqüentes<sup>13,19,25,46,54,60</sup> e o condicionamento da dentina com ácido fosfórico a 35 ou 37 % manteve-se indispensável antes da aplicação dos sistemas adesivos de condicionamento total.

No entanto, as pesquisas de Visuri et al.<sup>66</sup> (1996) e Kameyama et al.<sup>33</sup> (2000), demonstraram que as superfícies irradiadas com laser de Er:YAG resultaram em altos valores de adesão em relação às não irradiadas e que o uso do ácido fosfórico diminuía a adesão. Em contradição, Chimello et al.<sup>14</sup> (2002), mostraram que foi necessária a combinação do laser de Er:YAG com o ácido para promover valores de adesão similares àqueles do tratamento convencional. Ceballos et al.<sup>13</sup> (2002), De Munck et al.<sup>19</sup> (2002) e Eguro et al.<sup>23</sup> (2002), encontraram um aumento da força adesiva quando o ácido fosfórico foi usado após a irradiação, embora os valores não alcançassem os obtidos no grupo controle.

Em nosso estudo empregamos o condicionamento ácido em todos os grupos testados. Comparando nossos resultados com os encontrados na literatura, discordamos de Chimello et al.<sup>14</sup> (2002), pois o uso do ácido fosfórico após a irradiação da dentina com laser de Er:YAG não foi capaz de promover valores de adesão similares ao do grupo controle. Por isso estamos de acordo com Ceballos et al.<sup>13</sup> (2002), De Munck et al.<sup>19</sup> (2002) e Eguro et al.<sup>23</sup> (2002).

Segundo Kataumi et al.<sup>34</sup>, em 1998, o uso do ácido fosfórico sobre a dentina irradiada resultou em uma camada híbrida com espessura equivalente a da dentina não irradiada, em torno de 5  $\mu\text{m}$ , porém, uma análise mais criteriosa descobriu irregularidades nesta interface adesiva.

A aplicação do ácido fosfórico também foi importante para a formação da camada híbrida sobre a dentina irradiada, na pesquisa de Oda et al.<sup>54</sup> (2001). A comparação das fotomicrografias sem o uso do condicionamento ácido, revelou uma superposição da resina sobre a dentina irradiada. Somente quando o laser de Er:YAG foi associado ao condicionamento ácido, houve penetração da resina na dentina. Entretanto, este embricamento não foi considerado satisfatório.

O padrão de interação entre a resina e a dentina tratada com laser de Er:YAG foi caracterizado com sinais de hibridização mal definidos no trabalho de Schein et al.<sup>61</sup> (2003). A análise morfológica da interação entre resina e dentina revelou que as zonas de hibridização nas cavidades preparadas com laser eram difíceis de serem encontradas devido à escassez e descontinuidade da área de interdifusão ao longo da interface adesiva, corroborando com Kataumi et al.<sup>34</sup> (1998). Tags foram observados em menor número e mais finos do que os encontrados no grupo não irradiado e a sua hibridização, embora não freqüente, foi encontrada e ligada à presença da hibridização da dentina intertubular.

Segundo Ramos et al.<sup>58</sup> (2004), a análise das interfaces adesivas revelou a formação de uma consistente, contínua e bem definida camada híbrida, quando os protocolos de união foram feitos em substratos de dentina não irradiados. Adicionalmente, foram encontrados tags de resina de comprimentos variados e formato cônico com a base larga selando a entrada dos túbulos

dentinários e afunilando-se dentro deles. Contrariamente, e concordando com Kataumi et al.<sup>34</sup> (1998) e Schein et al.<sup>61</sup> (2003), para os grupos irradiados com laser de Er:YAG foi evidenciada a formação de camadas híbridas mal definidas exibindo um padrão descontínuo e irregular ao longo da interface. Em muitas amostras, principalmente naquelas nos quais os primers autocondicionantes foram usados, a zona de interdifusão foi dificilmente identificada. Também foi observada a formação de tags de resina finos e poucos pronunciados como no trabalho de Schein et al.<sup>61</sup> (2003), com paredes paralelas e diâmetro similar ao lúmen do túbulo original. Além disso, sinais consistentes de hibridização na transição entre a dentina peritubular e a dentina intertubular foram raramente vistos.

Para Bertrand et al.<sup>7</sup> (2004), o laser de Er:YAG é menos efetivo na dentina peritubular e não alarga os orifícios dos túbulos, promovendo uma aparência de microcrateras nas superfícies. Mesmo assim, os monômeros podem penetrar dentro dos túbulos e formar tags de resina com uma configuração particular: tamanho menor na base e um formato regular em todo o comprimento sem nenhum alargamento no formato de funil na parte dos orifícios dos túbulos. Bertrand et al.<sup>7</sup> adicionam que, por causa da natureza rugosa da superfície condicionada com laser e da presença de túbulos dentinários abertos, o mecanismo retentivo micromecânico parece ser mais efetivo. Entretanto, a hibridização não ocorre nem na superfície de dentina nem no orifício dos túbulos, o que não promove um adequado selamento da dentina. O pré-tratamento com ácido da superfície irradiada permite o selamento da superfície dentinária e o aumento do diâmetro dos tags de resina. Mas a presença dos tags não significa a sua hibridização. A análise de Bertrand et al.<sup>7</sup> corrobora em vários aspectos com Schein et al.<sup>61</sup> (2003) e Ramos et al.<sup>58</sup> (2004).

As mesmas características da camada híbrida relatadas por autores supracitados podem ser encontradas também no estudo de Sassi et al.<sup>60</sup>, em 2004. Nesta pesquisa, o laser de Er:YAG não associado ao ácido produziu uma interface sem camada híbrida para os adesivos de condicionamento total, estando de acordo Oda et al.<sup>54</sup> (2001). Enquanto isso, para o sistema

autocondicionante foi observada a formação de uma camada híbrida fina e não homogênea. O laser de Er:YAG não age em profundidade nem na largura do orifício dos túbulos resultando na formação de tags finos e não cônicos nos grupos onde o laser não foi associado ao ácido, concordando nesta parte com Bertrand et al.<sup>7</sup> (2004). Para Sassi et al.<sup>60</sup>, o condicionamento ácido subsequente pode não prover a exposição adequada de fibras colágenas, assim contribuindo para formar uma camada híbrida irregular, de acordo com Kataumi et al.<sup>34</sup> (1998), Schein et al.<sup>61</sup> (2003) e Ramos et al.<sup>58</sup> (2004), ou não formar a zona de interdifusão, ou até mesmo não promover a hibridização da dentina intertubular, criando tags reduzidos em tamanho e quantidade, estando de acordo com Schein et al.<sup>61</sup> (2003) e Ramos et al.<sup>58</sup> (2004).

Dunn et al.<sup>22</sup>, em 2005, corroborando com vários autores já citados<sup>7,54,58,60,61</sup> descreveram que a microscopia eletrônica de varredura da interface adesiva, da dentina preparada e condicionada com laser, mostrou uma superfície altamente irregular, escamosa e com fissuras, além de áreas sem nenhuma ou com pobre hibridização.

Em nosso trabalho, o grupo controle (G1) apresentou uma camada híbrida bem definida, uniforme e contínua ao longo de toda interface adesiva, além de tags de resina com morfologia de funil, com a base larga voltada para o orifício dos túbulos, promovendo um adequado selamento da dentina. Morfologia similar foi encontrada nos estudos de Ramos et al.<sup>58</sup> (2004), Kataumi et al.<sup>34</sup> (1998) e Schein et al.<sup>61</sup> (2003). Estas características representam uma ótima qualidade de adesão, estando de acordo com os dados encontrados nos testes de microtração. A presença de poucos tags de resina na imagem representativa deste grupo experimental pode ser resultado do tratamento especial das amostras para observação no MEV<sup>7</sup>. Os tags de resina podem ter sido perdidos durante o desgaste dos hemi-discos ou estão obscuros por trás dos túbulos dentinários.

A interface adesiva do grupo experimental G2, onde foi aplicado o laser de Nd:YAG sobre o sistema adesivo, apresentou uma camada híbrida com as mesmas características visualizadas no grupo controle e também

encontradas nos estudos de Ramos et al.<sup>58</sup> (2004), Kataumi et al.<sup>34</sup> (1998) e Schein et al.<sup>61</sup> (2003). No entanto, uma análise mais apurada revelou uma camada híbrida com um aspecto particular de continuidade com a dentina, evidenciando uma possível mudança do substrato dentinário na presença do sistema adesivo, provocada pela irradiação com o laser de Nd:YAG. Tal aspecto, também encontrado por Gonçalves et al.<sup>28</sup>, em 1999, pode ser o responsável pelos altos valores de adesão registrados neste grupo experimental.

