



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

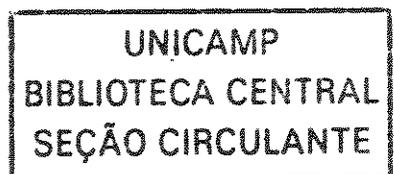


PRISCILLA SANTOS GUIMARÃES
Mestre em Ciências – Área Materiais Dentários

**AVALIAÇÃO DO LASER Er:YAG COMO
CONDICIONADOR DE ESMALTE E DENTINA PARA
PROCEDIMENTO DE UNIÃO A MATERIAIS
RESINOSOS**

*Tese apresentada à Faculdade de
Odontologia de Piracicaba, da
Universidade Estadual de
Campinas, para obtenção do
TÍTULO DE DOUTOR EM
MATERIAIS DENTÁRIOS.*

Piracicaba
2002



200307084

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

PRISCILLA SANTOS GUIMARÃES

Mestre em Ciências – Área Materiais Dentários

**AVALIAÇÃO DO LASER Er:YAG COMO
CONDICIONADOR DE ESMALTE E DENTINA PARA
PROCEDIMENTO DE UNIÃO A MATERIAIS
RESINOSOS**

*Este exemplar foi devidamente corrigido,
de acordo com a Resolução CCPG-036/83
CPG. 15/01/03*

Assinatura do Orientador

*Tese apresentada à Faculdade de
Odontologia de Piracicaba, da
Universidade Estadual de
Campinas, para obtenção do
TÍTULO DE DOUTOR EM
MATERIAIS DENTÁRIOS.*

Orientador: Prof. Dr. SIMONIDES CONSANI

Banca examinadora: Maria Hermenegilda Grasselli Batitucci

Fernanda de Carvalho Panzeri

Cecília Gatti Guirado

Laurenço Correr Sobrinho

Piracicaba

2002

UNIDADE	BC
Nº CHAMADA	T/UNICAMP 6947a
V	EX
TOMBO BC/	52568
PROC.	16-124/03
C	<input type="checkbox"/>
D	<input checked="" type="checkbox"/>
PREÇO	7411,00
DATA	13/03/02
Nº CPD	

CM00180503-5

BIB 19 283936

G947a Guimarães, Priscilla Santos.
 Avaliação do laser Er:YAG como condicionador de esmalte e dentina para procedimento de união a materiais resinosos. / Priscilla Santos Guimarães. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2002.
 ix, 59f. : il.

Orientador : Prof. Dr. Simonides Consani.
 Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Materiais dentários. 2. Adesivos dentários. 3. Adesão. I. Consani, Simonides. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Marilene Girello CRB/8-6159, da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP.



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de DOUTORADO, em sessão pública realizada em 19 de Novembro de 2002, considerou a candidata PRISCILLA SANTOS GUIMARÃES aprovada.

1. Prof. Dr. SIMONIDES CONSANI

2. Profa. Dra. MARIA HERMENEGILDA GRASSELLI BATITUCCI

3. Profa. Dra. FERNANDA DE CARVALHO PANZERI

4. Prof. Dr. LOURENCO CORRER SOBRINHO

5. Profa. Dra. CECILIA GATTI GUIRADO

Dedico este trabalho

Ao meu filho,
que dará novo significado às nossas vidas.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao Prof. Dr. SIMONIDES CONSANI, Titular da Área Materiais Dentários, da FOP – UNICAMP, cuja competência científica e paciência, proporcionou orientação segura no transcorrer deste trabalho.

MEUS SINCEROS AGRADECIMENTOS.

AGRADECIMENTOS

À Direção da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas.

Ao Cirurgião-Dentista RICARDO MATTA, por ter disponibilizado o aparelho de laser e, pelas orientações necessárias à sua utilização.

Ao Prof. Dr. MÁRIO ALEXANDRE COELHO SINHORETI da Área de Materiais Dentários, da FOP – UNICAMP, por ter realizado a análise estatística.

Aos técnicos da Área Materiais Dentários da FOP, UNICAMP, engenheiro MARCOS BLANCO CANGIANI e Sra. SELMA A. B. S. SOUZA, pela atenção e auxílio na realização dos trabalhos executados.

À colega IGNEZ MARTINS FIALHO, Cirurgiã-Dentista, pela amizade e auxílio na revisão deste trabalho.

Ao Prof. Dr. HUGO M. S. OSHIMA, da Área Materiais Dentários, da Pontifícia Universidade Católica de Porto Alegre, por ter cedido as matrizes utilizadas no ensaio de resistência à tração e pela colaboração na análise das imagens em microscópio eletrônico de varredura.

À Pontifícia Universidade Católica de Porto Alegre, que cedeu o Laboratório de Microscopia Eletrônica para realização das fotomicrografias.

À Profª Drª RENATA PITTELLA CANÇADO, da Área de Cirurgia buco-maxilo-facial do Curso de Odontologia da Associação Educacional de Vitória, pela amizade e auxílio na realização deste trabalho.

Ao Prof. ECLÉRION CHAVES, da Área Materiais Dentários, da Universidade de Passo Fundo – RS, pelo companheirismo e auxílio na execução deste trabalho.

À ASSOCIAÇÃO EDUCACIONAL DE VITÓRIA, nas pessoas de seu diretor, ALEXANDRE NUNES THEODORO e vice-diretor, DR. APRÍGIO DA SILVA FREIRE, pelo apoio prestado para realização deste trabalho.

MEUS SINCEROS AGRADECIMENTOS.

SUMÁRIO

1. RESUMO.....	01
2. ABSTRACT.....	03
3. INTRODUÇÃO.....	05
4. REVISÃO DA LITERATURA.....	08
5. PROPOSIÇÃO.....	24
7. MATERIAIS E MÉTODO.....	25
7.1. OBSERVAÇÃO MORFOLÓGICA	
7.1.1. Preparo das amostras.....	25
7.2. ENSAIO DE RESISTÊNCIA À TRAÇÃO	
7.2.1. Materiais.....	26
7.2.2. Preparo das amostras.....	27
7.2.3. Preparo dos corpos-de-prova para o ensaio de tração.....	30
8. RESULTADOS	
8.1. Observação morfológica.....	37
8.1.1. Esmalte.....	37
8.1.2. Dentina.....	40
8.2. Ensaio de resistência à tração.....	44
9. DISCUSSÃO.....	46
10. CONCLUSÃO.....	50
11. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	51
12. APÊNDICE.....	57

RESUMO

O objetivo deste estudo foi verificar: 1) qual nível de energia que produziria o aspecto morfológico mais próximo do esmalte e dentina condicionados pelo ácido fosfórico no tecido dental irradiado por laser Er:YAG, por meio da observação ao microscópio eletrônico de varredura; 2) a resistência de união à tração de um sistema adesivo sobre superfícies de esmalte e dentina tratados com ácido fosfórico ou com laser Er:YAG, utilizando a energia estabelecida na observação morfológica. Para esta observação foram utilizados quatro terceiros molares humanos hígidos, extraídos por razões ortodônticas, que tiveram suas coroas separadas das respectivas raízes e então, seccionadas ao meio, no sentido méso-distal. As superfícies vestibulares em esmalte, foram irradiadas com laser Er:YAG, sob refrigeração com água, em sete pontos de incidência. Foram utilizados os seguintes níveis de energia, para cada ponto irradiado: 60, 100, 160, 200, 300, 400 e 500 mJ. A superfície lingual dos dentes foi preparada com pontas diamantadas em alta rotação, sob refrigeração, até exposição da dentina, sendo em seguida irradiada da mesma forma descrita. Decorridas 48 horas após a irradiação, as amostras foram metalizadas e observadas ao microscópio eletrônico de varredura. Para o ensaio de resistência de união foram utilizados 40 terceiros molares humanos hígidos, que tiveram suas raízes seccionadas e as coroas foram incluídas em resina acrílica ativada quimicamente em cilindros de plástico, com 20 mm de diâmetro externo por 20 mm de altura, com a face oclusal voltada para cima. Os cilindros de resina contendo as porções dentárias foram separados aleatoriamente em quatro grupos

de 10 amostras cada, de acordo com o tipo de tecido e de condicionamento a ser empregado. Em seguida, as amostras foram desgastadas em politriz horizontal com lixas d'água de granulação 220, 400, 600, 800 e 1000. As superfícies das amostras foram examinadas em lupa estereoscópica, para assegurar que na região de teste só houvesse esmalte ou dentina expostos, dependendo do grupo experimental ao qual pertencem. A obtenção dos corpos-de-prova para o ensaio de tração foi realizada com um dispositivo, preconizado pela ISO, visando um perfeito alinhamento durante o procedimento de união. Os grupos 1 e 3 tiveram suas superfícies condicionadas com laser Er:YAG com potência de 100 mJ, selecionada a partir dos resultados obtidos na observação morfológica; e as amostras dos grupos 2 e 4 foram condicionadas com ácido fosfórico a 35%, por 15 segundos. O sistema adesivo empregado para todos os grupos foi o Single-Bond (3M) e a resina Z-250 (3M), de acordo com instruções do fabricante. O ensaio de tração foi realizado 24 horas após o procedimento de união, em máquina de ensaio universal Instron modelo 4411, à velocidade de 0,5 mm/min. Os resultados foram submetidos ao teste de Tukey em nível de 5% de probabilidade. O aspecto morfológico das amostras irradiadas com laser Er:YAG com potência de 100 mJ por pulso, apresentou-se como o mais favorável para o procedimento de união com materiais resinosos, tanto em esmalte quanto em dentina. Os valores médios de resistência de união ao esmalte e dentina condicionados com laser Er:YAG foram estatisticamente inferiores ($p < 0,05$) àqueles obtidos para o condicionamento com ácido fosfórico. Os valores médios de resistência de união ao esmalte foram estatisticamente superiores àqueles para o tecido dentinário ($p < 0,05$), independente do tipo de condicionamento utilizado.

ABSTRACT

The purpose of this study was to verify: 1) the energy level that could produce the morphologic aspect similar to dental tissues conditioned with phosphoric acid on dental tissues irradiated by Er:YAG (*Yttrium aluminium garnet* - $Y_3Al_5O_{12}$) laser; 2) the tension bond strength of an adhesive system applied over enamel and dentin, after pretreatment with phosphoric acid or Er:YAG laser, using the energy level established on the morphologic analysis. Four third human molars, extracted for orthodontic reasons, were used to make the morphologic analysis. The teeth had their crowns separated from the roots and then, each crown were sectioned in two. The buccal surfaces in enamel, were irradiated with Er:YAG laser, under water cooling, in seven different spots. The following energy levels were used for each spot of irradiation: 60, 100, 160, 200, 300, 400 and 500 mJ. The lingual dental surfaces were prepared with diamond burs, under water cooling, in order to expose dentin substrate, and afterwards were irradiated in the same way described for enamel. After 48 hours, the samples were sputtered with gold and observed under scanning electron microscope. For the tension bond strength test, 40 third human molars had their crowns separated from the roots and were than included in auto activated acrylic resin in plastic cylinders, with 20 mm in outside diameter by 20 mm high, with the occlusal surface facing up. The resin cylinders with the dental portions were randomly separated in four groups of 10 samples each, according to the dental tissue and conditioning method to be used. After, the samples were polished, under water, in a horizontal polishing machine with sandpaper 220, 400, 600, 800 and 1000 grit. The samples surfaces were

examined under esthereoscopic lens, to assure that on the test region would be exposed only enamel or dentin, depending on the experimental group they belong. In order to obtain the samples for the tension bond strength test, a device idealized by ISO were used, with the purpose of getting a perfect alignment during the bonding procedure. Groups 1 and 3 had their surfaces irradiated with Er:YAG laser, energy level of 100 mJ, chosen from the results obtained in morphologic analysis; and the samples of groups 2 and 4 were conditioned with 35% phosphoric acid, for 15 seconds. The adhesive system used, for all test groups, was Single Bond (3M) and the resin Z-250 (3M), according to manufacturer's instructions. The tension bond strength test was realized 24 hours after the bonding procedure, in a universal test machine Instron model 4411, with a cross head speed of 0,5 mm/min. The results were submitted to Tukey's test at a significance level of $p < 0.05$. From the results, the mean values of bond strength to enamel and dentin irradiated with Er:YAG laser were statistically lower ($p < 0.05$) than those for phosphoric acid conditioning. The mean values of bond strength to enamel were statistically higher ($p < 0.05$) compared with dentin, no matter which type of conditioning method used.

1. INTRODUÇÃO

O interesse em aplicar o laser em Odontologia surgiu com o desenvolvimento do laser de rubi, em 1962, sendo STERN & SOGNAES os primeiros autores a testá-lo com esta finalidade (WIGDOR & WALSH³⁰, 1993). No entanto, somente no final da década de 1980 se intensificaram os estudos nesta área. Segundo WIGDOR & WALSH³⁰, isto se deve ao surgimento de laser com comprimentos de onda capazes de causar ablação de tecidos dentários mineralizados; de laser semicondutores e à melhor compreensão de suas interações teciduais. Estas conquistas permitiram o desenvolvimento de tipos de laser capazes de cortar tecidos dentários mineralizados com menor dano, se comparado com os equipamentos originalmente concebidos (KELLER & HIBST¹⁹, 1989; WIGDOR & WALSH³⁰, 1993; ALTSHULER³, 1994).

Atualmente os tipos de laser indicados para uso em tecidos mineralizados são o laser de Er:YAG (*Yttrium aluminium garnet* - $Y_3Al_5O_{12}$), comprimento de onda de 2,94 μm e, de CO_2 (dióxido de carbono) com comprimento de onda de 10,6 μm . Tanto o laser de Er:YAG quanto o de CO_2 são absorvidos em água, porém existe uma grande diferença na ação destes sobre os tecidos (KELLER & HIBST¹⁹, 1989; SAKAKIBARA et al²⁶, 1994; ZHANG et al³³, 1998). A absorção do laser Er:YAG em água é maior do que aquela com laser de CO_2 . Quando tecido hidratado é irradiado com laser Er:YAG, a água evapora não somente na superfície mas também no interior do tecido e antes que a temperatura atinja o ponto de fusão dos materiais inorgânicos, ocorrem microexplosões por ação da evaporação da água, formando uma cavidade (FRIED

et al⁹, 1998). Isto resulta em geração mínima de calor na área focada, ocasionando pouco ou nenhum dano aos tecidos circundantes e ao tecido pulpar (WIGDOR & WALSH³⁰, 1993; SAKAKIBARA et al²⁶, 1994), quando utilizado no preparo cavitário e na remoção de tecido cariado. Já a irradiação do laser de CO₂ gera calor na superfície do tecido, afetando tanto a área focada como também ocasionando danos às regiões subjacentes.

