



BR0645464

INIS-BR--4045

AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO

**AVALIAÇÃO, ATRAVÉS DE MICROSCOPIA ELETRÔNICA
DE VARREDURA, DO PADRÃO DE INTERAÇÃO DENTINA-
RESINA EM CAVIDADES PREPARADAS COM LASER DE
Er:YAG**

MARCELO THOMÉ SCHEIN

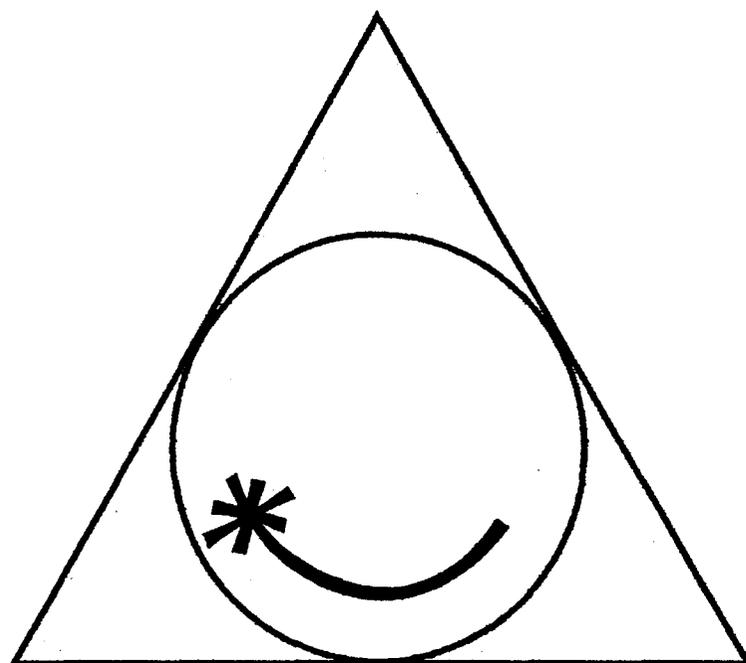
Dissertação apresentada como parte
dos requisitos para obtenção do Grau de
Mestre Profissional na área de Lasers em
Odontologia.

Orientador:
Prof. Dr. Gessé Eduardo Calvo Nogueira

Co-orientador:
Prof. Dr. Edmir Matson

**São Paulo
2001**



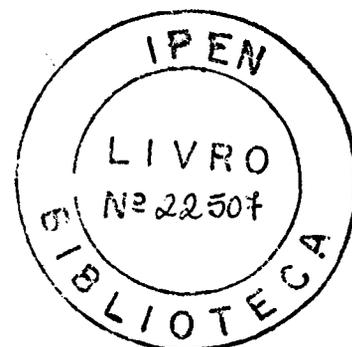


**MESTRADO PROFISSIONALIZANTE DE LASER EM
ODONTOLOGIA**

**INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO**

**AVALIAÇÃO, ATRAVÉS DE MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE
VARREDURA, DO PADRÃO DE INTERAÇÃO DENTINA-
RESINA EM CAVIDADES PREPARADAS COM LASER DE
Er:YAG**

MARCELO THOMÉ SCHEIN



Dissertação apresentada como parte
dos requisitos para obtenção do grau
de Mestre na área de Lasers em
Odontologia.

Orientador:

Prof. Dr. Gessé Eduardo Calvo
Nogueira.

Co-orientador:

Prof. Dr. Edmir Matson.

São Paulo
2001

Ninguém ignora tudo, ninguém sabe tudo.
Por isso, aprendemos sempre.

Paulo Freire

Minha esposa Patrícia Alessandra Limas Schein.
Que tudo na sua vida brilhe como seus olhos,
seja maravilhoso como seu coração, e lindo
como você.

AGRADECIMENTOS

Aos meus orientadores, em especial ao Prof. Dr. Gessé Eduardo Calvo Nogueira pela dedicação, respeito, e pela ajuda primorosa na realização do trabalho.

Ao coordenador do curso de mestrado profissionalizante em lasers em odontologia Prof. Dr. Nilson Vieira, pela possibilidade de aprimoramento pessoal e profissional.

A todos os professores do IPEN, que nos ensinaram muito mais do que o lado físico da vida.

A todos os professores da FOUASP, pela dedicação e conhecimentos transmitidos.

A todos os funcionários do IPEN e FOUASP, que propiciaram a realização do trabalho.

Aos meus colegas do curso de Mestrado Profissionalizante em lasers em odontologia, em especial ao Mário Pansini e Flávio Braga, pela companhia e amizade.

Aos meus pais por me fazerem sentir uma insuperável confiança através da admiração dos seus olhares.

Ao meu irmão Alexandre e minha cunhada Giovana, pelo carinho eterno.

Aos meus familiares, por terem sempre uma mão a estender.

Aos meus sogros e cunhados, pelo carinho e apoio.

Em especial, ao colega Jorge Saldivar Bocangel, que sua ajuda, presteza, e desprendimento foram responsáveis pela realização deste trabalho.

À Patrícia Alessandra Limas Schein, por seu amor, apoio e compreensão que foram fundamentais para a realização deste trabalho.

À Deus, por ter permitido que todas estas pessoas estivessem presentes em minha vida.

**AVALIAÇÃO, ATRAVÉS DE MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA,
DO PADRÃO DE INTERAÇÃO DENTINA-RESINA EM CAVIDADES
PREPARADAS COM LASER DE Er:YAG**

Marcelo Thomé Schein

RESUMO

O presente estudo visou uma análise descritiva, através de microscopia eletrônica de varredura, do padrão de interação dentina-resina em preparos cavitários realizados com um laser de érbio (Er:YAG). O aspecto morfológico da superfície dentinária irradiada e condicionada com ácido fosfórico foi, também, avaliado. Dez discos de dentina foram obtidos a partir de terceiros molares extraídos. Em cada disco, duas cavidades com dimensões semelhantes foram confeccionadas, uma através da utilização de instrumento rotatório em alta rotação, enquanto a outra cavidade foi realizada com o laser de Er:YAG (KaVo KEY Laser, KaVo Co.). O laser de Er:YAG foi utilizado com 250 mJ/pulso e frequência de 4 Hz, na forma não contato, modo focado, e sob refrigeração. Cinco discos foram utilizados para análise do aspecto morfológico da dentina condicionada com ácido fosfórico a 35%. Os cinco espécimes restantes tiveram as cavidades restauradas com o sistema adesivo Single Bond (3M) e resina composta Z100 (3M). A interface dentina-resina foi analisada após desmineralização e desproteinização dos espécimes. Foi observado que o aspecto morfológico da superfície dentinária irradiada e condicionada com o ácido não se mostrou favorável à interdifusão do monômero resinoso na matriz de colágeno. A análise do padrão de interação dentina-resina corroborou os achados em relação ao aspecto morfológico da dentina irradiada e condicionada, demonstrando formação de *tags* delgados e escassas zonas de hibridização.

**SCANNING ELECTRON MICROSCOPIC EVALUATION OF THE INTERACTION
PATTERN BETWEEN DENTIN AND RESIN AFTER CAVITY PREPARATION
USING Er:YAG LASER**

Marcelo Thomé Schein

ABSTRACT

The aim of this study was to describe the interaction pattern formed between dentin and resin on cavities prepared with an erbium laser (Er:YAG). The morphological aspect of the irradiated dentin after acid etching was also observed. Ten dentin disks were obtained from fresh extracted third molars. Each disk received two cavities, one prepared with a conventional high-speed drill, while the other cavity was obtained by the use of an Er:YAG laser (KaVo KEY Laser, KaVo Co.). The laser treatment was performed with 250 mJ/pulse, 4 Hz, non contact mode, focused beam, and a fine water mist was used. Five disks were prepared for morphological analysis of the acid etched dentin. The other five disks had their cavities restored with Single Bond (3M) followed by Z100 resin (3M). The specimens were observed under scanning electron microscopy after dentin-resin interface demineralization and deproteinization. It was observed that the morphological characteristics of the acid-etched irradiated dentin were not favorable to the diffusion of monomers through the collagen network. The dentin-resin interfacial aspect of irradiated dentin, after acid etching, showed thin tags and scarce hybridization zones, which agreed with the morphology of the irradiated and acid-etched dentin substrate observed.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	1
2. PROPOSIÇÃO.....	8
3. REVISÃO DA LITERATURA.....	9
3.1. Adesão à dentina.....	9
3.2. Laser de Er:YAG.....	28
4. MATERIAIS E MÉTODOS.....	55
4.1. Obtenção dos discos de dentina.....	55
4.2. Preparo das amostras para análise da superfície dentinária condicionada.....	56
4.3. Preparo das amostras para análise do padrão de interação dentina-resina.....	59
4.4. Preparo das amostras para microscopia eletrônica de varredura.....	61
5. RESULTADOS.....	63
5.1. Análise morfológica da superfície dentinária condicionada.....	63
5.2. Análise do padrão de interação dentina-resina.....	72
6. DISCUSSÃO.....	77
7. CONCLUSÕES.....	84
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	85