A análise da interface adesiva da amostra irradiada com o laser de Er:YAG (G3), evidenciou uma camada híbrida mal definida, irregular e descontínua, com a presença de fenda ao longo da interface adesiva, estando de acordo com vários autores<sup>34,58,60,61</sup>; além de um aspecto de microcrateras na dentina, corroborando com Bertrand et al.<sup>7</sup>, em 2004. Apesar destas características, houve penetração da resina na dentina com a formação de tags de resina. Porém, estes tags se apresentaram cilíndricos e finos, como nos trabalhos de Schein et al.<sup>61</sup>, em 2003, Ramos et al.<sup>58</sup>, em 2004, Bertrand et al.<sup>7</sup>, em 2004 e Sassi et al.<sup>60</sup>, em 2004. Adicionalmente, podemos dizer que a penetração da resina não promoveu adequado selamento dos túbulos dentinários, em concordância com Oda et al.<sup>54</sup>, em 2001. Esta análise morfológica nos leva a crer que todas as características citadas anteriormente estão diretamente associadas aos baixos valores de adesão encontrados neste grupo experimental.

A superfície de dentina do grupo experimental G4 foi tratada com o laser de Er:YAG e em seguida recebeu a irradiação com laser de Nd:YAG sobre o adesivo não polimerizado. A análise morfológica da interface adesiva desta amostra reuniu as mesmas características apresentadas nos grupos G2 e G3, simultaneamente. O estudo revelou uma camada híbrida parcialmente bem definida e contínua, com um aspecto de ótimo selamento e ao mesmo tempo a presença de fenda em outra área. A penetração da resina com a formação de tags também foi constatada. Provavelmente houve uma modificação da dentina após a irradiação do adesivo com laser de Nd:YAG, devido a propagação de grande parte da energia em forma de calor atingindo também a camada de tecido dentinário, porém esta modificação não foi uniforme devido aos efeitos provocados pelo laser

de Er:YAG. As características morfológicas exibidas neste grupo experimental parecem estar diretamente relacionadas com os valores de força de adesão encontrados nos testes de microtração.

Para Nakabayashi et al.<sup>52</sup> (1982), a boa adesão não é promovida apenas com a formação dos tags de resina. A remoção da smear layer e a desmineralização da dentina para exposição das fibrilas de colágeno melhora a força de união dos materiais restauradores adesivos. O monômero impregnado nas fibrilas de colágeno expostas conferem alta força de adesão aos sistemas adesivos devido à formação da zona de interdifusão dentina/resina ou camada híbrida<sup>51,53</sup>.

Em nosso estudo, apesar da presença evidente de tags de resina, os menores valores de adesão foram encontrados justamente onde a camada híbrida revelou-se mal definida e descontínua ao longo da interface adesiva, estando, portanto, de acordo com os estudos de Nakabayashi<sup>51,52,53</sup>.

Nas pesquisas de Ceballos et al.<sup>13</sup> (2002) e Eguro et al.<sup>23</sup> (2002), as fibrilas de colágeno foram encontradas fusionadas aderidas à dentina. A presença desta camada fusionada e sem espaços interfibrilares, provavelmente restringiu a difusão da resina dentro da sub-superfície da dentina intertubular, resultando numa menor força de adesão. Ceballos e co-autores especulam que algum grau de geração de calor é inevitável com o uso do laser de Er:YAG.

O aspecto morfológico da matriz de dentina irradiada e desmineralizada foi avaliado por Schein et al.<sup>61</sup> (2003), devido a importância da rede de colágeno exposta para a hibridização. Nas amostras não irradiadas e condicionadas com ácido fosfórico, foram evidenciados túbulos dentinários livres de smear plugs com o orifício dilatado devido à remoção da fase inorgânica da dentina peritubular. Fibras colágenas e anastomoses entre os túbulos também foram encontradas. Por outro lado, não foi observada uma matriz de colágeno aberta, mesmo após o condicionamento com ácido fosfórico da dentina nos espécimes irradiados com laser de Er:YAG. Em outras palavras, não foram encontradas fibrilas de colágeno formando uma rede porosa responsável pelo aumento da energia de superfície da dentina.

Ishizaka et al.<sup>32</sup>, em 2002, constataram a redução do conteúdo orgânico da dentina após a irradiação com laser de Er:YAG. Além da desnaturação do colágeno houve também a diminuição no número de processos odontoblásticos dentro dos túbulos dentinários em comparação com as amostras não irradiadas. Ishizaka et al.<sup>32</sup> sugerem que os materiais orgânicos da camada superficial da dentina podem ter sido desnaturados por meio do calor produzido durante o processo de irradiação com laser de Er:YAG. Ou seja, os materiais orgânicos contidos dentro da dentina foram decompostos devido ao efeito fototérmico. Para os autores, as interações fototérmicas acontecem por meio de fótons de alta energia que agem diretamente nas moléculas resultando em mudanças nas propriedades físicas e químicas dos tecidos irradiados.

Mudanças químicas foram constatadas por Matsumoto et al.<sup>49</sup>, em 2003, após a irradiação da dentina com laser de Er:YAG. As análises mostraram uma maior quantidade de Ca e P em peso nas amostras irradiadas. Para os autores, o aumento da porcentagem de Ca e P resultou da evaporação dos componentes orgânicos devido ao efeito térmico provocado pela irradiação com laser de Er:YAG.

Uma camada de desnaturação térmica de espessura de aproximadamente 40 µm, amorfa e não fibrosa, foi registrada por Fujitani et al.<sup>25</sup>, em 2003. Para os autores, o calor resultante pode ter desnaturado superficialmente as fibras colágenas da dentina e isto pode ter afetado as propriedades adesivas dos sistemas restauradores.

O mesmo foi encontrado por Benazzato, Stefani<sup>6</sup>, em 2003. Nas áreas tratadas com o laser de Er:YAG e então condicionadas com ácido, o colágeno da dentina intertubular pareceu derretido, com aspecto similar a uma vitrificação. Benazzato, Stefani<sup>6</sup> destacam que fibras colágenas foram encontradas, assemelhando-se àquelas do grupo controle, somente na primeira parte dos túbulos dentinários.

Para Ramos et al.<sup>58</sup> (2004), corroborando com Ceballos et al.<sup>13</sup> (2002), Eguro et al.<sup>23</sup> (2002), Ishizaka et al.<sup>32</sup> (2002) e Fujitani et al.<sup>25</sup> (2003), o laser de Er:YAG exerce um efeito deletério nos componentes orgânicos e

mineral da dentina e assim prejudica a interação dos sistemas adesivos com o substrato irradiado.

Em nosso estudo também encontramos um aspecto de fibras colágenas derretidas ou fusionadas, sem estar formando uma rede porosa, parecendo estarem aderidas à superfície da dentina irradiada com laser de Er:YAG, corroborando com os trabalhos de Ceballos et al.<sup>13</sup> (2002), Eguro et al.<sup>23</sup> (2002), Ishizaka et al.<sup>32</sup> (2002), Benazzato, Stefani<sup>6</sup> (2003), Fujitani et al.<sup>25</sup> (2003) e Schein et al.<sup>61</sup> (2003). Este aspecto das fibrilas de colágeno, certamente restringiu a interdifusão da resina na dentina intertubular, estando de acordo com Ceballos et al.<sup>13</sup> (2002) e Eguro et al.<sup>23</sup> (2002). A desnaturação das fibrilas de colágeno superficiais pode ter sido o principal motivo da redução da adesão, observada quando o laser de Er:YAG foi empregado<sup>13,23,25,58</sup>.

Camerlingo et al.<sup>9</sup>, em 2004, mostraram que as alterações na dentina irradiada com laser de Er:YAG estão diretamente ligadas à largura de pulso do laser. Dependendo deste ajuste, o tratamento com laser de Er:YAG pode determinar diferentes micro-ambientes químicos na superfície de dentina tratada. Análises da dentina após a irradiação com pulsos muito longos permitiram concluir resultados similares àqueles obtidos com a broca mecânica convencional. O estudo destes autores indicou que o decréscimo da duração de pulso aumenta a eficiência da ablação, mas também induz a danos, tais como modificações no colágeno da dentina. De uma forma ou de outra, para Carmelino et al.<sup>9</sup>, as modificações do colágeno implicam na necessidade do desenvolvimento de novas classes de materiais restauradores com ótimas propriedades de interação com a superfície de dentina tratada com laser de Er:YAG.