Segundo KELLER & HIBST¹⁸ (1994) outros fatores encorajadores no uso do laser Er:YAG, são a menor percepção da dor, pelos pacientes, em relação àquela observada quando do uso de instrumentos cortantes rotatórios e, a possibilidade da indicação deste laser no condicionamento de esmalte e dentina para união de materiais resinosos.

Outro grande atrativo do uso do laser em Odontologia é a eliminação, na maioria dos casos, da anestesia para procedimentos restauradores (KELLER et al.¹⁶, 1998). É freqüente o relato da ocorrência de sensibilidade no momento da aplicação do ácido após o uso do laser para remoção de tecido cariado; por isso, a substituição do condicionamento ácido, pelo condicionamento com laser Er:YAG, previamente à união de materiais resinosos (KELLER & HIBST²⁰, 1993; HIBST & KELLER¹¹, 1994; SAKAKIBARA et al²⁶, 1994), solucionaria esta questão.

Para a comprovação da efetividade da união utilizando este tipo de condicionamento, poder-se-ia indicar o ensaio de resistência de união à tração (OSHIMA²⁴, 2001), em associação à observação morfológica. Como o nível de energia empregado e as características do tecido atingido pelo laser interferem nos resultados obtidos, há a necessidade de se estabelecer qual seria a melhor

intensidade de energia a ser usada para condicionamento tecidual, devido a insuficiência de literatura correlata.

2. REVISÃO DA LITERATURA

Em 1984, KELLER & HIBST¹⁹ realizaram um estudo com o objetivo de comparar o efeito da radiação laser com pulso de curta duração de Er:YAG com o de CO₂, sobre tecidos mineralizados. Utilizaram para isto, trinta molares humanos extraídos, cortados em fatias de 2 mm de espessura. Após análise ao microscópio óptico e ao microscópio eletrônico de varredura, puderam observar que as amostras irradiadas com laser CO₂ apresentavam cavidades circulares com paredes contendo numerosas fissuras, com zonas de carbonização no esmalte. Em dentina, a presença de tecido fundido, com inúmeras fissuras e zonas de carbonização, foi encontrada. Nas amostras irradiadas com laser Er:YAG tais fenômenos não foram observados. As regiões atingidas apresentavam-se com cavidades com paredes rugosas ou com rugosidades superficiais, sem sinais sérios de injúria térmica. Tanto em esmalte quanto em dentina, o arranjo dos cristais individuais de hidroxiapatita estava intacto. Concluíram que, no caso do laser de Er:YAG, a maior parte da energia incidente é consumida no processo de ablação e somente uma pequena fração da energia resulta em aumento da temperatura do tecido remanescente, sugerindo nenhum ou pouco dano aos tecidos adjacentes.

HIBST & KELLER¹², em 1989, ao testarem a taxa de ablação para esmalte e dentina expostos a irradiação por laser Er:YAG, afirmam que a remoção de tecido é efetiva tanto em relação ao tecido dentinário quanto em relação ao esmalte. Este processo de remoção tecidual ocorre em parte pela contínua vaporização e em parte na forma de microexplosões. Sendo que para o tecido

dentinário é necessária uma menor quantidade de energia para se conseguir o mesmo resultado obtido em esmalte.

KELLER & HIBST²², em 1990, ao analisar superfícies de esmalte e dentina após irradiação com laser Er:YAG, 50 a 350 mJ (milijoule), bem como os detritos gerados, através de microscopia de polarização, eletrônica de varredura e exames de difractometria de raios x, concluíram que o processo de ablação ocorre através de evaporação seguida por micro explosões e ejeção de detritos compostos de hidroxiapatita e outros materiais inorgânicos.

Com o objetivo de testar a resistência do esmalte irradiado com laser Er:YAG ao ataque de ácidos, MORIOKA et al.²³, em 1991, utilizaram molares humanos recém extraídos e, taxas de repetição do laser de 10, 2 e 1 pps (pulsos por segundo) com energia de 0,39 a 0,92 J/pulso. Os resultados indicaram que quanto maior a potência por pulso e a taxa de repetição e número de pulsos, maior a resistência ao ataque de ácidos, reduzindo a desmineralização da sub-superfície do esmalte irradiado.

Ainda em 1991, KAYANO et al.¹⁵ avaliaram os efeitos do laser de Er:YAG sobre dentes humanos extraídos. Concluíram que (1) o laser de Er:YAG foi capaz de acarretar ablação de tecido mineralizado eficientemente, sem causar fraturas, tanto pelo método de contato, quanto sem contato; (2) a dimensão do defeito gerado pela exposição ao laser estava limitada ao tamanho da área irradiada; (3) e o esmalte adjacente ao defeito gerado por ablação apresentou resistência a desmineralização por solução ácida tamponada de hidroxietilcelulose a 6%.

KELLER & HIBST²¹, em 1991, avaliaram a reação pulpar após irradiação com laser Er:YAG em dentes de cães. Decorridas 2, 4, 6, e 8 semanas da exposição ao laser em diversas intensidades, variando de 150 mJ a 300 mJ, e taxas de repetição de 0,3 a 3 Hz, os dentes foram analisados histopatologicamente. Não houve reação pulpar após a irradiação de esmalte ou de dentina em cavidades rasas, mesmo com intensidade de 300 mJ/pulso. Foi encontrada neoformação dentinária, após 6 e 8 semanas após a irradiação com laser, nos casos de cavidades profundas em dentina ou de exposição pulpar.

HIBST & KELLER¹³, em 1991, ao analisar a capacidade do laser de Er:YAG em remover materiais restauradores, concluíram ser possível a remoção dos materiais testados, cimentos, compósitos e amálgama, sendo que a eficiência da ablação é comparável àquela em esmalte e dentina, e suficiente para o emprego clínico. A morfologia interna das paredes cavitárias indica maiores efeitos térmicos colaterais, se comparados com àqueles da irradiação direta sobre tecidos dentários mineralizados.

HIBST & KELLER¹⁴, em 1993, confirmaram os achados de um trabalho anterior²⁴, através da utilização de um aparato óptico para obtenção de fotografias em alta velocidade. Os resultados mostraram um mecanismo contínuo de ablação por microexplosões derivadas da ação do calor gerado, baseado na distribuição não homogênea dos absorventes forte (água) e fraco (hidroxiapatita). A vaporização e o aquecimento do conteúdo de água leva a uma remoção efetiva de material pela explosão dos componentes do tecido mineralizado.

Em 1993, KELLER & HIBST¹⁸ avaliaram os efeitos do laser de Er:YAG na resistência de união de compósitos ao esmalte dental. Para isso, cilindros de

resina composta fotopolimerizável foram unidos à superfície vestibular de incisivos bovinos, que haviam sido submetidos a diferentes tratamentos superficiais. Uma parte das amostras foi tratada com ácido fosfórico, como controle, outras foram tratadas com laser com diferentes padrões, com o raio focado, desfocado e com energias variando de 47 a 143 J/cm². Após termociclagem e teste de tração concluem que todos os tratamentos produziram alterações morfológicas significantes, com características variando de aumento da rugosidade até padrões de condicionamento semelhantes àqueles conseguidos com o uso de ácido fosfórico. Sendo que o uso do laser desfocado, seguido da aplicação de pulsos focados, mostrou os melhores resultados, cerca de 92,5% da resistência de união conseguida com o uso de ácido fosfórico.

ALTSHULER *et al.*², em 1993, analisando os mecanismos de destruição de tecidos dentários mineralizados após aplicação de laser, relataram as seguintes condições a serem consideradas na escolha dos parâmetros de irradiação a laser: (1) velocidade de remoção tecidual; (2) inocuidade ao tecido pulpar ou aos tecidos orgânicos do esmalte e dentina; (3) não acarretar a formação de rachaduras pela tensão gerada; (4) não gerar desconforto ao paciente; (5) preenchimento dos requisitos para uma adesão confiável dos materiais restauradores, prevenindo cáries secundárias. Sugerem ainda, que os processos responsáveis pela determinação da absorção linear não homogênea, são dependentes do conteúdo de água de tecidos heterogêneos, como esmalte e dentina. Através da criação de um modelo geométrico do dente humano e seus tecidos de suporte, correlacionaram a geração de calor com o limite teórico tolerável pelo tecido pulpar, e a eficiência de corte em profundidade de três tipos

de laser, a saber: Nd:YAG, Ho:YAG e Er:YAG. O Er:YAG mostrou-se mais eficaz e gerou menor calor, o que possivelmente refletiria em menor dano pulpar, nas condições do teste.

WIGDOR & WALSH³⁰, em 1993, ao testarem o efeito térmico do laser de Er:YAG sobre tecidos dentários mineralizados, afirmaram que o uso da água como meio de refrigeração é essencial para conseguir uma ablação eficiente, sem no entanto, acarretar o aumento demasiado de temperatura, o que aumentaria os riscos de dano pulpar. Relatam porém que, com o uso da água para refrigeração, houve diminuição de cerca de 20% na eficiência de ablação.

WRIGHT *et al.*³¹, em 1993, avaliaram a microinfiltração em cavidades Classe V preparadas convencionalmente com brocas e preparadas com laser Er:YAG. As cavidades foram preparadas em dentes molares humanos com profundidade de aproximadamente 1 mm em dentina, e então divididas em três grupos: (1) preparo convencional com broca e condicionamento com ácido fosfórico a 37%; (2) preparo convencional e condicionamento com laser; (3) preparo e condicionamento com laser. Para o preparo realizado com laser utilizou-se 300 mJ de energia e para o condicionamento 200 mJ. Após um período de armazenagem em água destilada de 90 dias, as amostras foram imersas em uma solução de nitrato de prata a 50% por 24 horas. Após seccionamento e análise das amostras, os autores concluíram que o preparo e o condicionamento com laser Er:YAG não influenciaram a microinfiltração nas condições de teste.

KELLER & HIBST²⁰, em 1993, ao avaliarem a literatura então existente, descrevem as indicações do laser de Er:YAG da seguinte forma: excelente para tratamento da cárie, condicionamento de esmalte, osteotomia e; bom para

tratamentos endodônticos e periodontais. Afirmam ainda que para realização de preparos cavitários apenas o laser Er:YAG pode ser considerado como uma opção ao uso de preparo mecânico com brocas. Sua utilização como substituto para o uso do ácido fosfórico no condicionamento de esmalte e dentina também é descrita como viável.

SAKAKIBARA *et al.*²⁶, em 1994, ao estudarem as alterações morfológicas sofridas em superfícies dentárias expostas ao laser Er:YAG, observaram que o tamanho das cavidades criadas em esmalte era menor do que aquele em dentina. Creditam tal diferença ao fato de que a quantidade de água existente no esmalte é inferior a da dentina, acarretando microexplosão apenas na superfície. Por isso, vários pulsos de alto nível de energia são necessários para criar uma cavidade apropriada em esmalte, com o uso de refrigeração à água, a fim de prevenir dano extenso à área subjacente. Concluem que a ação do laser sob refrigeração à água mostrou-se eficiente, especialmente em tecido dentinário e que as superfícies dentárias irradiadas são livres de lama dentinária, indicando serem apropriadas para procedimentos de união de materiais resinosos.

Em 1994, ALTSHULER *et al.*³, em uma revisão das propriedades dos cristais contendo érbio, afirmaram que a composição do cristal e a concentração dos co-ativadores, como itérbio, túlio, hólmio e crômio, determinam a absorção e o espectro de luminescência do laser. Dentre os tipos de lasers citados, o laser de Er:YAG é caracterizado como apresentando um comprimento de onda principal de 2,94 μm e comprimentos de onda adicionais de 2,79; 2,83 e 2,69 μm ; pulso de energia máxima de 1,6 J e potência média máxima de 25W. Concluem que

alterações no espectro de radiação do laser durante a sua geração não podem ser evitadas.

Ainda em 1994, ALTSHULER *et al.*¹ discutem os resultados obtidos na análise da destruição de dentina desmineralizada de dentes humanos extraídos, submetidos a irradiação de laser Nd:YAG e laser Er:YAG. Foram estudadas amostras de dentina com três graus de desmineralização: (1) amostras intactas com 0% de desmineralização, (2) com 47% e (3) 100% de desmineralização. Todas as amostras foram cortadas perpendicularmente em relação aos túbulos dentinários, em secções com espessura de $500 \pm 50 \mu\text{m}$. A destruição das amostras foi examinada em condições seca e úmida, usando laser Er:YAG e laser Nd:YAG com os respectivos comprimentos de onda de $2,94 \mu\text{m}$ e $1,064 \mu\text{m}$. Não foram encontradas diferenças significantes entre os valores obtidos para o limite inicial de destruição tecidual, nas amostras com diferentes graus de desmineralização. Segundo os autores, isto sugere que o mecanismo de destruição é independente da porcentagem de concentração de cálcio e hidroxiapatita nos tecidos. Ao analisar a eficiência do tratamento com laser Er:YAG em dentina seca e úmida nos diferentes graus de desmineralização, encontraram uma diminuição na curva de eficiência para dentina úmida e desmineralizada. Afirmam que isto deve-se ao maior volume de água presente nas amostras desmineralizadas, uma vez que estas tornam-se mais porosas à medida que a desmineralização aumenta, ocorrendo uma diminuição na profundidade de penetração em função do efeito de anteparo que o filme superficial de água

exerce. Em dentina seca ocorreu aumento da eficiência do tratamento a laser devido à diminuição na resistência mecânica deste tecido.

KELLER & HIBST¹⁷, em 1994, ao fazerem uma revisão das aplicações do laser de Er:YAG em dentística e cirurgia bucal, afirmaram ser este tipo de laser o mais indicado no tratamento de cáries em esmalte e dentina, devido ao processo termomecânico de ação e sua alta absorção pela água contida nestes tecidos. O preparo cavitário e a remoção de tecido cariado sem dano térmico aos tecidos dentários e pulpar é possível. Outro fator encorajador no uso do laser de Er:YAG, é que a percepção da dor, pelos pacientes, é inferior àquela observada quando do uso de instrumentos cortantes rotatórios. Segundo os autores, outra indicação deste laser seria o condicionamento de esmalte e dentina para união de materiais resinosos. Afirmam que a irradiação com laser Er:YAG é preferível em casos de superfícies cervicais pois, o condicionamento com laser em paredes cavitárias em dentina mostrou maior efetividade do que quando utilizava-se brocas e que poderia ser um substituto do ácido fosfórico. Concluem por dizer que o laser de Er:YAG é o mais adequado para uso em odontologia.