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1** - Equipamento KaVo KEY Laser (laser de Er:YAG) 58
- Figura 2** - Caneta de alta rotação Roll Air 3 montada com uma ponta diamantada esférica (acima). Peça de mão 2051 (abaixo)58
- Figura 3** - Desenho esquemático do preparo das amostras para análise da superfície dentinária condicionada com ácido fosfórico a 35% e para análise do padrão de interação dentina-resina.....62
- Figura 4** - Imagem obtida por MEV mostrando uma vista lateral da superfície dentinária de cavidade preparada com alta rotação e condicionada com ácido fosfórico a 35%. Presença de túbulos dentinários abertos (T) e fibras colágenas (C). Alargamento do diâmetro da entrada dos túbulos pela dissolução do componente mineral, proporcionando a estes um aspecto de funil. Aumento de 4.500 X.....65
- Figura 5** - Imagem obtida por MEV mostrando uma superfície dentinária de cavidade preparada com alta rotação e condicionada com ácido fosfórico a 35%. Presença de túbulos dentinários abertos (T) e de uma malha de fibras colágenas (C) visíveis devido à remoção da fase inorgânica da dentina . Aumento de 8.500 X.....66
- Figura 6** - Imagem obtida por MEV mostrando uma superfície dentinária de cavidade preparada com alta rotação e condicionada com ácido fosfórico a 35%. Túbulo dentinário aberto (T) e presença de fibras colágenas (C). Aumento de 12 .000 X.....67
- Figura 7** - Imagem obtida por MEV mostrando uma superfície dentinária de cavidade preparada com laser de Er:YAG e condicionada com ácido fosfórico a 35%. Presença de túbulos dentinários abertos e dentina peritubular evidente (seta). Aumento de 2.500 X.....68
- Figura 8** - Imagem obtida por MEV mostrando uma superfície dentinária de cavidade preparada com laser de Er:YAG e condicionada com ácido fosfórico a 35%. Presença de túbulos dentinários abertos (T) e permanência de dentina

peritubular (P) após o condicionamento ácido. Dentina intertubular (asterisco) apresenta aspecto diferente do grupo em que preparo cavitário foi realizado da forma convencional, pois não se evidencia estrutura de fibras colágenas compatível com o conceito corrente de adesão dentinária.

Aumento de 6.000 X.69

Figura 9 - Imagem obtida por MEV mostrando uma superfície dentinária de cavidade preparada com laser de Er:YAG e condicionada com ácido fosfórico a 35%. Túbulo dentinário aberto (T) forrado por dentina peritubular (P) resistente ao condicionamento ácido. Fibras colágenas não se apresentam estruturalmente semelhantes àquelas encontradas após o condicionamento ácido em cavidades realizadas da forma convencional.

Aumento de 12.000 X.70

Figura 10 - Imagem obtida por MEV mostrando um padrão de interação dentina-resina em preparo cavitário realizado com alta rotação seguido por aplicação do sistema adesivo Single Bond (3M) restauração com resina Z 100 (3M). Presença de *tags* de resina (T), camada híbrida (seta), camada adesiva (A), e resina Z 100 (R). Aumento de 2.000 X.73

Figura 11 - Imagem obtida por MEV mostrando um padrão de interação dentina-resina em preparo cavitário realizado com alta rotação seguido por aplicação do sistema adesivo Single Bond (3M) e restauração com resina Z 100 (3M). Presença de *tags* de resina (T); hibridização de *tags* (H), caracterizada pelo maior diâmetro dos *tags* na zona de abertura dos túbulos dentinários; anastomose intertubular (círculo). Aumento de 3.000 X.74

Figura 12 - Imagem obtida por MEV mostrando um padrão de interação dentina-resina em preparo cavitário realizado com laser de Er:YAG seguido por aplicação do sistema adesivo Single Bond (3M) e restauração com resina Z 100 (3M). Presença de *tags* de resina (T), ausência de sinais de hibridização, *Tags* apresentam praticamente o mesmo diâmetro ao longo do comprimento. Camada adesiva (A), resina Z 100 (R). Aumento de 2.000 X.75

Figura 13 - Imagem obtida por MEV mostrando um padrão de interação dentina-resina em preparo cavitário realizado com laser de Er:YAG seguido por aplicação

do sistema adesivo Single Bond (3M) e restauração com resina Z 100 (3M).
Presença de *tags* de resina (T), e sinais de hibridização (setas).

Aumento de 2.000 X76

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

μm	Micrômetro
μs	Microsegundo
4-META	4-Metacriloxietil trimelitato anidro
Bis-GMA	Bisfenol glicidil metacrilato
CO_2	Dióxido de carbono
ErCr:YSGG	Érbio, Cromo: Ítrio-Escândio-Gálio-Granada
Er:YAG	Érbio: Ítrio-Alumínio- Granada
HCl	Ácido clorídrico
HEMA	2-Hidroxietil metacrilato
HMDS	Hexamiteldisilazilane
Hz	Hertz
J	Joule
J/cm^2	Joule por centímetro quadrado
M	Molar
MEV	Microscópio eletrônico de varredura
mJ	Milijoule
mJ/pulso	Milijoule por pulso
ml/min	Mililitro por minuto
Mpa	Megapascal
ms	Milissegundo
mW	Miliwatt
nm	nanômetro
N	normal
NaOCl	Hipoclorito de sódio
W	Watt

1. INTRODUÇÃO

A busca por técnicas e materiais capazes de restaurar, estética e funcionalmente, o elemento dental de forma duradoura e com menor desconforto ao paciente é uma constante em odontologia. Nos últimos anos, novos conceitos e técnicas surgiram, frutos não apenas do desenvolvimento isolado da odontologia, mas também reflexo do avanço tecnológico obtido por diferentes áreas do conhecimento.

A partir da segunda metade do século XX, a odontologia vislumbrou a possibilidade concreta de se restaurar dentes dispensando a confecção de preparos retentivos, com formas pré-definidas, às custas da remoção de estrutura dentária hígida.

O início da odontologia adesiva deve-se a BUONOCORE (1955), que conseguiu maior retenção do material restaurador ao esmalte através da técnica de condicionamento ácido.

Anos se passaram e o microembricamento mecânico conseguido pela formação de prolongamentos de resina (*tags*) para o interior das microporosidades criadas pelo condicionamento ácido do esmalte dental tornou-se procedimento clínico estabelecido, sendo considerado por LEINFELDER (2001) como um dos mais importantes avanços da odontologia.

Esta descoberta propiciou o início de uma nova era na odontologia, baseada na adesão de materiais ao substrato dental, levando a uma odontologia mais conservadora e mais abrangente em relação às possibilidades de tratamento. A consolidação do condicionamento ácido do esmalte como técnica

segura e confiável fez com que a problemática restauradora passasse a concentrar esforços em conseguir união à dentina com resultados tão bons quanto aos obtidos com o esmalte.

O sucesso do condicionamento ácido levou BUONOCORE *et al.* (1956) a utilizá-lo em dentina. Porém, os primeiros resultados foram limitados, visto a maior complexidade estrutural da dentina em relação ao esmalte e a não compatibilidade dos materiais da época com a superfície dentinária condicionada.

A dentina apresenta cerca de metade de seu volume ocupado por água e matriz orgânica (principalmente colágeno tipo I), e o restante é constituído por componente inorgânico (MJÖR e FEJERSKOV, 1990; PASHLEY e CARVALHO, 1997). Caracterizada como um composto biológico de uma matriz de colágeno reforçada por uma matriz mineral, cálcio deficiente e rica em carbonato (MARSHALL *et al.*, 1997), a superfície dentinária condicionada torna-se um substrato rico em componente orgânico hidratado, ao qual os adesivos utilizados para promover adesão em esmalte não tinham afinidade.

Com os resultados não favoráveis à adesão dos materiais da época a este substrato, rico em fibras colágenas e água, os estudos sobre adesão dentinária buscaram a união do material restaurador à lama dentinária, *smear layer*.

A lama dentinária é criada durante o corte ou o desgaste da estrutura dental, fornecendo uma camada de 1 a 2 μm de espessura que se deposita na superfície da dentina, penetrando, também, no interior dos túbulos dentinários obliterando-os através da formação de *smear plugs* (EICK *et al.*, 1970; PASHLEY, 1992a). No entanto, esta camada apresenta característica de solubilidade e baixa força de união à dentina subjacente (PASHLEY *et al.*, 1992a; GWINETT, 1993; NAKABAYASHI e PASHLEY, 2000), além da possibilidade da permanência de

microorganismos em seu interior, já que tem composição semelhante ao tecido em que é formada (EICK *et al.*, 1970).

NAKABAYASHI *et al.* (1982) avaliaram a formação de uma zona de união entre dentina e adesivo. Tal estrutura é formada nos tecidos dentais duros através da desmineralização da superfície e subsuperfície conseguida com soluções ácidas, seguida pela infiltração de monômeros com radicais hidrofílicos e hidrofóbicos e subsequente polimerização. A possibilidade de se obter adesão à dentina condicionada através da infiltração de monômeros com grupos funcionais hidrofílicos e hidrofóbicos deu origem a um novo conceito de adesão dentinária. A esta estrutura resultante do entrelaçamento de um polímero resinoso e um polímero orgânico chamou-se de camada híbrida. A partir de então, esta intergeminção de adesivo e dentina juntamente com a formação de *tags* de resina no interior dos túbulos dentinários passaram a ser os principais responsáveis pela estabilidade e durabilidade da adesão (NAKABAYASHI *et al.*, 1982; NAKABAYASHI *et al.*, 1991; GWINETT, 1993; PERDIGÃO *et al.*, 1999; SCHNEIDER *et al.*, 2000; NAKABAYASHI e PASHLEY, 2000).

