



Autarquia Associada à Universidade de São Paulo

Análise da influência do calor residual na adesão dentinária após a irradiação com o *laser* de Er,Cr:YSGG

Juliana de Almeida Barros

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

Orientadora:
Profa. Dra. Denise Maria Zezell
Co-Orientador:
Prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo

São Paulo 2007





Autarquia Associada à Universidade de São Paulo

Análise da influência do calor residual na adesão dentinária após a irradiação com o *laser* de Er,Cr:YSGG

Juliana de Almeida Barros

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

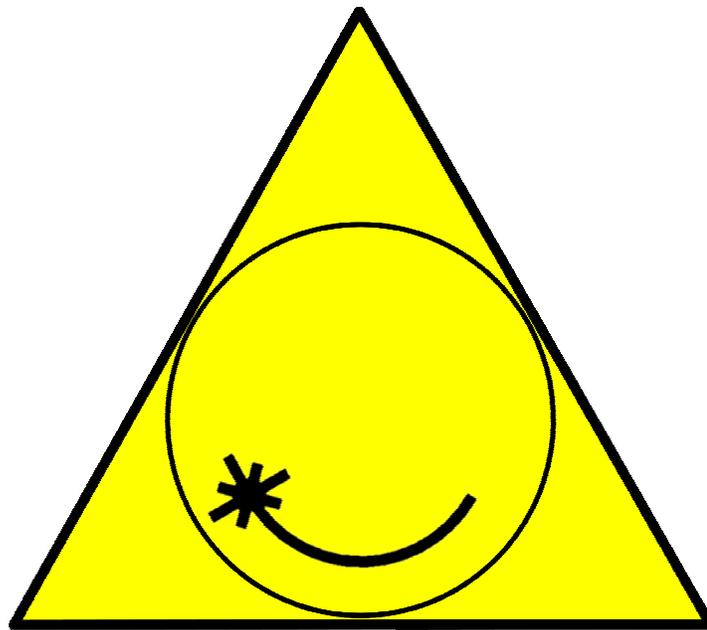
Orientadora:
Profa. Dra. Denise Maria Zezell
Co-Orientador:
Prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo

São Paulo 2007



MESTRADO PROFISSIONALIZANTE

LASERS EM ODONTOLOGIA



DEDICATÓRIA

Aos meus queridos pais, Afrânio e Beatriz, que estão sempre presentes nos momentos importantes da minha vida e me fortalecem com seu apoio incondicional. Obrigada por me ensinar a lutar pelos meus sonhos e objetivos. Obrigada por tudo, amo vocês.

Ao meu marido Laerte, obrigada pelos pequenos e grandes momentos, pelos gestos, companheirismo, carinho e afeto. É maravilhoso saber que existimos um para o outro a todo momento. Obrigada pela paciência, suporte e amor.

Ao meu filho Felipe, razão da minha vida, saiba que aonde você estiver, sempre estarei ao seu lado

AGRADECIMIENTO ESPECIAL

To my dear friend and mentor Dr. Tilly Peters,

Thanks for giving me joys and smiles
Thanks for sharing my trouble's pile
Thanks for showing me the glad view of sky
Thanks for lending me your shoulders to lean
Thanks for giving my words a proper mean
Thanks for telling me the value of life
Thanks for showing me the rules to survive
Thanks for lending me the sympathetic ears
Thanks for showing how much you care

From all this what I mean in the end
Is thanks for being my special friend.

(Seema Chowdhury)

AGRADECIMENTOS

Ao IPEN pelo desenvolvimento deste trabalho.

Ao Laboratório de Biofotônica pelo laser de Er,Cr:YSGG (projeto CEPID/FAPESP 05/51689-2),

Ao Departamento de Dentística da FOUSP pelos equipamentos utilizados na preparação das amostras.

Ao Prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo, obrigada por ter me recebido tão bem e me apresentado à família LELO, o seu amor pela profissão e pelo *laser* é contagiante.

À querida amiga Ana Cecília, que se mostrou uma irmã, sempre ajudando nos momentos mais difíceis; sua amizade é insubstituível.

À Profa. Dra. Denise Zezell, professora e orientadora, pela sabedoria e orientação revelada durante este trabalho.

Aos professores do mestrado profissionalizante pela dedicação e ensinamentos.

Aos funcionários do LELO (Liliane, Joelma e Haroldo) e do CLA (Andréa e Elza) pela presença constante, suporte e amizade.

Aos colegas do mestrado profissionalizante, pela excelente companhia e amizade, intercâmbio de ideias, horas de estudo e diversão durante todo o curso.

À Carol, Tiago, Waldir e John pela enorme ajuda durante os experimentos, vocês foram maravilhosos. Desejo à vocês muito sucesso.

À Andréa Malavazi, pelo auxílio prestado na reta final deste trabalho.

À Dra. Helena Ritchie, pela ajuda durante os experimentos.

À querida amiga Fang Gu, pelo auxílio e orientação na análise estatística deste trabalho.

ANÁLISE DA INFLUÊNCIA DO CALOR RESIDUAL NA ADESÃO DENTINÁRIA APÓS A IRRADIAÇÃO COM O LASER DE Er,Cr:YSGG

Juliana de Almeida Barros

RESUMO

Este estudo teve o objetivo de analisar a influência do aquecimento na superfície dentinária, causada pela irradiação *laser de Er,Cr:YSGG*, na adesão dentinária. Foram utilizados neste estudo 49 fatias de dentina de 2 mm de espessura obtidas de terceiros molares. Este estudo foi dividido em duas fases. A primeira fase foi a avaliação da temperatura. Nove fatias de dentina foram divididas aleatoriamente por termografia no infravermelho em 3 grupos de acordo com o parâmetro de irradiação utilizado (G1- 44,3 J/cm², G2 – 47,8 J/cm², G3 -54,9 J/cm²). Cada irradiação foi feita durante 5s juntamente com refrigeração de ar e água. Cada fatia foi dividida em 4 quadrantes, possibilitando 12 leituras de temperatura por grupo. Na segunda fase foi testada a resistência adesiva ao teste de microtração. Quarenta fatias de dentina foram divididas aleatoriamente em 4 grupos (n=10), sendo 3 grupos (G1, G2 e G3) irradiados com o *laser* nos parâmetros descritos acima e o grupo G4 não recebeu irradiação *laser* (controle). Após o preparo, as amostras foram restauradas utilizando ácido fosfórico à 35%, adesivo Single Bond e resina composta Z-350. Após armazenamento de 24 horas à 37°C e 100% de humidade, as amostras foram seccionadas em paralelepípedos (1 mm²) e submetidas à força de tração. A área de superfície na região de adesão de cada amostra foi medida e a força de adesão calculada. Modo de fratura das amostras foi analisado por microscopia óptica. Apresentando-se segura para o complexo dentino-pulpar nos grupos G1 e G2. Entretanto, um aumento de mais de 13°C foi registrado nas amostras do grupo G3. A maior força de adesão foi observada no grupo controle G4 quando comparada com os grupos irradiados com o *laser*. Os efeitos causados pelo calor propagado na dentina, resultante da irradiação com o *laser de Er,Cr:YSGG*, demonstrou afetar o substrato dentinário para procedimentos restauradores adesivos independente do parâmetro utilizado. O tipo de fratura predominante nos grupos *laser* foi a falha mista, sendo esta falha adesiva parcial entre sistema adesivo e dentina e falha coesiva parcial no sistema adesivo.

THE EFFECT OF RESIDUAL HEAT IN DENTIN ADHESION AFTER Er,Cr:YSGG LASER IRRADIATION

Juliana de Almeida Barros

ABSTRACT

The purpose of this *in vitro* study is to evaluate the residual heat on dentin surface irradiated with Er,Cr:YSGG *laser* within different parameters using a thermographic camera and the influence in dentin adhesion using a microtensile bond strength test. Forty-nine dentin slices (2 mm) were obtained from third molars. This study was divided in two parts. The first part was the temperature analyses through a thermographic camera. Nine slices of dentin were randomly distributed in 3 groups according to the parameters used (G1- 44,3 J/cm², G2 - 47,8 J/cm², G3 - 54,9 J/cm²). The occlusal side of the dentin slice was divided in four quadrants, allowing 4 irradiations of 5 seconds (each) in the same sample, resulting into twelve measurements per group. The second part of the experiment was the microtensile bond strength test. Forty slices of dentin were randomly distributed into 4 groups (n=10), being G1, G2 and G3 the same as described previously. Group 4 did not receive *laser* irradiation and served as a control group. After *laser* irradiation or not, the samples were restored using 35% phosphoric acid, Single Bond dental adhesive and Z-350 composite resin. After storage of 24 hours at 37°C and 100% humidity, the samples were sectioned into beams (1mm²) and exposed to the tensile strength test. The area of each sample was measured and the bond strength calculated. Mode of fracture of each sample was observed by an optical microscope (50x). The heat transmission in dentin (2mm thick) demonstrated safe in the groups G1 and G2. However, an increase of more than 13°C was observed in G3. The highest bond strength was observed in the control group G4 when compared to all *laser* treated groups. The residual heat in dentin created by the Er,Cr:YSGG *laser*, within the parameters of this study, showed an unfavorable effect on adhesive procedures. The predominant failure mode for the *laser* treated dentin was partially cohesive in dentin and partially cohesive in the bonding system.

Lista de Abreviaturas

Cálcio.....	Ca
Comprimento de onda.....	λ
Exposição radiante.....	H
Diferença de temperatura.....	Δt
Energia radiante.....	Q
Fósforo.....	P
Taxa de repetição.....	TR
Graus centígrados.....	$^{\circ}\text{C}$
Hertz.....	Hz
Infravermelho.....	IV
Joule.....	J
Kilograma-força.....	kgf
Megapascals.....	MPa
Metro.....	m
Micrometros.....	μm
Microsegundos.....	μs
Milijoules.....	mJ
Mililitro.....	ml
Milímetros.....	mm
Miliwatts.....	mW
Nanômetros.....	nm
Nanosegundos.....	ns
Porcentagem.....	%
Potência radiante.....	P
Segundo.....	s
Ultravioleta.....	UV
Watts.....	W

SUMÁRIO

	Página
1. INTRODUÇÃO	11
2. OBJETIVOS	13
3. REVISÃO DA LITERATURA	14
3.1 <i>Laser</i> e suas propriedades.....	14
3.1.1 Interação da luz com a matéria.....	14
3.1.2 Absorção.....	15
3.2 <i>Lasers</i> de Érbio.....	16
3.2.1 <i>Laser</i> de Er:YAG.....	17
3.2.2 <i>Laser</i> de Er,Cr:YSGG.....	20
3.3 Adesão dentinária.....	23
4. MATERIAL E MÉTODOS	25
4.1 Preparo dos dentes	25
4.2 Fase A.....	27
4.2.1 Avaliação da temperatura por termografia no infravermelho.....	27
4.2.2 Descrição da câmera.....	31
4.2.3 Descrição do software.....	31
4.3 Fase B.....	31
4.3.1 Irradiação das amostras para o teste de microtração.....	31
4.3.2 Restauração das amostras.....	34
4.3.3 Teste de microtração.....	35
5. RESULTADOS	38
5.1 Avaliação da temperatura por termografia no infravermelho.....	38
5.2 Teste de microtração.....	38
5.3 Modo de fratura.....	39
6. DISCUSSÃO	47
7. CONCLUSÃO	52
8. APÊNDICE	53
9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	56

1. INTRODUÇÃO

A forma de confecção dos preparos cavitários tem apresentado mudanças profundas nas últimas décadas, especialmente devido à evolução dos materiais adesivos. Esse progresso enfatiza a técnica de intervenção mínima, na qual somente a dentina infectada é removida, sem a necessidade de retenção mecânica nos preparos cavitários ¹. Dentre esses novos métodos de preparo cavitário pode-se incluir a abrasão a ar, o preparo químico-mecânico, como também o *laser* ². O procedimento realizado com *laser* é seguro para o complexo pulpar ³ e bem aceito pelo paciente ⁴. Estudos têm demonstrado que a utilização do *laser* em alta intensidade também diminui substancialmente a população bacteriana do preparo cavitário ^{5,6}. Dentre os diversos *lasers* utilizados em odontologia, os *lasers* de érbio ^{7,8} têm demonstrado ser os mais adequados para preparos cavitários. Os *lasers* de érbio têm uma grande afinidade pela água e hidroxiapatita. A interação desses *lasers* acontece quando a água contida no tecido evapora subitamente levando à ablação explosiva. Os *lasers* de Er:YAG e de Er,Cr:YSGG são exemplos de *lasers* de érbio usados para tratamento de tecido duro dental. Estes *lasers* são muito similares, exceto no seu comprimento de onda, de 2,94 μm e 2,78 μm , respectivamente.

O *laser* de Er:YAG possui um comprimento de onda (2,94 μm) ressonante com a absorção da molécula de água presente no tecido. Devido à sua enorme afinidade pela água e hidroxiapatita, a energia radiante deste *laser* sofre transformação termomecânica assim que incide sobre a superfície dental ⁹. Desta forma sua interação é a mais indicada quando se trata de tecidos dentais duros. O *laser* opera em regime pulsado e é utilizado juntamente com um spray de água que auxilia no processo de ablação, controla a temperatura no tecido e não causa danos morfológicos ^{4,10}.

O *laser* de Er,Cr:YSGG também utiliza um sistema pulsado, conduzido por uma fibra e uma ponta de safira embebida em uma mistura de água e ar sob pressão. A combinação de energia radiante *laser* e água é chamado de “*hydrokinetic*”, tecnologia esta desenvolvida e patenteada por engenheiros da Biolase. O equipamento trabalha de modo pulsado, com duração de 140 μs a 150 μs e uma taxa de repetição de até 50Hz. A sua potência radiante pode variar

de 0 até 8 watts. Este sistema de *laser* tem demonstrado bons resultados em esmalte, dentina e osso⁸ assim como em cirurgias de tecido mole¹¹.

Quando o *laser* de alta intensidade é utilizado para ablação em tecido duro, efeitos térmicos colaterais têm sido o maior problema. Os *lasers* de érbio, por emitirem luz na região do infra-vermelho, têm um certo grau de geração de calor que é inevitável. Entretanto, o uso de spray de água minimiza a geração de calor, refrigera a área irradiada e absorve a energia radiante excessiva^{12,13}.

Entretanto, observações histopatológicas revelaram danos mínimos na camada superficial do tecido irradiado. Esta camada foi considerada ligeiramente desnaturada devido à irradiação com o *laser* de Er:YAG¹⁴. Esta injúria no tecido já foi relatada previamente e é de aproximadamente 5 a 15 μm ¹⁵. Estes achados têm pouco efeito em relação ao complexo pulpar, pois como relatado previamente em vários estudos, a irradiação com o *laser* de Er:YAG juntamente com spray de água é segura e mantém a temperatura pulpar bem abaixo do limiar de segurança de 5,5°C proposto por Zach e Cohen^{3,16,17,18}. A camada de tecido denaturado pode, entretanto, afetar a adesão do material restaurador, especialmente na dentina.

O parâmetro ideal para a ablação de tecido duro deve remover o tecido alvo e ao mesmo tempo produzir mínima quantidade de calor residual no dente¹⁹. A elevação térmica na superfície do tecido depende principalmente da fluência, duração do pulso *laser* e do comprimento de onda²⁰. Foi relatado que a irradiação com o *laser* de Er:YAG no esmalte alcança uma temperatura de até 300°C²¹. No mesmo estudo observou-se uma elevação de temperatura de 800°C com o *laser* de Er,Cr:YSGG utilizando fluências próximas ao limiar de ablação.

Todos os *lasers* que produzem efeitos térmicos podem induzir alterações físicas e químicas no tecido alvo. A intensidade e extensão destes efeitos dependem dos parâmetros utilizados como também das características ópticas e térmicas do tecido. Sabe-se que o aquecimento da dentina acima de 250°C produz danos irreversíveis na estrutura do colágeno²⁰. Desta forma este estudo teve o objetivo de analisar a influência do calor residual na dentina utilizando câmera termográfica, após a irradiação/ablação com *laser* de Er,Cr:YSGG e teste de adesão de microtração.

2. OBJETIVOS

O objetivo deste estudo *in vitro* foi o de analisar o calor residual na superfície dentinária irradiada com o *laser* Er,Cr:YSGG com diferentes parâmetros utilizando a câmera termográfica e a influência na adesão através do teste de microtração.

3. REVISÃO DA LITERATURA

3.1 Laser e suas propriedades

A palavra *laser* é acrônimo de *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*, tendo seus princípios básicos postulados por Einstein em 1917 e colocados em prática pela primeira vez pelo físico Theodor Maiman em 1960. A base física da função *laser* é a interação entre os fótons e os elétrons da camada externa do átomo. Esta ação recíproca dá origem a uma radiação eletromagnética que possui propriedades especiais e que se caracteriza pela distribuição da intensidade em forma de espectro (λ).