No mesmo ano, 1994, HIBST & KELLER¹¹, ao realizarem uma revisão sobre as perspectivas do uso do laser de Er:YAG em odontologia, relacionam as variáveis básicas que devem ser fixadas: comprimento de onda, perfil e duração do pulso, energia do pulso, taxa de repetição, potência média e perfil espacial do raio. Destacam ainda as propriedades de absorção do tecido e dos produtos da ablação como sendo de grande importância para o estabelecimento de critérios mais eficientes para o uso do laser. Para mensuração da eficiência de ablação apontam, como método mais adequado, o cálculo da

perda em massa do tecido. E determinam que para cada joule de energia empregado, ocorre uma perda de 0,27 mg de tecido dentinário ou 0,14 mg de esmalte. O uso do laser Er:YAG, como condicionador de esmalte e dentina em substituição ao pré-tratamento com ácido fosfórico, é indicada como uma alternativa viável.

SEKINE *et al.*²⁷, em 1994, realizaram um estudo histopatológico com o objetivo de avaliar o tecido pulpar de dentes de cães após irradiação com laser Er:YAG. O método convencional de preparo cavitário com alta rotação foi utilizado como controle. Nos grupos experimentais os dentes foram irradiados com laser Er:YAG nas seguintes intensidades: 100, 150 e 200 mJ. Todas as amostras foram divididas de acordo com a quantidade de remanescente dentinário (cavidades rasas e cavidades profundas). Após 1, 2, 4, 7 e 28 dias, as amostras foram analisadas histopatologicamente e, não houve diferença significativa entre o grupo controle e os grupos irradiados com laser. Entre os grupos irradiados com diferentes intensidades de laser pouca diferença foi encontrada no grau de dano pulpar. Nas cavidades profundas, o dano pulpar foi maior para todos os grupos.

AOKI *et al.*⁴, em 1994, estudaram o efeito do laser Er:YAG na remoção de tecido cariado. Dentes humanos extraídos com cáries radiculares foram utilizados. Cada lesão de cárie foi dividida em duas áreas axialmente. Uma parte foi tratada com o laser e a outra metade foi removida pela ação de broca em alta rotação, servindo como controle. A irradiação com laser foi realizada com 160 mJ/pulso e 10 pps com refrigeração à água. Após análise ao microscópio eletrônico de varredura e mensuração da dureza do assoalho da cavidade, os resultados indicaram que a remoção de tecido cariado com laser pode ser

realizada com sucesso. No entanto, o tempo gasto para remoção de tecido cariado com o uso do laser foi maior do que aquele gasto quando do uso de broca em alta rotação.

ROTH & DUCZYNSKI²⁵, com o objetivo de avaliar a ablação em esmalte e dentina normais e cariados, desenvolveram um estudo, em 1994, em molares humanos extraídos. Foi utilizado o laser Er:YAG com densidade de energia variando de 2 a 20 mJ/cm² e frequência de 1 a 2 Hz. Os dentes foram cortados em fatias de 2 mm de espessura e 1450 cavidades foram analisadas. Concluíram que a ablação em dentina foi mais eficiente do que em esmalte, com maiores taxas de ablação em tecido cariado se comparado com o tecido sadio. No entanto, não detectaram qualquer remoção seletiva de tecido cariado em detrimento de tecido sadio.

BELIKOV *et al.*⁵, em 1994, realizaram um estudo com o objetivo de analisar a atividade bacteriana em produtos da destruição de esmalte e dentina após irradiação com laser Er:YAG. Durante o experimental uma quantidade suficientemente alta de atividade bacteriana foi encontrada nos restos da irradiação com laser. Determinaram a existência de uma dependência da atividade bacteriana e a intensidade do laser, que é de 50J/cm² para o laser Er:YAG. Concluíram que um efeito bactericida mediano pode ser conseguido sobre bactérias presentes na cavidade bucal.

Em 1998, ZHANG *et al.*³³, avaliaram os efeitos da aplicação de substâncias, denominadas de iniciadoras, previamente à aplicação de laser Nd:YAG na permeabilidade e ultraestrutura das superfícies dentinárias das paredes internas de canais radiculares. Estas substâncias são recomendadas

quando da utilização de laser de Nd:YAG, pois a absorção deste laser é fortemente influenciada pela coloração da dentina. Foram utilizados 40 dentes uniradiculares humanos extraídos, divididos em 4 grupos. No grupo 1 os dentes não foram irradiados com laser, servindo como controle; grupo 2 as amostras receberam 4 irradiações de laser com duração de 10 seg, perfazendo um total de exposição de 40 seg; no grupo 3 as amostras foram pintadas com tinta preta e depois expostas ao laser da mesma forma descrita para o grupo 2; e no grupo 4 as paredes do canal radicular foram tratadas com $\text{Ag}(\text{NH}_3)_2\text{F}$ a 38%, sendo depois expostas como no grupo 2. Após serem seccionados os dentes foram analisados estatisticamente, mas nenhuma diferença significativa ($p < 0,05$) foi encontrada quanto a permeabilidade dentinária nas áreas apicais entre os grupos 3 e 1, 4 e 1, e 4 e 2. A tinta preta foi mais efetiva como iniciador do que $\text{Ag}(\text{NH}_3)_2\text{F}$ a 38%.

Ainda em 1998, TAKEDA *et al.*²⁹, avaliaram a eficácia da irradiação de laser Er:YAG na remoção de detritos e lama dentinária nas paredes internas de condutos radiculares. As amostras do grupo controle, não irradiadas com laser após o preparo biomecânico com limas endodônticas, apresentaram uma grande quantidade de detritos e lama obstruindo os túbulos dentinários em todas as porções do conduto radicular. Nos grupos que foram irradiados com laser as paredes do canal apresentavam-se sem detritos ou lama dentinária e com a abertura dos túbulos dentinários exposta. Diferenças regionais foram encontradas ao longo do conduto, mas os autores concluíram que a utilização do laser

mostrou-se eficiente na remoção de detritos e lama dentinária em todas as regiões nas quais houve acesso da ponta aplicadora do laser.

KELLER *et al.*¹⁶, em 1998, avaliaram a percepção dolorosa de 103 pacientes submetidos a tratamentos restauradores com o preparo cavitário sendo realizado com brocas e com laser Er:YAG, sem anestesia prévia. 80% dos pacientes afirmaram ser o tratamento com laser mais confortável, e 82% indicaram o preparo com laser como preferível para tratamentos futuros de cáries.

FRIED *et al.*⁹, em 1998, analisaram o mecanismo de ablação de tecido dental após irradiação com laser e sua dependência em relação ao sítio de absorção primária. Foram utilizados laser CO₂, laser Er:YAG e Er:YSGG (*Yttrium scandium gallium garnet* – $Y_3Sc_2Ga_3O_{12}$), sobre esmalte dental para caracterização do mecanismo de ablação destes tipos de laser, através de análise das superfícies irradiadas em microscópio eletrônico de varredura. Foram utilizadas finas secções de esmalte dental humano, para mensurações da transmissão direta do laser empregando microscópio de precisão a laser XAD-Plus. Segundo os autores, existem fortes evidências morfológicas da predominância dos mecanismos fotomecânicos de ablação para o laser de CO₂ com comprimentos de onda característicos de 9,3 a 9,6 µm. Já para o laser de Érbio com comprimentos de onda de 2,94 a 2,79 µm, o mecanismo mais provável é o aquecimento da água confinada no interior do tecido. Durante o aquecimento rápido, a água inerte confinada no interior do tecido pode criar pressões subsuperficiais elevadíssimas, levando a remoção por explosão da matriz mineral circunjacente. Como a transmissão de calor da água para o tecido mineralizado

não é eficiente, o aquecimento tecidual resultante com estes tipos de laser é mínimo. Por isso, a radiação do laser de Er:YAG é mais intensamente absorvida nas regiões interprismáticas, devido a maior quantidade do componente de absorção primária nesta região, a água. Sendo possível a visualização de fraturas na região interprismática, sem fusão dos cristais do esmalte irradiados. Concluíram que a ablação é diretamente dependente da microestrutura do esmalte, e do tipo de sítio de absorção primária, ou seja, o tecido mineralizado ou a água.

Em 2001, YAZICI *et al.*³² realizaram um estudo com o objetivo de determinar o efeito de dois métodos de condicionamento de superfície, ácido fosfórico e laser XeCl, na microinfiltração de restaurações de resinas compostas. Para isso foram realizadas 180 cavidades Classe II MOD (mesio-ocluso-distal) em 90 molares humanos, sendo uma cavidade com margem em esmalte e outra com margem situada em dentina. Em todos os grupos a infiltração marginal foi mais intensa na margem gengival em dentina do que em esmalte. Concluíram que a técnica do condicionamento ácido total foi mais efetiva que o uso do laser. No entanto citam outros benefícios que o laser poderia oferecer no tratamento de lesões cariosas, como, aumento da resistência do tecido remanescente ao ataque ácido das bactérias cariogênicas e aumento de sua dureza superficial. Portanto sugerem a realização de mais estudos para provar se em condições *in vivo* o uso do laser seria preferível.

CORONA *et al.*⁸, em 2001, compararam a infiltração marginal em restaurações Classe V com resina composta em preparos cavitários realizados com broca em alta rotação, abrasão a ar e com laser Er:YAG. Após o preparo das

cavidades com os diferentes métodos citados, estas foram tratadas superficialmente com ácido fosfórico, laser Er:YAG ou com laser seguido da aplicação de ácido fosfórico. O maior grau de infiltração foi observado em cavidades preparadas e tratadas exclusivamente com laser Er:YAG. Nenhuma das técnicas empregadas eliminou por completo a microinfiltração nas margens de dentina e cimento.

BURNETT *et al.*⁶, em 2001, avaliaram a resistência de união de sistema adesivo à dentina preparada com turbina, abrasão à ar ou laser Er:YAG. Vinte e três molares humanos, extraídos por razões ortodônticas foram utilizados. Após a separação da porção coronária dos dentes em duas porções e inclusão em resina acrílica, as superfícies de dentina foram expostas através de torno mecânico. Após a divisão das porções dentárias em 3 grupos de 15 amostras cada, as superfícies dentárias foram tratadas com laser Er:YAG, abrasão à ar ou turbina. Todas as superfícies foram então condicionadas com ácido fosfórico a 35% por 15 segundos e receberam a aplicação do sistema adesivo Single Bond (3M) e um cilindro de resina composta foi construído sobre a área delimitada de 3 mm no centro da amostra. Os corpos-de-prova foram então submetidos ao teste de tração, a uma velocidade transversa de 0,5 mm/min. Não houve diferenças estatísticas significantes entre os três grupos.

CEBALLOS *et al.*⁷, em 2001, avaliaram a microinfiltração ao redor de restaurações Classe V em resina composta após tratamento das paredes cavitárias com ácido, laser Er:YAG ou laser e ácido. Nenhum dos procedimentos empregados eliminou por completo a microinfiltração, nas margens de esmalte, porém os resultados foram melhores quando utilizou-se apenas o

condicionamento ácido. Nenhuma diferença estatística foi encontrada para microinfiltração na parede gengival. A análise morfológica dos corpos-de-prova ao microscópio eletrônico de varredura demonstrou que aqueles tratados com ácido, com ou sem irradiação de laser, apresentavam camada híbrida e prolongamentos de resina no interior do tecido dentário. Já os corpos-de-prova que foram condicionados apenas com o laser não apresentaram a formação da camada híbrida. Segundo os autores, isto se deve ao fato de que, quando se utiliza o laser Er:YAG para tratar a dentina, não ocorre desmineralização de sua superfície, não havendo por conseguinte exposição do colágeno, necessário para formação da camada híbrida. No entanto, listam diversas características que aparentam ser vantajosas para a união de resina à dentina, tais como, esterilização da superfície dentinária, abertura dos túbulos dentinários, criação de irregularidades superficiais com a remoção de lama dentinária, sem acarretar desmineralização da dentina peri ou intertubular.

Com o objetivo de avaliar a influência de quatro métodos de tração sobre a resistência da união esmalte-compósito, OSHIMA²⁴, em 2001, realizou um estudo empregando a matriz preconizada pela ISO como padrão para comparação com os demais aparatos utilizados. Estes foram: Grupo A – preconizado pela ISO na especificação TR 11405; Grupo B – matriz com uma travessa metálica em uma das extremidades; Grupo C e D – matrizes com uma ou duas juntas universais articuladas. Foram utilizados 6--0 terceiros molares humanos hígidos, que tiveram as superfícies de esmalte tratadas de forma idêntica para todos os grupos experimentais e controle, sendo utilizados o mesmo sistema adesivo e mesma resina composta. Todos os procedimentos de união foram realizados utilizando a

matriz preconizada pela ISO. Após um período de 24 h de armazenagem todas as amostras foram tracionadas por um dos métodos propostos em uma máquina de ensaio universal Instron, a uma velocidade de 0,5 mm/min, até a ruptura. Os resultados obtidos mostraram que a metodologia de tração empregada influenciou de maneira significativa os valores de resistência de união e no coeficiente de variação de cada grupo. Os resultados obtidos com a matriz do tipo biarticulada apresentaram menor variação e foram numericamente superiores aos valores obtidos com as demais matrizes.

GONÇALVES *et al.*¹⁰, em 2002, avaliaram a resistência de união à tração de interfaces dentina-compósito condicionadas com irradiação de laser Er:YAG. Utilizaram 42 superfícies de dentina de terceiros molares humanos e os seguintes sistemas restauradores: Alert – Bond 1 (Jeneric/Pentron), Prodigy – Optibond Solo (Kerr Co), e Z-100 (3M Co). Para o teste de tração a matriz preconizada pela ISO em sua especificação TR 11405 foi empregada. Concluíram que o tratamento prévio da superfície de dentina com laser Er:YAG somente melhorou os resultados de resistência à tração para o sistema restaurador Alert – Bond 1.

3. PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi verificar: 1) qual nível de energia que produziria o aspecto morfológico mais próximo do esmalte e dentina condicionados pelo ácido fosfórico no tecido dental irradiado por laser Er:YAG, por meio da observação ao microscópio eletrônico de varredura; 2) a resistência de união à tração de um sistema adesivo sobre superfícies de esmalte e dentina tratadas com ácido fosfórico ou com laser Er:YAG, utilizando a energia estabelecida na observação morfológica.