A união de compósitos à estrutura dental tem sido demonstrada com vários sistemas adesivos existentes e avaliada através de métodos diretos, *i.e.*, visualização das estruturas integrantes do processo adesivo (VAN MEERBEEK *et al.* 1993; VAN MEERBEEK *et al.*, 1996; PERDIGÃO *et al.*, 1997; FERRARI, *et al.*, 1997; KATAUMI *et al.*, 1998; EL KALLA e GARCÍA-GODOY, 1998; ABDALLA e DAVIDSON, 1998; PRATI *et al.*, 1999; CHAIN *et al.*, 1999; KREJCI, *et al.*, 1999; SCHNEIDER *et al.*, 2000; PERDIGÃO *et al.*, 2000; HAN *et al.*, 2000); e métodos indiretos, *i.e.*, ensaios de força de união (GWINETT, 1993; PERDIGÃO *et al.*, 1994; PERDIGÃO *et al.*, 1997; SARACENI, 1998; PRATI *et al.*, 1998; BURNETT,

1999; CHAIN *et al.*, 1999; PERDIGÃO *et al.*, 1999; MARTÍNES-INSUA *et al.*, 2000), avaliação de microinfiltração (RAMOS, 1998; NIU *et al.*, 1998; KHAN *et al.*, 1998; BLANKENAU *et al.* 1999; ARAÚJO, 2000; CEBALLOS *et al.*, 2001), análise da adaptação marginal (KREJCI, *et al.*, 1999; HANNING e FRIEDERICHS, 2001).

A presença de hibridização tem sido correlacionada a valores mais altos obtidos em testes de força de união (GWINNETT, 1993; EICK *et al.*, 1993; PERDIGÃO *et al.*, 1994; EL KALLA e GARCÍA-GODOY, 1998; ABDALLA e DAVIDSON, 1998; CHAIN *et al.*, 1999; PERDIGÃO *et al.*, 1999). Da mesma forma a hibridização, em dentina intertubular e dos *tags de resina*, é necessária para que haja um adequado selamento da interface restauradora (NAKABAYASHI *et al.*, 1982; NAKABAYASHI *et al.*, 1991; PASHLEY e CARVALHO, 1997; CARVALHO *et al.*, 1999; PERDIGÃO e LOPES, 1999; NAKABAYASHI e PASHLEY, 2000).

Assim como os avanços ocorridos na odontologia durante a segunda metade do século XX, outras áreas do conhecimento também tiveram marcado progresso durante este período. Muitas destas descobertas foram abarcadas pela odontologia contribuindo para a evolução desta. Na década de 60 foi construído o primeiro aparelho laser (MAIMANN, 1960) baseando-se no fenômeno da emissão estimulada de radiação descoberto por Einstein em 1917, *apud* MAILLET (1987).

Na mesma década iniciaram-se estudos e trabalhos sobre a aplicação de lasers em tecido dental duro. Porém, os primeiros resultados não foram promissores, pois foram observados consideráveis danos ao tecido dental irradiado (GOLDMAN *et al.*, 1964; STERN e SOGNAES, 1965; ADRIAN *et al.*, 1971). Decorrente dos primeiros estudos STERN (1974) relatou que mudanças radicais nos equipamentos e nos parâmetros de irradiação seriam necessárias

para que lasers fossem utilizados na realização de preparos cavitários em substituição aos instrumentos rotatórios.

GIMBLE (2000) salienta a importância de vários fatores que devem ser levados em consideração em relação aos efeitos biológicos da radiação laser sobre o tecido dental. O comprimento de onda, a densidade de energia, a largura temporal do pulso; e as propriedades relacionadas ao tecido, tais como: absorção, reflexão, transmissão, e espalhamento, são fatores responsáveis pelos efeitos da energia laser sobre os tecidos dentais.

Atualmente vários lasers encontram utilidade em odontologia, atuando como uma importante ferramenta em diferentes procedimentos odontológicos. Não obstante às incessantes pesquisas desenvolvidas nesse âmbito, ainda persistem várias dúvidas sobre as aplicações de lasers em odontologia.

A utilização de lasers de alta intensidade sobre o tecido dental duro teve grande impulso com o surgimento do laser de érbio (Er:YAG) e com os primeiros estudos que descreveram a capacidade deste laser de remover tecido dental sem causar danos térmicos a estruturas adjacentes à área irradiada (HIBST e KELLER, 1989; KELLER e HIBST, 1989).

Com o surgimento do laser de Er:YAG vários estudos foram conduzidos, na busca de aplicações desta tecnologia dentro da odontologia, principalmente em relação ao seu uso em substituição aos instrumentos rotatórios utilizados para a remoção de tecido cariado e preparo cavitário.

A segurança do laser de Er:YAG em relação aos seus efeitos térmicos sobre tecidos adjacentes à área irradiada e à polpa tem sido citada por diversos autores (HIBST e KELLER, 1989; KELLER e HIBST, 1989; WIDGOR *et al.*, 1993; SEKINE, *et al.*, 1994; SONNTAG *et al.* 1996; PELAGALLI *et al.*, 1997;

GLOCKNER *et al.*, 1998; TAKAMORI *et al.*, 2000; JAYAWARDENA *et al.*, 2001). Estes achados são corroborados pelo conforto proporcionado aos pacientes durante a utilização clínica do laser (GIMBLE *et al.*, 1994; MATSUMOTO, 1996; PELAGALLI, *et al.*, 1997; COZEAN *et al.*, 1997; EDUARDO *et al.*, 1998; KELLER *et al.*, 1998).

O aspecto morfológico da superfície dentinária após irradiação com laser de Er:YAG tem sido estudado e caracterizado pela ausência de lama dentinária, a presença de túbulos dentinários abertos e irregularidade da superfície irradiada dentinária (TANJI, 1998; KATAUMI, *et al.*, 1998; AOKI *et al.*, 1998; BURNETT, 1999; HOSSAIN *et al.*, 1999; ARMENGOL *et al.*, 1999). Isto conduziu à idéia de que esta superfície irradiada seria favorável aos procedimentos adesivos.

Estudos comparando a microinfiltração em restaurações realizadas em dentina, em preparos realizados com laser e preparos feitos de forma convencional, condicionados ou não com ácido, não têm mostrado haver diferença entre eles (NIU *et al.*, 1998; KHAN, *et al.*, 1998; BLANKENAU *et al.*, 1999; ROEBUCK *et al.*, 2000; CEBALLOS *et al.*, 2001). Entretanto, RAMOS (1998) obteve um menor grau de infiltração marginal quando utilizou o condicionamento ácido após irradiação com o laser.

O favorecimento do processo adesivo caracterizado pelo aspecto morfológico da superfície dentinária após irradiação com laser de Er:YAG foi citado por VISURI *et al.* (1996) ao encontrarem valores mais altos de força de união em preparos cavitários apenas tratados com o laser de Er:YAG. Outros estudos não mostraram diferenças, em ensaios de força de união, entre os grupos em que o condicionamento ácido foi utilizado, independentemente da forma de preparo cavitário utilizada (SARACENI, 1998; KATAUMI *et al.*, 1998; BURNETT,

1999).

Por outro lado há trabalhos sugerindo que o laser de Er:YAG influencia negativamente a atuação de sistemas adesivos sobre dentina irradiada (AOKI, *et al.*, 1998; MARTÍNEZ-INSUA *et al.*, 2000). Confirmaram esta hipótese LATTA *et al.* (1998), e KATAUMI *et al.* (1998) que observaram, com auxílio de microscopia eletrônica de varredura, hibridização deficiente nos espécimes condicionados com ácido em que os preparos cavitários foram realizados com o laser.

Os diferentes resultados obtidos entre os métodos indiretos de avaliação da qualidade da interface de união e a observação direta do padrão de interação dentina-resina, aceito atualmente, levantam questões sobre a estabilidade das restaurações adesivas realizadas em dentina irradiada com laser de Er:YAG. Portanto, há necessidade de se pesquisar mais sobre os fenômenos envolvidos no processo adesivo à dentina, irradiada ou não com laser de Er:YAG, que são responsáveis pelo sucesso clínico das restaurações adesivas.

2. PROPOSIÇÃO

O presente trabalho tem por objetivo analisar descritivamente, através de microscopia eletrônica de varredura, o padrão de interação entre dentina condicionada com ácido fosfórico a 35% e o sistema adesivo Single Bond (3M), formado em preparos cavitários realizados com laser de érbio (Er:YAG) e com alta rotação. O aspecto morfológico da superfície dentinária irradiada e condicionada com ácido fosfórico será, também, comparado àquele observado em cavidades confeccionadas da forma convencional (alta rotação) e condicionadas com o ácido. A intenção é correlacionar as características morfológicas do substrato dentinário, após condicionamento ácido, com o aspecto morfológico da interface de união obtida em cavidades preparadas com o laser de érbio e da maneira convencional.