O laser de Er:YAG não afeta somente a matriz orgânica da dentina, mas também muda levemente a sua estrutura inorgânica, segundo Lee et al.<sup>39</sup>, em 2004, e de acordo com Ceballos et al.<sup>13</sup> (2002), Eguro et al.<sup>23</sup> (2002), Ishizaka et al.<sup>32</sup> (2002), Fujitani, et al.<sup>25</sup> (2003) e Ramos et al.<sup>58</sup> (2004).

Os resultados das análises de Soares et al.<sup>62</sup> (2006) estão também de acordo com os autores citados no parágrafo anterior. Estes autores observaram que quanto maior a energia entregue, maiores eram as mudanças na

hidroxiapatita e no colágeno. A energia de 80 mJ, a menor empregada neste estudo, foi também a que reduziu menos o conteúdo mineral e orgânico, enquanto que a energia de 180 mJ foi a que proveu maiores danos as matrizes de dentina.

Para Bachmann et al.<sup>5</sup>, em 2005, a ablação da dentina com laser de Er:YAG produziu mudanças na composição e conformação da matriz orgânica (colágeno), no radical OH<sup>-</sup> e na presença de água após a irradiação com fluências abaixo de 1,9 J/cm<sup>2</sup>. Os resultados do seu estudo mostraram uma diminuição na quantidade de água com aumento da fluência. Foi observada também uma possível degradação parcial do colágeno.

Outro artigo de Bachmann et al.<sup>4</sup>, ainda em 2005, concluiu que a perda de água pelo aquecimento reduz a estabilização da estrutura do colágeno e isto pode causar mudanças na conformação da molécula. Bachmann et al.<sup>4</sup> acreditam que as quebras das pontes de hidrogênio são provavelmente o principal processo responsável pela mudança na conformação do colágeno. Com menos quantidade de água, as pontes de hidrogênio que determinam a estabilização da estrutura alfa-hélice do colágeno é perdida. Estas pontes podem ser restauradas após a re-hidratação e a estrutura do colágeno volta a ser como era antes, para as amostras aquecidas abaixo de 175 °C. Acima disso, os resultados mostram que a reversão da estrutura do colágeno é parcial e a restituição das pontes de hidrogênio é, provavelmente, também parcial. Como as moléculas de colágeno estão estáveis à elevação de temperatura abaixo de 175 °C podemos identificar como 175-200 °C a temperatura de desnaturação do colágeno dentinário.

Ainda de acordo com Bachmann et al.<sup>4</sup> (2005), o efeito térmico observado após a irradiação de qualquer laser de alta intensidade se origina a partir da absorção da irradiação pelos componentes químicos dos tecidos e conseqüente conversão para energia térmica.

Considerações sobre a temperatura remanescente da dentina após a irradiação com laser de Er:YAG foram relatadas por Fujitani et al.<sup>25</sup>, em 2003, os quais encontraram uma geração de calor de 200 °C na superfície irradiada. Para Courrol et al.<sup>16</sup> (2003), o pulso focalizado do laser de Er:YAG é

fortemente absorvido pelo dente e o efeito térmico é altamente localizado e restrito à região perto da superfície dental. Visuri et al.<sup>65</sup> (1996) encontraram um aumento de temperatura de até 3 °C, dentro da câmara pulpar, após irradiação da dentina sob refrigeração com spray de água. Esta elevação de temperatura está dentro do limite de 5,5 °C preconizado por Zach, Cohen<sup>68</sup> (1965). Estes pesquisadores descreveram a perda da vitalidade pulpar em 15 % dos dentes após o aumento da temperatura, in vivo, de 5,5 °C. Segundo Armengol et al.<sup>3</sup> (2000), a resposta de temperatura do laser de Er:YAG é similar ao da alta rotação.

Fujitani et al.<sup>25</sup> (2003) empregando o laser de Er:YAG com parâmetros de 60 mJ e 10 Hz registraram um aumento de temperatura de 200 °C, como dito no parágrafo anterior. Segundo Bachmann et al.<sup>4</sup> (2005), a temperatura de desnaturação do colágeno é de 175-200 °C. Em nosso estudo utilizamos o laser de Er:YAG com parâmetros de 300 mJ por pulso e 5 Hz. Por isso, provavelmente, de acordo com os trabalhos de Fujitani et al.<sup>25</sup> (2003) e Bachmann et al.<sup>4</sup> (2005), atingimos o limiar de 175-200 °C provocando a desnaturação do colágeno.

Os achados da nossa pesquisa parecem dizer que o calor provocado pelo laser de Er:YAG foi rapidamente dissipado na superfície da dentina irradiada, concordando com Courrol et al.<sup>16</sup> (2003). Visto que, a microscopia eletrônica de varredura aparentou exibir fibrilas de colágeno desnaturadas apenas na superfície da dentina, pois fibrilas de colágeno em seu aspecto normal, foram encontradas hibridizando-se com os tags de resina logo abaixo da entrada dos túbulos dentinários<sup>6</sup>.

Marraccini et al.<sup>45</sup> (2006), corroborando com Ceballos et al.<sup>13</sup> (2002), Eguro et al.<sup>23</sup> (2002), Ishizaka et al.<sup>32</sup> (2002), Benazzato, Stefani<sup>6</sup> (2003); Fujitani et al.<sup>25</sup> (2003), Yamauti et al.<sup>67</sup> (2003), Lee et al.<sup>39</sup> (2004), Ramos et al.<sup>58</sup> (2004) e Bachmann et al.<sup>5</sup> (2005), relataram que durante a irradiação com laser de Er:YAG houve uma desnaturação do colágeno nas camadas superficiais da dentina.

Como vimos, as características da dentina após a irradiação com laser de Er:YAG não são compatíveis com os materiais adesivos atuais. A desnaturação térmica do colágeno provocada pela irradiação com laser de

Er:YAG<sup>5,6,13,23,25,32,39,58,67</sup> não permite ou dificulta a formação da camada híbrida<sup>34,54,60,61</sup>, principal responsável pela adesão<sup>51,52,53</sup>.

Os materiais restauradores adesivos foram desenvolvidos para a adesão à dentina cortada por instrumentos rotatórios<sup>34,57</sup>. Por isso, alguns autores<sup>20,23,25,41</sup> sugerem o emprego de dispositivos ou técnicas para remover a dentina modificada pelo laser ou devolver a ela as características da dentina cortada por broca.

Com o objetivo de eliminar por completo a camada de dentina modificada pelo laser de Er:YAG, Fujitani et al.<sup>25</sup> (2003), associaram o uso do ácido fosfórico a 37 % com o hipoclorito de sódio a 10 % antes da aplicação dos sistemas adesivos. Esta combinação resultou na eliminação do conteúdo orgânico e inorgânico alterado pelo laser e, conseqüentemente, na reversão dos valores de adesão a valores semelhantes aos obtidos com a dentina desgastada por ponta em alta rotação.

Outro estudo que podemos destacar é o de Eguro et al.<sup>23</sup> (2002). Estes pesquisadores sugerem o uso do jato abrasivo com o objetivo de criar uma smear layer para melhorar a adesão à dentina irradiada com laser de Er:YAG. O emprego do jato abrasivo resultou em uma obliteração parcial dos túbulos dentinários e a adesão desta superfície foi melhor do que aquela onde somente o laser foi usado.

Outra técnica sugerida, relatada por Lizarelli et al.<sup>41</sup> (2004), em uma pesquisa sobre microinfiltração, é o re-umedecimento da superfície irradiada com uma solução de HEMA. A solução testada pareceu melhorar a interação sistema adesivo/dentina, mostrando resultados similares no comportamento das restaurações, independentemente da ferramenta de corte, broca ou laser.

Em 2005, Donadio-Moura et al.<sup>20</sup>, sugeriram uma base de resina flow, com o objetivo de aproveitar seu ótimo escoamento na superfície irregular da dentina caracterizada pelo laser de Er:YAG. Os resultados desta pesquisa mostraram que a técnica foi eficaz, uma vez que houve semelhança entre os grupos controle e aqueles irradiados que receberam a base de resina flow.

Em nosso estudo, irradiamos com o laser de Nd:YAG o adesivo aplicado à dentina tratada com o laser de Er:YAG. Nossa hipótese era que o derretimento e a re-solidificação da dentina na presença dos monômeros resinosos<sup>28</sup>, revertissem os valores de adesão aos níveis encontrados no grupo controle. No entanto essa hipótese não foi confirmada. Apesar disso, encontramos uma forte tendência de melhora na força de união quando o laser de Nd:YAG foi empregado sobre o adesivo.