3.1.1. Interação da luz com a matéria

Quando a luz *laser* interage com um tecido alvo alguns processos ocorrem tais como: reflexão, refração, absorção e espalhamento. A interação vai depender das propriedades ópticas do tecido e do comprimento de onda da luz *laser*. Os efeitos do feixe *laser* dependem de uma série de fatores tais como comprimento de onda do *laser* e a absorção no tecido alvo; modo de ação do *laser* (contínuo (CW), interrompido, pulsado); energia radiante dos pulsos e área incidente; tempo de duração do pulso *laser*; números de pulsos de *laser* aplicados por segundo no tecido; modo de aplicação (com ou sem contato, focado ou não, movimentação); duração total da exposição ao feixe *laser*, e dos meios circunvizinhos.

A interação da energia radiante absorvida nos tecidos pode ser dividida em: efeitos fototérmicos, efeitos fotoquímicos e processos não lineares. No efeito fototérmico o tecido absorve a luz, esta energia será transformada em calor que acarretará vários efeitos. O efeito fotoquímico consiste na absorção de energia radiante pelo tecido que ativam processos bioquímicos no interior das células. Dentre estes processos está a terapia fotodinâmica que se resume na introdução de moléculas fotossensibilizadoras que são ativadas sob a ação da luz. Os processos não lineares ocorrem devido às altas densidades de potência com pulsos de *laser* de curta duração, menores que 1 picosegundo.

3.1.2. Absorção

O corpo humano é constituído principalmente de água e sabe-se que a absorção da luz pela água é fundamental nas aplicações biomédicas. Os constituintes do tecido possuem um alto coeficiente de absorção de um particular comprimento de onda ou por uma região espectral e são chamados de cromóforos. A absorção é causada principalmente por moléculas de água e macromoléculas (cromóforos), como proteínas e pigmentos (adenina, melanina, hemoglobina, oxihemoglobina, photofrin) (Figura 2).

Vários tipos de *laser* são absorvidos pelos tecidos moles da cavidade oral graças ao seu alto teor de água (com absorção na região do IV médio para distante) e à intensa vascularização (na região do UV a IV próximo). Na região UV (200-500nm) são as proteínas e DNA que dominam a absorção. Entretanto, existe uma janela terapêutica entre 600nm e 1200nm em que não há forte absorção nem das macromoléculas, nem da água. A água é considerada “transparente” à irradiação *laser* na região do visível. Nesta faixa do espectro eletromagnético, a radiação penetra mais profundamente nos sistemas biológicos com efeitos térmicos profundos ou terapias mediadas por processos fotoquímicos. Esta região espectral é utilizada na LILT (“*Low Intensity Laser Therapy*”).

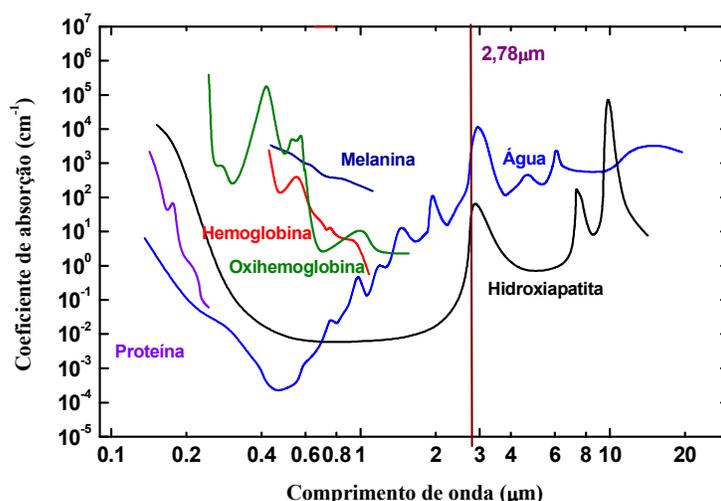


Figura 2- Coeficiente de absorção e profundidade de transmissão dos principais *lasers* no tecido biológico. (Disciplina do Mestrado Profissional Lasers em Odontologia IPEN/FOUSP. Interação da Luz Laser-Tecidos biológicos: aplicações. Denise M. Zezell, Martha S. Ribeiro, Edison P. Maldonado)

Entretanto, na região do IV (2000nm) sabe-se que a água é o principal absorvedor. Os tecidos duros são constituídos de água (dentina 23%, esmalte 6%), matriz orgânica (dentina 29%, esmalte 2%) e inorgânica (dentina 48%, esmalte 92%). Além da água apresentar alta absorção nesta faixa espectral, sabe-se que a hidroxiapatita é altamente absorvida em certos comprimentos de onda como: 2,94 μ m; 9,6 μ m e 10,6 μ m.

Dentre os principais *lasers* utilizados em odontologia estão: argônio, CO₂, érbio, hólmio, neodímio, e alguns de diodo. O *laser* de argônio (λ = 488nm e 514,5nm) tem alta absorção pela hemoglobina, melanina e hemosiderina. Desta forma, esse *laser* é bastante utilizado no diagnóstico de cáries, clareamento dental, fotopolimerização de resinas, hemostasia e cirurgias em tecido mole. Os *lasers* de CO₂ (λ = 9,3 μ m; 9,6 μ m e 10,6 μ m) são bastante utilizados para cirurgias em tecido mole no comprimento de onda 10,6 μ m, visto que esses comprimentos de onda são altamente ressonantes com a água e com a hidroxiapatita. O *laser* de neodímio (λ = 1,064 μ m) é utilizado para redução microbiana intracanal, doenças periodontais, redução da hipersensibilidade dentinária, lesões herpéticas, como também na coagulação. O *laser* de hólmio (λ = 2,064 μ m) tem boa interação com a água e é utilizado tanto em tecidos dentais duros como também na prevenção de cárie e preparo cavitário. Os *lasers* de érbio (λ = 2,94 μ m; 2,79 μ m e 2,78 μ m) são os mais adequados para tecido dental duro.

3.2. Lasers de érbio

Hibst e Keller (1989) foram os primeiros a apresentar o *laser* de érbio como sendo um promissor comprimento de onda para tecidos duros. Seus trabalhos demonstraram que tecido dental duro pode ser removido com o *laser* pulsado de érbio.

A água é um forte absorvedor da radiação infra-vermelho próxima e tem seu pico de absorção máximo na região de 3 μ m, coincidindo assim com o comprimento de onda de emissão dos *lasers* de érbio. Sabe-se que o tecido dental duro consiste de uma quantidade de água de 2,5% em esmalte, 13,5% em dentina e 32% em osso, matriz orgânica como proteínas ou colágeno, e componentes inorgânicos como hidroxiapatita (esmalte - 96%, dentina - 69%, e

osso 46%). Por esta razão a absorção é mais acentuada em dentina do que em esmalte, sendo esta duas vezes maior.

A ablação de tecido dental duro pelos *lasers* de érbio tem sido vastamente estudada ^{3,4,7,22}. Estudos de microscopia eletrônica de varredura mostraram que estes *lasers* produzem superfícies limpas quase sem formação de debris e smear layer ^{23,24}. A energia radiante necessária para que o *laser* remova efetivamente tecido dental duro pode causar alguns efeitos indesejáveis como a formação de crateras em esmalte e dentina, derretimento da superfície e resolidificação destes tecidos duros, além da carbonização ^{25,26}. Após análise morfológica de superfícies irradiadas com os *lasers* de érbio em esmalte e dentina foi observado superfície limpa, sem “*debris*” e sem danos às estruturas vizinhas ^{8,27}.

3.2.1. Laser de Er:YAG

Er:YAG é acrônimo de granada de ítrio/alumínio dopado com érbio (Er:Y₃Al₅O₁₂), meio de ganho de alguns *lasers* de estado sólido. O desenvolvimento do sistema *laser* de Er:YAG ocorreu no final dos anos 80 ⁷. O *laser* de Er:YAG é um *laser* de estado sólido, pulsado, que emite radiação na região do infra-vermelho próximo, normalmente com largura temporal de 100 μ s e 500 μ s. Seu comprimento de onda é de 2,94 μ m e coincide com o pico de absorção máximo da água (~3 μ m) e por esta razão é fortemente absorvido por ela. Este comprimento de onda é também absorvido pela hidroxiapatita. A água do tecido alvo é vaporizada sem liquifazer os seus componentes orgânicos e inorgânicos. A alta pressão interna resultante da irradiação leva à remoção do substrato na forma de microexplosões.

Uma característica interessante sobre a irradiação no esmalte e dentina é a similaridade com uma superfície condicionada com ácido. Análises morfológicas em dentina apresentam uma superfície irregular e porosa, sem fissuras ou rachaduras, ausência de *smear layer* e túbulos dentinários abertos ^{28,29}. A princípio se pensou que esta superfície livre de debris era ideal para procedimentos restauradores adesivos.

Quando o *laser* de alta intensidade é utilizado para ablação em tecido duro, efeitos térmicos colaterais têm sido o maior problema. O *laser* de Er:YAG por emitir luz na região infra-vermelho tem um certo grau de geração de calor que é inevitável. Entretanto, o uso de spray de água minimiza a geração de calor,

refrigera a área irradiada e absorve a energia radiante excessiva ^{12,13}. A refrigeração com água é extremamente importante pois, além de resfriar o tecido dental, é essencial no processo de ablação ¹².

Entretanto, observações histopatológicas revelaram danos mínimos na camada superficial do tecido irradiado. Esta camada foi considerada ligeiramente desnaturada devido a irradiação com o *laser* de Er:YAG ¹⁴, e é de aproximadamente 5 a 15 μm ¹⁵. Estes achados têm pouco efeito em relação ao complexo pulpar, pois como relatado previamente em vários estudos, a irradiação com o *laser* de Er:YAG juntamente com spray de água é segura e mantém a temperatura pulpar controlada ^{3,17,18}. Esta camada de tecido denaturado pode, contudo, afetar a adesão do material restaurador, especialmente na dentina.

A adesão de resina composta à dentina irradiada com o *laser* de Er:YAG tem sido vastamente investigada. Contudo, as causas atribuídas variam assim como as razões dos resultados alcançados. Avaliando dentina irradiada com o *laser* de Er:YAG (6Hz, 350mJ, 45J/cm²) sem condicionamento ácido, foram reportado valores de resistência adesiva (12.9 ± 7.3 MPa) ao cisalhamento melhores que o grupo controle com broca e ácido fosfórico à 10% (7.3 ± 4.3 MPa) ¹³. Do mesmo modo, em outro estudo foi observado que amostras tratadas somente com *laser* (10Hz, 100mJ) apresentaram uma força de adesão (11.1 ± 2.3 MPa) maior do que amostras irradiadas e condicionadas com ácido (5.6 ± 2.4 MPa). A explicação dada para o baixo valor de adesão conseguido se baseia no fato de que a região imediatamente abaixo da camada do adesivo foi enfraquecida pelo *laser* e o condicionamento desta superfície acentua esta deficiência ³⁰.

Esta subsuperfície da dentina afetada pelo *laser* de Er:YAG foi também reportada em outro estudo, contudo a força adesiva à tração foi significativamente menor no grupo tratado com *laser* nos seguintes parâmetros 160 mJ e 4Hz (2.48 ± 1.9 MPa versus 4.70 ± 2.5 MPa) ³¹.

Sabe-se que a dentina irradiada com o *laser* de Er:YAG (10Hz, 126 mJ) torna a superfície mais ácido resistente ³². Utilizando ácido fosfórico à 37% por 40 segundos resultou em resistência adesiva à microtração similar entre os grupos estudados (*laser* + ácido - 28.0 ± 4.5 MPa; *laser* - 19.9 ± 10.0 MPa; broca + ácido - 23.4 ± 5.6 MPa).

Um aumento significativo da força de adesão (16.7 ± 2.9 MPa) foi alcançado na resistência de adesão ao cisalhamento quando o ácido fosfórico é usado após irradiação com o Er:YAG (180mJ, 2Hz), no entanto os valores do grupo controle (22.5 ± 3.4 MPa) não foram alcançados³³. No mesmo estudo foi também observado uma profundidade de 3 a 4 μm abaixo da dentina irradiada apresentando fibrilas de colágeno desnaturadas, com perda das pontes de hidrogênio e fusão. Os autores sugerem que o *laser* de Er:YAG afeta adversamente a adesão na dentina e não é considerado como uma alternativa ao condicionamento ácido como se havia pensado.

Mais um estudo cita a técnica de condicionamento ácido como mandatória em superfícies tratadas com *laser* de Er:YAG (10 Hz, 80 mJ). Os sistemas adesivos utilizados “*total-etch*” (Optibond FL) e “*self-etch*” (Clearfil SE) apresentaram força de adesão à microtração (18.6 ± 5.5 MPa e 12.7 ± 6.9 MPa, respectivamente) significativamente menor em dentina irradiada do que tratada com broca (59.6 ± 16.8 MPa e 37.7 ± 10.4 MPa). Novamente foi observado a destruição da subsuperfície da dentina ocasionada pela irradiação *laser*, sendo esta a maior razão do baixo valor de microtração podendo comprometer a restauração ao longo-prazo³⁴.

As alterações na composição química da dentina após irradiação com *laser* de Er:YAG são por exemplo a degradação do colágeno, a perda de água e o aumento da OH^- ocorrem mais na superfície e em menor grau na subsuperfície. A intensidade e extensão dos efeitos vão depender dos parâmetros utilizados: fluência, taxa de repetição, comprimento de onda e das características ópticas e térmicas do tecido²⁰.

Com o objetivo de investigar o dano térmico causado à matriz colágena da dentina e sua influência na força de adesão ao cisalhamento, foi avaliada a influência da duração de pulso e comprimento de onda, com ou sem a utilização de água. Neste estudo foram comparados os *lasers* de CO_2 (100 μs , 9.6 μm), TEA- CO_2 (6 μs , 9.6 μm), Er:YSGG (200 μs , 2.79 μm), Er:YSGG (0.5 μs , 2.79 μm) e Nd:YAG Q-switched (15 ns, 355nm). O melhor resultado em relação à força de adesão foi obtido com os *lasers* de pulsos curtos de CO_2 (6 μs) com 19.4 ± 3.6 MPa e Er:YSGG (0.5 μs) com 17 ± 2.4 MPa, juntamente com irrigação de água. A análise das superfícies irradiadas indicou a ocorrência de danos térmicos mínimos

nestes mesmos grupos. Foi sugerido então que o *lasers* de érbio de pulso curto seria mais adequado para preparos cavitários em dentina, devido a diminuição do dano térmico, melhorando à adesão ao material restaurador ³⁵.

3.2.2. Laser de Er,Cr:YSGG

O *laser* de Er,Cr:YSGG (granada de ítrio, escândio, gálio dopado com érbio, cromo) é similar ao Er:YAG, com comprimento de onda de 2,78 μm . Sua energia radiante é transmitida por fibra óptica e entregue por uma peça de mão com um cristal de safira embebido de ar e água atomizada. A grande característica deste sistema antes desconhecida é o seu método de cortar tecido duro chamado de hidrocínético. O processo hidrocínético é um processo de remoção de tecido biocalcificado através de partículas de água energizadas, sendo estas partículas as responsáveis pela remoção do tecido alvo ³⁶.

O novo sistema deste *laser* pulsado, chamado de “*Waterlase MD*” tem pulsos com duração de 140 a 150 μs , taxa de repetição de 10 a 50 Hz, sua potência radiante pode variar de 0 até 8 watts e energia radiante por pulso de até 300mJ. Para uma boa ablação ocorrer, sua ponta de safira tem que estar posicionada de 1 a 2 mm da superfície e acompanhada de spray de água.

Antes de usar novos sistemas *lasers* em pacientes é necessário investigar a segurança deste sistema ao complexo pulpar. Desta forma, os efeitos da irradiação com o *laser* de Er,Cr:YSGG sobre o periodonto e a polpa dental foram pesquisados “*in vivo*” em coelhos e cães ³⁷. Nenhuma evidência de alterações no periodonto, inflamação ou necrose pulpar nos dentes irradiados com o novo sistema de *laser* de Er,Cr:YSGG, tanto para preparos cavitários rasos quanto profundos. Concluíram, desta forma, ser este um sistema seguro para a utilização clínica. Em outro estudo “*in vivo*” em cães, a temperatura intrapulpar de molares submetidos a preparos cavitários com o *laser* de Er,Cr:YSGG foi monitorada e comparada com os preparos convencionais, realizados com instrumento cortante rotatório do tipo carbide, montado em turbina de alta velocidade com e sem refrigeração de água ³⁸. Não foi observado nenhum aumento de temperatura intrapulpar quando este *laser* foi utilizado. Os preparos com a ponta carbide e refrigeração com água, resultaram em uma elevação média da temperatura de menos de 3°C. Foi então mais uma vez comprovado que este sistema de *laser*,

chamado hidrocínético, pode ser usado para cortar tecidos dentais duros sem induzir a um aumento de temperatura prejudicial ao complexo pulpar.

Sob microscópio eletrônico de varredura observou-se em esmalte a formação de cortes precisos e uniformes, preservando-se a morfologia prismática. O corte em dentina também demonstrou preservação da estrutura dos túbulos dentinários. Em tecidos moles, o sistema de *laser* de Er,Cr:YSGG induziu à uma boa cicatrização, com o mínimo de hemorragia e sem inflamação ³⁹.