3. REVISÃO DA LITERATURA

O estudo da adesão de compósitos à dentina em cavidades confeccionadas com o laser de érbio (Er:YAG), que é o objetivo deste trabalho, requer o conhecimento prévio dos procedimentos envolvidos na adesão de compósitos ao substrato dentinário. Assim, este capítulo visa inicialmente discorrer sobre o desenvolvimento da adesão dentinária, quando a cavidade é preparada de forma convencional, e os avanços obtidos na utilização do laser de Er:YAG sobre tecido dentais duros, principalmente os caminhos que estão levando ao desenvolvimento de métodos de adesão em superfície dentinária irradiada.

3.1. Adesão à dentina

A Odontologia adesiva tem como um de seus fundamentos o trabalho realizado por BUONOCORE (1955). Observando a utilização, na indústria, de soluções ácidas para tratamento de superfícies metálicas com intuito de melhorar a adesão de tintas a estas, o autor conduziu um estudo objetivando uma melhor união entre o material restaurador e a estrutura dental. Submeteu o esmalte dental à ação de duas substâncias ácidas: ácido fosfomolibidílico oxálico a 50% e ácido

fosfórico a 85%. Os melhores resultados foram obtidos com o condicionamento do esmalte com o ácido fosfórico. Segundo o autor, tal resultado deveu-se ao aumento da área de superfície e aumento da capacidade de umedecê-la, permitindo o íntimo contato da resina com o esmalte.

Com a resposta favorável ao condicionamento ácido em esmalte, BUONOCORE *et al.* (1956) acreditaram que a adesão de resinas acrílicas à dentina poderia ser, da mesma forma, aumentada pelo condicionamento prévio com solução ácida. A superfície dentinária foi tratada com ácido hidrocloreídrico a 7% por 1 minuto seguido por resina acrílica. Em outro grupo, após o condicionamento ácido, foi aplicado um adesivo por 1 minuto e após polimerização do mesmo, a resina acrílica. Os achados foram comparados àqueles obtidos entre os grupos em que o condicionamento ácido não foi utilizado. O valor de resistência de união foi, aproximadamente, o dobro após o condicionamento ácido da superfície da dentina quando se utilizou o adesivo. No entanto, no grupo em que o adesivo não foi utilizado, os resultados foram semelhantes aos obtidos em dentina não condicionada.

EICK *et al.* (1970) enfatizaram a importância das características de superfície de dentes cortados na busca de uma maior união desta aos materiais restauradores. Compararam a superfície dental quando cortada com um instrumento diamantado e uma broca *carbide*. O objetivo foi determinar diferenças morfológicas, bem como identificar quimicamente os fragmentos nas superfícies dos dentes. Estabeleceram, também, as diferenças entre as superfícies quando o instrumento de corte foi utilizado com e sem jato de água. Os dentes foram preparados *in vivo*, extraídos e examinados em microscópio eletrônico de

varredura. Em todos os casos foi observada uma camada de *smear layer*, lama dentinária, composta por partículas de vários tamanhos, variando de 0,5 a 15 μm , identificadas como estrutura dentária. Esta camada apresenta grande influência no processo de união entre o material restaurador e a estrutura dental.

NAKABAYASHI *et al.* (1982) deram um novo impulso à odontologia adesiva ao testarem a eficiência de uma resina à base de 4-metacriloxietil trimelitato anidro (4-META) na união com o tecido dentinário, previamente condicionado com uma solução de ácido cítrico a 10% e cloreto férrico a 3% (solução 10:3). Mostraram, através de microscopia eletrônica, a capacidade do monômero em penetrar no interior da rede de fibras colágenas expostas pelo condicionamento ácido, propiciando uma retenção micromecânica da resina na superfície e subsuperfície dentinária após a polimerização. Denominaram de camada híbrida (híbrido de resina e fibras colágenas) esta interdifusão de resina, concluindo que tais monômeros representavam um novo conceito de materiais biocompatíveis para uso na união à dentina.

As características estruturais mais complexas da dentina em relação ao esmalte dificultam a obtenção do sucesso no procedimento adesivo em dentina. Segundo MJÖR e FEJERSKOV (1990) a composição da dentina, em peso, é de aproximadamente 70% de hidroxiapatita, 18% de matéria orgânica (principalmente colágeno tipo I) e 12% de água. Estes componentes não se acham distribuídos de modo uniforme na dentina. Túbulos dentinários, preenchidos por processo odontoblástico e fluido, encontram-se permeando a dentina e convergem em direção à polpa; portanto a densidade dos túbulos varia com a localização. Com a média de 30.000 túbulos dentinários por mm^2 no terço médio, um considerável

volume de dentina consiste de lúmen dos túbulos. Os túbulos apresentam-se forrados por uma dentina altamente mineralizada, dentina peritubular. Entre os túbulos dentinários há dentina intertubular composta principalmente por uma matriz de colágeno tipo I reforçada por hidroxiapatita. A dentina superficial apresenta 96% de sua área composta por dentina intertubular, e apenas 3% por dentina peritubular. A situação inverte-se próximo à polpa de forma que a dentina peritubular predomina nesta região, que apresenta uma maior densidade de túbulos dentinários em relação à dentina mais superficial. Estes componentes formam um tecido hidratado e complexo no qual a morfologia varia com a localização, além de sofrerem transformações com a idade e com estímulos externos.

NAKABAYASHI *et al.* (1991) reafirmaram haver um novo conceito para adesão à dentina. Certos monômeros infiltram-se, através dos espaços criados pela dissolução da fase mineral da dentina, por entre as fibras colágenas, formando uma camada de interdifusão resina-dentina. Relataram que para a formação da camada híbrida é necessário que: a) o colágeno não seja desnaturado pelos ácidos do condicionamento; b) a resina adesiva apresente monômeros hidrofílicos e hidrofóbicos que possam penetrar na dentina e combinar-se a ela; c) o catalizador permita a polimerização em presença de água e oxigênio. Caso haja presença de fibras colágenas expostas, não englobadas pela resina, esta camada estaria sujeita à degradação, comprometendo a adesão. Segundo os autores, com a formação de uma camada híbrida de dentina e resina, altamente ácido-resistente, há o selamento da interface de união, aumentando a longevidade da restauração.

BARKMEIER e COOLEY (1992), em um simpósio sobre adesão, reportaram que a adesão ao esmalte já era clinicamente aceitável. As avaliações laboratoriais do condicionamento ácido do esmalte para a adesão da resina têm demonstrado eliminação quase total da microinfiltração. A adesão à dentina permanece como um maior desafio devido à natureza complexa do substrato dentinário. Os primeiros adesivos não apresentavam altas forças de adesão, porém os sistemas adesivos atuais utilizam um condicionador capaz de remover ou modificar a lama dentinária, bem como monômeros com radicais hidrofílicos e hidrofóbicos que propiciam um melhor selamento da interface resina-dentina.

PASHLEY (1992a) apresentou um trabalho sobre a estrutura e função da lama dentinária. Esta é criada quando o tecido dentário é cortado tanto manualmente como com instrumentos rotatórios. Durante a formação da lama dentinária, *debris* são forçados para dentro dos túbulos dentinários, sendo chamados de *smear plugs*, que junto com a lama dentinária diminuem a permeabilidade, a sensibilidade dentinária e a umidade superficial. Esta fina camada (1 a 2 μm de espessura) de *debris* possui características de solubilidade e de força de união à dentina não favoráveis ao procedimento adesivo, devendo ser modificada ou removida quando se busca adesão à dentina.

ERICKSON (1992) cita o papel e a importância de substâncias compostas por moléculas com um radical hidrofílico, que tem afinidade pelo substrato dentinário, e um radical hidrofóbico, que é compatível com o material resinoso, para obtenção de uma união eficiente entre resina e dentina. Estes componentes encontram-se dissolvidos em água, etanol, ou acetona e são utilizados para elevar

a energia livre de superfície da dentina, fazendo com que a energia livre da superfície dentinária e da resina se equiparem. Desta forma criam-se condições para um adequado molhamento do substrato dentinário pela resina, bem como para sua penetração no interior das microporosidades criadas pelo condicionamento ácido.

PASHLEY (1992b) citou como objetivos do condicionamento ácido da dentina a remoção da lama dentinária e de *smear plugs*, e desmineralização da superfície e subsuperfície dentinária, criando porosidades na ordem de 0,05 a 0,1 μm na dentina intertubular e de 1 a 3 μm na dentina peritubular. Espaços que devem ser ocupados por material resinoso, garantindo durabilidade e estabilidade à restauração, assim como a manutenção da saúde do complexo dentino-pulpar. Como o condicionamento aumenta a permeabilidade e a umidade da superfície da dentina. O sucesso da adesão com os sistemas adesivos dentinários requer a utilização de monômeros hidrofílicos que promovam adesão à dentina. Salientou, também, que mais importante que o comprimento dos prolongamentos resinosos para o interior dos túbulos é a união destes às paredes dos túbulos, através da hibridização dos *tags*, garantindo um adequado selamento da interface entre o material restaurador e a dentina.