Acreditamos que mais estudos sejam necessários para determinar o verdadeiro potencial da técnica preconizada por Gonçalves et al.<sup>28</sup>, em 1999.

## **7 Conclusão**

De acordo com a metodologia e condições experimentais empregadas neste estudo, podemos concluir e julgar lícito que:

- a irradiação do sistema adesivo com o laser de Nd:YAG não foi capaz de aumentar significativamente a força de união das restaurações em dentina tratada ou não com laser de Er:YAG;
- a energia térmica residual, resultante do processo de ablação com o laser de Er:YAG, foi o fator predominante que comprometeu a adesão, por meio da desnaturação das fibrilas de colágeno, dificultando ou impedindo a formação de uma camada híbrida contínua e definida ao longo de toda interface adesiva, mesmo após a irradiação do agente de união com o laser de Nd:YAG.

## 8 Referências\*

1. Aizawa K, Kameyama A, Kato J, Amagai T, Takase Y, Kawada E, et al. Resin bonding to dentin irradiated by high repetition rate Er:YAG laser. *Photomed Laser Surg.* 2006; 24:397-401.
2. 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;19:325-32.
3. Armengol V, Jean A, Marion D. Temperature rise during Er:YAG and Nd:YAP laser ablation of dentin. *J Endod.* 2000; 26:138-41.
4. Bachmann L, Gomes ASL, Zezell DM. Collagen absorption bands in heated and rehydrated dentine. *Spectrochim Acta A Mol Biomol Spectrosc.* 2005; 62: 1045-9.
5. Bachmann L, Diebolder R, Hibst R, Zezell DM. Changes in chemical composition and collagen structure of dentine tissue after erbium laser irradiation. *Spectrochim Acta A Mol Biomol Spectrosc.* 2005; 61: 2634-9.
6. Benazzato P, Stefani A. The effect of Er:YAG laser treatment on dentin collagen: an SEM investigation. *J Oral Laser Applications.* 2003; 3: 79-81.
7. Bertrand MF, Hessleyer D, Muller-Bolla M, Nammour S, Rocca JP. Scanning electron microscopic evaluation of resin-dentin interface after Er:YAG laser preparation. *Lasers Surg Med.* 2004; 35:51-7.

---

\* De acordo com o estilo Vancouver.

Disponível em: [http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform\\_requirements.html](http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html)

8. Burnett LH Jr, Conceicao EN, Pelinos JE, Eduardo CD. Comparative study of influence on tensile bond strength of a composite to dentin using Er:YAG laser, air abrasion, or air turbine for preparation of cavities. *J Clin Laser Med Surg.* 2001; 19:199-202.
9. Camerlingo C, Lepore M, Gaeta GM, Riccio R, Riccio C, De Rosa A, et al. Er:YAG laser treatments on dentine surface: micro-Raman spectroscopy and SEM analysis. *J Dent.* 2004; 32:399-405.
10. Carvalho RM, Sano H, Ciucchi B, Yoshiama M, Pashley DH. Determinação da resistência adesiva a dentina através de um dispositivo de micro-tração. *Rev Fac Odontol Bauru.* 1994; 2: 77-82.
11. Carvalho RM, Garcia FCP, Silva SMA, Manso AP, Castro FLA, Carrilho MRO. Métodos de análise de interfaces adesivas. Avaliação da resistência de união e observações por microscopia óptica e eletrônica In: Estrela C. Metodologia científica – ciência ensino pesquisa. São Paulo: Artes Médicas; 2005. p. 373-398.
12. Castro FL. Resistência de união da resina composta à dentina irradiada com laser de Nd:YAG, utilizando o teste de microtração [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2004.
13. Ceballos L, Toledano M, Osorio R, Tay FR, Marshall GW. Bonding to Er-YAG-laser-treated dentin. *J Dent Res.* 2002; 81:119-22.
14. Chimello DT, Ramos RP, Chinelatti MA, Dibb RG P, Pecora J. Effect of Er:YAG laser and air abrasion on the tensile bond strength of two adhesive restorative systems to dentin. *J Oral Laser Applications.* 2002; 2: 223-9.

15. Cooper LF, Myers ML, Nelson DG, Mowery AS. Shear strength of composite bonded to laser-pretreated dentin. *J Prosthet Dent.* 1988; 60: 45-9.
16. Courrol LC, Zezell DM, Samad RE, Gomes L. Spectroscopic study of ejected dental tissue after Er:YAG laser ablation. *J Luminescence.* 2003; 102-103: 96-100.
17. Cozean C, Arcoria CJ, Pelagalli J, Powell GL. Dentistry for the 21st century? Erbium:YAG laser for teeth. *J Am Dent Assoc.* 1997; 128:1080-7.
18. De Moor R JG, Delmé KIM. Erbium lasers and adhesion to tooth structure. *J Oral Laser Applications.* 2006; 6: 7-21.
19. De Munck J, Van Meerbeek B, Yudhira R, Lambrechts P, Vanherle G. Micro-tensile bond strength of two adhesives to Erbium:YAG-lased vs. bur-cut enamel and dentin. *Eur J Oral Sci.* 2002; 110:322-9.
20. Donadio-Moura J, Gouw-Soares S, de Freitas PM, Navarro RS, Powell LG, Eduardo CP. Tensile bond strength of a flowable composite resin to ER:YAG-laser-treated dentin. *Lasers Surg Med.* 2005; 36:351-5.
21. Dostalova T, Jelinkova H, Krejsa O, Hamal K, Kubelka J, Prochazka S, et al. Dentin and pulp response to Erbium:YAG laser ablation: a preliminary evaluation of human teeth. *J Clin Laser Med Surg.* 1997; 15:117-21.
22. 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; 21:616-24.

23. Eguro T, Maeda T, Otsuki M, Nishimura Y, Katsuumi I, Tanaka H. Adhesion of Er:YAG laser-irradiated dentin and composite resins: application of various treatments on irradiated surface. *Lasers Surg Med.* 2002; 30:267-72.
24. Fontana CR, Malta DAMP, Fontana UF, Sampaio JEC, Bernardes VL, Andrade MF. Study of the morphological alterations to enamel and dentin in human and bovine teeth after irradiation with Er:YAG laser. *Laser Phys Lett.* 2004; 1: 411-6.
25. Fujitani M, Harima T, Shintani H. Does Er:YAG or CO<sub>2</sub> laser ablation of dentin affect the adhesive properties of resin bonding systems? *Int Congr Ser.* 2003; 1248: 161-6.
26. Goldman L, Hornby P, Meyer R, Goldman B. Impact of the laser on dental caries. *Nature.* 1964; 203:417.
27. Gonçalves M, Corona SA, Borsatto MC, Silva PC, Pecora JD. Tensile bond strength of dentin-resinous system interfaces conditioned with Er:YAG laser irradiation. *J Clin Laser Med Surg.* 2002; 20:89-93.
28. Gonçalves SE, Araujo MA, Damiao AJ. Dentin bond strength: influence of laser irradiation, acid etching, and hypermineralization. *J Clin Laser Med Surg.* 1999; 17:77-85.
29. 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; 9:338-44.

30. Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Kimura Y, Nakamura G, Matsumoto K. Ablation depths and morphological changes in human enamel and dentin after Er:YAG laser irradiation with or without water mist. *J Clin Laser Med Surg.* 1999; 17:105-9.
31. International Standard Organization. ISO/TS 11405: dental materials – testing of adhesion to tooth structure. 2<sup>nd</sup> ed. Geneva: ISO; 2003.
32. 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; 31:171-6.
33. Kameyama A, Kawada E, Takizawa M, Oda Y, Hirai Y. Influence of different acid conditioners on the tensile bond strength of 4-META/MMA-TBB resin to Er:YAG laser-irradiated bovine dentin. *J Adhes Dent.* 2000; 2:297-304.
34. Kataumi M, Nakajima M, Yamada T, Tagami J. Tensile bond strength and SEM evaluation of Er:YAG laser irradiated dentin using dentin adhesive. *Dent Mater J.* 1998; 17: 125-38.
35. Kawaguchi FA, Eduardo CP, Matos AB. Nd:YAG laser influence on microleakage of class V composite restoration. *J Clin Laser Med Surg.* 2003; 21: 227-9.
36. Keller U, Hibst R. Effects of Er:YAG laser in caries treatment: a clinical pilot study. *Lasers Surg Med.* 1997; 20:32-8.