Como a maioria dos preparos cavitários atualmente são restaurados com materiais restauradores adesivos, é de extremo interesse conhecer a resistência adesiva das resinas em relação à superfície irradiada.

A resistência ao cisalhamento da resina composta aderida a uma superfície tratada pelo *laser* de Er,Cr:YSGG ou pela ponta carbide foi investigada utilizando molares humanos não cariados. Estes foram restaurados com e sem a aplicação de ácido fosfórico após utilização de ambos sistemas. Não houve nenhuma diferença significativa entre preparos em esmalte feitos com ponta carbide e *laser*, seguidos de condicionamento ácido. Também não houve nenhuma diferença entre o grupo preparado com ponta carbide seguido de aplicação de ácido fosfórico comparado com superfície em esmalte preparada somente com *laser* de Er,Cr:YSGG. Concluiu-se então, que o sistema hidrocínético Er,Cr:YSGG produziu uma superfície receptiva à adesão quando o esmalte foi condicionado ou não com ácido fosfórico ⁴⁰.

Os limites de ablação e as mudanças morfológicas ocorridas em esmalte e dentina após a irradiação com o *laser* de Er,Cr:YSGG são bem distintos quando usados com ou sem spray de água. A profundidade da cavidade após irradiação com o spray de água é significativamente maior do que sem água, tanto em esmalte quanto em dentina. Isto se deve ao fato que o sistema hidrocínético do Er,Cr:YSGG em que os tecidos duros são cortados através da interação da energia radiante do *laser* com gotículas de água atomizadas disparadas na superfície ⁸.

Uma avaliação clínica da performance do *laser* de Er,Cr:YSGG e do método tradicional (alta rotação) foi efetuada com o objetivo de comparar os dois sistemas, testando a vitalidade pulpar pós-tratamento, reincidência de cárie, dor e desconforto e retenção do material restaurador. A avaliação foi feita imediatamente após a inserção da restauração, após 30 dias e 6 meses. Os

parâmetros utilizados neste estudo foram de 5,5 a 6,0 watts para esmalte e de 4,0 a 5,0 watts para dentina. Sessenta e sete pacientes completaram o estudo, sendo que não foi encontrado nenhuma diferença estatística entre os dois grupos para os parâmetros avaliados, com exceção de um: o nível de desconforto durante o procedimento. Pacientes tratados com o *laser* tiveram um nível de desconforto significativamente menor quando comparado com o método tradicional. Pode-se concluir através deste trabalho que o *laser* de Er,Cr:YSGG é eficaz para preparos de classe I, III, e V, e as restaurações resultaram em boa retenção ⁴¹.

A irradiação com o *laser* de Er,Cr:YSGG na superfície radicular, com potências radiante entre 1W e 6W sem o acompanhamento de água, causa carbonização e fissuras na superfície tratada. Entretanto, todos os espécimes irradiados acompanhado com spray de água apresentaram superfície livre de *debris*, túbulos dentinários abertos e nenhum aspecto de derretimento superficial ou fusão. Algumas fissuras foram observadas nos grupos tratados à 5W e 6W. Por este motivo, os autores recomendam o emprego de energia radiante abaixo de 3W para remoção de *debris* e lama dentinária ⁴².

Além da eficácia no corte dos tecidos dentais duros, resultando em cavidades regulares com bordas e paredes definidas, a irradiação com *laser* de Er,Cr:YSGG aumenta a quantidade de Ca e P, sugerindo assim uma diminuição da solubilidade nos tecidos dentais duros ⁴³. Este resultado ocorreu quando o esmalte foi irradiado com uma potência radiante de 6,0 W por 5 segundos e a dentina recebeu 5,0 W por 5 segundos sempre em conjunto com o spray de água.

Outros autores também investigaram os efeitos morfológicos e analíticos atômicos na superfície radicular após a irradiação com o *laser* Er,Cr:YSGG ⁴⁴. A superfície radicular foi irradiada com spray de ar e água à uma potência radiante de 5 W e 20 Hz, por 5 segundos. Defeitos em forma de crateras foram observados através da microscopia eletrônica de varredura. As superfícies destas crateras pareciam escamas, irregulares e rugosas, mas demonstrou-se ser uma superfície homogênea, limpa e praticamente livre de *debris*. Os resultados mostraram que a quantidade de Ca nos espécimes foi aumentado significativamente nas áreas irradiadas. Isto confirma os achados do estudo acima mencionado, sugerindo ainda que a irradiação com *laser* pode ser usada para diminuir a solubilidade dos tecidos dentais duros.

O tratamento com o *laser* de Er,Cr:YSGG em tecidos duros pode reduzir notadamente a dissolução ácida nestes tecidos. Baseado neste fato, este *laser* pode ser indicado na prevenção da cárie dental, prevenção da cárie secundária em preparos cavitários, remoção de tecido cariado e tratamento de cárie incipiente em esmalte (oclusal) ou dentina (cárie de colo)⁴⁵. Ao contrário, outra investigação demonstrou que as cavidades em esmalte preparadas com o *laser* de érbio não são mais resistentes ao ácido do que as cavidades preparadas pelo método convencional (ponta diamantada)⁴⁶.

A aplicação do *laser* de Er,Cr:YSGG para remoção de tecido cariado e confecção de preparos cavitários foi analisada clinicamente⁴⁷. Quarenta e quatro participantes receberam restaurações classe I e V. Em 68% dos casos não houve nenhuma dor durante o procedimento, seguido de 22% com ligeira dor, 4% dor tolerável e 6% intolerável. Relacionado ao barulho emitido pelo aparelho, 84% dos pacientes não tiveram reclamações. A análise do tempo gasto para confeccionar os preparos foi a seguinte: cavidades pequenas foram executadas em poucos minutos, classe I de 10-15 minutos, e classe II de 13-20 minutos. Concluiu-se através deste estudo que este tipo de *laser* é eficiente e seguro para preparos cavitários. A aceitação dos pacientes foi excelente e sem nenhum efeito adverso.

O *laser* de Er,Cr:YSGG pode ser utilizado para uma variedade de tratamentos. A maior característica do sistema de Er,Cr:YSGG inclui um método utilizado para cortar tecido duro chamado hidrocínético. Se a potência radiante do *laser* for diminuída, e quase nenhuma água utilizada enquanto uma pequena quantidade de ar é direcionada à ponta do sistema, este *laser* pode também ser utilizado em tecidos moles. Pode-se dizer que a maior vantagem deste sistema é a sua habilidade de tratar ambos tecidos moles quanto duros utilizando o mesmo instrumento³⁶.

3.3. Adesão dentinária

A adesão de materiais restauradores em esmalte se tornou um procedimento de rotina na clínica atual e é bem previsível. Entretanto, a adesão dentinária é considerada mais difícil e menos previsível. A dificuldade da adesão em dentina é devido a sua estrutura histológica variável. Enquanto o esmalte é composto de 92% de material inorgânico (hidroxiapatita) por volume, a dentina possui em média somente 45%, sendo que sua hidroxiapatita é distribuída em

uma matriz orgânica que consiste principalmente de colágeno ⁴⁸. A adesão dentinária é ainda mais dificultada pela formação da lama dentinária ou “*smear layer*”. A *smear layer* é criada sempre que um instrumento manual ou rotatório é usado para cortar tecido dental. Os debris produzidos pela instrumentação, com espessura de 0.5 a 5 µm, cobrem a superfície dentinária e oblitera os túbulos dentinários ⁴⁹. A presença da *smear layer* diminui a permeabilidade dentinária e influencia o resultado das restaurações adesivas ⁵⁰.

A adesão em dentina é obtida quando a *smear layer* é completamente removida ou modificada por um condicionador ácido expondo a dentina intertubular e peritubular ⁵¹⁻⁵³. O sucesso das restaurações adesivas em dentina depende da hibridização dos agentes adesivos nesta dentina parcialmente desmineralizada. A literatura tem demonstrado a importância da remoção ou modificação da “*smear layer*” para formação da camada híbrida resultando em uma adesão estável ^{50,54}.

A dentina irradiada pelo *laser* de érbio juntamente com spray de água apresenta uma superfície irregular e livre de *smear layer*. Tendo em vista estas características, acreditou-se que esta superfície era adequada para retenção micromecânica dos materiais adesivos ²². Entretanto, a força de adesão é superior quando a superfície irradiada, esmalte ou dentina, recebe condicionamento ácido ^{33,34}.

4. MATERIAL E MÉTODOS

4.1. Preparo dos dentes

Foram utilizados neste estudo 49 terceiros molares hígidos com raízes completas obtidos através do Banco de Dentes da FOUSP após aprovação pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (Protocolo 177/06). Os dentes foram limpos com curetas periodontais Gracey Duflex (SSWhite, Rio de Janeiro – RJ, Brasil) e polidos com pedra pomes (Hergos, Vigodent S/A, Rio de Janeiro – RJ, Brasil) e água com auxílio de escova tipo Sweeney (KG Sorensen Ind e Com Ltda, São Paulo-SP, Brasil) e taças de borracha (Dentamerica, California, USA) montadas em contra-ângulo de baixa rotação (Kavo Inc., Joinville-SC, Brasil). Os dentes foram então armazenados em água destilada sob refrigeração (4°C) até o momento da sua utilização (ISO/TS 11405:2003 (E)).

Os dentes foram incluídos em resina acrílica epóxica (Buehler, Lake Buff, USA) para auxiliar na obtenção das fatias de dentina. Utilizando uma máquina de corte seriados (Labcut 1010 – Extec, São Paulo, SP, Brasil) os dentes foram seccionados primeiramente a 1 mm abaixo das cúspides de trabalho visando obter a exposição da dentina superficial / média (figura 3a). Um segundo corte foi feito e fatias com espessura de 2mm em dentina foram obtidas (figura 3b) e medidas com paquímetro digital (Digimatic Micrometer, Mitutoyo Corporation, Japão).

Estes discos de dentina foram analisados através de Lupa Estereoscópica (MEIJI 2000, Japão) com aumento de 40x para avaliação de possíveis trincas ou tecido desmineralizado. Caso alguma alteração estivesse presente, o disco de dentina seria desprezado.

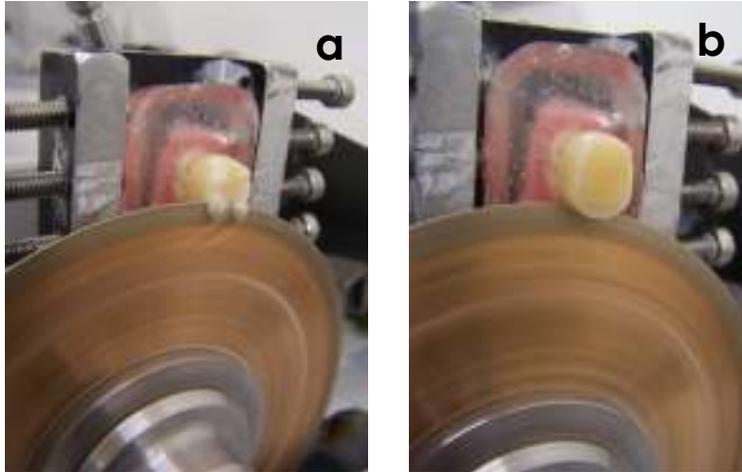


Figura 3(a) Primeiro corte na face oclusal foi feito imediatamente abaixo das cúspides, (b)seguido de um outro corte 2 mm abaixo.

A dentina da face oclusal exposta foi polida com lixas de Carbetto de Silício, de diferentes granulações (400 e 600, Carborundum Abrasivos, Recife, PE -Brasil) em uma máquina politriz (Maxigrind, Solotest, São Paulo, SP –Brasil) em presença abundante de água sobre as lixas, criando uma superfície de dentina uniforme e padronizada (figura 4). As fatias de dentina foram então armazenadas em água destilada sob refrigeração (4°C) até o momento do seu uso.



Figura 4. Fatia de dentina de 2mm de espessura.

O *laser* de alta intensidade Er,Cr:YSGG foi utilizado neste estudo. O *laser* de Er,Cr:YSGG (Millennium, Biolase Technology, San Clemente, CA) obtido através do projeto CEPID/FAPESP 98/04303-9, trabalha de modo pulsado, com duração de 140 a 150 μ s e uma taxa de repetição de 20Hz. A sua potência radiante pode variar de 0 até 6 watts. A ponta utilizada foi a G6 com 600 μ m de diâmetro.

Este estudo foi dividido em duas fases:

Fase A - Avaliação da temperatura por termografia no infravermelho.

Fase B - Avaliação da força de adesão entre resina composta e dentina irradiada através do teste de microtração, e determinação do modo de fratura das amostras.

4.2. FASE A

4.2.1. Avaliação da temperatura por termografia no infravermelho

Nove fatias de dentina de 2mm foram utilizadas para a avaliação da temperatura através da câmera termográfica (Thermacam SC 3000, Flir System, Boston, EUA) (projeto FAPESP - 98/04303-9). As fatias foram distribuídas aleatoriamente em 3 grupos seguindo os parâmetros descritos na tabela 1.

Tabela 1 . Parâmetros utilizados para irradiação das fatias em dentina para a avaliação da temperatura.

Grupo	TR (Taxa de repetição)	Q (Energia Radiante)	H (Exposição radiante)
G1(n=12)	20 Hz	125 mJ	44,3 J/cm ²
G2(n=12)	20 Hz	135 mJ	47,8 J/cm ²
G3(n=12)	20 Hz	155 mJ	55 J/cm ²

O lado oclusal da fatia de dentina foi dividido em quatro quadrantes, possibilitando assim 4 leituras de temperatura em uma mesma amostra. Foram feitos 12 registros de variação de temperatura por grupo.

A amostra foi posicionada atrás de uma peça metálica preta com um furo de 4 mm², deixando somente a área a ser irradiada exposta à câmera. Tanto a peça de mão do *laser* Er,Cr:YSGG quanto a amostra foram fixadas durante a irradiação de 5 segundos (figura 5a e 5b). Para irradiar as amostras utilizou-se 90% de água (1,5 ml/s) e 90% de ar para resfriá-las. A ponta de safira G6 estava posicionada a 1mm de distância da superfície a ser irradiada. Entre uma irradiação e outra na mesma amostra era permitido um tempo de aproximadamente 1 minuto para resfriamento. Desta forma, não houve interferência na leitura da temperatura dentro da mesma amostra. Todos os dados obtidos foram armazenados pelo computador e posteriormente avaliados. A energia de saída do *laser* foi ajustada de acordo com o protocolo citado anteriormente utilizando-se um *Energy Meter* (Coherent Inc, Santa Clara-CA, USA), sendo que, a cada troca de amostra a energia radiante do *laser* era medida novamente, a fim de garantir que a energia radiante com que as amostras foram irradiadas fosse sempre à mesma, independente da perda da fibra (figura 6).

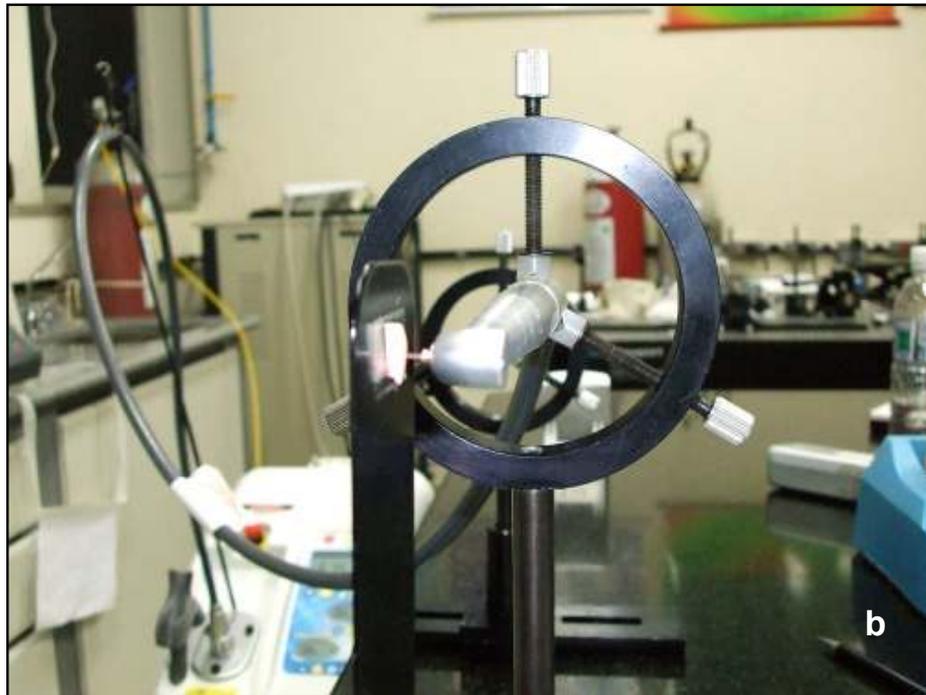
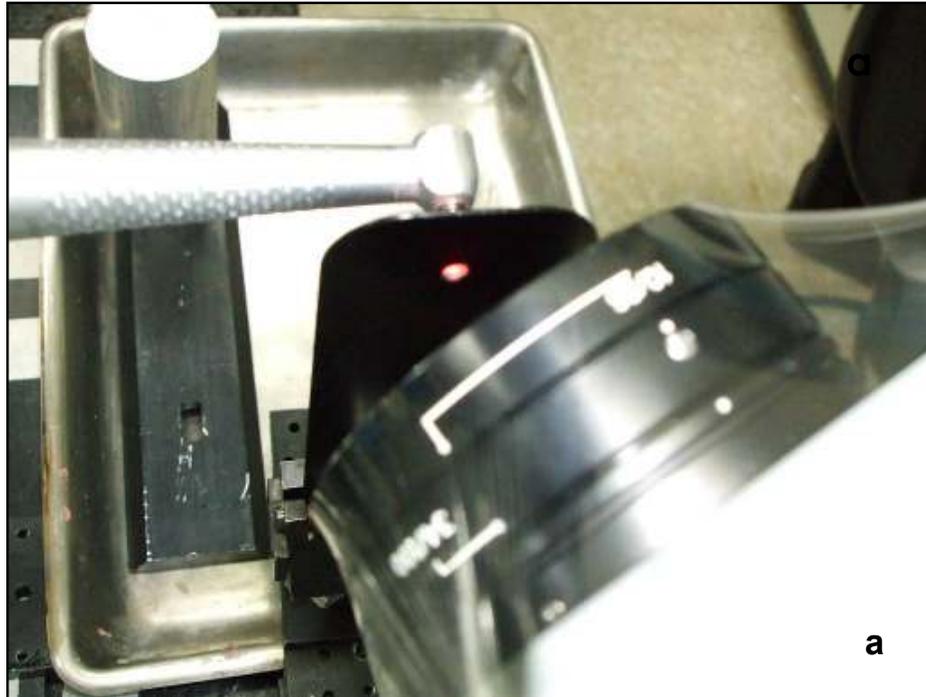


Figura 5 (a) Placa metálica com furo de 4 mm²; (b) Amostra posicionada atrás da placa metálica.