GWINNETT (1993) realizou um trabalho no qual avaliou, através de teste de resistência ao cisalhamento, a colaboração da hibridização na força de união da resina à dentina. A morfologia interfacial e de superfície foi analisada em microscópio eletrônico de varredura. Uma força de união de cerca de 10 Mpa foi obtida quando o procedimento adesivo foi realizado sobre a lama dentinária. Ao

remover a lama dentinária, expondo dentina intacta com túbulos dentinários fechados, obteve aproximadamente 20 Mpa. Em dentina fraturada, túbulos se encontravam abertos e *smear layer* ausente, havendo aumento da força de união para 26 Mpa. No entanto, a maior força de união foi obtida quando o condicionamento ácido foi utilizado, ocorrendo tanto infiltração do adesivo na região intertubular bem como no interior dos túbulos, resultando em valores acima de 30 Mpa.

VAN MEERBEEK *et al.* (1993) observaram, através de microscopia eletrônica, a presença da zona de hibridização dentinária. O sistema adesivo Clearfil Liner Bond System (Kurakay) foi aplicado sobre discos de dentina e estes foram analisados através de microscopia eletrônica de varredura e microscopia eletrônica de transmissão. Ambos os métodos de avaliação direta do padrão de interação entre dentina e resina foram capazes de mostrar a zona de interdifusão de monômero nos espaços antes ocupados pela estrutura inorgânica da dentina. Observaram a formação de *tags* resinosos no interior dos túbulos dentinários e em suas ramificações laterais, assim como a hibridização dos *tags*. A espessura e morfologia da camada híbrida em dentina intertubular, bem como a distinção entre esta e a camada adesiva localizada acima, e a camada de dentina normal localizada abaixo, também foram mostradas.

EICK *et al.* (1993) avaliaram a influência da penetração do adesivo sobre os resultados de testes de força de união. Ensaio de força de união, análise através de microscopia eletrônica de varredura, e microscopia eletrônica de transmissão foram conduzidos. Observaram que quanto maior o molhamento e difusão da resina na superfície e subsuperfície dentinárias mais elevado, também, foram os

valores obtidos nos testes de tração. Concluíram que a eficiência da união dentina-resina depende de certos fatores inerentes ao adesivo, *i.e.*, capacidade do sistema adesivo em molhar e penetrar a superfície e subsuperfície dentinária, bem como das características do substrato dentinário.

PERDIGÃO *et al.* (1994), através de microscópio eletrônico de varredura e testes de força de união, avaliaram diferentes sistemas adesivos utilizados sobre distintos substratos dentinários. Cento e vinte dentes foram utilizados e após remoção do esmalte foram divididos em três grupos. Um grupo foi submetido a uma solução remineralizadora, outro grupo foi conduzido a uma solução desmineralizadora, e o terceiro grupo permaneceu em água destilada. Após os tratamentos cada grupo foi dividido em quatro subgrupos de dez elementos, aos quais foram aplicados diferentes sistemas adesivos de acordo com as instruções dos fabricantes. Outros dois espécimes de cada subgrupo foram preparados para análise, em microscopia eletrônica de varredura, da interface dentina-resina. Os resultados mostraram valores maiores de força de união naqueles grupos em que a dentina estava normal, antes do tratamento com o condicionador referente ao sistema adesivo utilizado. Da mesma forma, foram observados *tags* de resina no interior dos túbulos dentinários e de camada híbrida nestes grupos. Baixos valores de força de união foram obtidos quando a dentina estava hipermineralizada ou desmineralizada, reforçando o papel da retenção mecânica provida pela infiltração do adesivo na malha de colágeno.

TITLEY *et al.* (1995) observaram a composição e a morfologia dos prolongamentos resinosos no interior dos túbulos dentinários através de um estudo *in vitro*. Observaram que o condicionamento da superfície dentinária com

soluções de ácido fosfórico ou maleíco em concentrações maiores de 1% foram capazes de promover abertura de túbulos dentinários, proporcionando um diâmetro maior na entrada do túbulo com afinamento em direção à câmara pulpar. Citaram, também, que apesar de haver morfologias diferentes de prolongamentos resinosos o mais importante seria a habilidade dos *tags* de resina em selar a entrada dos túbulos, hibridizando-se nesta região, reduzindo desta forma a microinfiltração marginal.

VAN MEERBEEK *et al.* (1996) avaliaram o padrão de união do Optibond (Kerr) e do Scotchbond Multipurpose (3M) à dentina, através de microscopia eletrônica de transmissão. Investigaram, também, os efeitos do condicionamento ácido com os dois sistemas adesivos utilizados, através da troca de soluções condicionadoras entre os sistemas. Embora, a hibridização tenha ocorrido em todos os grupos, a interface de união mostrou diferentes estruturas que, provavelmente, estejam relacionadas a diferentes mecanismos de união, dependentes da composição química e do modo de aplicação dos sistemas adesivos.

PERDIGÃO *et al.* (1997) relacionaram o padrão de interação dentina-resina aos valores obtidos através de ensaios de força de união em dentina. Os sistemas adesivos utilizados foram: Single Bond Experimental (3M), Prime & Bond 2.1 (Dentsply DeTrey), Syntac Single-Component (Vivadent), e Tenure Quick com flúor (Den-Mat Co.). Quarenta dentes foram utilizados nos testes de resistência de união, enquanto outros três dentes, por grupo, foram preparados e as interfaces adesivas foram analisadas através de microscopia eletrônica de varredura. A formação de camada híbrida e a presença de *tags* resinosos foram encontradas

em todos os espécimes. A penetração de adesivo em anatomoses de túbulos e a hibridização de *tags* foram, também, relatadas em todos os sistemas adesivos estudados.

FERRARI *et al.* (1997) avaliaram, utilizando microscópio eletrônico de varredura, o aspecto morfológico das estruturas presentes na interface dentina-resina. Utilizaram sistemas adesivos, com o *primer* e o adesivo em um só frasco, com e sem condicionamento prévio em dentina. Demonstraram, através dos resultados obtidos que, nos grupos em que o condicionamento ácido da dentina foi utilizado, houve formação de camada híbrida com espessura variando de 2 a 7 μm , presença de *tags* de resina no interior dos túbulos dentinários e formação de *tags* colaterais. Por outro lado, os espécimes em que não houve condicionamento ácido da dentina não apresentaram camada híbrida, e os *tags*, raramente encontrados, apresentaram-se delgados e sem sinais de hibridização. Constataram, na ausência de condicionamento ácido, a presença de *smear layer* entre resina e dentina, bem como de *smear plugs*. A qualidade da união foi diretamente relacionada à qualidade da interface, sendo que o uso de ácidos fortes, como o ácido fosfórico, foi desejável porque a aplicação de *primer*-adesivo sobre a superfície não condicionada falhou em promover a formação de retenções.

A importância da permeabilidade dentinária para a adesão em dentina foi revisada por PASHLEY e CARVALHO (1997). Para que haja união e selamento da dentina, a resina deve difundir-se tanto na dentina intertubular, formando uma camada híbrida contínua e uniforme, como no interior dos túbulos e na dentina

peritubular, proporcionando um adequado vedamento da interface restauradora. Tanto a permeabilidade intertubular como a peritubular são críticas para se obter uma ótima união entre o material restaurador e o substrato dentinário. Logo, as retenções mecânicas proporcionadas pelos prolongamentos resinosos e pela camada híbrida são responsáveis, em grande monta, pelos altos valores obtidos em ensaios de resistência à tração e ao cisalhamento. Porém, não parece haver relação entre a espessura de camada híbrida e a resistência de união. Salientaram, também, o papel importante da água para a manutenção da malha colágena em seu estado expandido, preservando os espaços criados pelo condicionamento ácido para a penetração de monômeros.

EL KALLA e GARCÍA-GODOY (1998) avaliaram, em dentes decíduos e permanentes, quatro sistemas adesivos através de testes de força de união e da análise da interface dentina-resina. Foram utilizados os sistemas adesivos: Scotchbond Multipurpose (3M), One Step (Bisco), Prime & Bond 2.1 (Dentsply/Caulk) e EBS (ESPE Dental). Os espécimes tratados com o Scotchbond Multipurpose, tanto em dentes decíduos como em dentes permanentes, mostraram valores de força de união significativamente inferiores aos demais grupos. A análise, através de microscópio eletrônico de varredura, mostrou formação de camada híbrida e de prolongamentos de resina no interior dos túbulos dentinários com todos sistemas adesivos testados, porém no grupo em que foi aplicado o Scotchbond Multipurpose os túbulos não se apresentaram adequadamente hibridizados.