37. 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; 9:345-51.
38. Kreidler MAM. Avaliação da resistência de união em dentina de um adesivo de frasco único quando utilizado diferentes fontes de ativação [Dissertação de Mestrado]. Araraquara, Faculdade de Odontologia da UNESP; 2004.
39. Lee BS, Lin CP, Hung YL, Lan WH. Structural changes of Er:YAG laser-irradiated human dentin. *Photomed Laser Surg.* 2004; 22:330-4.
40. 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; 12:625-30.
41. Lizarelli RF, Silva PC, Neto ST, Bagnato VS. Study of microleakage at class V cavities prepared by Er:YAG laser using rewetting surface treatment. *J Clin Laser Med Surg.* 2004; 22:51-5.
42. Maiman TH. Stimulated optical radiation in ruby. *Nature.* 1960; 187(4736): 493-4.
43. Malta DAMP, Kreidler MAM, Villa GE, Andrade MF de, Fontana CR, Lizarelli RFZ. Bond strength of adhesive restorations to Er:YAG laser-treated dentin. *Laser Phys Lett.* 2007; 2: 153-6.
44. Marraccini TM, Bachmann L, Wigdor HA, Walsh Jr. JT, Stabholtz A, Zezell DM. Morphological evaluation of enamel and dentin irradiated with 9.6  $\mu\text{m}$  CO<sub>2</sub> and 2.94  $\mu\text{m}$  Er:YAG lasers. *Laser Phys Lett.* 2005; 2: 551-5.

45. Marraccini TM, Bachmann L, Wigdor HA, Walsh Jr. JT, Turbino ML, Stabholtz A, et al. Enamel and dentin irradiation with 9.6  $\mu\text{m}$  CO<sub>2</sub> and 2.94  $\mu\text{m}$  Er:YAG lasers: bond strength evaluation. *Laser Phys Lett.* 2006; 3: 96-101.
46. Martinez-Insua A, Da Silva Dominguez L, Rivera FG, Santana-Penin UA. Differences in bonding to acid-etched or Er:YAG-laser-treated enamel and dentin surfaces. *J Prosthet Dent.* 2000; 84:280-8.
47. 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: 165-9.
48. Matos AB, Oliveira DC, Navarro RS, Eduardo CP, Matson E. Nd:YAG laser influence on tensile bond strength of self-etching adhesive systems. *J Clin Laser Med Surg.* 2000; 18: 253-7.
49. Matsumoto K, Hossain M, Tsuzuki N, Yamada Y. Morphological and compositional changes of human dentin after Er:YAG laser irradiation. *J Oral Laser Applications.* 2003; 3: 15-20.
50. Monghini EM, Wanderley RL, Pecora JD, Palma Dibb RG, Corona SA, Borsatto MC. Bond strength to dentin of primary teeth irradiated with varying Er:YAG laser energies and SEM examination of the surface morphology. *Lasers Surg Med.* 2004; 34:254-9.
51. Nakabayashi N. Adhesive bonding with 4-META. *Oper Dent.* 1992; (Suppl 5):125-30.

52. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res.* 1982; 16:265-73.
53. Nakabayashi N, Watanabe A, Gendusa NJ. Dentin adhesion of "modified" 4-META/MMA-TBB resin: function of HEMA. *Dent Mater.* 1992; 8:259-64.
54. Oda M, Oliveira DC, Liberti EA. Morphologic evaluation of the bonding between adhesive/composite resin and dentin irradiated with Er:YAG and Nd:YAG lasers: comparative study using scanning microscopy. *Pesqui Odontol Bras.* 2001;15:283-9.
55. Pelagalli J, Gimbel CB, Hansen RT, Swett A, Winn DW. 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;15:109-15.
56. Perdigao J, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G, Lopes AL. Field emission SEM comparison of four postfixation drying techniques for human dentin. *J Biomed Mater Res.* 1995; 29:1111-20.
57. Ramos RP, Chimello DT, Chinelatti MA, Nonaka T, Pecora JD, Palma Dibb RG. Effect of Er:YAG laser on bond strength to dentin of a self-etching primer and two single-bottle adhesive systems. *Lasers Surg Med.* 2002; 31:164-70.
58. Ramos RP, Chinelatti MA, Chimello DT, Borsatto MC, Pecora JD, Palma-Dibb RG. Bonding of self-etching and total-etch systems to Er:YAG laser-irradiated dentin. Tensile bond strength and scanning electron microscopy. *Braz Dent J.* 2004; 15 (Spec No): S19-20.

59. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, Pashley DH. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater.* 1994; 10: 236-40.
60. Sassi JF, Chimello DT, Borsatto MC, Corona SA, Pecora JD, Palma-Dibb RG. Comparative study of the dentin/adhesive systems interface after treatment with Er:YAG laser and acid etching using scanning electron microscope. *Lasers Surg Med.* 2004; 34:385-90.
61. Schein MT, Bocangel JS, Nogueira GE, Schein PA. SEM evaluation of the interaction pattern between dentin and resin after cavity preparation using Er:YAG laser. *J Dent.* 2003; 31:127-35.
62. Soares LE, Brugnera Junior A, Zanin F, Pacheco MT, Martin AA. Molecular analysis of Er:YAG laser irradiation on dentin. *Braz Dent J.* 2006; 17:15-9.
63. Stern RH, Sognaes RF. Laser beam effect on dental hard tissues. *J Dent Res.* 1964; 43: 873.
64. Tay FR, Gwinnett AJ, Wei SH. The overwet phenomenon: an optical, micromorphological study of surface moisture in the acid-conditioned, resin-dentin interface. *Am J Dent.* 1996, 9: 43-8.
65. Visuri SR, Walsh JT Jr, Wigdor HA. Erbium laser ablation of dental hard tissue: effect of water cooling. *Lasers Surg Med.* 1996; 18:294-300.
66. Visuri SR, Gilbert JL, Wright DD, Wigdor HA, Walsh JT Jr. Shear strength of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin. *J Dent Res.* 1996; 75:599-605.

67. Yamauti M, Senawongse P, Hamakawa T, Otsuki M, Tagami J, Sato S et al. Effect of pulse duration of Er:YAG laser on the dentin surface morphology. *Int Congr Ser.* 2003; 1248: 139-42.
68. Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1965; 19:515-30.

# Apêndice

## Apêndice 1 – Cálculo da fluência

A densidade de energia ou fluência é definida como a quantidade de energia [J] depositada numa determinada área [cm<sup>2</sup>], por isso ela é expressa em J/cm<sup>2</sup>. O Quadro A1 exhibe os parâmetros necessários para o cálculo desta grandeza.

Quadro A1 – Parâmetros para o cálculo da fluência

	<b>Laser de Er:YAG</b>	<b>Laser de Nd:YAG</b>
Energia por pulso [mJ]	300 mJ	100 mJ
Energia por pulso [J]	0,3 J	0,1 J
Diâmetro da secção transversal do feixe focalizado	0,77 mm	0,4 mm
Área da secção transversal do feixe focalizado	~ 0,005 cm <sup>2</sup>	~ 0,001 cm <sup>2</sup>

$$\text{Fluência} = \text{Energia [J]} / \text{Área [cm}^2\text{]}$$

Para o cálculo da fluência empregada, consideramos:

$$\text{Fluência}_{\text{Er:YAG}} = 0,3/0,005$$

$$\text{Fluência}_{\text{Er:YAG}} = 60 \text{ J/cm}^2$$

$$\text{Fluência}_{\text{Nd:YAG}} = 0,1/0,001$$

$$\text{Fluência}_{\text{Nd:YAG}} = 100 \text{ J/cm}^2$$

## A p ê n d i c e 2 – Cálculo da velocidade de irradiação

O Quadro A2 exibe os dados necessários para o cálculo da velocidade de movimentação do dispositivo de padronização para cada um dos lasers empregados.