Figura 6 – Energy meter utilizado durante o experimento.

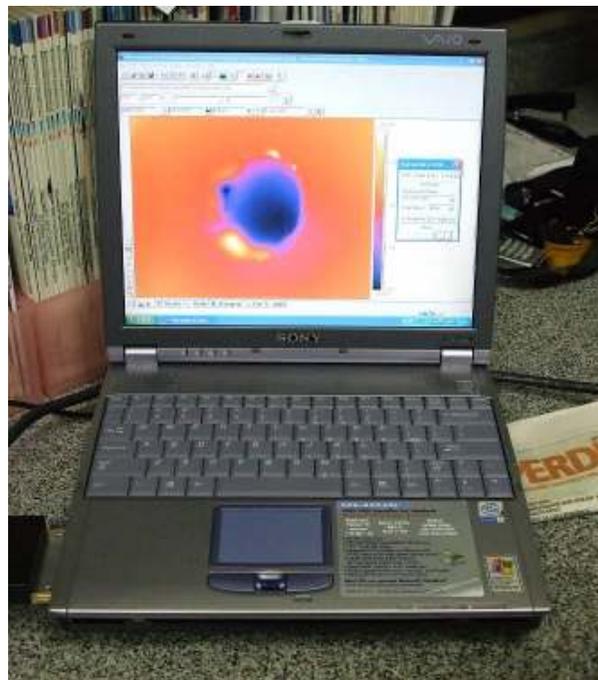


Figura 7 – Imagem da leitura termográfica em tempo real feita pelo computador.

4.2.2. Descrição da câmera

A Thermacam SC 3000, é uma câmera infravermelha projetada pela AGEMA (Suécia) e comercializada pela Flir System (Boston, EUA). Foi desenvolvida para aplicações científicas com uma grande precisão na medida de temperatura sem contato (20mK a 30 °C). Um programa para análise (Thermacam Reseacher) e um “PC card” permitem uma rápida transferência para o computador e uma fácil transferência dos dados para outros programas de análise de dados como Excel, Matlab e Origin (figura 7). As especificações gerais desta câmera estão descritas na tabela 2.

Tabela 2. Especificações da câmera infravermelha Thermacam SC 3000

Sensibilidade térmica	20 mK a 30 °C
Campo de visão distância mínima	20' X 15' e 0.3 m
Precisão da medida	± 1% ou ± 1°C (temperaturas até 150 °C)
Zoom	Eletrônico 4X
Correção emissividade	Automaticamente, varia de 0.1 a 1 ou seleciona uma lista de materiais predefinida na câmera.

4.2.3. Descrição do software

O software utilizado para o processamento das imagens térmicas é o “ThermaCAM Researcher”. Esse software que é baseado na plataforma Microsoft Windows desenvolvido para aplicações científicas, contém um vasto conjunto de ferramentas (isotérmicas, histogramas área por temperatura, dentre outros) que permite uma análise precisa tanto de imagens térmicas estáticas como também imagens em tempo real, aliado a uma aquisição de dados em alta velocidade.

4.3 FASE B

4.3.1 Irradiação das amostras para o teste de microtração

Quarenta fatias de dentina foram utilizadas para o teste de microtração. As fatias de dentina foram divididas aleatoriamente em 4 grupos (n=10) de

acordo com o parâmetro utilizado (Tabela 3). Uma área de 6 x 9 mm foi delimitada em cada amostra para receber a irradiação *laser*.

Tabela 3 . Divisão dos grupos e os parâmetros utilizados para irradiação das fatias em dentina

Grupo	TR (Taxa de repetição)	Q (Energia Radiante)	H (Exposição radiante)
G1 - laser	20Hz	125 mJ	44,3 J/cm ²
G2 - laser	20 Hz	135 mJ	47,8 J/cm ²
G3 - laser	20 Hz	155 mJ	55 J/cm ²
G4 - controle	sem irradiação		

Para padronizar a irradiação das amostras com o *laser* de Er,Cr:YSGG foi utilizado um estágio de motorização de movimento contínuo “*Universal Motion Controllers ESP-300*” (Newport, Irvine, CA, USA) (figura 8), que permitiu o deslocamento da amostra no eixo *x* e *y*, com uma precisão de 5x10⁻⁴mm. Foi fixada no estágio de motorização uma chapa acrílica a fim de que as amostras pudessem ser irradiadas sem que o estágio de motorização fosse atingido pela água utilizada no resfriamento. Com o mesmo objetivo o estágio de motorização foi coberto com plástico transparente, sem que isso prejudicasse a movimentação dos eixos.



Figura 8. Estágio de motorização de movimento contínuo “*Universal Motion Controllers ESP-300*”.

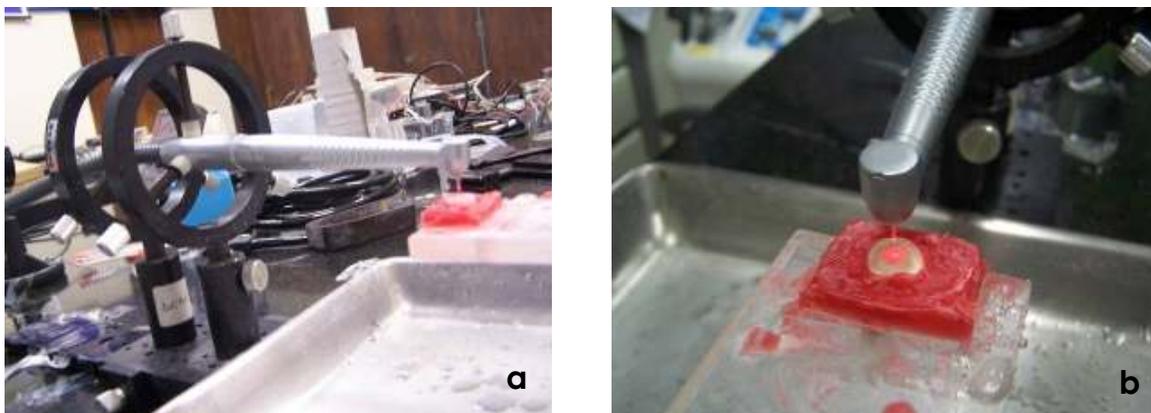


Figura 9 (a e b). Fatia de dentina sendo irradiada pelo *laser* de Er,Cr:YSGG, com o auxílio do estágio de motorização.

As amostras foram fixadas na chapa acrílica utilizando-se cera de uso odontológico. O *laser* foi posicionado sobre a amostra de forma que a ponta da fibra ficasse perpendicular ao dente, pouco mais de um milímetro do mesmo (figura 9a e 9b). Para irradiar as amostras utilizou-se 90% de água (1,5 ml/s) e 90% de ar para resfriá-las. A potência radiante do *laser* foi ajustada de acordo com o protocolo citado anteriormente (tabela 2) utilizando-se um *Energy Meter* (Coherent Inc, Santa Clara-CA, USA), sendo que, a cada troca de amostra, a energia radiante do *laser* era medida novamente, a fim de garantir que a energia radiante com que as amostras foram irradiadas fosse sempre à mesma, independente da perda da fibra.

O estágio de motorização foi ajustado para se movimentar com uma velocidade de 3mm/s, para que um pulso *laser* não atingisse duas vezes um mesmo lugar. Pelo mesmo motivo a distância entre cada linha de radiação utilizada foi 0,275mm. Ao término da irradiação de uma amostra, a fibra era limpa utilizando-se "*lens cleaning paper*" e a amostra irradiada colocada em água destilada e imediatamente restaurada.

O grupo controle (G4) não recebeu nenhuma irradiação.

4.3.2. Restauração das amostras

Os procedimentos de adesão e restauração foram feitos de acordo com a instrução do fabricante. As superfícies oclusais das fatias de dentina foram então submetidas ao condicionamento com ácido fosfórico a 35% (3M, St Paul, MN, EUA), na forma gel, durante 15 segundos. Decorrido este tempo a amostra era lavada por 15 segundos em água corrente e seca com um leve jato de ar de 5 segundos. Após o condicionamento ácido da superfície, aplicou-se duas camadas de adesivo - Single Bond (composição - Bis-GMA, HEMA, diuretano dimetacrilato, copolímero do ácido polialcenóico, canforoquinona, água, etanol e glicerol dimetacrilato; 3M, St Paul, MN, EUA), com o auxílio de pincel descartável e o mesmo foi deixado em repouso por 20 segundos. Em seguida o adesivo foi fotopolimerizado por 20 segundos. O aparelho de fotopolimerização utilizado para este experimento foi o Ultralux (Dabi Atlante, Ribeirão Preto - SP, Brasil) com potência radiante entre 350 e 500 mW/cm² e filtro de luz que produz luz de comprimento de onda na faixa entre 400 e 500 nm (Rueggeberg *et al*, 1994). A inserção da resina composta Z-350 (composição - Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA e TEGDMA; 3M, St Paul, MN, EUA) foi feita em incrementos de não mais que 2 mm e polimerizada por 40 segundos cada até atingir uma altura de aproximadamente 6 mm (figura 10).



Figura 10. Amostra restaurada imediatamente após a irradiação com o *laser* Er,Cr:YSGG

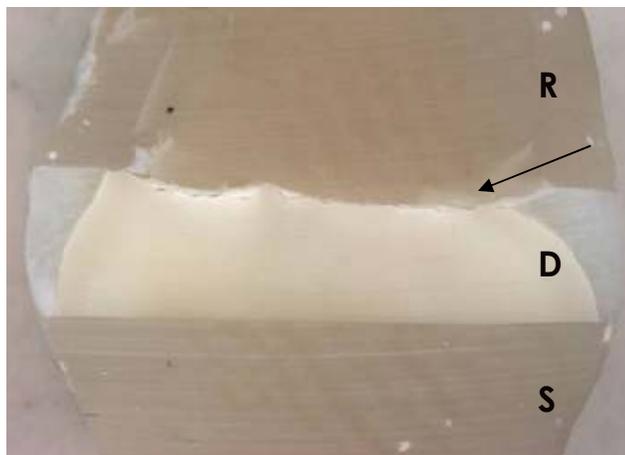


Figura 11. Corte transversal da amostra restaurada, antes da obtenção das amostras para o teste de Microtração. **Seta:** Interface a ser investigada, **R:** resina composta, **D:** dentina, **S:** suporte de resina composta.

Adicionalmente, utilizando-se o mesmo procedimento restaurador descrito acima, foi feita uma reconstrução em resina composta de 6mm de altura no outro lado não irradiado da fatia de dentina para dar suporte e facilitar no teste de microtração (Figura 11).

Após terminada a confecção das restaurações, as amostras ficaram imersas em água destilada durante 24 horas em temperatura ambiente (37 ± 2 °C), antes de serem submetidas ao preparo para o teste de microtração.

4.3.3. Teste de microtração

Após 24 horas, as amostras restauradas foram seccionadas utilizando um disco diamantado com granulação 320 (CO-152-DIA Wafering, Mager Scientific Inc., Dexter, MI,) com o auxílio de uma máquina de corte seriados (Labcut 1010 – Extec, São Paulo, SP, Brasil) (figura 12). Cada amostra foi seccionada verticalmente em várias fatias de aproximadamente 1mm de espessura. A amostra foi girada 90° e seccionada novamente, de modo a obter múltiplos paralelepípedos com volume aproximada de 1x1x10 mm. A parte central dos palitos era composta de dentina, enquanto que a parte superior e inferior de resina composta (figura 12).

Todas as amostras foram avaliadas com Lupa Estereoscópica (MEIJI 2000, Japão) para checar a integridade da amostra. Caso algum defeito se

apresentasse a amostra seria descartado antes do teste de microtração. Um número heterogêneo de amostras nos 4 grupos foram testados utilizando a microtração através da “Universal Testing Machine” (Compact Gauge-Dillon, Braintree Scientific Inc., Braintree, MA-USA), com um total de 248 espécimes. A interface a ser testada era posicionada perpendicularmente à força de tração. As extremidades da amostra foram cuidadosamente coladas no dispositivo metálico com cianoacrilato - Zapit (Dental Ventures of America, Inc., Corona-CA, USA) (figura 13). Uma força de tração foi aplicada em cada espécime a uma velocidade de 1,0 mm/min até ocorrer fratura. No momento da fratura a carga de quebra máxima em Kgf foi gravada. Os fragmentos foram cuidadosamente retirados do dispositivo metálico com o auxílio de uma lâmina. A medida da área do corte transversal da amostra foi registrada com um paquímetro digital (Digimatic Micrometer, Mitutoyo Corporation, Japao). Os dados em Kgf foram então convertidos em MPA utilizando a equação $MPa = Kgf/area * 0.0981$.



Figura 12. Amostra sendo seccionada em paralelepípedos de aproximadamente 1mm^2 .

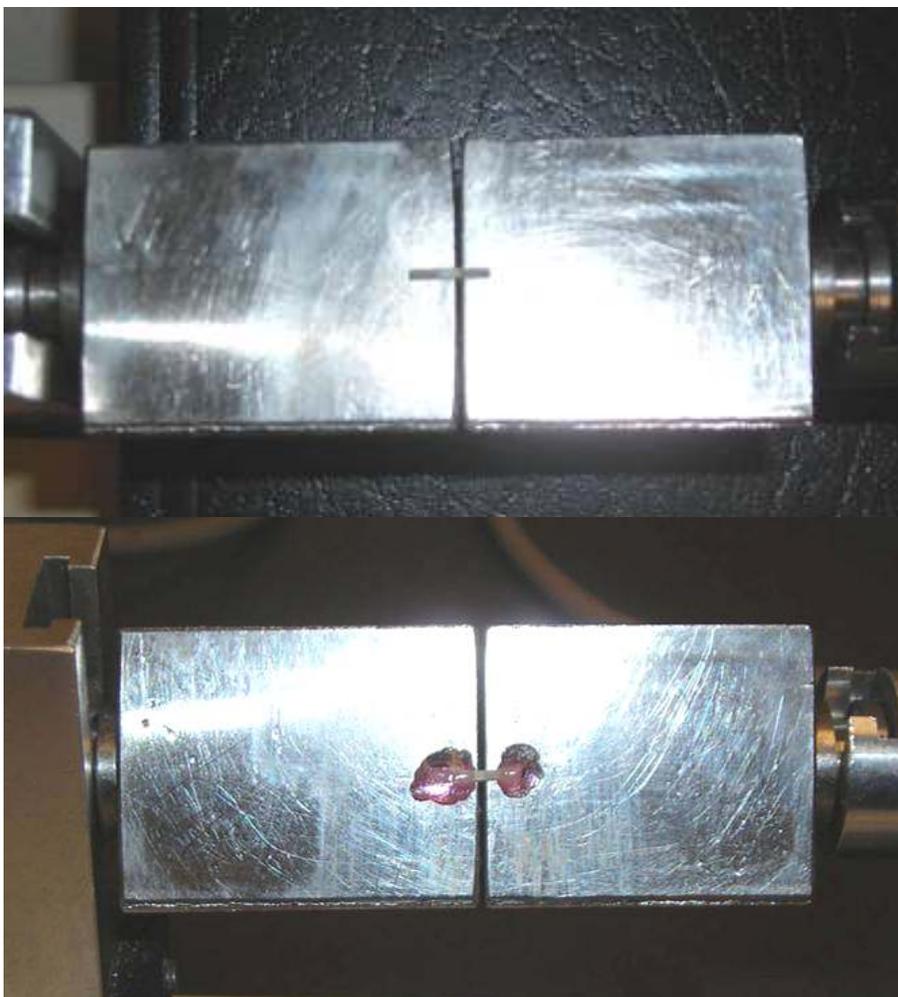


Figura 13 – Amostra sendo posicionada e colada para o teste de microtração

Após verificar as medidas por uma distribuição normal, a diferença nos valores da força de adesão entre os grupos foi testada com “one-way ANOVA” utilizando o programa SAS/STAT (SAS/STAT® Software, SAS Americas, Cary, NC, USA) com nível de significância de 5%, descrito no Apêndice A.