PRATI *et al.* (1998) avaliaram os padrões de interação dentina-resina obtidos com nove sistemas adesivos: Clearfil Liner Bond 2 (Kurakay); Clearfil KB

1300 experimental (Kurakay); Prime & Bond 2.0 (De Trey, Dentsply); Prime & Bond 2.1 (De Trey, Dentsply); Scotchbond Multipurpose Plus (3M); Single Bond (3M); OptiBond FL (Kerr); Syntac Single-Component (Ivoclar/Vivadent). Ao microscópio eletrônico de varredura, houve diferença na morfologia dos prolongamentos resinosos e na espessura da camada híbrida, dependendo do sistema adesivo utilizado, bem como da localização da superfície de dentina tratada. A espessura da dentina peritubular infiltrada por resina foi menor do que a camada híbrida formada em dentina intertubular. Esta, por sua vez, foi menos espessa em dentina superficial do que a em dentina profunda. Os sistemas adesivos *self-etching* (Clearfil Liner Bond 2 e Clearfil KB 1300 experimental) formaram camadas híbridas mais finas do que os outros adesivos, porém proporcionaram maiores valores de força de união. Não houve correlação entre a espessura e morfologia da camada híbrida e a força de união quando compararam os diferentes sistemas adesivos.

WALSHAW e McCOMB (1998) discorreram sobre as características microscópicas associadas ao sucesso do procedimento adesivo à dentina. O condicionamento ácido da dentina é responsável pela desmineralização da dentina intertubular e peritubular, criando espaço para penetração dos monômeros resinosos. A remoção da fase mineral da dentina peritubular ocorre nos primeiros 2 a 3 μm , propiciando um aspecto de funil à entrada dos túbulos dentinários. Nesta região ocorre a hibridização dos *tags* que é responsável pelo selamento dos túbulos dentinários, sendo esta interação mais importante do que o comprimento dos *tags* de resina. Salientaram, também, a importância da manutenção da

umidade na dentina condicionada com ácido com o objetivo de evitar o colapso, colabamento, da malha de colágeno desprovida do arcabouço mineral.

O exame morfológico da interface restauradora em dentina intertubular e da formação de *tags* e de ramificações laterais em dentina superficial e profunda, em dentina jovem, envelhecida e em dentina esclerótica foi realizado por PRATI *et al.* (1999). Discos de dentina foram obtidos a partir de molares humanos extraídos. Utilizando cinco sistemas adesivos distintos: Prime & Bond 2.0 (De Trey/Dentsply), Optibond FL (Kerr), One Step (Bisco), Scotchbond Multipurpose (3M), e Single Bond (3M), observaram que a camada híbrida formada em dentina superficial foi mais estreita que em dentina profunda, não importando o tipo de dentina. A dentina esclerótica e a envelhecida demonstraram menor espessura de camada híbrida, *tags* menores, e menos ramificações laterais do que a dentina jovem.

CHAIN *et al.* (1999) avaliaram o sistema adesivo Single Bond (3 M) através da determinação das resistências de união à dentina e ao esmalte, úmidos e secos. Observaram também o padrão de interação do sistema adesivo com o esmalte e a dentina condicionados com ácido fosfórico. O sistema adesivo foi utilizado de acordo com as recomendações do fabricante, sendo que, após condicionamento ácido, um grupo em esmalte e outro em dentina foram completamente secos, enquanto os outros dois grupos, em esmalte e em dentina, permaneceram úmidos. Espécimes tratados de forma semelhante foram submetidos ao exame sob microscopia eletrônica de varredura após desmineralização e desproteinização da interface adesiva. Os resultados mostraram haver correlação entre os valores obtidos no teste de cisalhamento e a

presença ou não de dentina úmida, visto que os maiores valores, em dentina, foram encontrados quando esta estava úmida antes da aplicação do adesivo. Da mesma forma, a formação de hibridização foi mostrada, através da microscopia eletrônica de varredura, no grupo em que a dentina permaneceu úmida após condicionamento ácido.

KREJCI *et al.* (1999) relataram a importância da observação da interface adesiva no estudo dos diferentes sistemas adesivos. Para tal, compararam diferentes métodos de avaliação da interface dentina-resina e a adaptação marginal de restaurações, em cavidades classe V, realizadas com um compômero (Compoglass) e com uma resina composta (Herculite XRV). Nos dentes restaurados com o Compoglass, o sistema adesivo SCA (Vivadent) foi aplicado em duas camadas, de acordo com as instruções do fabricante, previamente à aplicação do compômero. O sistema adesivo Optibond (Kerr) foi aplicado à superfície anteriormente condicionada com ácido fosfórico a 37% e seguido da restauração com resina Herculite XRV. A interface de união no grupo em que foi aplicado Optibond mostrou, através de microscópio eletrônico de varredura, camada híbrida com espessura de 3 a 5 μm e formação de *tags* de resina no interior dos túbulos dentinários. Nas amostras em que o adesivo SCA foi utilizado, a presença de camada híbrida foi somente observada através de microscópio eletrônico de transmissão, como uma estrutura de 500 nm de espessura. Em relação à adaptação marginal, não houve diferença entre a continuidade das margens restauradas em dentina entre os dois grupos.

PERDIGÃO *et al.* (1999) compararam a resistência de união e a morfologia da interface de união formada por três sistemas adesivos, *primer* e adesivo em frasco único, e o efeito de uma solução aquosa de 2-hidroxietil metacrilato a 35% (HEMA 35%) como agente reidratador. Cada sistema adesivo foi utilizado sobre as seguintes superfícies: dentina úmida (grupo controle); dentina seca por 5 segundos; dentina seca por 5 segundos e reidratada com solução aquosa de HEMA a 35 % (Aqua-Prep, Bisco). Para os testes de força de união, 90 dentes bovinos foram utilizados, expondo-se a dentina da superfície vestibular. Cada espécime foi, aleatoriamente, designada para um dos sistemas adesivos: Optibond SOLO (Kerr); Prime & Bond 2.1 (Dentsply Caulk); Single Bond (3M). Os dentes foram restaurados, termociclados e submetidos ao teste de cisalhamento. Para análise morfológica da interface dente-restauração foram obtidos 18 discos de dentina que foram submetidos a um dos três sistemas adesivos e restaurados. Em dentina úmida, a análise das interfaces dentina-resina demonstrou a penetração dos adesivos na profundidade de transição entre a dentina desmineralizada e a dentina normal. Na dentina seca houve uma redução na força de união e a infiltração do adesivo foi incompleta na matriz de colágeno. A reidratação da dentina com a solução aquosa de HEMA a 35% resultou em reabertura dos espaços entre o entrelaçado de fibras colágenas, restabelecendo o nível de resistência de união. Uma média de 15,7 Mpa foi obtida com o sistema adesivo Single Bond quando a dentina estava seca, e ao microscópio eletrônico de varredura não se evidenciou a camada híbrida. O mesmo teste realizado em dentina úmida resultou em um valor de 21 Mpa, com concomitante formação de

camada híbrida. A camada híbrida foi responsável por 25% da força de união, enquanto que a formação de *tags* e anastomoses laterais contribuíram com 75%.

CARVALHO *et al.* (1999), em estudo sobre a difusão de resina através da rede de fibras colágenas, reportaram que a remoção da estrutura inorgânica da dentina cria espaços nanométricos entre as fibras colágenas, oferecendo a porosidade necessária para infiltração do monômero. O ideal é a infiltração dos monômeros ao longo de toda zona desmineralizada, provendo, após a polimerização, uma estrutura estável e impermeável, reforçando e protegendo o componente orgânico. Os monômeros resinosos alcançam a subsuperfície através da permeabilidade da superfície e, também, por meio de canais laterais, ramificações dos túbulos dentinários. A permanência de fibras colágenas não protegidas pela resina, bem como a presença de monômeros não convertidos em polímeros no interior da matriz de colágeno pode levar a degradação das fibras ou dos monômeros resinosos, respectivamente.

PERDIGÃO e LOPES (1999) em um artigo sobre o estado da arte em adesão dentinária citaram que, embora a adesão ao esmalte seja um procedimento estabelecido e confiável, a união à dentina ainda tem que superar obstáculos devido à natureza complexa deste tecido. Relataram sobre a importância da formação da camada híbrida no estabelecimento da adesão dentinária, sendo a técnica de condicionamento total responsável por valores de força de união próximos aos conseguidos sobre o esmalte. Entretanto, a formação de espaços, fendas, na interface adesiva em dentina, propiciando a microinfiltração, permanecem ainda existindo. Apesar de ter havido uma diminuição no grau de infiltração com os novos sistemas adesivos, nenhum

sistema adesivo é capaz de selar hermeticamente as margens restauradoras em dentina.

Os aspectos morfológicos da interface de união entre dentina e resina em cavidades classe V restauradas *in vivo* e *in vitro* foram estudados por SCHNEIDER *et al.* (2000). Cavidades com dimensões padronizadas foram realizadas em um grupo de nove pré-molares extraídos - GRUPO 1. Em um segundo grupo, cinco pré-molares, indicados para extração, foram preparados de forma semelhante aos do grupo 1- GRUPO 2. Foi utilizado o sistema adesivo Prime & Bond 2.1 (De Trey/Dentsply), seguido de resina composta Prisma TPH Spectrum (De Trey/Dentsply). Após o preparo das amostras, os espécimes foram observados em microscópio eletrônico de varredura. O aspecto morfológico da camada híbrida bem como da zona adesiva foi semelhante entre as restaurações realizadas *in vitro* e *in vivo*. As camadas híbridas estavam contínuas e com espessura semelhante entre os grupos. Os *tags* resinosos apresentaram-se em forma de funil com maior diâmetro voltado para a entrada dos túbulos dentinários e, em ambos os grupos, foram observadas ramificações laterais dos túbulos dentinários preenchidas por resina. Concluíram haver correspondência entre a morfologia adesiva das restaurações *in vitro* e *in vivo*.