Quadro A2 – Dados para o cálculo da velocidade e do tempo de irradiação

	<b>Laser de Er:YAG</b>	<b>Laser de Nd:YAG</b>
Distância total percorrida	156 mm	270 mm
Tempo de irradiação total	40,5 s	67,5 s

$$\text{Velocidade} = \text{Distância total percorrida [mm]} / \text{Tempo de irradiação total [s]}$$

$$V_{\text{Er:YAG}} = 156 / 40,5$$

$$V_{\text{Er:YAG}} = 3,85 \text{ mm/s}$$

$$V_{\text{Nd:YAG}} = 270 / 67,5$$

$$V_{\text{Nd:YAG}} = 4 \text{ mm/s}$$

### **A p ê n d i c e 3 – Cálculo da força em MPa**

O valor final da resistência de união ou tensão (T) foi calculado usando a seguinte fórmula:

$$T \text{ [MPa]} = \text{Força [N]} / \text{Área [mm}^2\text{]}$$

Logo abaixo segue o exemplo do cálculo referente à amostra G1A1, pertencente ao grupo experimental G1:

$$T = 27,911 / 0,96 \times 0,96$$

$$T = 30,28 \text{ MPa}$$

## Apêndice 4 – Resultados do ensaio de microtração

O Apêndice 4 traz os dados completos relativos aos ensaios de microtração. Logo abaixo das tabelas encontra-se a análise estatística descritiva de cada amostra. Uma análise descritiva geral pode ser vista após a última tabela de cada grupo experimental. Logo em seguida encontram-se os dados referentes à análise de fraturas. Uma análise geral dos tipos de fraturas, considerando todos os grupos experimentais, encerra o Apêndice 4.

Tabela A1 – Dados do grupo G1 relativos à amostra A

Corpo de prova	Área [mm <sup>2</sup> ]		Força [N]	Tensão [MPa]	Tipo de fratura
G1A1	0,96	0,96	27,911	30,28	Adesiva
G1A2	1,02	0,94	43,430	45,29	Adesiva
G1A3	1,02	0,99	28,869	28,58	Adesiva
G1A4	1,01	0,98	43,461	43,90	Adesiva
G1A5	1,06	0,97	44,454	43,23	Mista
G1A6	1,05	0,98	36,254	35,23	Adesiva
G1A7	1,08	0,96	39,450	38,05	-
G1A8	1,08	0,99	24,057	22,50	Adesiva
G1A9	1,28	1,00	40,536	31,66	Mista
G1A10	1,30	1,00	38,599	29,69	Mista

Média = 34,84 MPa

Desvio padrão = 7,60 MPa

Coefficiente de variação = 21,84 %

Tabela A2 – Dados do grupo G1 relativos à amostra B

Corpo de prova	Área [mm <sup>2</sup> ]		Força [N]	Tensão [MPa]	Tipo de fratura
G1B1	0,97	0,94	26,496	29,05	Mista
G1B2	0,95	0,92	25,911	29,64	Mista
G1B3	0,98	0,95	29,056	31,20	Adesiva
G1B4	0,99	0,94	21,774	23,39	Mista
G1B5	0,98	0,92	16,388	18,17	Mista
G1B6	0,95	0,94	33,158	37,13	Adesiva
G1B7	0,96	0,92	26,657	30,18	Adesiva
G1B8	0,97	0,94	29,028	31,83	Adesiva
G1B9	0,95	0,94	24,960	27,95	Adesiva
G1B10	0,97	0,93	33,048	36,63	Adesiva
G1B11	0,95	0,93	26,324	29,79	Adesiva
G1B12	0,94	0,90	26,214	30,98	Adesiva
G1B13	0,95	0,93	26,871	30,41	Adesiva
G1B14	0,95	0,95	24,808	27,48	Adesiva
G1B15	0,93	0,92	15,824	18,49	Adesiva

Média = 28,82 MPa

Desvio padrão = 5,39 MPa

Coefficiente de variação = 18,72 %

Tabela A3 – Dados do grupo G1 relativos à amostra C

Corpo de prova	Área [mm <sup>2</sup> ]		Força [N]	Tensão [MPa]	Tipo de fratura
G1C1	0,98	0,93	24,986	27,41	Adesiva
G1C2	0,99	0,98	25,429	26,21	Mista
G1C3	1,04	0,90	34,083	36,41	Adesiva
G1C4	0,99	0,98	25,042	25,81	Adesiva
G1C5	0,99	0,87	21,808	25,32	Adesiva
G1C6	0,99	0,87	24,980	29,00	Adesiva
G1C7	0,98	0,88	26,483	30,70	Adesiva
G1C8	0,99	0,98	20,222	20,84	Adesiva
G1C9	0,98	0,96	21,740	23,10	Mista
G1C10	1,07	0,87	25,918	27,84	Adesiva
G1C11	0,98	0,86	21,512	25,52	Adesiva
G1C12	1,09	0,89	31,552	32,52	-
G1C13	0,96	0,89	25,166	29,45	Adesiva
G1C14	1,09	0,90	32,766	33,40	Adesiva
G1C15	1,00	0,91	24,264	26,66	Mista
G1C16	0,97	0,92	24,704	27,68	Adesiva
G1C17	1,08	0,99	19,002	17,77	Adesiva

Média = 27,39 MPa

Desvio padrão = 4,52 MPa

Coefficiente de variação = 16,53 %

Tabela A4 – Dados do grupo G1 relativos à amostra D

Corpo de prova	Área [mm <sup>2</sup> ]		Força [N]	Tensão [MPa]	Tipo de fratura
G1D1	0,95	0,92	19,692	22,53	Mista
G1D2	0,94	0,97	30,870	33,85	-
G1D3	0,94	0,97	17,395	19,07	Adesiva
G1D4	0,92	0,91	18,788	22,44	Adesiva
G1D5	0,97	0,91	25,049	28,37	Mista
G1D6	0,93	0,96	19,381	21,70	-
G1D7	0,90	0,90	14,278	17,62	Adesiva
G1D8	0,94	0,96	19,532	21,64	Adesiva
G1D9	0,93	0,96	21,504	24,08	Adesiva
G1D10	0,94	0,95	11,382	12,74	Adesiva
G1D11	0,97	0,94	11,623	12,74	Adesiva
G1D12	0,98	0,93	23,236	25,49	Adesiva
G1D13	0,94	0,97	25,125	27,55	Mista

Média = 22,29 MPa

Desvio padrão = 5,96 MPa

Coefficiente de variação = 26,76 %

**Grupo G1 (Dentes A, B, C e D)**

Mínimo = 12,74 MPa

Máximo = 45,29 MPa

Média = 28,33 MPa

Desvio padrão = 5,16 MPa

Coefficiente de variação = 18,22 %

Intervalos de 95 % de confiança

Limite inferior = 23,92 MPa

Limite superior = 31,83 MPa

**Análise do tipo de fratura**

- Total de espécimes = 55
- Total de espécimes sem análise do tipo de fratura\* = 4
- Total de espécimes com análise do tipo de fratura = 51
- Total de espécimes com fratura do tipo adesiva = 38 (74,5 %)
- Total de espécimes com fratura do tipo mista = 13 (25,5 %)
- Total de espécimes com fratura do tipo coesiva na dentina = 0 (0 %)
- Total de espécimes com fratura do tipo coesiva na resina composta = 0 (0 %)

\* Espécimes não puderam ser analisados por fragmentação ou perda durante a retirada do dispositivo de ensaios de tração.

Tabela A5 – Dados do grupo G2 relativos à amostra A

Corpo de prova	Área [mm <sup>2</sup> ]		Força [N]	Tensão [MPa]	Tipo de fratura
G2A1	0,93	0,97	25,826	28,62	Adesiva
G2A2	0,92	0,95	26,151	29,92	Adesiva
G2A3	0,96	0,86	29,530	35,76	Adesiva
G2A4	0,88	0,96	40,710	48,18	Adesiva
G2A5	0,89	0,98	36,926	42,33	Adesiva
G2A6	0,93	0,97	29,602	32,81	-
G2A7	0,89	0,96	21,335	24,97	Adesiva
G2A8	0,94	0,97	38,822	42,57	-
G2A9	0,98	0,98	36,061	36,06	Adesiva
G2A10	0,97	0,93	37,246	37,24	Adesiva
G2A11	0,98	0,97	12,867	12,86	Adesiva
G2A12	0,95	0,93	17,501	17,50	-
G2A13	0,93	0,96	23,468	23,46	Adesiva
G2A14	0,97	0,82	53,868	53,86	Coes. dent.
G2A15	0,94	0,81	21,408	21,40	Mista