Cada palito foi observado através de microscópio óptico com aumento de 50x (NI-150 High Intensity Illuminator-Nikon Inc, Melville, NY, USA) para determinar o modo de fratura. Em seguida, algumas amostras foram selecionadas e preparadas para Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) (Hitachi S3200N, Tokyo, Japão) para avaliação dos tipos de fratura obtida.

5 . RESULTADOS

5.1 Avaliação da temperatura por termografia no infravermelho

Foi observado um aumento de temperatura estatisticamente significativo $p < 0.0001$ ($\Delta t = 13.83$ °C) do grupo G3 (55 J/cm^2) em relação aos dois grupos G1 e G2. Os grupos G1 e G2 tiveram um aumento de temperatura similar (G1 - $\Delta t = 3.96$ °C e G2 - $\Delta t = 3.62$ °C) não apresentando nenhuma diferença estatística. (figura 14).

Análise estatística (Apêndice A)

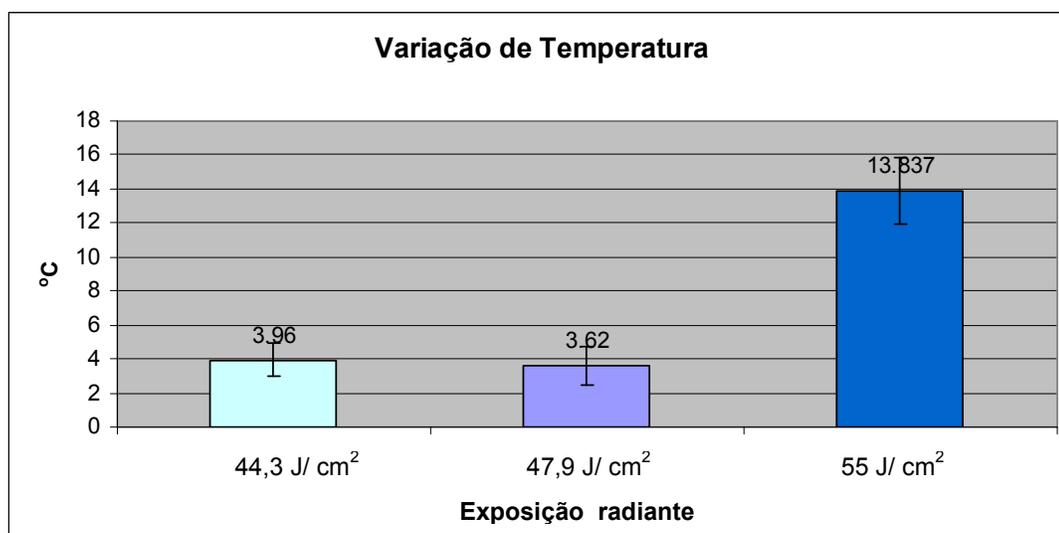


Figura 14. Resultado final do aumento de temperatura durante irradiação com o *laser* de Er,Cr:YSGG por 5s. * Estatisticamente significativo $p < 0.0001$

5.2 Teste de Microtração

Os valores das médias e desvio padrão do teste de microtração estão dispostos abaixo na tabela 3 . Nos grupos G1,G2 e G3, que foram irradiados com o *laser* de Er, Cr:YSGG, os valores obtidos não foram significativamente diferentes ($p = 0.87$) entre si independente do parâmetro utilizado (figura 15). Entretanto, o grupo controle (G4) apresentou maior força de adesão (média - 29.20 MPa) e quando comparado com os grupos G1, G2 e G3 foi estatisticamente diferente ($p < 0.0001$).

Tabela 3. Resultados do teste de microtração à dentina irradiada com o *laser* de Er,Cr:YSGG ou não.

Er,Cr:YSGG	MPa
G1 – 44,3 J/ cm ²	10.89 ± 6.16
G2 – 47,8 J/ cm ²	10.68 ± 5.20
G3 – 55 J/ cm ²	10.27 ± 6.73
G4 – sem <i>laser</i>	29.20 ± 11.81

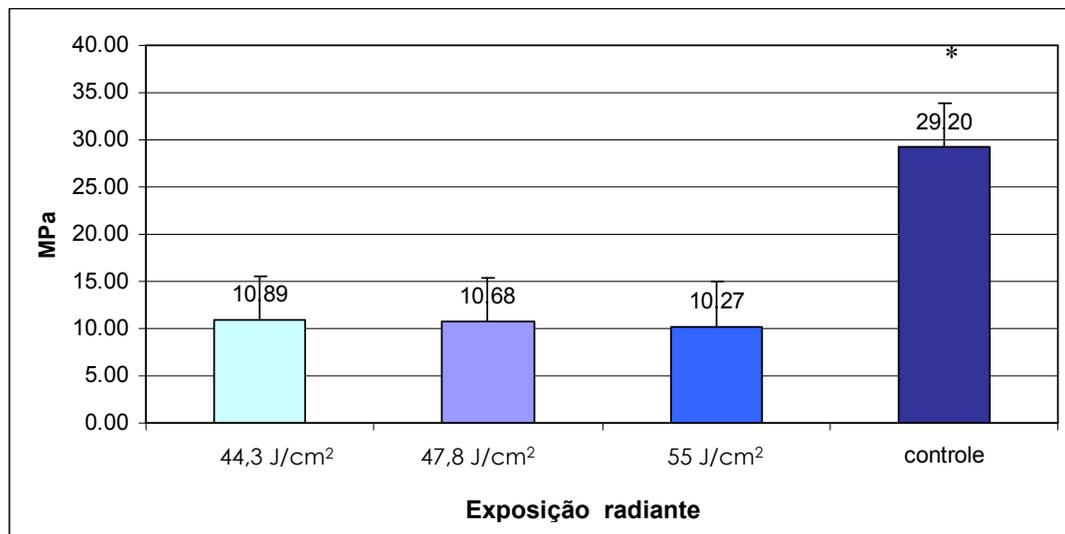


Figura 15. Representação das médias de resistência à microtração (MPa) para as amostras dos grupos irradiados pelo *laser* de Er,Cr:YSGG e para o grupo controle restaurados com sistema adesivo Single Bond e resina composta Z-350. * Estatisticamente diferente ($p < 0.0001$).

5.3. Modo de fratura

O modo de fratura foi classificado como: **tipo 1**- falha adesiva, entre a resina adesiva e a dentina; **tipo 2** - falha mista, falha adesiva parcial entre sistema adesivo e dentina e falha coesiva parcial no sistema adesivo (dentro da camada híbrida); **tipo 3** – falha coesiva completa em resina; ou **tipo 4** – falha

coesiva completa em dentina. Os resultados da classificação do modo de fratura das amostras estão resumidos na figura 16.

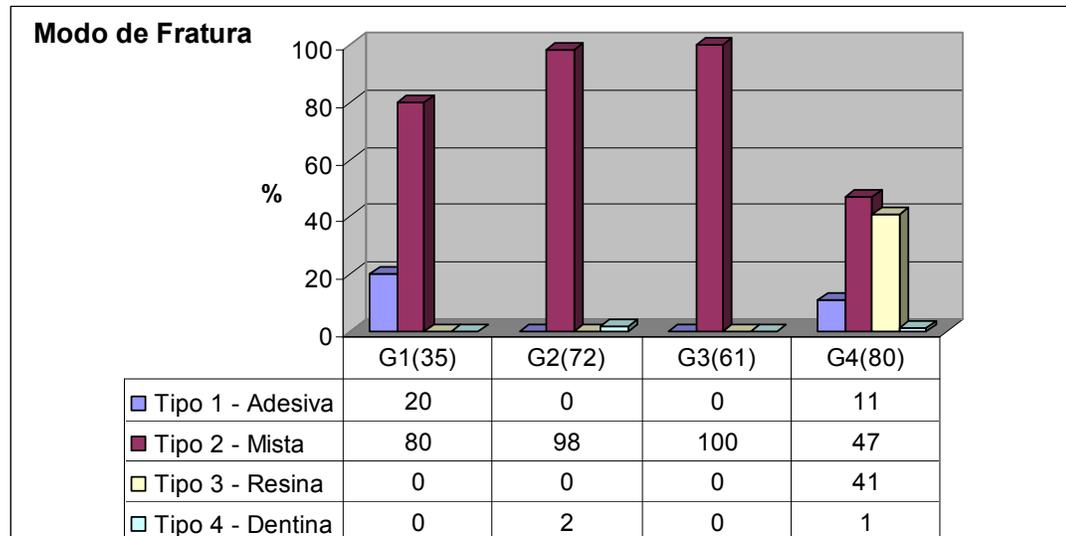


Figura 16. Representação gráfica (%) do tipo de fratura (adesiva, mista, coesiva em resina ou coesiva em dentina) ocorrida em cada grupo após o teste de microtração.

Os grupos irradiados com *laser*, independente do parâmetro utilizado, apresentaram em sua grande maioria fratura tipo 2 (figura 17a), classificada como sendo um padrão de fratura coesiva-adesiva mista. Entretanto o grupo G1 apresentou também 20% de falha tipo 1 (figura 18). O grupo que não sofreu irradiação *laser* (G4) apresentou porcentagem de fratura similares distribuídas em dois tipos, sendo 47% tipo 2 e 41% tipo 3 (figura 19).

Algumas amostras foram analisadas através do microscópio eletrônico de varredura (MEV). A topografia da superfície após a fratura apresentou distintas circunferências de aproximadamente 214 microns (figura 17b) devido a padronização da irradiação visando que o feixe *laser* não atingisse a mesma área. A interface fraturada apresentou aspecto ondulado com fragmentos de dentina aderidos à resina (figura 17).

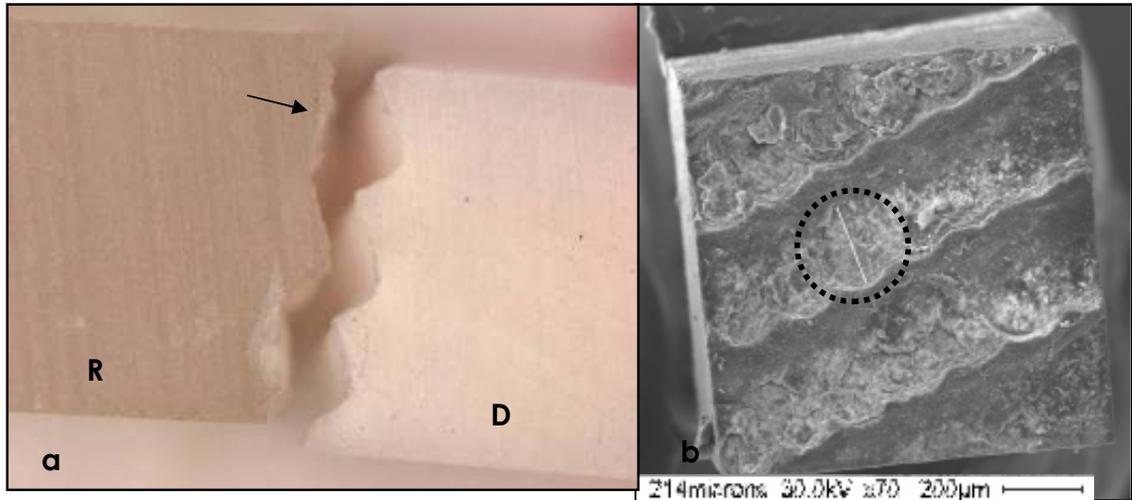


Figura 17.

a) amostra do grupo G1($44,3 \text{ J/cm}^2$) – 8 MPa, fratura tipo 2 (mista). Interface fraturada com padrão ondulado (aumento original de 50x)
 b) microscopia eletrônica de varredura do lado da dentina, observe dentro da área delimitada o padrão circular (diâmetro de $214 \mu\text{m}$) presente na superfície devido a irradiação *laser*. Seta - dentina aderida à resina após fratura, R - resina, D – dentina.

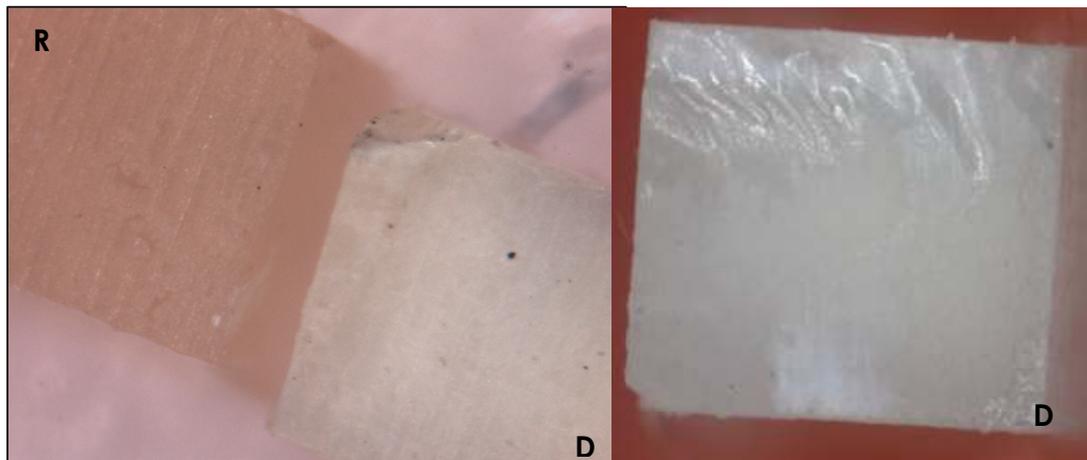


Figura 18 . Amostra do grupo controle G4 ($16,47 \text{ MPa}$), fratura tipo 1 (adesiva). R - resina, D – dentina (aumento original de 50x)

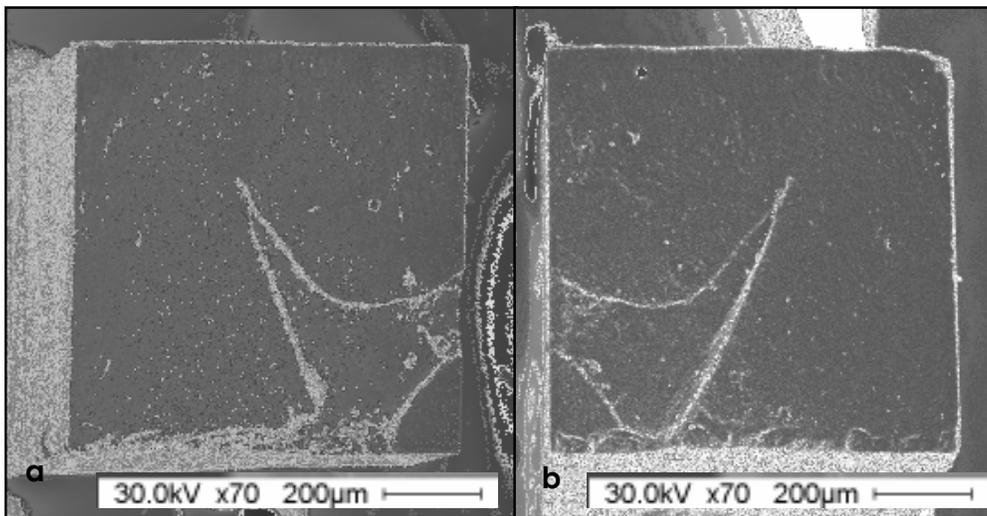
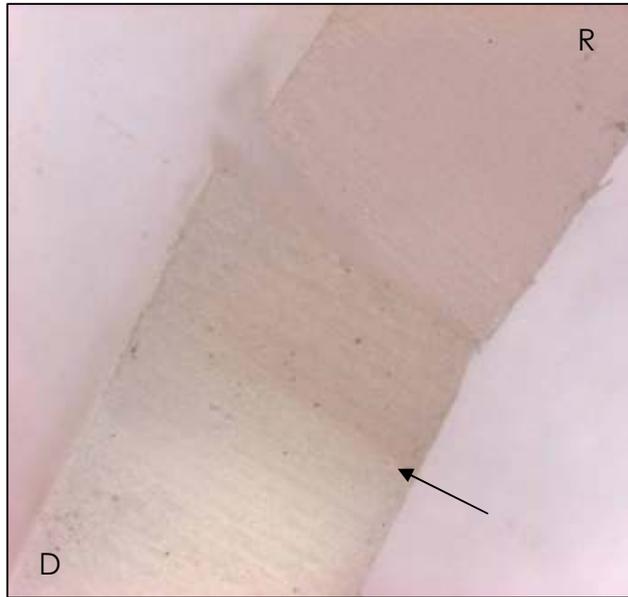