4. MATERIAIS E MÉTODO

4.1. OBSERVAÇÃO MORFOLÓGICA

4.1.1. Preparo das amostras

Foram utilizados quatro dentes terceiros molares humanos hígidos, extraídos por razões ortodônticas e mantidos em solução fisiológica. Em seguida foram realizadas limpeza e profilaxia, sendo as coroas separadas da raiz ao nível da junção amelo-cementária, com o auxílio de um disco diamantado de dupla face em baixa rotação, sob refrigeração.

O esmalte da superfície vestibular dos dentes foi inspecionado a olho nu, e aqueles dentes que não apresentavam defeitos visíveis, foram irradiados com laser Er:YAG. A irradiação foi pontual, sob refrigeração com água, em sete pontos de incidência, equidistantes a cada 2 mm. Foram utilizados diferentes níveis de energia para irradiar a superfície dental, ou seja, 60, 100, 160, 200, 300, 400 e 500 mJ tanto em esmalte quanto em dentina.

Para observação do tecido dentinário, a superfície lingual dos dentes foi preparada com pontas diamantadas em alta rotação, sob refrigeração, até exposição da dentina. Em seguida, o tecido dentinário foi irradiado da mesma forma descrita para o esmalte.

O aparelho utilizado foi o Er:YAG (Kavo do Brasil S.A. Ind. e Com.), com potência variável de 60 a 500 mJ, comprimento de onda de 2,94 μm , a uma frequência fixa de 1Hz. A distância focal do laser de cerca de 15 mm foi mantida

com o auxílio de uma régua milimetrada posicionada sob uma placa de vidro, que servia de apoio e guia.

A área a ser irradiada foi delimitada a partir do limite mesial até o limite distal da face vestibular ou lingual, de acordo com o tecido estudado, esmalte ou dentina respectivamente, sendo a área adjacente aos pontos irradiados utilizada como controle.

Decorridas 48 horas da armazenagem em recipiente de vidro contendo sílica, as amostras foram metalizadas com liga Au-Pa (Metalizador Bal-Tec SCD 050), e analisadas ao microscópio eletrônico de varredura – Phillips modelo XL 30, em baixo vácuo.

4.2. ENSAIO DE RESISTÊNCIA À TRAÇÃO

4.2.1. Materiais

Neste estudo foi utilizado um sistema de união de frasco único, recomendado para uso em esmalte e dentina, juntamente com o condicionador ácido específico. Em combinação com o sistema de união foi utilizada uma resina composta, desenvolvida e comercializada pelo próprio fabricante do sistema adesivo. A descrição do sistema adesivo e da resina composta, bem como a composição dos respectivos materiais, podem ser visualizadas nas Tabelas 1 e 2.

Tabela 1 - Descrição da resina composta restauradora utilizada.

Resina composta	Composição *	Fabricante
Z-250 (cor A2)	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, Zircônia / Sílica	3M Dental Products St. Paul, MN

*Informações do fabricante (bula)

Tabela 2 - Descrição do sistema adesivo utilizado.

Sistema Adesivo	Condicionador (tempo)	Composição**
Single Bond	ácido. fosfórico a 35% (15 segundos)	Bis-GMA, HEMA, ácido polialcenóico, etanol, água, ácido poliitacônico, DMA, fotoiniciador

**Perfil técnico do produto (3M)

4.2.2. Preparo das amostras

Foram utilizados neste estudo, 40 dentes terceiros molares humanos hígidos recém-extraídos. Os dentes tiveram as raízes limpas com o auxílio de uma cureta periodontal (Hu-Friedy) e em seguida foram submetidos à profilaxia utilizando pasta constituída de pedra-pomes e água, a qual foi aplicada com escova tipo pincel (KG Sorensen), em baixa velocidade de rotação (Dabi-Atlante Indústria e Comércio, Ribeirão Preto, Brasil). Após o procedimento de profilaxia, os dentes foram armazenados em soro fisiológico, substituído semanalmente, pelo período máximo de seis meses, à temperatura de 4°C, até o início do experimento. Todos os procedimentos referentes ao preparo das amostras seguiram o protocolo estabelecido pela *International Organization for Standardization* (ISO), na especificação TR 11405.

As raízes dos dentes foram seccionadas e os remanescentes coronários foram incluídos com resina acrílica ativada quimicamente (Clássico, Artigos Odontológicos Ltda.) em cilindros de plástico (Tigre, Ind. e Comércio Ltda.), com

20 mm de diâmetro externo por 20 mm de altura, com a face oclusal voltada para cima e projetada 1 mm além da borda do cilindro para inclusão.

Os cilindros de resina acrílica contendo as porções dentárias incluídas foram posicionados individualmente na região central de uma base metálica quadrada (76 mm X 76 mm) em aço inox, a qual possuía um orifício circular medindo 20,5 mm de diâmetro interno por 21 mm de altura. Ainda na parte inferior da base metálica existiam duas saliências com 4 mm de altura por 4 mm de largura (Fig. 1 A), os quais estavam situados em extremidades opostas. A finalidade deste dispositivo era minimizar a contaminação da superfície da amostra com resíduos da resina acrílica de inclusão no momento do procedimento de desgaste. Após este passo, as amostras foram divididas aleatoriamente em quatro grupos de 10 unidades cada, de acordo com o tipo de tecido e de condicionamento a ser empregado (Tabela 3).

Em seguida, com o auxílio de uma politriz horizontal (APL-4, Arotec S.A. Indústria e Comércio Ltda.) e lixas d'água de granulação número 220, 400, 600, 800 e 1000 (Carborundum Abrasivos Ltda.), a superfície foi desgastada sob refrigeração à água (Figura B) com a intenção de promover uma superfície plana onde coubesse um círculo de 4 mm de diâmetro, circunscrevendo o dente (Figura 1C). Após este procedimento, as superfícies das amostras foram examinadas em uma lupa estereoscópica (Carl Zeiss, Alemanha), em aumento de 50 vezes, para assegurar que na região de teste só haveria esmalte ou somente dentina expostos dependendo do grupo experimental ao qual pertencessem. Posteriormente, todas as amostras foram levadas a um aparelho de banho ultrassônico (Thornton,

Unique Indústria e Comércio), para remoção de possíveis resíduos provenientes das lixas nas superfícies desgastadas onde iriam ser realizados os procedimentos de união.

Tabela 3 - Grupos experimentais e respectivos métodos de tratamento superficial

Grupo	Tecido exposto	Tratamento superficial
1	Esmalte	Laser Er:YAG
2	Esmalte	Ácido fosfórico 35%
3	Dentina	Laser Er:YAG
4	Dentina	Ácido fosfórico 35%

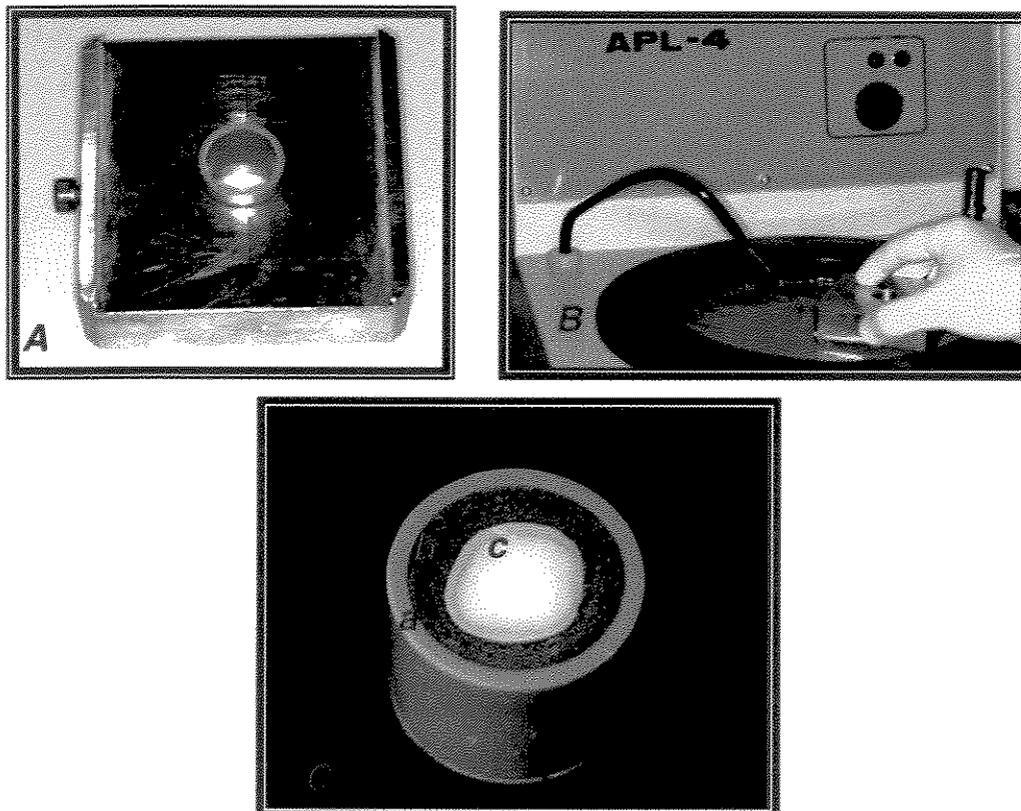


Figura 1 – A – Base metálica utilizada para o procedimento de desgaste da amostra; B – politriz horizontal com a base metálica em posição; C – amostra desgastada e planificada (a - cilindro plástico; b – resina acrílica; c – estrutura dental).

4.2.3. Preparo dos corpos-de-prova para o ensaio de tração.

Para a confecção dos corpos-de-prova foi utilizado o dispositivo preconizado pela ISO (TR 11405), o qual visa a obtenção de perfeito alinhamento durante o procedimento de união (Figura 2).

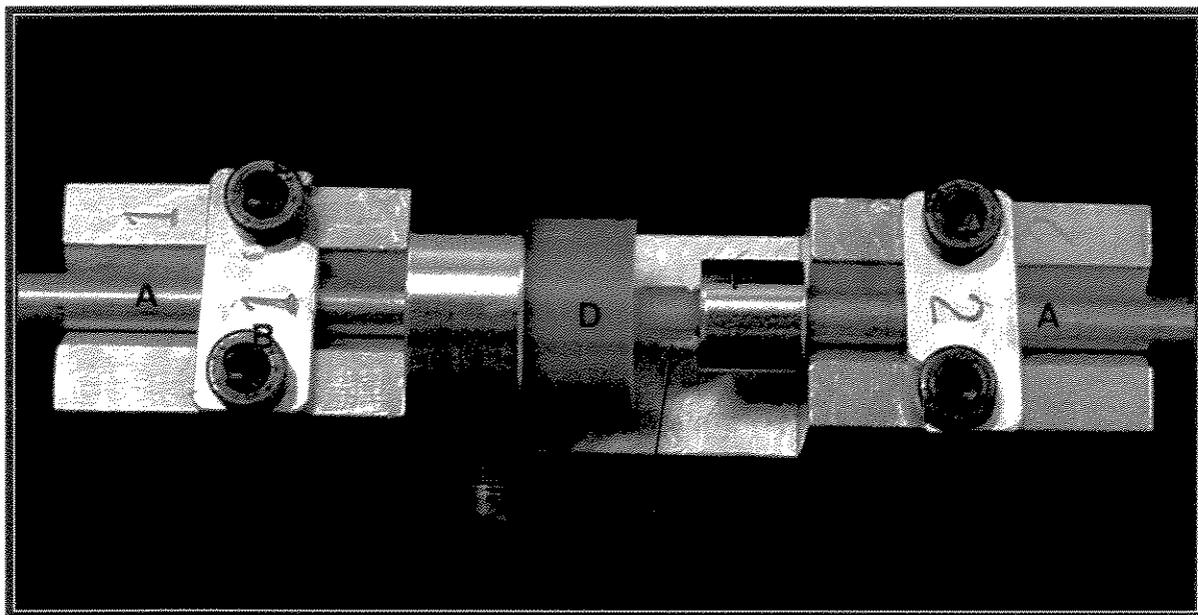


Figura 2 – Matriz metálica para o procedimento de união. A – haste metálica; B – parafuso de fixação da haste metálica; C – base metálica para inserção da amostra; D - amostra; E – parafuso para fixação da amostra; F – base metálica para adaptação do cilindro de resina acrílica; G – cilindro de resina acrílica.

Os 40 dentes embutidos foram divididos em quatro grupos de 10 amostras cada, um grupo para cada relação tecido dental/método de condicionamento. Os grupos 2 e 4 tiveram as superfícies dentais condicionadas com ácido fosfórico a 35%, por 15 segundos, de acordo com as instruções do fabricante. A aplicação do agente condicionador foi feita por meio de uma seringa plástica e, em seguida, as superfícies foram lavadas em água corrente com o

auxílio de uma seringa tríplice ar / água, por 15 segundos, e secas com papel absorvente.

Para as amostras de esmalte e dentina condicionadas com laser Er:YAG (Kavo Key Laser – Kavo Co) (Fig.3), grupos 1 e 3, as superfícies dentárias foram irradiadas com uma potência de 100 mJ. Esta potência foi escolhida com base na observação morfológica dos tecidos irradiados, dentina e esmalte.

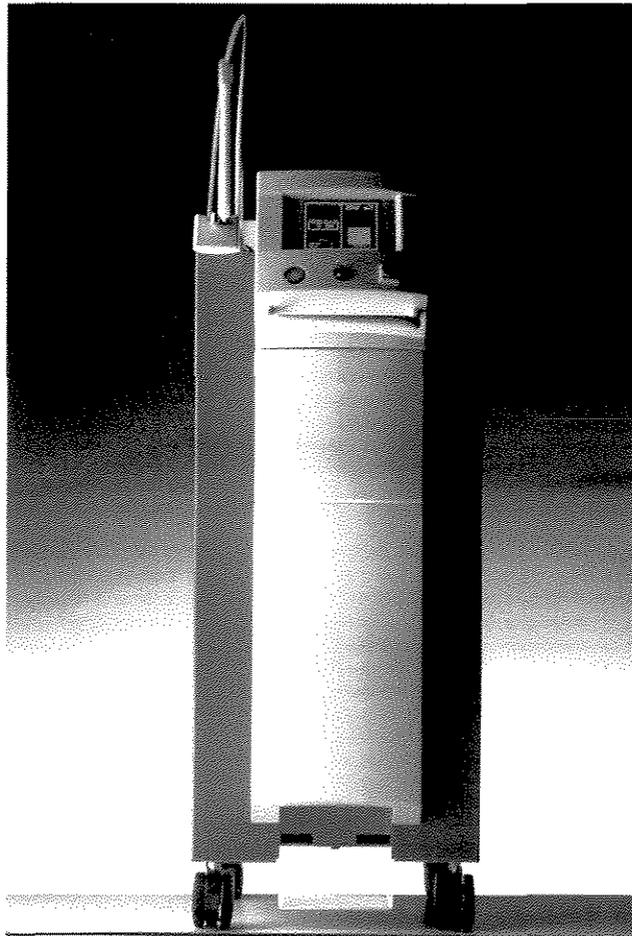


Figura 3 - Aparelho de laser Er:YAG empregado para condicionamento das superfícies de esmalte e dentina (Grupos 1 e 3).