Média = 32,50 MPa

Desvio padrão = 11,46 MPa

Coefficiente de variação = 35,27 %

Tabela A6 – Dados do grupo G2 relativos à amostra B

Corpo de prova	Área [mm <sup>2</sup> ]		Força [N]	Tensão [MPa]	Tipo de fratura
G2B1	0,97	0,92	41,130	46,08	Adesiva
G2B2	0,97	1,00	14,802	15,26	Coes. dent.
G2B3	0,92	1,00	19,946	21,68	Coes. resi.
G2B4	0,92	0,97	37,390	41,89	Adesiva
G2B5	0,92	0,94	33,793	39,07	-
G2B6	0,95	0,99	35,986	38,26	-
G2B7	0,97	0,96	34,994	37,57	Adesiva
G2B8	0,95	0,98	33,517	36,00	Adesiva
G2B9	0,9	0,91	23,781	29,03	Adesiva
G2B10	0,96	0,91	14,726	16,85	Adesiva
G2B11	0,96	0,95	28,373	31,11	Adesiva
G2B12	0,96	0,97	31,125	33,42	Adesiva
G2B13	1,13	0,96	40,206	37,06	Mista
G2B14	1,13	0,95	32,779	30,53	Adesiva
G2B15	1,13	0,94	40,771	38,38	Adesiva
G2B16	1,13	0,91	25,290	24,59	Mista

Média = 32,29 MPa

Desvio padrão = 8,87 MPa

Coefficiente de variação = 27,48 %

Tabela A7 – Dados do grupo G2 relativos à amostra C

Corpo de prova	Área [mm <sup>2</sup> ]		Força [N]	Tensão [MPa]	Tipo de fratura
G2C1	0,96	0,91	28,186	32,26	Adesiva
G2C2	0,77	0,83	18,430	28,83	Adesiva
G2C3	0,83	0,94	30,986	39,71	Adesiva
G2C4	0,80	0,92	17,450	23,70	Adesiva
G2C5	1,01	0,96	16,719	17,24	Adesiva
G2C6	0,87	0,91	29,477	37,23	Adesiva
G2C7	0,93	0,8	21,339	28,68	Mista
G2C8	0,91	0,93	27,084	32,00	Coes. resi.
G2C9	0,92	0,91	34,746	41,50	Adesiva
G2C10	0,96	0,91	15,548	17,79	Adesiva
G2C11	0,85	0,79	20,677	30,79	-
G2C12	0,84	0,90	20,946	27,70	Adesiva
G2C13	0,94	0,78	23,808	32,47	Adesiva
G2C14	0,79	0,95	16,878	22,48	-
G2C15	0,73	0,93	24,080	35,46	-

Média = 29,85 MPa

Desvio padrão = 7,27 MPa

Coefficiente de variação = 24,36 %

Tabela A8 – Dados do grupo G2 relativos à amostra D

Corpo de prova	Área [mm <sup>2</sup> ]		Força [N]	Tensão [MPa]	Tipo de fratura
G2D1	1,02	0,99	27,601	27,33	Mista
G2D2	1,02	0,97	26,690	26,97	Adesiva
G2D3	1,03	1,00	28,565	27,73	-
G2D4	1,01	0,99	30,373	30,37	Mista
G2D5	1,00	1,00	28,695	28,69	-
G2D6	1,02	0,99	24,905	24,66	Adesiva
G2D7	1,03	1,01	33,579	32,27	Adesiva
G2D8	1,04	1,04	28,690	26,52	Adesiva
G2D9	1,16	1,00	37,206	32,07	Mista
G2D10	1,00	0,96	25,748	26,82	-
G2D11	1,02	1,02	27,565	26,49	Mista
G2D12	1,16	1,01	43,716	37,31	Adesiva
G2D13	1,00	0,95	31,716	33,38	-
G2D14	1,05	0,95	33,565	33,64	-
G2D15	1,15	1,00	27,228	23,67	-
G2D16	1,15	1,01	28,973	24,94	Adesiva

Média = 28,92 MPa

Desvio padrão = 3,84 MPa

Coefficiente de variação = 13,28 %

**Grupo G2 (Dentes A, B, C e D)**

Mínimo = 12,86 MPa

Máximo = 53,86 MPa

Média = 30,89 MPa

Desvio padrão = 1,78 MPa

Coefficiente de variação = 5,77 %

Intervalo de 95 % de confiança

Limite inferior = 29,38 MPa

Limite superior = 32,34 MPa

**Análise do tipo de fratura**

- Total de espécimes = 62
- Total de espécimes sem análise do tipo de fratura\* = 14
- Total de espécimes com análise do tipo de fratura = 48
- Total de espécimes com fratura do tipo adesiva = 36 (75 %)
- Total de espécimes com fratura do tipo mista = 8 (16,6 %)
- Total de espécimes com fratura do tipo coesiva na dentina = 2 (4,2 %)
- Total de espécimes com fratura do tipo coesiva na resina composta = 2 (4,2%)

\* Espécimes não puderam ser analisados por fragmentação ou perda durante a retirada do dispositivo de ensaios de tração.

Tabela A9 – Dados do grupo G3 relativos à amostra A

Corpo de prova	Área [mm <sup>2</sup> ]		Força [N]	Tensão [MPa]	Tipo de fratura
G3A1	1,03	1,02	13,864	13,19	Adesiva
G3A2	1,08	1,03	13,962	12,55	Adesiva
G3A3	1,03	0,97	13,989	14,00	Adesiva
G3A4	1,07	0,97	13,326	12,83	Adesiva
G3A5	1,02	0,98	9,431	9,43	Adesiva
G3A6	0,97	0,96	4,094	4,39	-
G3A7	1,08	0,97	15,292	14,59	-
G3A8	1,05	0,97	13,720	13,47	Adesiva
G3A9	1,03	0,97	10,120	10,12	Adesiva
G3A10	1,10	0,98	10,823	10,04	-
G3A11	1,03	0,97	11,189	11,19	-
G3A12	1,05	0,97	10,189	10,00	-
G3A13	0,98	0,96	6,700	7,12	-
G3A14	0,98	0,95	9,651	10,36	Adesiva
G3A15	1,02	0,95	6,183	6,38	Adesiva

Média = 10,64 MPa

Desvio padrão = 2,95 MPa

Coeficiente de variação = 27,77 %

Tabela A10 – Dados do grupo G3 relativos à amostra B

Corpo de prova	Área [mm <sup>2</sup> ]		Força [N]	Tensão [MPa]	Tipo de fratura
G3B1	1,02	0,94	11,405	11,89	Coes. resi.
G3B2	1,00	0,95	16,671	17,54	Mista
G3B3	0,99	0,94	9,761	10,48	Adesiva
G3B4	1,09	1,00	6,652	6,10	Adesiva
G3B5	1,13	1,08	20,843	17,07	-
G3B6	1,00	0,95	6,080	6,40	-
G3B7	0,97	0,93	10,431	11,56	Mista
G3B8	0,98	0,94	14,878	16,15	-
G3B9	1,00	0,95	9,844	10,36	Mista
G3B10	0,97	0,95	11,947	12,96	Coes. resi.
G3B11	1,10	1,00	17,568	15,97	Mista

Média = 12,40 MPa

Desvio padrão = 3,99 MPa

Coefficiente de variação = 32,22 %

Tabela A11 – Dados do grupo G3 relativos à amostra C

Corpo de prova	Área [mm <sup>2</sup> ]		Força [N]	Tensão [MPa]	Tipo de fratura
G3C1	1,12	0,98	9,804	8,93	Adesiva
G3C2	0,98	0,95	30,152	32,38	Adesiva
G3C3	1,05	0,97	22,291	21,88	Adesiva
G3C4	0,99	0,98	20,967	21,61	Adesiva
G3C5	1,13	0,96	15,602	14,38	Adesiva
G3C6	0,99	0,99	36,144	36,87	-
G3C7	0,95	0,94	20,912	23,41	Adesiva
G3C8	1,08	0,98	11,912	11,25	Adesiva
G3C9	1,10	0,99	14,899	13,68	Adesiva
G3C10	0,98	0,98	18,663	19,43	-
G3C11	1,11	0,96	22,609	21,21	-
G3C12	1,11	1,09	15,734	13,00	Mista
G3C13	1,16	0,99	18,532	16,13	Adesiva
G3C14	1,09	1,00	16,851	15,46	Adesiva
G3C15	1,11	0,96	20,878	19,59	Adesiva
G3C16	0,98	0,97	24,216	25,47	Adesiva

Média = 19,66 MPa

Desvio padrão = 7,48 MPa

Coefficiente de variação = 38,07 %

Tabela A12 – Dados do grupo G3 relativos à amostra D

Corpo de prova	Área (mm <sup>2</sup> )		Força (N)	Tensão (MPa)	Tipo de fratura
G3D1	1,00	1,00	22,401	22,40	-
G3D2	0,98	0,93	13,802	15,14	-
G3D3	0,97	0,94	13,540	14,85	Adesiva
G3D4	0,97	0,97	14,188	15,07	Adesiva
G3D5	0,99	0,98	10,224	10,53	Adesiva
G3D6	1,06	1,01	15,546	14,52	Adesiva
G3D7	1,04	0,94	9,362	9,57	-
G3D8	1,01	1,01	7,370	7,22	-
G3D9	1,01	0,99	7,989	7,99	-
G3D10	0,97	0,91	10,217	11,57	Mista
G3D11	1,00	0,98	9,879	10,08	Mista
G3D12	1,04	0,99	13,148	12,77	Mista
G3D13	1,00	0,97	11,403	11,75	Adesiva
G3D14	1,02	1,01	6,679	6,48	Adesiva