Figura 19. Amostra do grupo G4 (55,75 MPa), fratura tipo 3 (coesiva em resina). R- resina, D- dentina; Seta- Interface resina/dentina. (aumento original de 50x).
a) Amostra lado resina b) amostra lado dentina

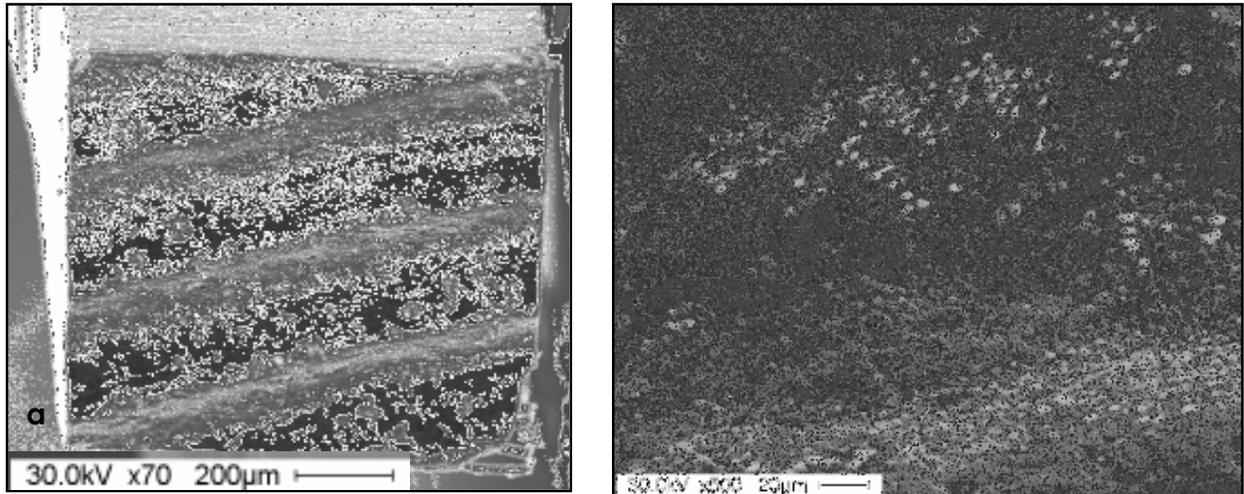


Figura 20. Amostra do grupo 2 (48 J/cm²) – 7.12 MPa. Microscopia eletrônica de varredura da amostra do lado da resina após fratura. a) aspecto ondulado da superfície; b) *tags* de resina localizados nas paredes laterais da ondulação.

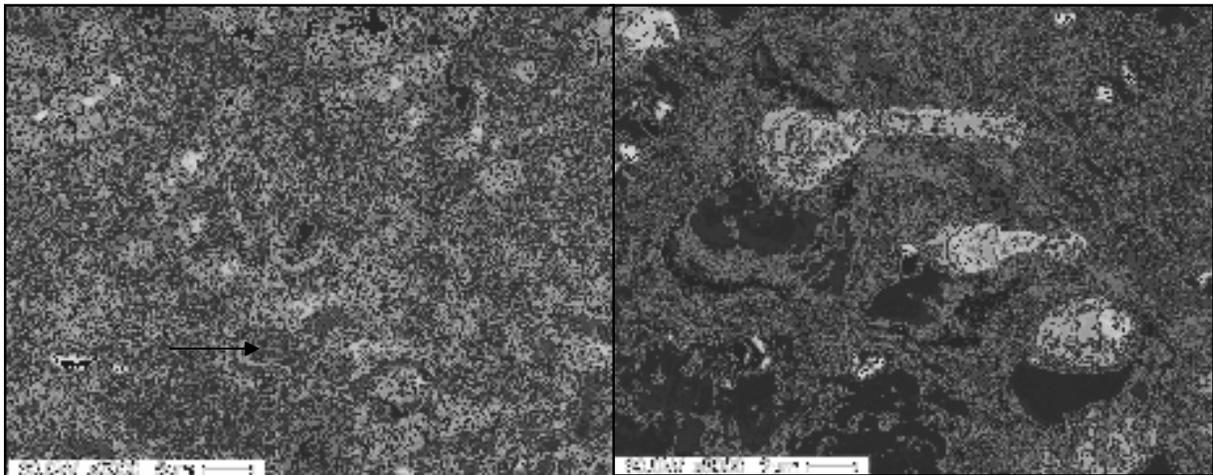


Figura 21 . Aumento da figura 20 . *Tags* de resina com formato de funil, indicando uma boa penetração da resina nos túbulos dentinários. Seta- resina fraturada.

Analisando a superfície fraturada do lado da resina, notou-se que *tags* de resina extruídos eram freqüentes nas paredes laterais da superfície ondulada (figura 20). Ao contrário, no topo da ondulação (lado resina) os *tags* de resina estavam fraturados. Os *tags* visualizados na parede lateral apresentavam comprimento variável de 16 à 20 microns e forma de funil (figura 21). A MEV

revelou que uma pequena camada de dentina estava sempre presente na amostra do lado da resina após o teste de microtração (figura 21).

Observando a mesma amostra do lado da dentina, o mesmo padrão ondulado está presente, entretanto os *tags* de resina são mais escassos ou com aspecto fraturado dentro do túbulo dentinário (figura 22 e 23).

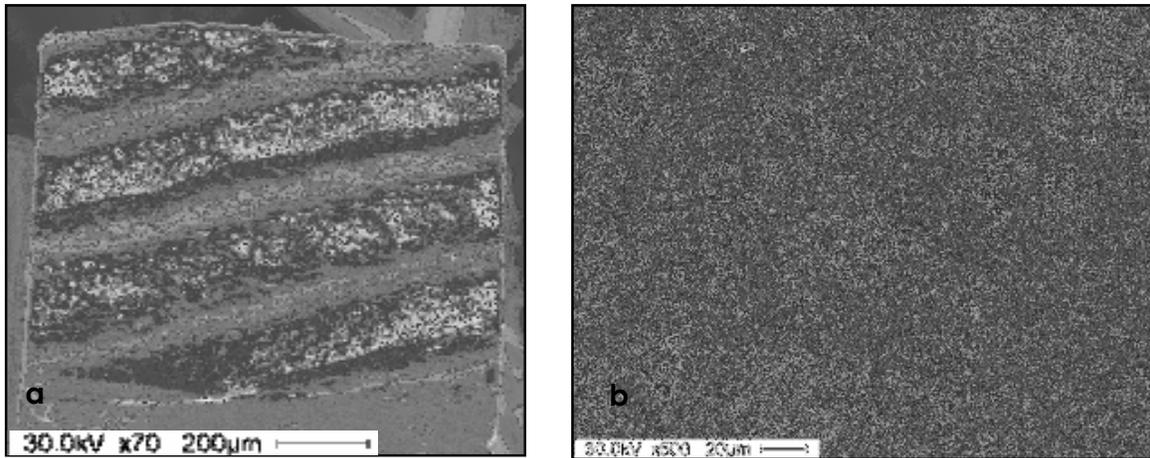


Figura 22 . Amostra do grupo 2 (48 J/cm²) – 7.12 MPa. Microscopia eletrônica de varredura da amostra do lado da dentina. a) aspecto ondulado na superfície, b) visualização de túbulos dentinários abertos com *tags* de resina presentes ou não.

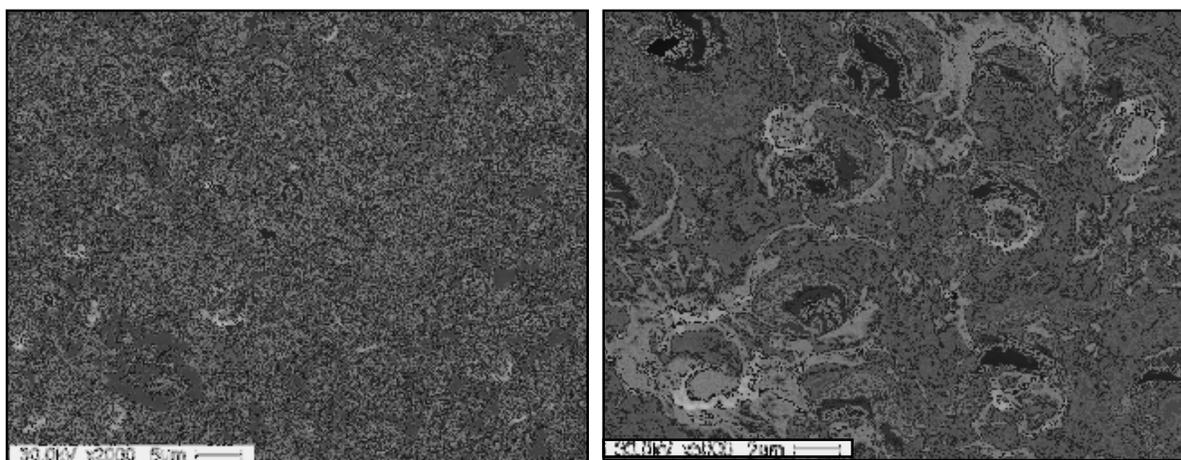


Figura 23. Aumento da figura 20 . Túbulos dentinários abertos contendo ou não *tags* de resina.

Algumas amostras apresentaram sinais de carbonização visíveis (figura 24). Entretanto, a presença de sinais de carbonização na dentina não se identificou com um único grupo, visto que este fato foi detectado aleatoriamente nos grupos irradiados. Quando a amostra tinha áreas de carbonização, os *tags* de resina eram pouco visualizados e a dentina apresentava uma característica desorganizada e não homogênea (figura 25).

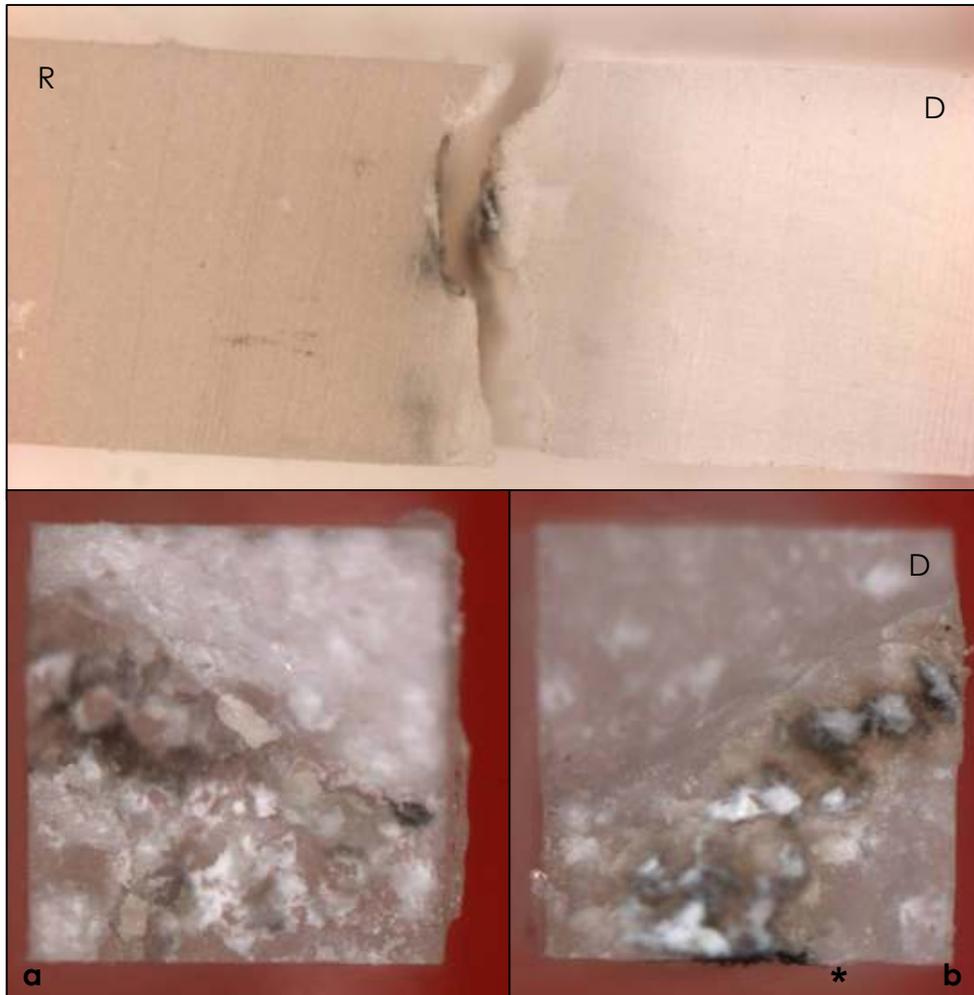


Figura 24 . Amostra do grupo G3 (55 J/cm²) – 4,7 MPa, fratura tipo 2 (mista) Dentina com sinais de carbonização. R- resina, D – dentina ;
* Marca para identificação da amostra, lado dentina durante o experimento
a) Amostra lado resina, b) amostra lado dentina. (aumento original de 50x)

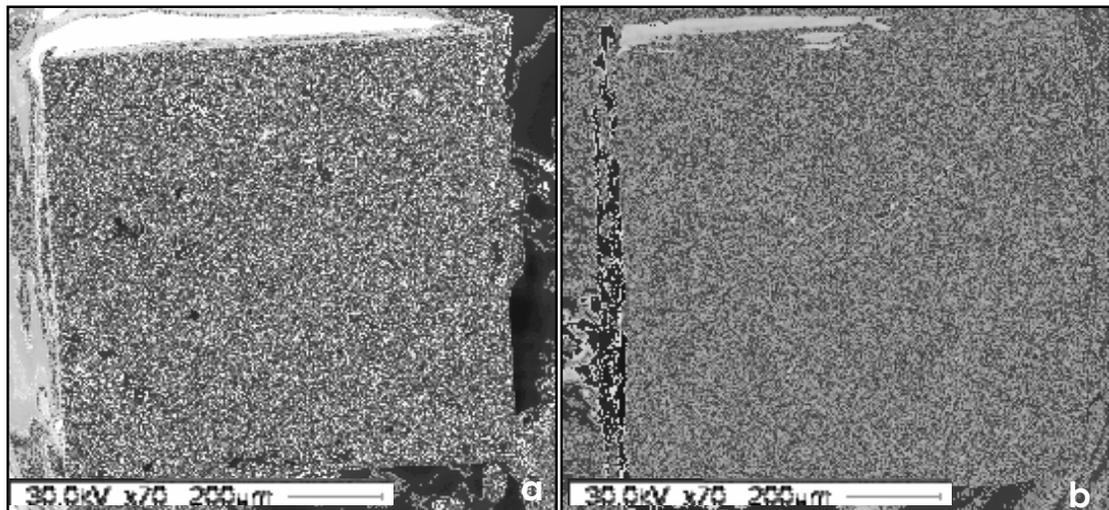


Figura 25 . Microscopia eletrônica de varredura da amostra do grupo G3 (55 J/cm²) – 4,7 MPa, fratura tipo 2 (mista). Dentina apresenta um padrão desorganizado. a) Amostra lado resina, b) amostra lado dentina.

Pôde-se relacionar que as amostras que apresentavam superfície bem definida com visualização de *tags* de resina e/ou túbulos dentinários, os valores em MPa obtidos eram maiores. Enquanto, que uma superfície desorganizada, com aspecto de dentina “solta” ou até mesmo carbonizada, os valores em MPa eram baixos.

6. DISCUSSÃO

A primeira fase do presente estudo avaliou a temperatura resultante da propagação do calor na dentina após irradiação com o *laser* de Er,Cr:YSGG juntamente com spray de refrigeração de água utilizando uma fatia de 2mm de espessura. Dentre os três grupos analisados foi constatado um aumento médio de temperatura de 13°C, no grupo com exposição radiante mais elevada (55 J/cm²), mesmo utilizando refrigeração de 90% de ar e 90% de água (1,5 ml/s). Apesar de vários estudos^{42,45} utilizarem uma quantidade menor de água, (32% à 50%) a quantidade de ar e água recomendada pelo fabricante para preparos cavitários varia para água de 70-86% e ar de 60-100%. A maior quantidade de refrigeração e água utilizada neste estudo foi devido à observação de carbonização na superfície dentinária irradiada durante o estudo piloto no qual, foram utilizados percentuais recomendados pelo fabricante. Nos grupos com menores valores de exposição radiante (44,3 J/cm² e 47,8 J/cm²) o aumento da temperatura, atingiu valores que poderiam ser considerados seguros em futuros estudos clínicos, ou seja, abaixo de 5,5°C¹⁶. De acordo com estes autores, a elevação da temperatura acima de 6°C pode ser associada a completa necrose pulpar. Devido à micro-estrutura do substrato a temperatura é mais elevada para a ablação em esmalte do que para a dentina¹⁶, entretanto, a polpa dental está mais próxima à dentina. Por este motivo o superaquecimento em dentina é preocupante.