Após o procedimento de condicionamento ácido ou através da irradiação com laser, as superfícies de esmalte ou de dentina condicionados foram secas com papel absorvente (Fig. 4A) e receberam a aplicação de duas camadas do sistema de união Single Bond com o auxílio de um pincel (Microbrush, Microbrush Corporation), seguindo as recomendações do fabricante (Fig. 4B). Após a aplicação de um leve jato de ar, a camada do agente de união foi fotoativada por 20 segundos (Fig. 4C), utilizando para isso um aparelho fotoativador XL3000 (3M Dental Products Division), com intensidade de luz de 500 mW/cm², a qual foi freqüentemente aferida com um radiômetro (Demetron Research Corp., Danbury).

Em seguida, as amostras foram posicionadas individualmente no dispositivo de alinhamento para o procedimento de união. Tal dispositivo apresentava duas hastes (Fig. 2A), as quais ficavam apoiadas em uma base metálica contendo um entalhe central com secção triangular. As hastes possuíam roscas em suas extremidades nas quais eram fixadas as respectivas matrizes metálicas que alojavam a amostra e o cilindro de resina acrílica no qual foi inserida a resina composta (Fig. 2C, 2F). Em seguida, uma matriz de resina acrílica incolor, previamente confeccionada em torno mecânico a partir de um bloco obtido industrialmente, foi posicionada em uma das hastes da matriz de alinhamento (2G). Tal matriz era circular com 12 mm de comprimento e possuía um orifício trespessante, também circular com 3 mm de diâmetro. Nesse orifício foi inserida a resina composta com auxílio de uma espátula metálica (Thompson nº 6), em incrementos que não excediam 2 mm de espessura. Cada incremento foi fotoativado por 20 segundos, em 3 posicionamentos diferentes o que totalizava 60

segundos (Fig. 4E). O último incremento foi colocado com pequeno excesso além da borda do cilindro (Fig 4F), e em seguida este foi colocado em contato com a superfície do adesivo (Fig. 4G) e pressionado firmemente. A matriz foi estabilizada através de parafusos e os excessos da resina composta removidos com uma espátula. A seguir, o último incremento recebia a fotoativação de maneira semelhante aos demais incrementos, também totalizando o tempo de 60 segundos (Fig 4H).

Após este procedimento, os corpos-de-prova (Fig. 5) foram cuidadosamente removidos da matriz de alinhamento e armazenados a 37 °C e 100% de umidade relativa em um umidificador dentro de uma estufa (Heraeus, Alemanha), durante 1 hora e, em seguida, armazenados por 23 horas em água destilada a 37°C, até o início do teste.

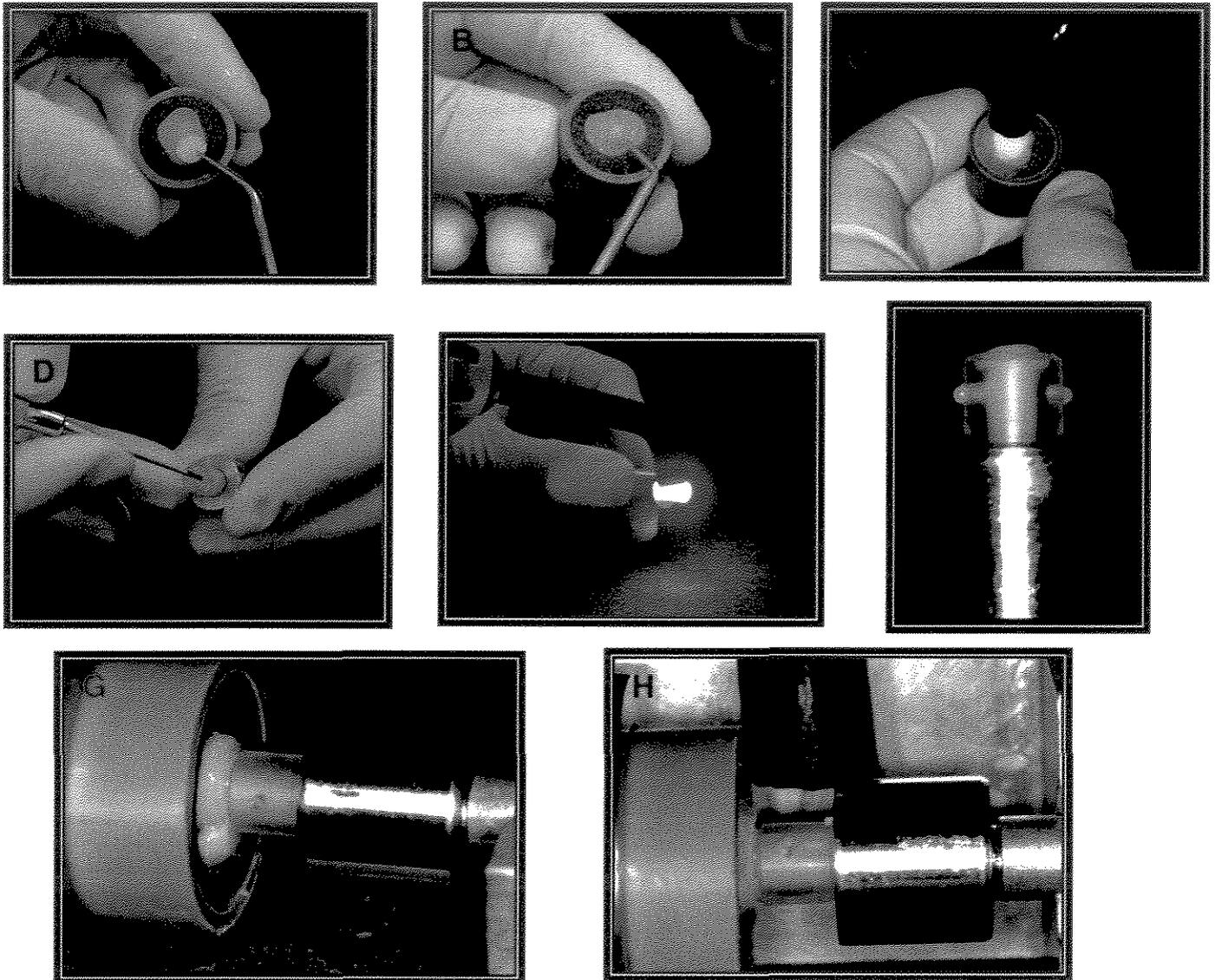


Figura 4 - A – secagem da superfície dental com papel absorvente; B – aplicação do sistema adesivo sobre a superfície dental condicionada; C – fotoativação do sistema de união; D – inserção da resina composta no cilindro de resina acrílica; E – polimerização da resina composta; F – cilindro de resina acrílica apresentando pequeno excesso de resina composta sem polimerização; G – adaptação do cilindro contendo a resina composta contra a superfície de esmalte previamente tratada; H – polimerização do último incremento de resina composta.

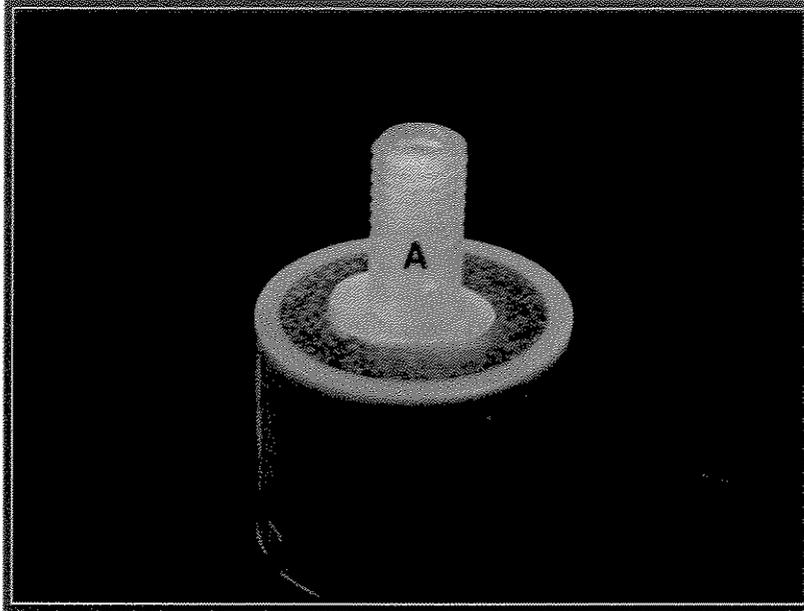


Figura 5 – Corpo-de-prova finalizado. A- cilindro de resina acrílica contendo a resina composta (parte superior do corpo-de-prova); B – cilindro de resina acrílica contendo a estrutura dental (parte inferior do corpo-de-prova).

Para a realização dos ensaios de resistência à tração, foi utilizado um aparato que possuía duas articulações por meio de junta universal (Fig. 6). No momento do teste, o dispositivo foi posicionado em uma máquina de ensaio universal Instron modelo 4411 (Instron Corporation, Canton, MA), a qual estava previamente programada para uma velocidade de 0,5 mm por minuto.

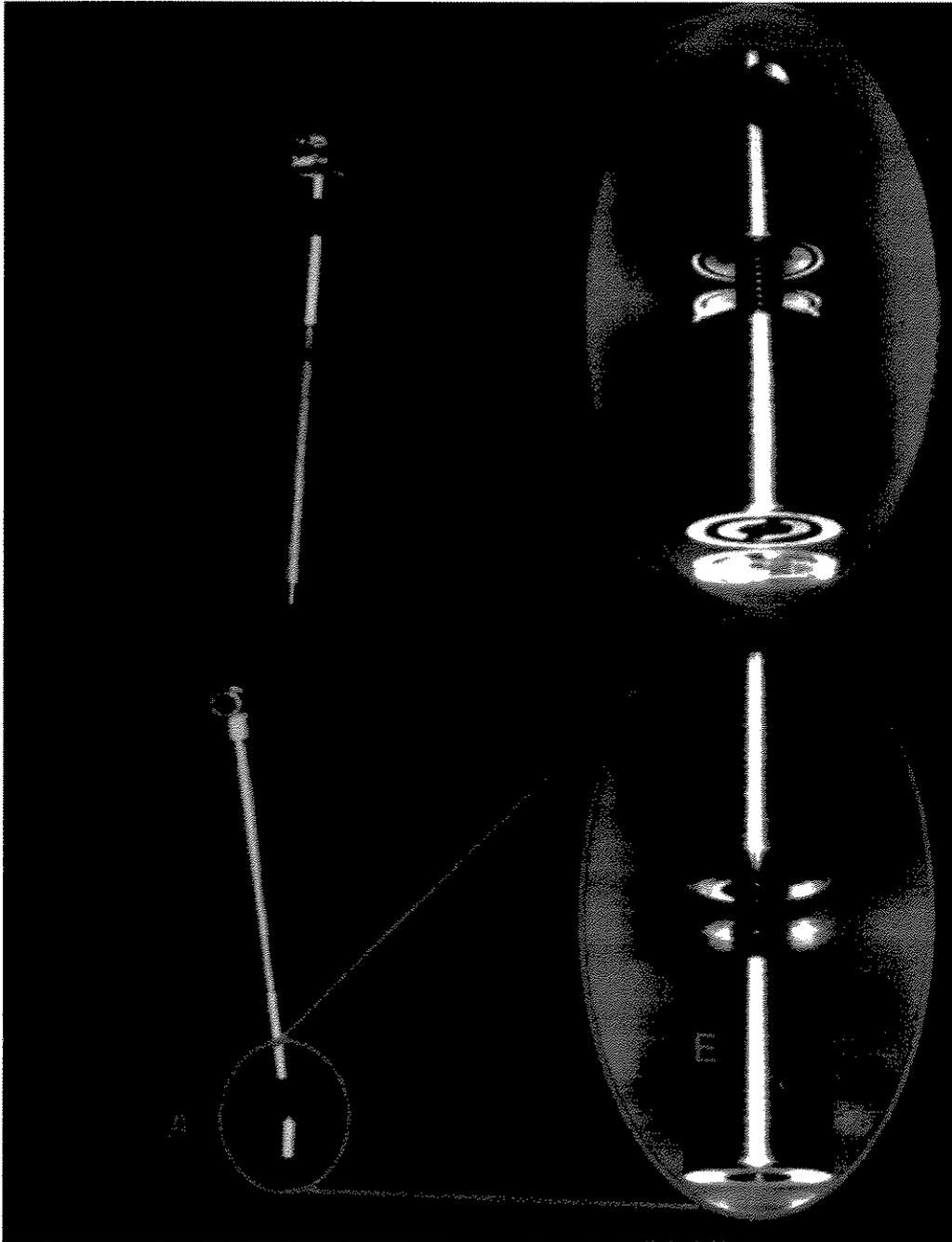


Figura 6 – Matriz de tração biarticulada. A- junta universal articulada; B – Parte superior para fixação na máquina de ensaio; C – Parte inferior contendo a esfera e rosca para fixação da parte superior do corpo-de-prova; D – Parte superior contendo a esfera e rosca para fixação da parte inferior do corpo-de-prova; E – Parte inferior contendo rosca para fixação na máquina de ensaio. (Fonte: OSHIMA, H.M.S., 2001)

5. RESULTADOS

5.1. OBSERVAÇÃO MORFOLÓGICA

5.1.1 Esmalte

A irradiação com laser Er:YAG resultou em alterações morfológicas tanto na superfície de esmalte como de dentina. Analisando o substrato esmalte pôde-se observar que a irradiação com potência de 60 mJ (Figura 7), resultou na formação de uma depressão circular com bordas não muito bem delimitadas com o esmalte intacto, porém foi possível observar, com 5000x de aumento, que a remoção de material inorgânico ocorreu preferencialmente no centro dos prismas de esmalte (Figura. 8).