Média = 12,13 MPa

Desvio padrão = 4,14 MPa

Coefficiente de variação = 34,17 %

**Grupo G3 (Dentes A, B, C e D)**

Mínimo = 4,39 MPa

Máximo = 36,87 MPa

Média = 13,70 MPa

Desvio padrão = 4,04 MPa

Coefficiente de variação = 29,50 %

Intervalo de confiança de 95 %

Limite inferior = 11,38 MPa

Limite superior = 17,40 MPa

**Análise do tipo de fratura**

- Total de espécimes = 56
- Total de espécimes sem análise do tipo de fratura\* = 17
- Total de espécimes com análise do tipo de fratura = 39
- Total de espécimes com fratura do tipo adesiva = 29 (74,3 %)
- Total de espécimes com fratura do tipo mista = 8 (20,5 %)
- Total de espécimes com fratura do tipo coesiva na dentina = 0 (0 %)
- Total de espécimes com fratura do tipo coesiva na resina composta = 2 (5,2%)

\* Espécimes não puderam ser analisados por fragmentação ou perda durante a retirada do dispositivo de ensaios de tração.

Tabela A13 – Dados do grupo G4 relativos à amostra A

Corpo de prova	Área [mm <sup>2</sup> ]		Força [N]	Tensão [MPa]	Tipo de fratura
G4A1	1,00	0,95	18,945	19,94	Adesiva
G4A2	1,00	0,97	23,339	24,06	Adesiva
G4A3	1,03	0,97	25,265	25,28	Adesiva
G4A4	1,00	0,98	5,672	5,78	-
G4A5	1,01	0,95	19,374	20,19	Adesiva
G4A6	1,01	1,00	11,113	11,00	Adesiva
G4A7	1,03	1,00	9,914	9,62	-
G4A8	0,98	0,97	21,325	22,43	Adesiva
G4A9	1,08	0,99	10,879	10,17	Adesiva
G4A10	1,04	0,96	7,012	7,02	-
G4A11	1,09	1,03	18,533	16,50	Adesiva
G4A12	0,98	0,97	22,221	23,37	Adesiva
G4A13	1,02	1,01	14,357	13,93	-
G4A14	1,00	0,97	24,346	25,09	Adesiva
G4A15	0,99	0,98	16,085	16,57	Adesiva
G4A16	0,99	0,99	29,800	30,40	Adesiva

Média = 17,58 MPa

Desvio padrão = 7,39 MPa

Coefficiente de variação = 42,03 %

Tabela A14 – Dados do grupo G4 relativos à amostra B

Corpo de prova	Área [mm <sup>2</sup> ]		Força [N]	Tensão [MPa]	Tipo de fratura
G4B1	1,04	0,94	11,864	12,13	-
G4B2	1,01	0,94	24,574	25,88	Adesiva
G4B3	0,97	0,94	19,714	21,62	-
G4B4	1,05	1,00	29,738	28,32	Adesiva
G4B5	1,01	0,98	13,244	13,38	Adesiva
G4B6	1,04	0,95	23,602	23,88	Adesiva
G4B7	0,97	0,95	17,284	18,75	-
G4B8	1,00	0,94	21,296	22,65	-
G4B9	1,05	0,98	29,559	28,72	Adesiva
G4B10	1,02	0,96	10,790	11,01	Adesiva
G4B11	0,96	0,94	27,257	30,20	Adesiva
G4B12	0,99	0,94	29,565	31,77	-
G4B13	1,09	0,94	18,250	17,81	Adesiva
G4B14	0,97	0,94	21,339	23,40	-
G4B15	1,00	0,95	14,251	15,00	Adesiva
G4B16	1,06	0,96	16,795	16,50	-
G4B17	1,09	0,96	11,809	11,28	Adesiva
G4B18	1,05	0,97	24,704	24,25	Mista

Média = 20,91 MPa

Desvio padrão = 6,72 MPa

Coefficiente de variação = 32,12 %

Tabela A15 – Dados do grupo G4 relativos à amostra C

Corpo de prova	Área [mm <sup>2</sup> ]		Força [N]	Tensão [MPa]	Tipo de fratura
G4C1	1,08	0,97	15,608	14,89	Mista
G4C2	1,08	0,99	16,375	15,31	Adesiva
G4C3	0,99	0,96	15,464	16,27	Adesiva
G4C4	0,99	0,98	19,016	19,60	-
G4C5	0,99	0,96	15,107	15,89	Adesiva
G4C6	1,01	0,99	18,410	18,41	Adesiva
G4C7	1,09	0,97	12,189	11,52	Adesiva
G4C8	1,00	1,00	15,699	15,69	Adesiva
G4C9	1,01	0,98	12,120	12,24	Mista
G4C10	0,96	0,99	5,866	6,17	Adesiva
G4C11	1,00	0,97	13,188	13,59	Adesiva
G4C12	0,99	0,97	15,567	16,21	Mista
G4C13	1,01	1,01	20,051	19,65	Adesiva
G4C14	1,00	0,97	13,878	14,30	Adesiva
G4C15	0,99	0,95	17,617	18,73	-

Média = 15,23 MPa

Desvio padrão = 3,50 MPa

Coefficiente de variação = 23,02 %

Tabela A16 – Dados do grupo G4 relativos à amostra D

Corpo de prova	Área [mm <sup>2</sup> ]		Força [N]	Tensão [MPa]	Tipo de fratura
G4D1	1,00	0,96	13,499	14,06	Mista
G4D2	0,98	0,94	9,568	10,38	Mista
G4D3	1,00	0,99	12,203	12,32	Adesiva
G4D4	1,06	0,96	11,244	11,05	Adesiva
G4D5	0,99	0,93	7,865	8,54	Adesiva
G4D6	1,06	0,97	9,327	9,07	Mista
G4D7	1,04	0,97	13,010	12,89	Adesiva
G4D8	1,04	0,98	14,189	13,92	-
G4D9	1,05	0,92	5,362	5,55	-
G4D10	1,04	0,91	8,079	8,53	Adesiva
G4D11	1,04	0,96	9,928	9,94	Adesiva

Média = 10,56 MPa

Desvio padrão = 2,61 MPa

Coefficiente de variação = 24,72 %

**Grupo G4 (Dentes A, B, C e D)**

Mínimo = 5,55 MPa

Máximo = 31,77 MPa

Média = 16,07 MPa

Desvio padrão = 4,35 MPa

Coefficiente de variação = 27,07 %

Intervalo de confiança de 95 %

Limite inferior = 11,72 MPa

Limite superior = 18,65 MPa

**Análise do tipo de fratura**

- Total de espécimes = 60
- Total de espécimes sem análise do tipo de fratura\* = 15
- Total de espécimes com análise do tipo de fratura = 45
- Total de espécimes com fratura do tipo adesiva = 38 (84,4 %)
- Total de espécimes com fratura do tipo mista = 7 (15,6 %)
- Total de espécimes com fratura do tipo coesiva na dentina = 0 (0 %)
- Total de espécimes com fratura do tipo coesiva na resina composta = 0 (0 %)

\* Espécimes não puderam ser analisados por fragmentação ou perda durante a retirada do dispositivo de ensaios de tração.

**Análise geral do tipo de fratura (considerando todos os grupos)**

- Total de espécimes = 233
- Total de espécimes sem análise do tipo de fratura\* = 50 (21,5 %)
- Total de espécimes com análise do tipo de fratura = 183 (78,5 %)
- Total de espécimes com fratura do tipo adesiva = 141 (77 %)
- Total de espécimes com fratura do tipo mista = 36 (19,7 %)
- Total de espécimes com fratura do tipo coesiva na dentina = 2 (1,1 %)
- Total de espécimes com fratura do tipo coesiva na resina composta = 4 (2,2%)

\* Espécimes não puderam ser analisados por fragmentação ou perda durante a retirada do dispositivo de ensaios de tração.

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

Araraquara, Março de 2007.

Daniel Alexandre Menezes Pedrosa Malta