Quando um estudo de análise de temperatura é feito utilizando dentes extraídos, existem variáveis de difícil controle. Por exemplo, cada dente tem características individuais, como sua massa, volume, distância da dentina e esmalte até a polpa, e todos estes fatores podem afetar o resultado. É importante ressaltar que a temperatura no presente estudo foi medida em fatias de dentina padronizadas de 2mm de espessura. Esta espessura pode ser relacionada com uma cavidade em dentina de tamanho médio. Outra consideração a ser feita é o local da cavidade a ser preparada, pois dependendo da região (vestibular, oclusal, etc.) a orientação dos túbulos dentinários são diferentes podendo transportar mais profundamente o calor gerado pela irradiação, se os túbulos estiverem paralelos ao feixe *laser*. Neste estudo os túbulos dentinários eram

razoavelmente paralelos ao feixe *laser*, podendo assim ter auxiliado na transmissão do calor.

Estudo prévios em animais demonstraram que o dano pulpar pode ser evitado quando se utiliza parâmetros corretos. A localização do preparo, em esmalte ou dentina, assim como a presença ou ausência de água são fatores essenciais quando se considera o dano pulpar^{37,38}.

O resultado do presente estudo não recomenda a exposição radiante de 55 J/cm² para cavidades médias e profundas em dentina. Entretanto, existe um intervalo de exposição radiante entre os grupos G2 (47,8 J/cm²) e G3 (55 J/cm²) que não foi avaliado neste estudo, que seria de grande interesse quando se considera a aplicação clínica.

Apesar de seguro para o complexo dentino-pulpar em determinados parâmetros como demonstrado, a irradiação *laser* de Er,Cr:YSGG necessita de uma temperatura mais elevada (~800°C) para o processo de ablação quando comparado com o *laser* de Er:YAG (~300°C)²¹. Isto se deve ao fato que o *laser* de Er,Cr:YSGG é mais absorvido pelo conteúdo mineral (OH⁻) do que o *laser* de Er:YAG⁵⁶. Por isso a absorção da radiação do *laser* de Er,Cr:YSGG é distribuída em um maior volume no tecido, diminuindo a exposição radiante espacial resultando em maior deposição de calor⁵⁷. Esta deposição de calor pode não afetar a vitalidade pulpar, contudo pode causar danos à estrutura da dentina afetando a adesão dentinária.

Sabe-se que o colágeno tem um papel importante na adesão dos materiais restauradores à dentina. A literatura mostra muitos trabalhos relacionados a este mecanismo e demonstra a importância da penetração da resina na matriz orgânica e formação da camada híbrida, no qual sela a interface e cria uma retenção micromecânica entre a resina e dentina^{51, 52 e 53}. O trabalho de Benazzato & Stefani (2003)⁵⁸, observou-se que a superfície dentinária intertubular irradiada com *laser* de Er:YAG apresenta mudanças morfológicas e que após o condicionamento ácido, estas mudanças podem ser reduzidas. No entanto, Dela Rosa et al (2004)⁵⁹ foi demonstrado que o dano térmico na matriz do colágeno é mais extenso do que se suspeitava⁵⁹. Estes danos à matriz colágena podem ser reduzidos quando *laser* infra-vermelho de pulsos curtos (< 35µs) são utilizados juntamente com spray de água⁶⁰.

O teste de força de adesão é o método mais freqüentemente utilizado para se testar a resistência adesiva entre o substrato dentinário e o biomaterial. Diferentes métodos foram desenvolvidos e atualmente os mais utilizados são o teste de cisalhamento e o teste de microtração^{61, 62, 63}. Apesar dos sistemas adesivos serem sensíveis ao fenômeno de fadiga, o fator mais importante em termos de durabilidade *in vivo* é a hidrólise dos componentes da interface, tais como resina e colágeno. Desta maneira a integridade da matriz colágena antes da adesão é de extrema importância.

Para avaliar a resistência adesiva entre a dentina irradiada pelo *laser* de Er,Cr:YSGG, foi utilizado neste estudo o teste de microtração introduzido por Sano *et al*⁶⁴. O método de teste de microtração oferece versatilidades que não podem ser alcançadas por métodos convencionais. Este teste pode medir a resistência adesiva em espécimes com uma pequena área (~1mm²). Como a superfície irradiada pelo *laser* é bastante irregular, o teste de microtração pode ser vantajoso.

O teste de microtração feito nas superfícies de dentina irradiadas com *laser* de Er,Cr:YSGG neste estudo revelaram uma força de adesão significativamente inferior ao grupo controle, independente do parâmetro utilizado. Apesar de estudos prévios demonstrarem que as amostras irradiadas com *laser* podem alcançar força de adesão comparável à dentina tratada com broca^{13,32,65}, os resultados do presente estudo estão de acordo com vários autores^{31,33,66,67}.

Dentre os vários resultados em relação à adesão em dentina irradiada com os *lasers* de érbio, algumas observações devem ser levadas em consideração. A variedade de resultados positivos ou negativos dependem do parâmetro do *laser* utilizado, do sistema adesivo escolhido, e se a superfície foi condicionada com o *laser*, com ácido ou sem condicionamento algum. Todos estes fatores devem ser analisados quando se avalia adesão. O sistema adesivo escolhido para este estudo foi o sistema de condicionamento total com ácido fosfórico seguido da aplicação do agente adesivo. Este sistema adesivo é bastante conhecido e resulta em ótima adesão em dentina como demonstrado na literatura^{33,36,67}.

Após a fratura das amostras no teste de microtração, estas foram avaliadas por meio de microscopia óptica e eletrônica de varredura. Observou-

se que a maioria das fraturas, nos grupos irradiados com *laser*, ocorreu abaixo da camada híbrida, confirmando que a irradiação *laser* penetra mais criando uma camada de dentina desestruturada ¹⁵. O sistema adesivo penetra, mas a dentina alterada termicamente pelo *laser*, não é resistente. Este fato se deve à diminuição da água e do conteúdo orgânico do tecido irradiado ²⁰. Com a diminuição de água na dentina a estrutura do colágeno se modifica, reduzindo o número de fibras colágenas a serem expostas pelo condicionamento afetando consequentemente a hibridização. Este dano na dentina ultrapassa o comprimento da camada híbrida, deixando um substrato enfraquecido para a adesão sem o reforço da resina ^{34,66}. Acredita-se que a fragilidade da dentina irradiada é a região abaixo da infiltração da resina.

Em um estudo feito por Kameyama *et al* (2001) ³⁰ foi descoberto que o uso de glutaraldeído por 10 minutos na dentina irradiada melhora significativamente a força de adesão na dentina. No estudo acima o tipo de fratura predominante foi em resina, mostrando que a interface resina-dentina irradiada não estava mais tão vulnerável.

O modo de fratura das amostras irradiadas no presente estudo foi em sua maioria mista, pois apresentou falha parcial na dentina e parcial no sistema adesivo, ao contrário das amostras do grupo controle que apresentaram falha adesiva e coesiva em resina. Estes achados estão de acordo com a literatura ^{67,68}.

A amostra fraturada após o teste de microtração apresenta círculos bem definidos com aspecto de cratera, já relatado em estudo de Yamazaki *et al*, 2001 ⁴². Se relacionarmos este círculo ao diâmetro do feixe *laser*, que possui um perfil gaussiano, portanto uma exposição radiante mais elevada no centro, a adesão neste local deveria ser reduzida pois o substrato estaria mais alterado termicamente. Esta hipótese pode ser confirmada através das imagens obtidas neste estudo. O perfil das interfaces fraturadas era ondulado (figura 17) sendo que do lado da resina eram encontrados fragmentos de dentina. Nas amostras com resistência adesiva mais alta o centro da cratera apresentava uma falha em dentina, ao oposto que nas bordas da cratera a falha era adesiva. Pode-se concluir que a dentina do centro da cratera foi termicamente mais afetada.

Apesar do valor da resistência adesiva em superfícies irradiadas com o *laser* de Er,Cr:YSGG ser inferior ao tratamento convencional, talvez a adesão

obtida seja suficiente para as cavidades conservadoras atuais. Sabe-se que o uso do *laser* de érbio tem algumas vantagens em relação ao instrumento rotatório tradicional. Como por exemplo, remoção seletiva da cárie, visando um tratamento minimamente invasivo; desinfecção da cavidade, com redução bacteriana de 99% e resistência ácida aumentando a proteção contra cáries secundárias. Além disso, os pacientes reportam a ablação à *laser* como sendo mais confortável ao tratamento convencional.

Diante do exposto e dentro dos limites de um trabalho *in vitro*, recomenda-se para o preparo cavitário e remoção de tecido cariado, o uso de protocolos seguros que não danifiquem a estrutura dentinária, obtendo-se assim uma adesão satisfatória ao substrato. Estudos com outros parâmetro de indicação, condições de refrigeração e protocolos clínicos devem ser realizados para avaliação da longevidade do procedimento restaurador realizado com os *lasers* de érbio.

7. CONCLUSÃO

- O efeito do calor residual na superfície dentinária demonstrou afetar o substrato dentinário influenciando os procedimentos restauradores adesivos em todos os grupos, independente do parâmetro utilizado.
- Os valores de temperatura após propagação de calor em 2 mm de dentina mostrou valores seguros para o complexo dentino pulpar nos grupos G1 (44,3 J/cm²) e G2 (47,8 J/cm²) para futura utilização clínica. Entretanto, um aumento de mais de 13°C foi registrado nas amostras do grupo G3 (55 J/cm²), com exposição radiante mais elevada.
- A irradiação com o *laser* de Er,Cr:YSGG, com os parâmetros utilizados neste estudo, afetou negativamente a adesão à dentina, resultando em valores de resistência à microtração inferiores quando comparados com o grupo controle.

8. APÊNDICE A

Os valores obtidos no teste de microtração foram submetidos à teste de aderência à curva normal. Foram utilizados dois testes para checar a normalidade com o valor em MPa e log MPa.

1. One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test

		mpa
N		247
	Média	16.60718
Parâmetros Normais(a,b)		74097030
	Devio Padrão	12.04465
		39862263
		9
Diferenças mais extremas	Absoluto	.128
	Positivo	.128
	Negativo	-.087
Kolmogorov-Smirnov Z		2.017
Asymp. Sig. (2-tailed)		.001

a Distribuição do teste é Normal.

b Calculado através dos dados.

Normal Q-Q Plot of mpa

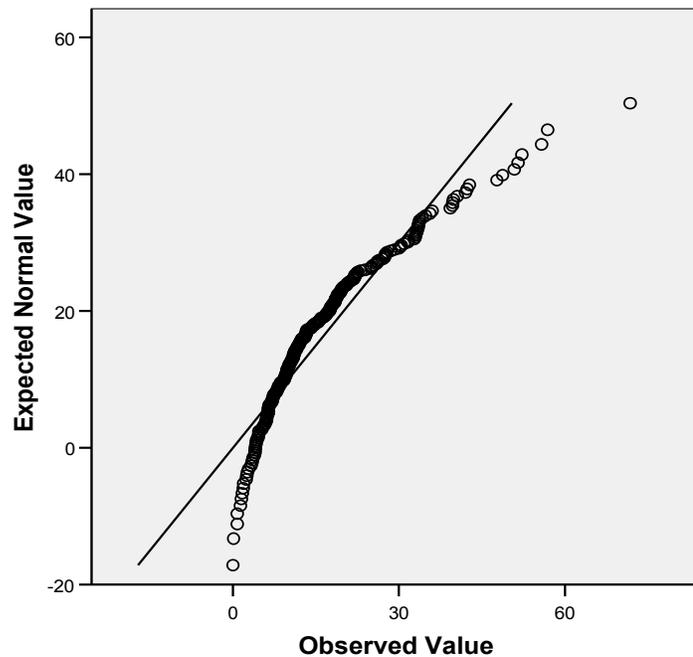


Figura 26. Distribuição gráfica do teste de normalidade com valores em MPa.

Utilizando nova variável: $\log\text{MPa} = \log_{10}(\text{mpa})$. Apesar de não ser totalmente perfeita a curva de normalidade, o teste K-S demonstrou ser normal.

2. One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test

		logmpa
N		246
Parâmetros Normais (a,b)	Média	1.0994
	Devio Padrão	.36607
Diferenças mais extremas	Absoluto	.071
	Positivo	.041
	Negativo	-.071
Kolmogorov-Smirnov Z		1.120
Asymp. Sig. (2-tailed)		.163

a Distribuição do teste é Normal.

b Calculado através dos dados.

Normal Q-Q Plot of logmpa

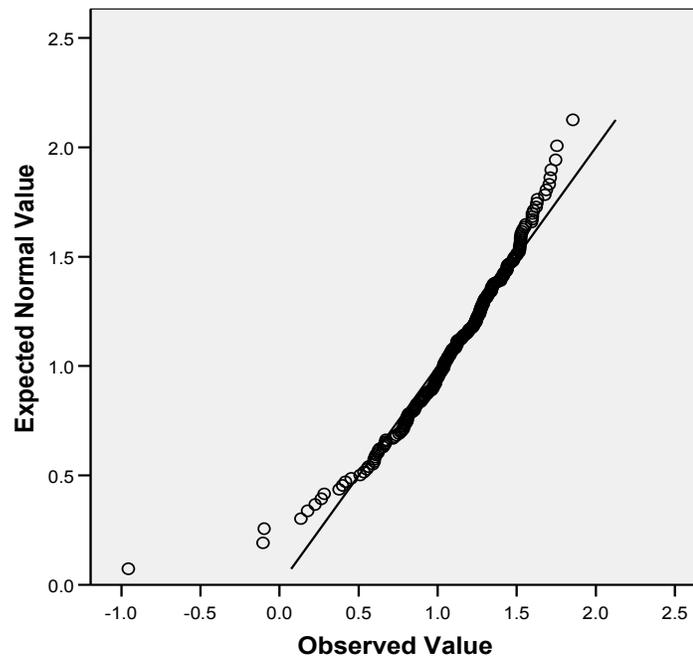


Figura 27. Distribuição gráfica do teste de normalidade com valores em logMPa

Após confirmar a normalidade foi utilizando logMpa para análise de “one-way ANOVA” , e foi observado diferença significativa entre os grupos.

Teste one-way ANOVA

logmpa

	Soma dos quadrados	df	Quadrado médio	F	Sig.
Entre Grupos	13.153	3	4.384	53.915	.000
Dentro dos Grupos	19.679	242	.081		
Total	32.832	245			

Comparações Múltiplas

Variável dependente: logmpa

	(I) grupo	(J) grupo	Diferença Média (I-J)	Erro Padrão	Sig.	95% Intervalo de Confiança	
						Lower Bound	Upper Bound
Bonferroni	1	2	-.04419	.05982	1.000	-.2033	.1149
		3	-.00220	.06180	1.000	-.1666	.1622
		4	-.51243(*)	.05900	.000	-.6694	-.3555
	2	1	.04419	.05982	1.000	-.1149	.2033
		3	.04199	.04969	1.000	-.0902	.1742
		4	-.46824(*)	.04616	.000	-.5910	-.3455
	3	1	.00220	.06180	1.000	-.1622	.1666
		2	-.04199	.04969	1.000	-.1742	.0902
		4	-.51022(*)	.04870	.000	-.6398	-.3807
	4	1	.51243(*)	.05900	.000	.3555	.6694
		2	.46824(*)	.04616	.000	.3455	.5910
		3	.51022(*)	.04870	.000	.3807	.6398
Dunnnett T3	1	2	-.04419	.08167	.995	-.2687	.1803
		3	-.00220	.08583	1.000	-.2365	.2321
		4	-.51243(*)	.07772	.000	-.7280	-.2969
	2	1	.04419	.08167	.995	-.1803	.2687
		3	.04199	.05205	.961	-.0972	.1812
		4	-.46824(*)	.03718	.000	-.5676	-.3688
	3	1	.00220	.08583	1.000	-.2321	.2365
		2	-.04199	.05205	.961	-.1812	.0972
		4	-.51022(*)	.04561	.000	-.6329	-.3875
	4	1	.51243(*)	.07772	.000	.2969	.7280
		2	.46824(*)	.03718	.000	.3688	.5676
		3	.51022(*)	.04561	.000	.3875	.6329

* A diferença da média é significativa ao nível de .05.