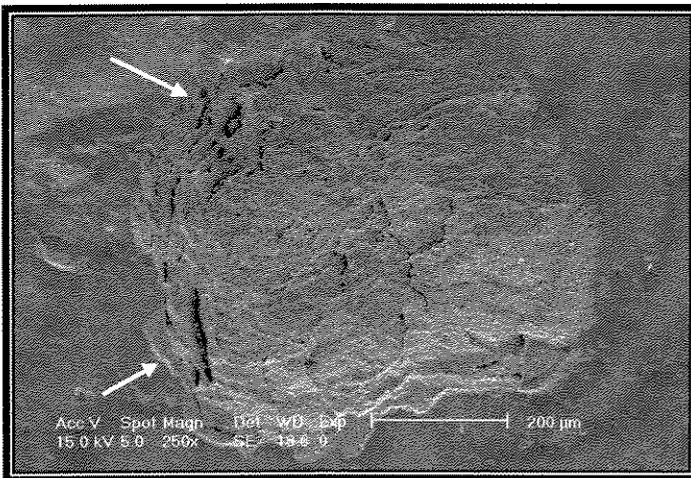


Fig. 7 - Superfície de esmalte após irradiação com laser Er:YAG, 60 mJ (250x).

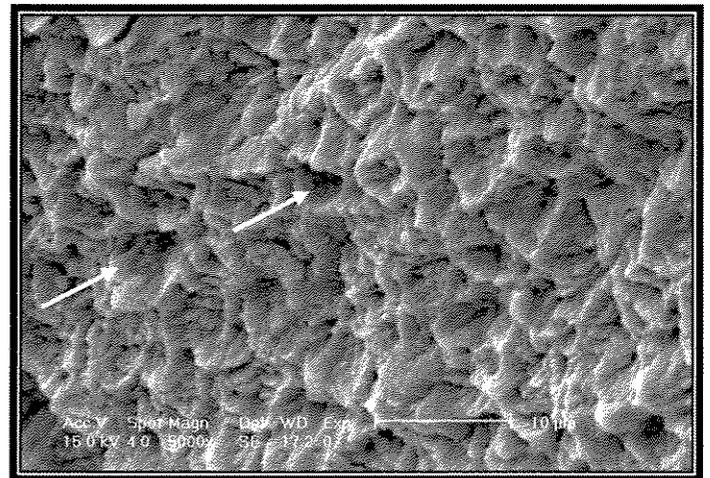


Fig. 8 - Superfície de esmalte após irradiação com laser Er:YAG, 60 mJ (5000x).

Com a aplicação de 100 mJ (Figura 9), o padrão de condicionamento encontrava-se bem visível, assemelhando-se àquele obtido com a aplicação de ácido fosfórico a 37%, com profundidade maior na remoção de material do centro dos prismas em relação à periferia.

Com o uso de 160 mJ (Figura 10), o padrão de condicionamento continuou semelhante ao encontrado com o uso das potências citadas anteriormente, porém com a ocorrência de rachaduras. Com 200 mJ (Figura 11) os limites dos prismas não se apresentaram de forma tão nítida, como observado anteriormente e, a região interprismática mostrou-se com aspecto granular. Com o aumento da potência para 300 mJ, os resultados mantiveram-se os mesmos daqueles encontrados com a incidência de 200 mJ (Figura. 12).

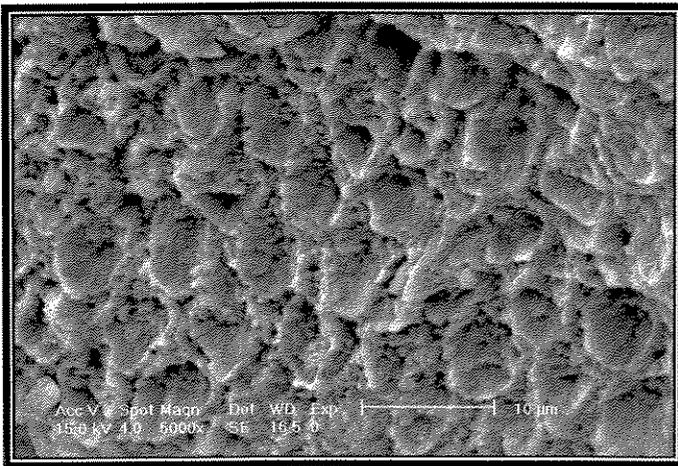


Fig. 9 - Superfície de esmalte após irradiação com laser Er:YAG, 100 mJ (5000x).

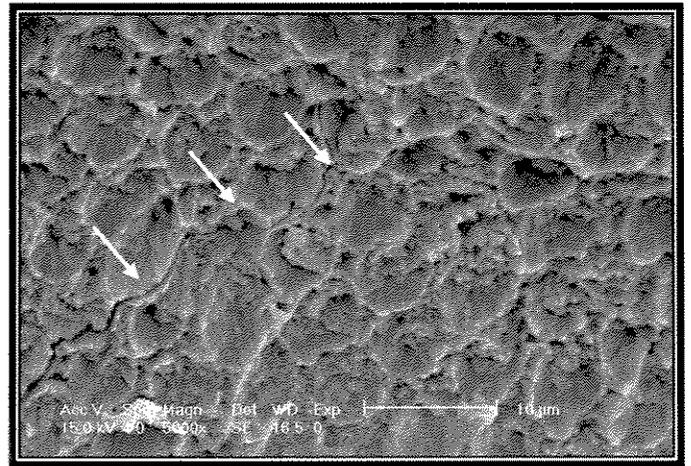


Fig. 10 - Superfície de esmalte após irradiação com laser Er:YAG, 160 mJ (5000x).

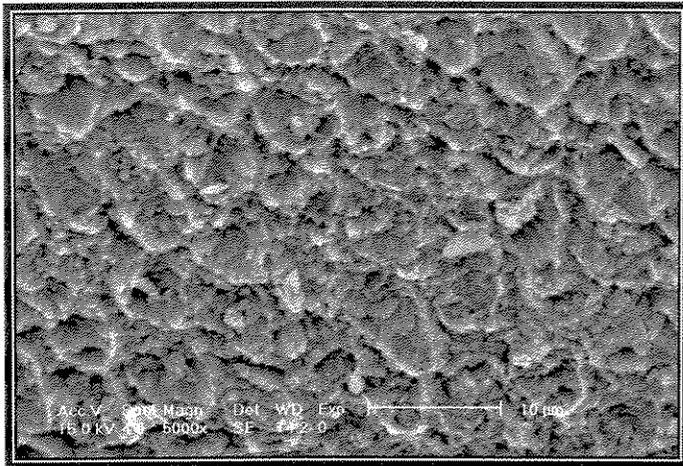


Fig. 11 - Superfície de esmalte após irradiação com laser Er:YAG, 200 mJ (5000x).

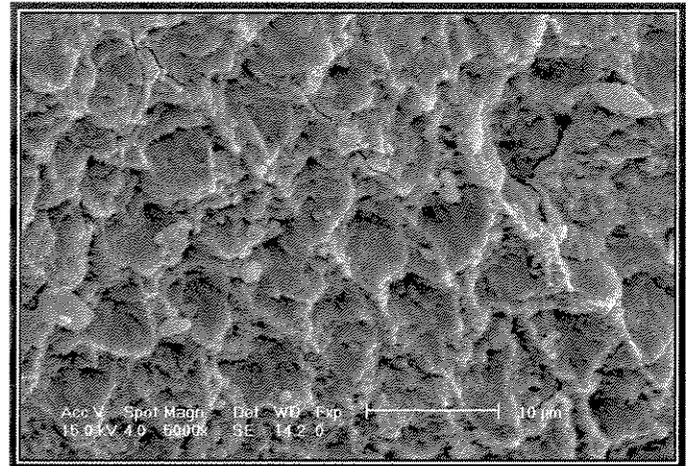


Fig. 12 - Superfície de esmalte após irradiação com laser Er:YAG, 300 mJ (5000x).

Com 400 mJ (Figura 13) houve o aumento do diâmetro da área irradiada, apresentando-se com aspecto de lascas e com pontos pretos e redondos. Ao observar com 5000 vezes de aumento (Figura 14), pode-se notar que o aspecto dos prismas foi modificado, ocorrendo trincas e desorganização.

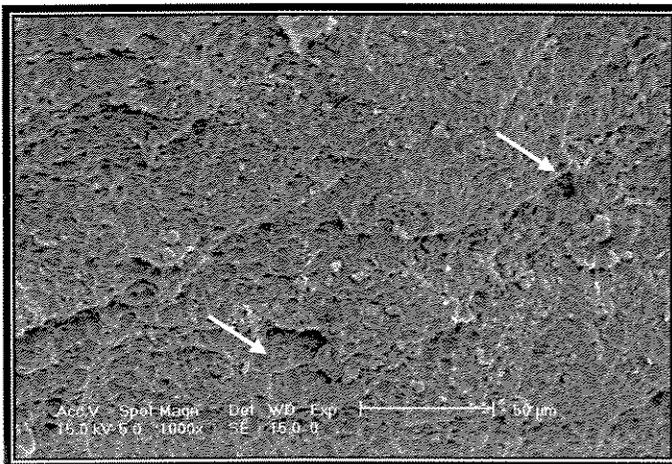


Fig. 13 - Superfície de esmalte após irradiação com laser Er:YAG, 400 mJ (1000x).

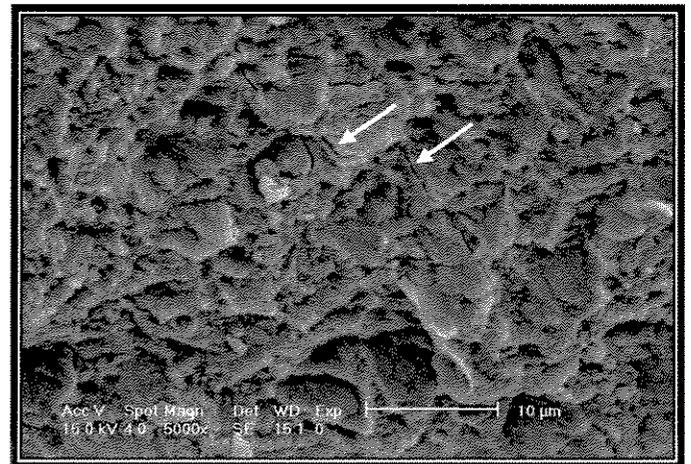


Fig. 14 - Superfície de esmalte após irradiação com laser Er:YAG, 400 mJ (5000x).

Com 500 mJ (Figura 15), observou-se uma área com aspecto ondular e de congelamento, sugerindo fusão e recristalização. A ocorrência de rachaduras também foi freqüente.

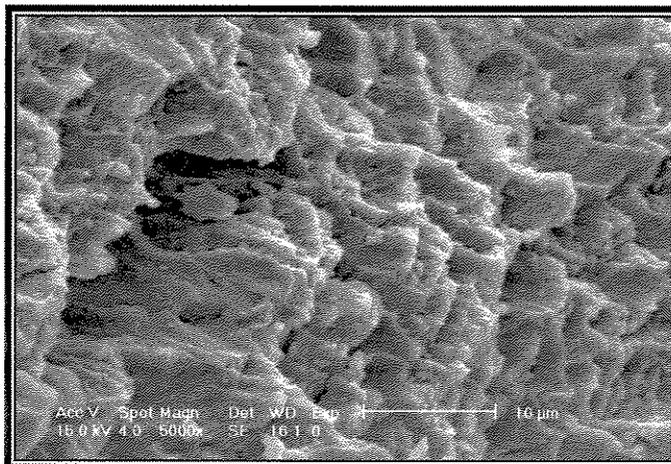


Fig. 15 - Superfície de esmalte após irradiação com laser Er:YAG, 500 mJ (5000x).

5.1.2 Dentina

Ao analisar o tecido dentinário antes (Figura 16) e após (Figura 17) irradiado com uma potência de 60 mJ, observou-se remoção da camada de lama dentinária, com pequena abertura dos túbulos dentinários. Este padrão de condicionamento era bem visível ao longo de toda a área irradiada (Figura 18). O aumento da potência para 100 e 160 mJ, Figuras 19 e 20 respectivamente, não implicou em alterações significantes do padrão visualizado com o uso de 60 mJ.

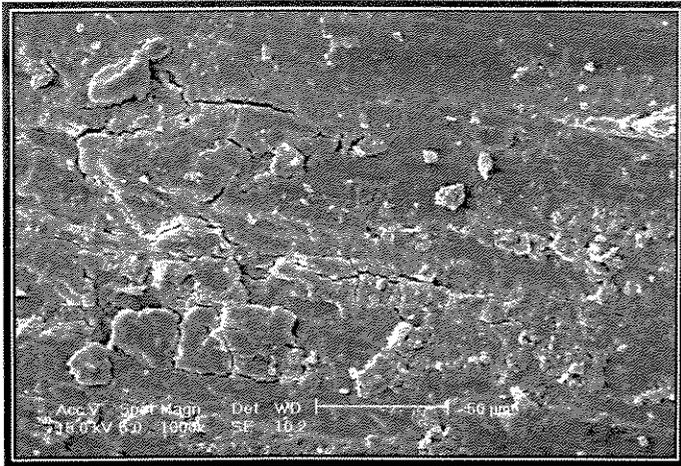


Fig. 16 - Superfície de dentina após preparo com ponta diamantada (1000x).

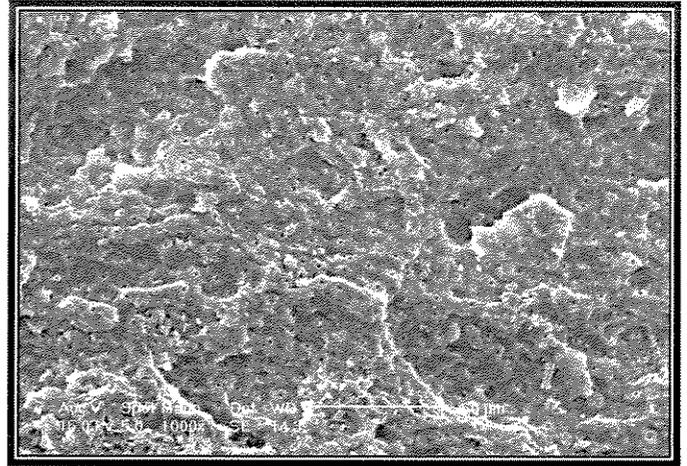


Fig. 17 - Superfície de dentina após irradiação com laser Er:YAG, 60 mJ (1000x).