LUZ *et al.* (2000) comparando diferentes tratamentos da lama dentinária, através da microscopia eletrônica de varredura, observaram que o ácido fosfórico remove completamente a camada de esfregaço. Os túbulos dentinários encontram-se abertos e com diâmetro aumentado, revelando ausência ou fino remanescente de dentina peritubular após o condicionamento ácido. A desmineralização da dentina peritubular proporciona à entrada dos túbulos

dentinários um aspecto semelhante a um funil, mostrando uma diminuição da ação do ácido ao longo do comprimento dos túbulos dentinários.

PERDIGÃO *et al.* (2000) observaram o efeito da profundidade de desmineralização da dentina na morfologia da camada híbrida e nos valores de resistência de união. Foram utilizados 90 dentes bovinos, sendo os espécimes distribuídos entre três sistemas adesivos: OptiBond SOLO (Kerr), Permaquick PQ1 (Ultradent Products) e o Single Bond (3M). Cada grupo foi subdividido de acordo com três tipos de condicionadores ácidos utilizados; ácido fosfórico a 37,5% (Kerr Gel Etchant), ácido fosfórico a 35% (Ultratech) e ácido fosfórico a 35% (Scotchbond etching gel). Os espécimes foram, então, submetidos aos testes mecânicos e à análise através de microscopia eletrônica de transmissão. Não foi encontrada correlação significativa entre a espessura da camada híbrida e os valores obtidos nos testes de força de união, sendo que todos os materiais penetraram na dentina e formaram camada híbrida, não importando o ácido utilizado.

SPENCER *et al.* (2000) avaliaram quantitativamente a concentração e distribuição de adesivo ao longo da camada híbrida. Utilizaram dois sistemas adesivos - Single Bond (3M) e One Step (Bisco) - que foram aplicados de acordo com as instruções dos fabricantes. Os resultados deste estudo forneceram as primeiras evidências químicas sobre separação de fases, mostrando a existência de um gradiente de concentração do adesivo no interior da camada híbrida. Também indicam que além da estabilidade do colágeno ser importante para difusão do adesivo, há outros fatores dependentes do adesivo que interferem na sua penetração pelos espaços deixados na dentina condicionada.

HAN *et al.* (2000) estudaram a interface dentina-resina formada em dentina seca e úmida. Observações da morfologia da superfície dentinária, após condicionamento ácido, e da interface de infiltração de resina foram conduzidas através de microscopia eletrônica de varredura e espectroscopia de RX por dispersão de comprimento de onda. As amostras foram divididas em três grupos para investigação de dois modos diferentes de condicionamento: GRUPO 1 - ácido fosfórico a 37% (Sistema adesivo Clearfil Phtobond , Kurakay) ; GRUPO 2 - ácido fosfórico a 35% (Sistema adesivo Single Bond, 3 M); GRUPO 3 - ácido fosfórico a 37% (Sistema adesivo Clearfil Photobond, Kurakay). A dentina foi mantida úmida nos grupos 2 e 3, enquanto no grupo 1 foi seca com ar. A investigação das superfícies condicionadas foi realizada através de microscopia eletrônica de varredura. Em outras amostras, após condicionamento ácido da superfície dentinária, os sistemas adesivos foram aplicados para observação do padrão de interação dentina-resina. Ao microscópio eletrônico de varredura, observou-se, na dentina condicionada e mantida úmida, túbulos abertos e presença de espaços entre as fibras colágenas, no entanto, quando a dentina foi seca houve colapso da matriz dentinária desmineralizada e conseqüente diminuição das porosidades. A dentina úmida, antes da aplicação do *primer*, permitiu uma melhor adesão devido a uma infiltração mais eficiente do adesivo na camada de dentina desmineralizada. Através da espectroscopia de RX por dispersão de comprimento de onda pôde-se observar a distribuição de uma camada rica em colágeno na interface dentina-restauração. Sendo que esta camada rica em colágeno foi de 8 a 10 μm quando utilizada a dentina seca e de 1

a 2 μm em dentina úmida. A presença da camada rica em colágeno sugere a presença de uma zona não infiltrada por resina, causada pelo colapso da dentina desmineralizada após a secagem. Com os sistemas adesivos utilizados, a desidratação da dentina após desmineralização foi prejudicial à infiltração dos monômeros nos espaços antes ocupados pelo componente mineral da dentina.

3.2. Laser de Er:YAG

Laser é um acrônimo obtido a partir da expressão "Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation", *i.e.*, "amplificação da luz por emissão estimulada de radiação". EINSTEIN (1917), *apud* MAILLET (1987), foi quem descreveu pela primeira vez este conceito da física que é a chave da operação laser. O fenômeno da emissão estimulada ocorre quando um quantum de energia é absorvido por um átomo em estado excitado, resultando na liberação de dois fótons idênticos ao fóton indutor, que viajam em coerência temporal e espacial. As propriedades do feixe laser são atribuídas a uma reação em cadeia de eventos de emissão estimulada no material laser, ocorrendo uma verdadeira amplificação de luz através do fenômeno da emissão estimulada de radiação.

Anos se passaram até que MAIMAN (1960) anunciou a construção do primeiro aparelho laser. Este aparelho teve como meio ativo um cristal de rubi, sendo a radiação emitida na faixa do vermelho visível, comprimento de onda de 694 nm.

GOLDMAN *et al.* (1964) utilizaram um laser de rubi para vaporizar tecido dental cariado. Pulsos com 90 J de energia e densidade de energia de 9.000 J/cm² foram utilizados. Os autores observaram considerável destruição de áreas com tecido cariado e um aumento significativo da temperatura.

STERN e SOGNAES (1965) descreveram danos ao tecido dental quando utilizaram um laser de rubi. A formação de cavidades onde o esmalte se apresentava fundido e vitrificado, e sinais de carbonização foram encontrados em dentina irradiada.

ADRIAN *et al.* (1971) estudaram os efeitos pulpres da irradiação do esmalte com o laser de rubi. Densidades de energia de 1.870 a 3.300 J/cm² foram aplicadas nas superfícies dos dentes. O exame histológico da polpa ocorreu 48 horas após o tratamento e demonstrou haver resposta pulpar mínima no intervalo de 1.880 J/cm² e 2.330 J/cm². Porém, com estes parâmetros nenhum efeito de remoção de esmalte foi visível.

STERN (1974), em revisão da literatura sobre as aplicações dos lasers em odontologia, citou que o laser tinha limitações muito específicas como um instrumento clínico para odontologia. O autor concluiu que o laser não substituiria os instrumentos rotatórios no preparo cavitário em tecido dental duro, a menos que mudanças radicais e até então desconhecidas ocorressem, vistos os danos térmicos associados a esta tecnologia.

HIBST e KELLER (1989) apresentaram os primeiros resultados do efeito do laser de érbio (Er:YAG) sobre a estrutura dentária. Estudaram a taxa de ablação do laser Quantronix 294 (laser de Er:YAG), com comprimento de onda de 2,94 μm , duração de pulso de 250 μs , em dentina e esmalte. Utilizaram dentes humanos extraídos, cortados em fatias de 2 mm de espessura. Os espécimes foram irradiados e após exame em microscópio óptico, os resultados mostraram que, quanto mais alta a energia utilizada, maior o diâmetro das cavidades. Para a mesma energia radiante, as cavidades em esmalte foram menores que em dentina e com profundidades diretamente proporcionais ao número de pulsos aplicados. A profundidade das cavidades aumentou quando os tecidos encontravam-se cariados. Para comparação, foram realizadas cavidades do mesmo tamanho com o laser Sharplan1060 (laser de CO_2), com comprimento de onda de 10,6 μm e parâmetros de potência e tempo de 20 W/50 ms e 2 W/500 ms. A variação de temperatura na superfície dos espécimes foi mensurada com o uso de uma termocâmara a qual permitiu a avaliação da distribuição da temperatura em intervalos de tempo de 50 ms. O efeito térmico produzido pelo laser de Er:YAG foi muito menor do que o causado pelo laser de CO_2 . Mesmo quando o menor tempo de exposição para o laser de CO_2 foi utilizado, 50 ms, foram necessários 30 segundos para que a superfície da amostra retornasse à temperatura ambiente. Com o laser de Er:YAG o aumento de temperatura, quando da incidência de um único pulso de 400 mJ, foi pouco e localizado, sendo que após 0,1 s a superfície estava a 50 $^{\circ}\text{C}$ e após 2 s, à temperatura ambiente. Os autores consideraram o laser de Er:YAG efetivo para remoção de tecido dental.