9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS:

1. PETERS, M.C.; MCLEAN, M.E. Minimally invasive operative care I. Minimal intervention and Concepts for Minimally Invasive Cavity Preparations. **J Adhes Dent**, v. 3, p. 7-16, 2001.
2. PETERS, M.C.; MCLEAN, M.E. Minimally invasive operative care II. contemporary techniques and materials: an overview. **J Adhes Dent**, v. 3, p. 17-31, 2001.
3. GLOCKNER, K.; RUMPLER, J.; EBELESEDER, K.; STÄDTLER, P. Intrapulpal temperature during preparation with the Er:YAG laser compared to the conventional bur: an *in Vitro* Study. **J Clin Laser Med Surg**, v. 16, p. 153-157, 1998.
4. CLARKSON, D. M. A review of technology and safety aspects of erbium lasers in dentistry. **Dent Update**, v. 28, p. 298-302, 2001.
5. MORITZ, A.; SCHOOP, U.; GOHARKHAY, K.; JAKOLITSCH, S.; KLUGER, W.; WERNISCH, J.; SPERR, W. The bactericidal effect of Nd:YAG, Ho:YAG, and Er:YAG laser irradiation in the root canal: an *in vitro* comparison. **J Clin Laser Med Surg**, v. 17, p. 161-164, 1999.
6. BLAY, C.C. **Análise comparativa da redução bacteriana com irradiação do laser de Er:YAG ou ponta montada em alta rotação após remoção de tecido cariado em dentina: estudo in anima nobile**. 2001. Tese (Mestrado Profissionalizante Lasers em Odontologia) - IPEN, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.
7. HIBST, R.; KELLER, U. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: I. Measurements of the ablation rate. **Lasers Surg Med**, v. 9, p. 338-344, 1989.
8. HOSSAIN, M.; NAKAMURA, Y.; YAMADA, Y.; KIMURA, Y.; MATSUMOTO, N.; MATSUMOTO, K. Effects of Er,Cr:YSGG laser irradiation in human enamel and dentin: ablation and morphological studies. **J Clin Laser Med Surg**, v. 17(4), p. 155-159, 1999.
9. GUTKNECHT, N.; FRANZEN, R. O Laser. Função, Interação e segurança. In: Gutknecht N, Eduardo C.P. **A Odontologia e o Laser**, Quintessence Editora Ltda 2004, p. 25-39.
10. KUMAZAKI, M. Removal of hard dental tissue (cavity preparation) with the Er:YAG laser. In **4th International Congress on Lasers in Dentistry**. Singapore 6-10, August.
11. RIZOIU, I. M.; EVERSOLE, L. R.; KIMMEL, A. I. Effects of an erbium, chromium: yttrium, scandium, gallium, garnet laser on mucocutaneous soft tissues. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v. 82, p. 386-95, 1996.
12. BURKES, E. J. JR.; HOKE, J.; GOMES, E.; WOLBARSH, M. Wet versus dry enamel ablation by Er:YAG laser. **J Prosthet Dent**, v. 67, p. 847-51, 1992.
13. VISURI, S. R.; GILBERT, J. L.; WRIGHT, D. D.; WIGDOR, H. A.; WALSH, J. T. JR. Shear bond strength of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin. **J Dent Res**, v. 75, p. 599-605, 1996.
14. AOKI, A.; ISHIKAWA, I.; YAMADA, T.; OTSUKI, M.; WATANABE, H.; TAGAMI, J.; ANDO, Y.; YAMAMOTO, H. Comparison between Er:YAG

- laser* and conventional technique for root caries treatment in vitro. **J Dent Res**, v. 77, p. 1404-14, 1998.
15. LI, Z. Z.; CODE, J. E.; VAN DE MERWE, W. P. 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**, v.12(6), p. 625-30,1992.
 - 16.ZACH, L.; COHEN, Z. Pulp response to externally applied heat. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**. v. 19, p. 515-30, 1965.
 17. DOSTALOVA, T.; JELINKOVA, H.; KREJSA, O.; HAMAL, K.; KUBELKA, J.; PROCHAZKA, S.; HIMMLOVA, L. Dentin and pulp response to Erbium:YAG *laser* ablation: a preliminary evaluation of human teeth. **J Clin Laser Med Surg**, v.15(3), p.117-21, 1997.
 - 18.COZEAN, C.; ARCORIA, C. J.; PELLAGALLI, J.; POWELL, G. L. Dentistry for the 21st century? Erbium:YAG *laser* for teeth. **JADA**, v. 128, p. 1080-1087, 1997.
 - 19.FRIED, D.; RAGADIO, J.; CHAMPION, A. Residual heat deposition in dental enamel during IR *laser* ablation at 2.79, 2.94, 9.6, and 10.6 μm . **Lasers Surg Med**, v. 29, p. 221-229, 2001
 - 20.BACHMANN, L.; DIEBOLDER, R.; HIBST, R.; ZECELL, D. M. Changes in chemical composition and collagen structure of dentine tissue after erbium *laser* irradiation. **Spectrochim Acta A Mol Biomol Spectrosc.**, v. 61(11-12), p. 2634-9, 2005.
 - 21.SEKA, W.; FEATHERSTONE, J. D. B.; FRIED, D.; VISURI, S. R.; WALSH, J. T. *Laser* ablation of dental hard tissue: from explosive ablation to plasma mediated ablation. **SPIE**, v. 2672, p. 144-158, 1996.
 - 22.MATSUMOTO, K.; HOSSAIN, M.; TSUZUKI, N.; YAMADA, Y. Morphological and compositional changes of human dentin after Er:YAG *laser* irradiation. **J Oral Laser Applications**, v. 3, p.15-20, 2003.
 - 23.TOKONABE, H.; KOUJI, R.; WATANABE, H.; NAKAMURA, Y.; MATSUMOTO, K. Morphological changes of human teeth with Er:YAG *laser* irradiation. **J Clin Laser Med Surg**, v.17(1), p.7-12, 1999.
 - 24.TAKEDA, F.H.; HARASHIMA, T.; ETO, J.N.; KIMURA, Y.; MATSUMOTO, K. Effect of Er:YAG *laser* treatment on the root canal walls of human teeth: an SEM study. **Endod Dent Traumatol**, v.14(6), p.270-3, 1998.
 - 25.TURKMEN, C.; GUNDAY, M.; KARACORLU, M.; BASARAN, B. Effect of CO₂, Nd:YAG, and ArF excimer *lasers* on dentin morphology and pulp chamber temperature: an in vitro study. **J Endod**, v. 26(11), p. 644-8, 2000.
 - 26.PELINO, J.E.; MELLO, J.B.; EDUARDO, C.P.; JORGE, A.O. In vitro study of the Nd:YAG *laser* effect on human dental enamel: optical and scanning electron microscope analysis. **J Clin Laser Med Surg**. v.17(4), p. 171-7, 1999.
 - 27.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**. v.9(4), p. 345-51, 1989.
 - 28.SCHEIN, M.T.; BOCANGEL, J.S.; NOGUEIRA, G.E.; SCHEIN, P.A. SEM evaluation of the interaction pattern between dentin and resin after cavity preparation using ER:YAG *laser*. **J Dent**, v. 31(2), p.127-135, 2003.

29. ALMEIDA, J.; PETERS, M.C.; NÖR, J.E.; MYAKI, S.I.; TANJI, E.Y. The effect of laser and surface treatment on dentin and resin/dentin interface. **J Dent Res**, v. 81, n. Spec Iss A, p. A-248. 2002.
30. KAMEYAMA, A.; ODA, Y.; HIRAI, Y.; KAWADA, E.; TAKIZAWA, M. Resin bonding to Er: YAG laser-irradiated dentin: combined effects of pre-treatments with citric acid and glutaraldehyde. **Eur J Oral Sci**, v. 109(5), p. 354-60, 2001.
31. MARTINEZ-INSUA, A.; DA SILVA DOMINGUEZ, L.; RIVERA, F.G.; SANTANA-PENIN, U.A. Differences in bonding to acid-etched or Er:YAG-laser-treated enamel and dentin surfaces. **J Prosthet Dent**, v. 84(3), p. 280-8, 2000.
32. KATAUMI, M.; NAKAJIMA, M.; YAMADA, T.; TAGAMI, J. Tensile bond strength and SEM evaluation of Er:YAG laser irradiated dentin using dentin adhesive. **Dent Mat J**, v. 17(2), p. 125-138, 1998.
33. CEBALLOS, L.; TOLEDANO, M.; OSORIO, R.; TAY, F.R.; MARSHALL, G.W. Bonding to Er-YAG-laser-treated dentin. **J Dent Res**.v. 81(2), p.119-122, 2002.
34. DE MUNCK, J.; VAN MEERBEEK, B.; YUDHIRA, R.; LAMBRECHTS, P.; VANHERLE, G. Micro-tensile bond strength of two adhesives to Er:YAG-lased vs. bur-cut enamel and dentin. **Eur J Oral Sci**, v.110, p. 322–329, 2002.
35. SHETH, K.K.; STANINEC, M.; SARMA, A.V.; FRIED, D. Selective targeting of protein, water, and mineral in dentin using UV and IR pulse lasers: the effect on the bond strength to composite restorative materials. **Lasers Surg Med**, v. 35(4), p. 245-53, 2004.
36. GOLDSTEIN, R.E. Multipurpose laser offers unique approach to restorative dentistry. **Dent Today**, v. 18(10), p. 78-81, 1999.
37. EVERSOLE, L. R.; RIZOIU, I.; KIMMEL, A. I. Pulpal response to cavity preparation by an erbium, chromium:YSGG laser-powered hydrokinetic system. **J Am Dent Assoc**, v. 128(8), p. 1099-106, 1997.
38. RIZOIU, I. M.; KOHANGHADOSH, F.; KIMMEL, A.I.; EVERSOLE, L.R. Pulp thermal response to an erbium, chromium: YSGG pulsed laser hydrokinetic system. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v. 86(2), p. 220-223, 1998.
39. EVERSOLE, L.R.; RIZOIU, I.M. Preliminary investigations on the utility of an erbium, chromium YSGG laser. **J Calif Dent Assoc**, v. 23(12), p. 41-7, 1995.
40. LIN, S.; CAPUTO, A.A.; EVERSOLE, L.R.; RIZOIU, I. Topographical characteristics and shear bond strength of tooth surfaces cut with a laser-powered hydrokinetic system. **J Prosthet Dent**, v. 82(4), p. 451-5, 1999.
41. HADLEY, J.; YOUNG, D.A.; EVERSOLE, L.R.; GORNBEIN, J.A. A laser-powered hydrokinetic system for caries removal and cavity preparation. **J Am Dent Assoc**, v. 131(6), p.777-85, 2000.
42. YAMAZAKI, R.; GOYA, C.; YU, D. G.; KIMURA, Y.; MATSUMOTO, K. Effects of erbium,chromium:YSGG laser irradiation on root canal walls: a scanning electron microscopic and thermographic study. **J Endod**, v. 27(1), p. 9-12, 2001.
43. YU, D. G.; KIMURA, Y.; KINOSHITA, J.; MATSUMOTO, K. Morphological and atomic analytical studies on enamel and dentin irradiated by an

- erbium, chromium:YSGG *laser*. **J Clin Laser Med Surg**, v.18(3), p. 139-43, 2000.
44. KIMURA, Y.; YU, D.G.; FUJITA, A.; YAMASHITA, A.; MURAKAMI, Y.; MATSUMOTO, K. Effects of erbium,chromium:YSGG laser irradiation on canine mandibular bone. **J Periodontol**, v. 72(9),p. 1178-82, 2001.
 45. HOSSAIN, M.; KIMURA, Y.; NAKAMURA, Y.; YAMADA, Y.; KINOSHITA, J.; MATSUMOTO, K. A study on acquired acid resistance of enamel and dentin irradiated by Er,Cr:YSGG. **J Clin Laser Med Surg**, v. 19(3), p. 159-163, 2001.
 46. APEL, C.; SCHAFER, C.; GUTKNECHT, N. Demineralization of Er:YAG and Er,Cr:YSGG laser-prepared enamel cavities in vitro. **Caries Res**, v. 37(1), p. 34-7, 2003.
 47. MATSUMOTO, K.; HOSSAIN, M.; HOSSAIN, M.M.; KAWANO, H.; KIMURA, Y. Clinical assessment of Er,Cr:YSGG laser application for cavity preparation. **J Clin Laser Med Surg**, v. 20(1), p. 17-21, 2002.
 48. AASEN, S.M. History of dentinal bonding. **Esthet Dent Update**, 1900: 43-46.
 49. EICK, J.D.; WILKO, R.A.; ANDERSON, C.H. SEM of cut tooth surfaces and identification of debris **J Dent Res**; v. 49, p.1359-68, 1970.
 50. EICK, J.D.; GWINNETT, A.J.; PASHLEY, D.H.; ROBINSON, S.J. Current concepts on adhesion to dentin. **Crit Rev Oral Biol, Med**, v. 8(3), p. 306-335, 1997.
 51. PERDIGÃO, J.; LOPES, M. Dentin Bonding – State of the Art 1999. **Comp Dec**, v. 20(12), p. 1151-1164, 1999.
 52. PASHLEY, D.H. Dentin Bonding: Overview of the substrate with respect to adhesive material. **J Esthet Dent**, v. 3(2), p. 46-50, 1991.
 53. SWIFT, E. J.; PERDIGÃO, J.; HEYMANN, H. O. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of art. **Quintessence Int**, v. 26, p. 95-110, 1995.
 54. BLUNK, U. In: Roulet J.F.; Degrange M. (Ed) *Adhesion – The silent revolution in Dentistry*, Carol Stream, IL. Quintessence Publishing. 2000. p. 29-44.
 55. HIBST, R.; KELLER, U. Heat effect of pulsed Er:YAG *laser* irradiation. In: **Laser Surgery: Advance characterization, therapeutics, and system II**, Proc SPIE 1200, p. 379-386.
 56. APEL, C.; MEISTER, J.; IOANA, R.S.; FRANZEN, R.; HERING, P.; GUTKNECHT, N. The ablation threshold of Er:YAG and Er:YSGG *laser* radiation in dental enamel. **Lasers Med Sci**, v.17, p. 246-52, 2002.
 57. FRIED, D.; VISURI, S. R.; FEATHERSTONE, J. D. B.; WALSH, J. T.; SEKA, W.; GLENA, R. E.; MCCORMACK, S. M.; WIDGOR, W. A. Infrared radiometry of dental enamel during Er:YAG and Er,Cr:YSGG *laser* irradiation. **J Biomed Opt**, v. 1(4), p. 455-465, 1996.
 58. BENAZZATO, P.; STEFANI, A. The effect of Er:YAG *laser* treatment on dentin collagen: an SEM investigation. **J Oral Laser Applications**, v. 3, p. 79-81, 2003.
 59. DELA ROSA, A.; SARMA, A.V.; LE, C.Q.; JONES, R.S.; FRIED, D. Peripheral thermal and mechanical damage to dentin with microsecond and sub-microsecond 9.6 microm, 2.79 microm, and 0.355 microm laser pulses. **Lasers Surg Med**. 2004;35(3):214-28.

60. STANINEC, M.; GARDNER, A. K.; LE, C. Q.; SARMA; A. V.; FRIED, D. Adhesion of composite to enamel and dentin surfaces irradiated by IR *laser* pulses of 0.5-35 micros duration. **J Biomed Mater Res B Appl Biomater**, v. 79, p. 193-201, 2006.
61. PASHLEY, D.H.; SANO, H.; CIUCCHI, B.; YOSHIYAMA, M.; CARVALHO, R.M. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. **Dent Mater**, v. 11(2), p.117-25, 1995.
62. PASHLEY, D.H.; CARVALHO, R.M.; SANO, H.; NAKAJIMA, M.; YOSHIYAMA, M.; SHONO, Y.; FERNANDES, C.A.; TAY, F. The microtensile bond test: a review. **J Adhes Dent**, v. 1(4), p. 299-309, 1999.
63. DE MUNCK, J.; VAN LANDUYT, K.; PEUMANS, M.; POITEVIN, A.; LAMBRECHTS, P.; BRAEM, M.; VAN MEERBEEK, B. A Critical Review of the Durability of Adhesion to Tooth Tissue: Methods and Results. **J Dent Res**, v. 84(2), p. 118-132, 2005.
64. SANO, H.; SHONO, T.; SONODA, H.; TAKATSU, T.; CIUCCHI, B.; CARVALHO, R.; PASHLEY, D. H. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength--evaluation of a micro-tensile bond test. **Dent Mater**, v. 10(4), p. 236-40, 1994.
65. LEE, B. S.; LIN, P. Y.; CHEN, M. H.; HSIEH, T. T.; LIN, C. P.; LAI, J. Y.; LAN, W. H. Tensile bond strength of Er,Cr:YSGG *laser*-irradiated human dentin and analysis of dentin-resin interface. **Dent Mater**, v. 23(5), p. 570-8, 2007.
66. 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**, v. 2(4), p. 297-304, 2000.
67. DUNN, W. J.; DAVIS, J. T.; BUSH, A. C. Shear bond strength and SEM evaluation of composite bonded to Er:YAG *laser*-prepared dentin and enamel. **Dent Mater**, v. 21(7), p. 616-24, 2005.
68. TRAJTENBERG, C. P.; PEREIRA, P. N.; POWERS, J. M. Resin bond strength and micromorphology of human teeth prepared with an Erbium:YAG *laser*. **Am J Dent**, v.17(5), p. 331-6, 2004.