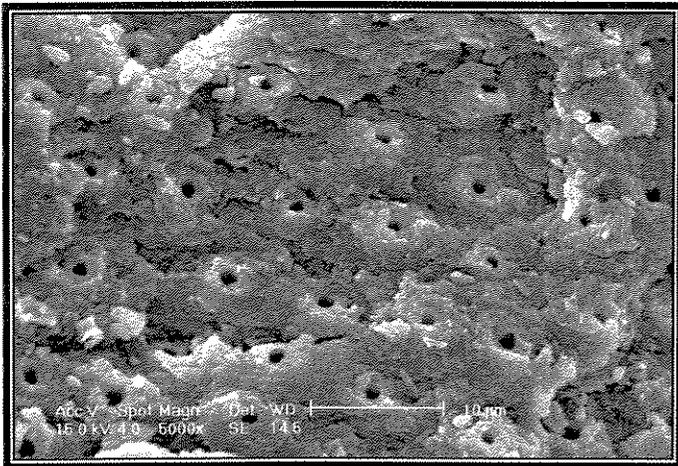


Fig. 18 - Superfície de dentina após irradiação com laser Er:YAG, 60 mJ (5000x).

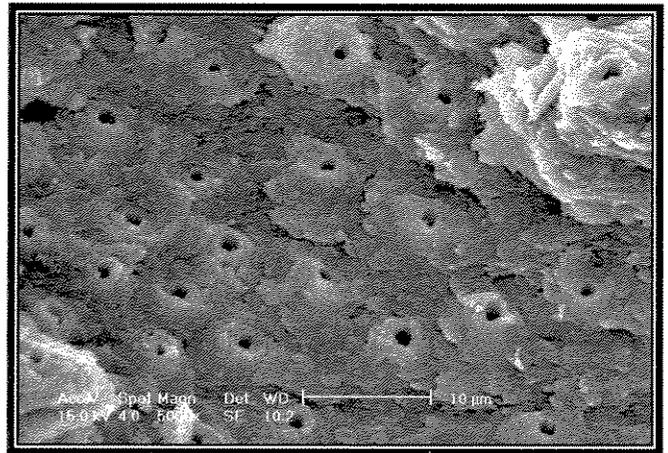


Fig. 19 - Superfície de dentina após irradiação com laser Er:YAG, 100 mJ (5000x).

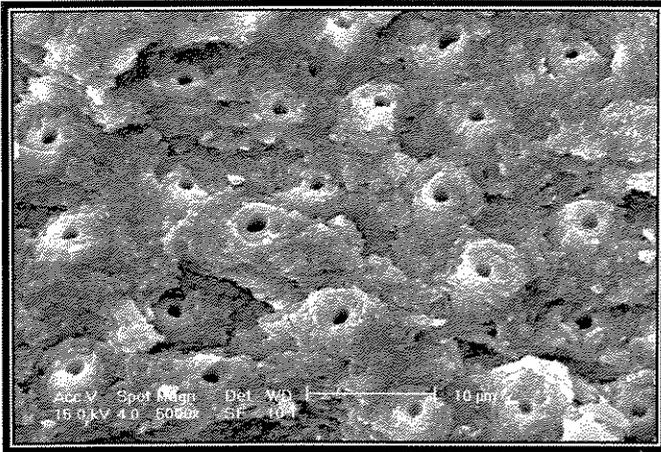


Fig. 20 - Superfície de dentina após irradiação com laser Er:YAG, 160 mJ (5000x).

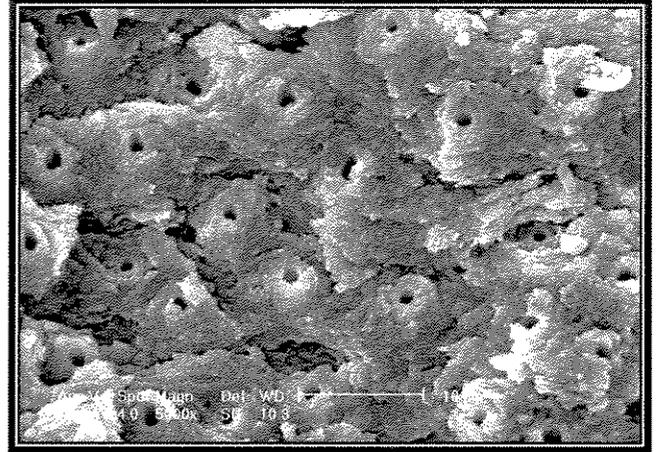


Fig. 21 - Superfície de dentina após irradiação com laser Er:YAG, 200 mJ (5000x).

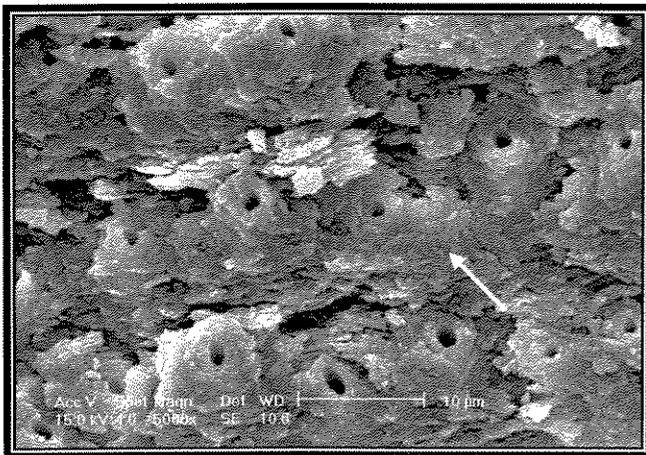


Fig. 22 - Superfície de dentina após irradiação com laser Er:YAG, 300 mJ (5000x).

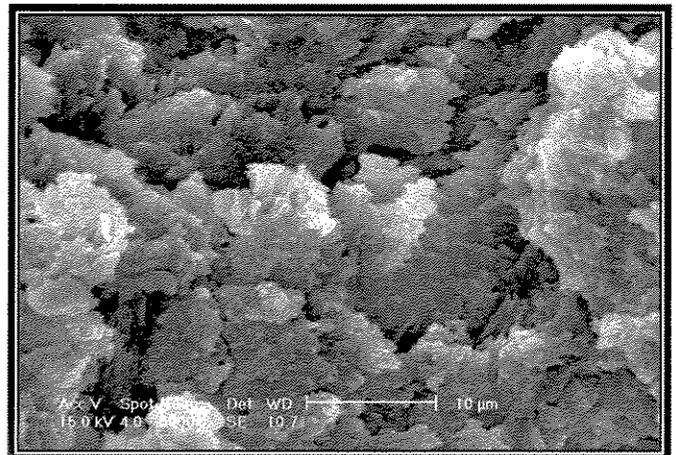


Fig. 23 - Superfície de dentina após irradiação com laser Er:YAG, 400 mJ (5000x).

Entretanto, quando da irradiação com 200 mJ de potência (Figura 21), a presença de rachaduras na dentina intertubular era freqüente. Com 300 mJ (Figura 22), a ocorrência destas fendas persistiu, além da visualização de estruturas nodulares e zonas indicando fusão. A difícil visualização da entrada dos túbulos dentinários e o aspecto de estrutura congelada com extremidades arredondadas, quando da aplicação de 400 mJ (Figura 23), foi mais intensamente observado com 500 mJ (Figura 24).

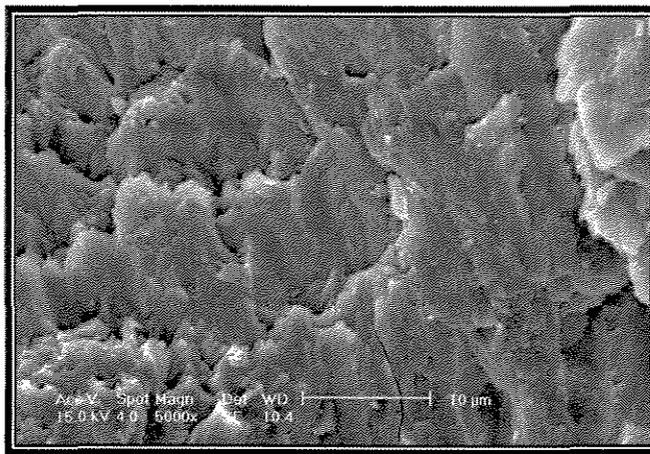
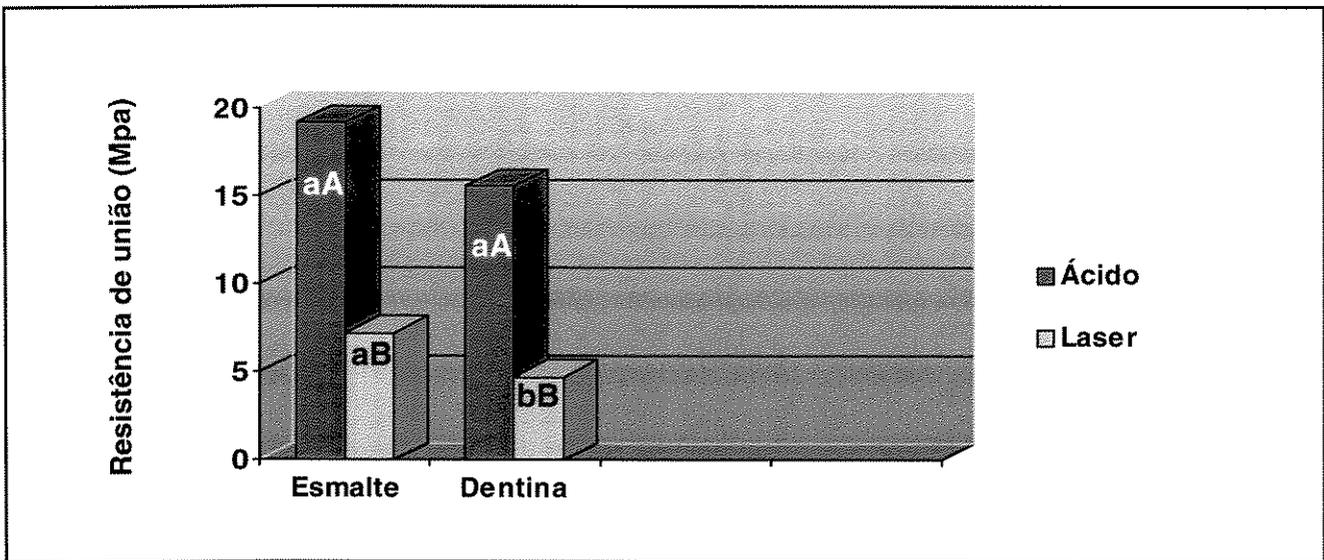


Fig. 24 - Superfície de dentina após irradiação com laser Er:YAG, 500 mJ (5000x).



Barras seguidas de letras distintas diferem entre si ao nível de 5%, pelo Teste de Tukey.

Figura 25 – Ilustração gráfica dos valores médios de resistência de união obtidos para os diferentes tratamentos de superfície e substratos.

Ao comparar-se os tecidos esmalte e dentina dentro de ácido do fator tratamento, não houve diferença estatística significativa ($p < 0,05$), sendo o desvio padrão para ambos os grupos, esmalte e dentina, bastante semelhantes. Enquanto que para os grupos de esmalte e dentina dentro de laser do fator tratamento, houve diferença estatística significativa ($p < 0,05$), havendo também uma maior variabilidade de resultados no grupo cujo substrato era a dentina (Apêndice).

6. DISCUSSÃO

6.1. Observação Morfológica

Lasers que podem ser utilizados em tecidos mineralizados são uma tecnologia de uso crescente. Porém de acordo com KELLER & HIBST¹⁷, o laser Er:YAG, é o mais indicado para uso em Odontologia por apresentar uma série de vantagens sobre os demais. Por apresentar a água como fonte primária de absorção, o laser Er:YAG, acarreta a remoção de tecido mineralizado, através do aquecimento da água confinada no interior do tecido, gera pressões subsuperficiais elevadas, levando à remoção por explosão da matriz mineral circunjacente (FRIED et al⁹, 1998; HIBST & KELLER¹², 1989; HIBST & KELLER¹⁴, 1993; KELLER & HIBST²², 1990; ALTSHULER et al¹, 1994). E como a transmissão de calor da água para o tecido mineralizado não é eficiente, o aquecimento tecidual resultante é mínimo, o que presumivelmente determina a ausência de dano pulpar quando do uso deste laser (ALTSHULER et al², 1993; KELLER & HIBST²¹, 1991; SEKINE et al²⁷, 1994).

A capacidade de remoção de tecido cariado, hígido ou de materiais restauradores com o emprego do laser de Er:YAG, por um lado está bem comprovada (AOKI et al⁴, 1994; HIBST & KELLER¹³, 1991; KELLER & HIBST²¹, 1991; HIBST & KELLER¹², 1989; ROTH & DUZYNSKI²⁵, 1994), o mesmo não ocorre para sua aplicação como condicionador tecidual, previamente a união de materiais resinosos (BURNETT et al⁶, 2001; CORONA et al⁸, 2001; SWIFT et al²⁸, 2001; WRIGHT et al³¹, 1993; YAZICI et al³², 2001). A análise morfológica de tecido dental irradiado, como sugerem KELLER & HIBST¹⁷ (1994); KELLER &

HIBST¹⁸ (1993) e SAKAKIBARA²⁶ (1994), demonstra a possibilidade de emprego do laser Er:YAG com esta finalidade.

CEBALLOS et al⁷ (2001) listaram algumas características vantajosas para união de resina a superfícies dentinárias tratadas com laser Er:YAG, tais como, esterilização da superfície dentinária, abertura dos túbulos dentinários, criação de irregularidades superficiais com a remoção de lama dentinária, sem acarretar desmineralização da dentina peri ou intertubular (BELIKOV et al⁵, 1994; KAYANO et al¹⁵, 1991; TAKEDA et al²⁹, 1998). E segundo KAYANO et al¹⁵ (1991) e MORIOKA et al²³ (1991), o tecido dental adjacente ao defeito gerado por ablação apresenta resistência a desmineralização por solução ácida.

No presente estudo, a análise das amostras de tecido irradiado revelou que todas sofreram alterações superficiais, independente da potência utilizada. Para as amostras de esmalte foi possível notar que com a utilização de potências de 60 a 160 mJ, o padrão encontrado foi muito semelhante àquele produzido quando do condicionamento com ácido fosfórico. Porém ao utilizar a potência de 160 mJ houve a ocorrência freqüente de fendas na amostra. A partir de 200 mJ a estrutura dos prismas de esmalte tornou-se cada vez mais diferente, com aspecto granular e desorganizado, além do aparecimento de trincas na superfície. Sendo, portanto, o aspecto encontrado com irradiações de 60 ou 100 mJ de potência mais favorável aos procedimentos de união.

Segundo ROTH & DUCZYNSKI²⁵ (1994) e HIBST & KELLER¹² (1989), para remoção de tecido dentinário, é necessária menor quantidade de energia, quando comparada a energia necessária para produzir os mesmos efeitos em esmalte, já que a ablação em dentina é mais eficaz por apresentar maior

quantidade de água, absorvente primário do laser Er:YAG. Em dentina os resultados obtidos no presente estudo, demonstraram que as potências de 60 a 160 mJ acarretaram alterações morfológicas similares às ocorridas no esmalte.

O aspecto do tecido dentinário irradiado com potências de 60, 100 e 160 mJ, demonstrou remoção da camada de lama dentinária, exposição da embocadura dos túbulos dentinários e criação de rugosidades superficiais que poderiam atuar como retenção mecânica adicional. Com o aumento da potência, 200 a 500 mJ, pôde-se observar a ocorrência mais freqüente de rachaduras na dentina intertubular, a presença de estruturas nodulares e zonas indicando fusão, além da crescente dificuldade de visualização da entrada dos túbulos dentinários. As alterações morfológicas não mostraram ser indicativas da possibilidade de uso do laser Er:YAG como condicionador tecidual para produzir aspecto morfológico da dentina próximo daquele encontrado no condicionamento por ácido fosfórico.

Assim, a potência de 100 mJ foi selecionada como sendo a melhor para ser utilizada para segunda etapa deste experimento, o ensaio de resistência de união.

6.2. Ensaio de tração

Os resultados do ensaio de tração, nas condições de teste deste trabalho, demonstraram que a resistência de união de corpos-de-prova condicionados com laser foi estatisticamente inferior ($p < 0,01$) àquela obtida para corpos-de-prova condicionados com ácido fosfórico, independente do tipo de tecido irradiado. CEBALLOS et al.⁷ (2001), sugerem que em corpos-de-prova condicionados apenas com laser Er:YAG não ocorrem desmineralização superficial e exposição da rede de colágeno do tecido dentinário, necessária para formação da camada híbrida. Esta possível ausência de camada híbrida pode ter sido responsável pelos baixos valores de resistência de união quando do condicionamento com laser. Segundo GONÇALVES et al.¹⁰ (2002), o tratamento da superfície dentinária com laser Er;YAG somente representou aumento na resistência de união de um dos sistemas resina/adesivo testados em seu trabalho.

A utilização de diferentes sistemas adesivos, como por exemplo, os adesivos auto-condicionantes poderia resultar em valores diferentes de resistência de união; bem como, o emprego de potências diferentes de 100 mJ. Assim, seria necessário o estudo de outras variáveis para estabelecimento do uso do laser como condicionador tecidual, previamente aos procedimentos de união.

7. CONCLUSÃO

Com base nos resultados obtidos pode-se concluir que:

1. Observação do aspecto morfológico:

1.1. Tanto esmalte quanto dentina, irradiados com laser Er:YAG com potências menores que 200 mJ, apresentaram características morfológicas similares ao do condicionamento com ácido fosfórico.

1.2. O aspecto morfológico das amostras irradiadas com laser Er:YAG com potência de 100 mJ por pulso, apresentou-se como o mais favorável para o procedimento de união com materiais resinosos, principalmente em esmalte.

2. Resistência à tração:

2.1. Os valores médios de resistência de união de sistema adesivo e resina composta ao esmalte e dentina condicionados com laser Er:YAG foram estatisticamente inferiores ($p < 0,05$) àqueles obtidos para o condicionamento com ácido fosfórico.

2.2. Os valores médios de resistência de união de sistema adesivo e resina composta ao esmalte foram estatisticamente superiores àqueles para o tecido dentinário ($p < 0,05$), independente do tipo de condicionamento utilizado.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS¹

1. ALTSHULER, G.B. et al. Laser destruction of demineralized dentin. **Dent Applic Lasers.**, v.1984, p.31-37, 1994.
2. ALTSHULER, G.B. et al. Simulation of laser destruction of hard tooth tissues. **Dent Applic Lasers.**, v.2080, p.10-19, 1993.
3. ALTSHULER, G.B. et al. The peculiarities of temporal structure of erbium lasers. **International Conference on advanced Laser Dentistry (20 –23 June 1994, St Petersburg, Russia)**, v.1984, p.190-200, 1994.
4. AOKI, A. et al. The application of Er:YAG laser to treat root caries lesion. **International Conference on advanced Laser Dentistry (20 –23 June 1994, St Petersburg, Russia)**, v.1984, p.155-158, 1994.
5. BELIKOV, A.Y.; MOROZ, B.T.; VLASOVA, S.N. Investigation of bacterial activity in products of destruction of enamel and dentin. **International Conference on advanced Laser Dentistry (20 –23 June 1994, St Petersburg, Russia)**, v.1984, p.61-66, 1994.

¹De acordo com a NBR 6023, de agosto de 2000, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT).
Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

6. BURNETT, L.H. Jr; CONCEIÇÃO, E.N.; PELINOS, J.E.; EDUARDO, C.D.
Comparative study of influence on tensile bond strength of a composite to dentin using Er:YAG laser, air abrasion, or air turbine for preparation of cavities.
J Clin Laser Med Surg., New York, v.19, n.4, p.199-202, Aug. 2001.
7. CEBALLOS, L. et al. Microleakage of composite restorations after acid or Er:YAG laser cavity treatments. **Dent Mater.**, Copenhagen, v.17, n.4, p.340-346, Jul. 2001.
8. CORONA, S.A. et al. Microleakage of class V resin composite restorations after bur, air-abrasion or Er:YAG laser preparation. **Oper Dent.**, Seattle, v.26, n.5, p.91-497, 2001.
9. FRIED, D. et al. IR laser ablation of dental enamel: mechanistic dependence on the primary absorber. **Appl Surf Science.**, v.127-129, p.852-856, 1998.
10. GONÇALVES, M. et al. Tensile bond strength of dentin-resinous system interfaces conditioned with Er:YAG laser irradiation. **J Clin Laser Med Surg.**, New York, v.20, n.2, p. 89-93, 2002.
11. HIBST, R.; KELLER, U. Er:YAG laser for dentistry: basics, actual questions, and perspectives. **Med Applic Lasers II.**, v.2327, p.76-86, 1994.

12. HIBST, R.; KELLER, U. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate. **Lasers Surg Med.**, New York, v.9, p.338-344, 1989.
13. HIBST, R.; KELLER, U. Removal of dental filling materials by Er:YAG laser radiation. **Lasers Ortho Dent Vet Med.**, v.1424, p.120-126, 1991.
14. HIBST, R.; KELLER, U. The mechanism of Er:YAG laser induced ablation of dental hard substances. **SPIE Dent Applic Lasers.**, v.1880, p.156-162, 1993.
15. KAYANO et al. Effect of Er:YAG laser irradiation on human extracted teeth. **J Clin Laser Med Surg.**, p.147-150, April, 1991.
16. KELLER et al. Erbium:YAG laser application in caries therapy. Evaluation of patient perception and acceptance. **J Dent.**, Guildford, v.26, p.649-656, Nov. 1998.
17. KELLER, U.; HIBST, R. Clinical applications of the Er:YAG lasers in cariology and oral surgery. **International Conference on advanced Laser Dentistry (20 -23 June 1994, St Petersburg, Russia)**, v.1984, p.85-94, 1994.
18. KELLER, U.; HIBST, R. Effects of Er:YAG laser on enamel bonding of composite materials. **SPIE Dent Applic Lasers.**, v.1880, p.163-168, 1993.

19. 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.**, New York, v.9, p.345-351, 1989.
20. KELLER, U.; HIBST, R. Lasers in dentistry. Clinical application today and tomorrow. **SPIE Dent Applic Lasers.**, v.2080, p.2-9, 1993.
21. KELLER, U.; HIBST, R. Tooth pulpal reaction following Er:YAG application. **Lasers Ortho Dent Vet Med.**, v.1424, p.127-133, 1991.
22. KELLER, U.; HIBST, R. Ultrastructural changes of enamel and dentin following Er:YAG laser radiation on teeth. **Laser Surgery: Advanced Characterization. Therapeutics and Systems II.**, v.1200, p.408-415, 1990.
23. MORIOKA, T.; TAGOMORI, S.; OHO, T. Acid resistance of lased human enamel with Erbium:YAG laser. **J Clin Laser Med Surg.**, New York, p.215-217, June, 1991.
24. OSHIMA, H.M.S. **Influência de métodos de tração sobre a resistência da união.** Piracicaba, 2001. 68p. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

25. ROTH, K.K.F.; DUCZYNSKI, E.W. Ablation of healthy and carious enamel and dentin by Erbium:YAG laser irradiation. **International Conference on advanced Laser Dentistry** (20 –23 June 1994, St Petersburg, Russia), v.1984, p.44-52, 1994.
26. SAKAKIBARA, Y. et al. Morphological change of tooth surface irradiated by Er:YAG laser. **International Conference on advanced Laser Dentistry** (20 – 23 June 1994, St Petersburg, Russia), v.1984, p.168-173, 1994.
27. SEKINE, Y. et al. Pulpal reaction in dog following cavity preparation by Er:YAG laser. **International Conference on advanced Laser Dentistry** (20 –23 June 1994, St Petersburg, Russia), v.1984, p.159-167, 1994.
28. SWIFT Jr, E. J. et al. Free-electron laser etching of dental enamel. **J Dent.**, Guildford, v.29, p.347-353, 2001.
29. TAKEDA, F. H. et al. Efficacy of Er:YAG laser irradiation in removing debris and smear layer on root canal walls. **J Endod.**, Baltimore, v.24, n.8, p.548-551, 1998.
30. WIGDOR, H.; WALSH JR, J.T. Thermal effect of Er:YAG laser radiation on dental hard tissues. **Dent Applic Lasers.** v.2080, p.26-32,1993.

31. WRIGHT, G.Z.; McDONNEL, R.J.; KELLER, U. Microleakage of class V composite restorations prepared conventionally with those prepared with Er:YAG laser: a pilot study. **Pediatric Dent.**, Illinois, v.15, n. 6, p.425-426, 1993.
32. YAZICI, A.R.; FRENTZEN, M.; DAYANGAC, B. In vitro analysis of the effects of acid or laser etching on microleakage around composite resin restorations. **J Dent.**, Guildford, v.29, p.355-361, 2001.
33. ZHANG, C. et al. Effects of pulsed Nd:YAG laser irradiation on root canal wall dentin with different laser initiators. **J Endod.**, Baltimore, v.24, n.5, p.352-355, 1998.

APÊNDICE

Tabela 6 – Valores de resistência à tração para o Grupo 1

Grupo	Amostra	Kgf	MPa
1 Laser/esmalte	1	3,034	4,21
	2	5,114	7,10
	3	5,973	8,29
	4	4,067	5,64
	5	6,255	8,68
	6	5,852	8,12
	7	2,805	3,89
	8	4,792	6,65
	9	6,604	9,16
	10	7,463	10,35

Tabela 7 – Valores de resistência à tração para o Grupo 2

Grupo	Amostra	Kgf	MPa
2 Ácido/esmalte	1	15,450	21,435
	2	15,840	21,976
	3	15,460	21,449
	4	12,110	16,801
	5	11,260	15,622
	6	8,913	12,366
	7	16,390	22,740
	8	11,300	15,678
	9	14,320	19,868
	10	17,620	24,446

Tabela 8 – Valores de resistência à tração para o Grupo 3

Grupo	Amostra	Kgf	MPa
3 Laser/dentina	1	3,544	4,917
	2	1,141	1,583
	3	3,101	4,302
	4	7,262	10,075
	5	6,322	8,771
	6	0,416	0,577
	7	5,383	7,468
	8	1,483	2,058
	9	3,987	5,532
	10	1,356	1,881

Tabela 9 – Valores de resistência à tração para o Grupo 4

Grupo	Amostra	Kgf	MPa
4 Ácido/dentina	1	14,300	19,84
	2	10,520	14,60
	3	9,772	13,56
	4	11,340	15,73
	5	16,320	22,64
	6	8,148	11,30
	7	13,180	18,29
	8	7,570	10,50
	9	11,380	15,79
	10	9,463	13,13

DELINEAMENTO EXPERIMENTAL: RESISTÊNCIA DE UNIÃO

Nome dos Fatores

Fator	Nome
A	Substrato
B	Tratamento

Teste de Tukey para médias de substrato

Nº Ordem	Nº Trat.	Nome	Nº Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	Esmalte	20	3,510091	13,221000	a	A
2	2	Dentina	20	2,973983	10,125000	b	B

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.

D.M.S. 5% = 0,35962

D.M.S. 1% = 0,48183

Teste de Tukey para médias de substrato dentro de laser do fator tratamento

Nº Ordem	Nº Trat.	Nome	Nº Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	Esmalte	10	2,656102	7,209000	a	A
2	2	Dentina	10	2,032201	4,712000	b	A

Teste de Tukey para médias de substrato dentro de ácido do fator tratamento

Nº Ordem	Nº Trat.	Nome	Nº Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	1	Esmalte	10	4,364080	19,233000	a	A
2	2	Dentina	10	3,915765	15,538000	a	A

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.
 D.M.S. 5% = 0,50857 D.M.S. 1% = 0,68140

Teste de Tukey para médias de tratamento

Nº Ordem	Nº Trat.	Nome	Nº Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	Ácido	20	4,139923	17,385500	a	A
2	1	Laser	20	2,344152	5,960500	b	B

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.
 D.M.S. 5% = 0,35962 D.M.S. 1% = 0,48183

Teste de Tukey para médias de tratamento dentro de esmalte do fator substrato

Nº Ordem	Nº Trat.	Nome	Nº Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	Ácido	10	4,364080	19,233000	a	A
2	1	Laser	10	2,656102	7,209000	b	B

Teste de Tukey para médias de tratamento dentro de dentina do fator substrato

Nº Ordem	Nº Trat.	Nome	Nº Repet.	Médias	Médias Originais	5%	1%
1	2	Ácido	10	3,915765	15,538000	a	A
2	1	Laser	10	2,032201	4,712000	b	B

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado.
 D.M.S. 5% = 0,50857 D.M.S. 1% = 0,68140