Na seqüência KELLER e HIBST (1989) compararam, através de microscopia óptica e microscopia eletrônica de varredura, os efeitos do laser de Er:YAG com os efeitos do laser de CO₂ sobre a estrutura dental. O laser de CO₂ (Sharplan 1060), com combinação potência/tempo de 20 W/50 ms ou 2 W/500 ms foi comparado com o laser de Er:YAG (Quantronix 294), com energia variando entre 30 e 360 mJ, e freqüência de 1 Hz. O laser de CO₂ propiciou a ocorrência de áreas de fusão em esmalte, e presença de fissuras e zonas de carbonização em dentina. Por outro lado, os espécimes tratados com o laser de Er:YAG não mostraram áreas de fusão nem de fissuras. Com o auxílio da microscopia eletrônica de varredura foi possível confirmar os achados para as amostras irradiadas com laser de CO₂, identificando-se áreas de fusão, fissuras, carbonização e rachaduras. Tais características não foram observadas nos grupos tratados com o laser de Er:YAG. Embora o mecanismo de ablação do laser de Er:YAG não fosse, até aquele momento, ainda bem conhecido, os autores citaram que a maior parte da energia incidente deveria ser consumida no processo ablativo e somente uma pequena parte da energia resultaria no aquecimento do tecido remanescente. Concluíram que o uso do laser de Er:YAG era eficaz na remoção de esmalte e dentina, propiciando danos mínimos aos tecidos dentais circundantes à área irradiada.

KELLER e HIBST (1992) avaliaram a influência de uma fina camada de água sobre a eficiência do processo de ablação em dentina e esmalte e sobre a variação de temperatura. Um laser de Er:YAG (Quantronix 294), com duração de pulso de 250 μ s e diâmetro do feixe no foco de 0,8 mm, foi utilizado. A profundidade e diâmetro das crateras foram mensuradas em pulsos únicos com diferentes energias. O efeito da água no processo de ablação foi observado

através da contagem do número de pulsos necessários para perfurar os espécimes, com e sem água. A presença de água reduziu o efeito do calor, tanto em um único pulso como em vários pulsos. A eficácia da ablação com o laser de Er:YAG em dentina e em esmalte foi pouco afetada pela presença de água, sendo que em múltiplos pulsos houve um aumento da eficiência de ablação, o que foi explicado pela melhora na ejeção dos fragmentos.

A profundidade de ablação por pulso obtida com o laser de Er:YAG foi estudada por LI *et al.* (1992). Foi utilizado um laser de Er:YAG (Quantronix 294), duração de pulso de 200 μm , com diâmetro do feixe no foco de 0,58 mm, energia variando de 25 a 365 mJ, e freqüências de 2 e 5 Hz. Após a ablação da dentina e do esmalte, as crateras foram observadas com microscópio óptico e mensuradas com uma ocular micrométrica. Amostras de dentina irradiadas foram analisadas em microscópio eletrônico de varredura após fratura longitudinal dos espécimes. De acordo com os danos térmicos observados sugeriu-se que fluências de 80 J/cm^2 e 74 J/cm^2 fossem utilizadas respectivamente para esmalte e dentina, com freqüências de 2 e 5 Hz. A eficiência do laser em 5 Hz foi maior que em 2 Hz, sendo que os efeitos térmicos também foram maiores com 5 Hz. A escolha entre 2 e 5 Hz depende da velocidade de ablação que se deseja, tendo em mente que quanto maior a freqüência maior o efeito térmico. Desta forma o estudo mostrou que o laser de Er:YAG pode efetivamente ablacionar esmalte e dentina com mínimos danos térmicos aos tecidos remanescentes.

A influência da água durante o processo ablativo também foi estudada por BURKES *et al.* (1992) através de análises da estrutura dental irradiada e da variação de temperatura. As irradiações foram realizadas no modo focado com um laser de Er:YAG (ER 3000, Schwartz Electro-Optics), duração de pulso de 250

μ s. Observaram que com 58 mJ a 10 Hz não houve eficiente ablação do esmalte seco. Nas áreas onde houve ablação, zonas de fusão e fissuras estavam presentes. Porém, quando foi utilizado 56 mJ a 10 Hz associado ao fluxo contínuo de água o processo de ablação passou a ser eficiente, sem a presença de danos térmicos aos tecidos circundantes à cratera. A variação na temperatura, quando o laser de Er:YAG foi utilizado com e sem água, foi verificada com um termopar colocado na câmara pulpar dos dentes e conectado a um monitor digital de temperatura. As diferenças foram marcantes. Enquanto a temperatura intra-pulpar aumentou mais de 27 °C quando a irradiação ocorreu sem água, no grupo em que havia fluxo contínuo de água houve um aumento médio de 4 °C. A adição de água durante a irradiação além de favorecer ao processo de ablação, evitou o aparecimento de danos térmicos em nível pulpar.

WIDGOR *et al.* (1993) investigaram o efeito de três lasers com diferentes comprimentos de onda sobre o tecido dental duro e sobre o tecido pulpar. Foram realizados preparos cavitários de profundidades semelhantes utilizando: brocas *carbide* nº 4 em baixa rotação; um laser de CO₂ (Cooper Lasersonics), comprimento de onda de 10,6 μ m, duração de pulso de 0,1 segundos, potência de 4 W, frequência de 5 Hz e diâmetro de foco de 1 mm; um laser de Nd:YAG (Cooper Lasersonics), comprimento de onda de 1,06 μ m, potência de 12,5 W em modo contínuo, com sistema de entrega através de uma fibra de quartzo de 2 mm de diâmetro; e um laser de Er:YAG (Schwartz Electro-Optics), comprimento de onda de 2,94 μ m, duração de pulso de 250 μ s, energia de 500 mJ por pulso e frequência de 3 Hz. Os espécimes irradiados foram analisados em microscópio eletrônico de varredura. Para investigação *in vivo*, dentes de cães foram preparados da mesma forma descrita anteriormente, porém dois dentes

permaneceram como controles negativos, não tratados. Quatro dias após a irradiação os dentes foram submetidos à microscopia óptica para observação histológica da dentina e da polpa dental. Os resultados, tanto através da microscopia eletrônica de varredura, quanto através da microscopia óptica, demonstraram que o laser de Er:YAG foi o mais efetivo e eficiente dos lasers em remover esmalte e dentina, causando mudanças, observadas em microscópio eletrônico de varredura, semelhantes às observadas nos espécimes preparados com instrumento rotatório em baixa velocidade. O aspecto histológico do tecido pulpar nos espécimes irradiados com o laser de Er:YAG foi semelhante àquele encontrado nos dentes não irradiados. Por outro lado, os lasers de CO₂ e Nd:YAG demonstraram ter um maior potencial para causar danos à polpa e aos tecidos adjacentes à área irradiada.

WRIGHT *et al.* (1993) em um estudo piloto avaliaram a qualidade do selamento da interface dente-restauração através de teste de microinfiltração em cavidades classe V preparadas convencionalmente e com um laser de Er:YAG (Aesculap Meditec). Quinze molares humanos extraídos e mantidos em água foram divididos em três grupos. Cavidades classe V foram confeccionadas a uma profundidade de aproximadamente 1 mm em dentina. O grupo 1 foi preparado de forma convencional com alta rotação e condicionado com ácido fosfórico a 37%. O grupo 2 também foi preparado de forma convencional, porém o esmalte cavo-superficial foi condicionado com o laser de Er:YAG, tendo como parâmetros de energia e frequência de 200 mJ e 2 Hz, respectivamente. O grupo 3 foi preparado com 300 mJ e 2 Hz e condicionado com laser de Er:YAG com 200 mJ e 2 Hz. Após análise estatística, não foi evidenciada diferença entre os graus de infiltração nos grupos estudados.

KUMAZAKI (1994) em revisão sobre o uso de laser de Er:YAG em tecido dental duro cita como vantagens do laser as ausências de: vibração, ruído, e de danos térmicos à polpa dental. Descreveu, ainda, o mecanismo de ablação do laser de Er:YAG que, devido ao seu comprimento de onda de 2,94 μm , tem sua energia absorvida principalmente pela água contida no interior dos tecidos dentais duros causando: vaporização, aumento de pressão e conseqüente remoção de tecido através de microexplosões, processo conhecido como ablação explosiva.

SAKAKIBARA *et al.* (1994) realizaram um estudo com o propósito de encontrar diferenças no tamanho e na morfologia de cavidades realizadas com laser de Er:YAG em dentina e em esmalte na presença e ausência de água. Um laser de Er:YAG (DL - ER2020) foi utilizado com energias de 50, 100, e 150 mJ, sendo que os espécimes foram irradiados com um pulso, com duração de 200 μs , a um milímetro de distância. O diâmetro e a profundidade das cavidades foram medidos. O diâmetro e a profundidade das crateras aumentaram com a elevação da energia. Tanto na presença, como na ausência de água, o aspecto morfológico da dentina irradiada foi semelhante: superfície irregular, túbulos dentinários abertos, ausência de lama dentinária e dentina peritubular proeminente. Segundo os autores, este aspecto pareceu ser favorável ao procedimento adesivo em dentina.

No mesmo ano GIMBLE *et al.* (1994), em estudo clínico, avaliaram a performance de um laser de Er:YAG (Premier Laser Systems, Inc. Centauri) para selamento de fóssulas e fissuras, remoção de cáries, condicionamento, e preparo cavitário. Um total de 352 procedimentos foram realizados sendo que em 165 casos foi utilizado o laser de Er:YAG e 187 foram tratados convencionalmente. As energias utilizadas variaram de 15 mJ para tratamento de fóssulas e fissuras a

250 mJ para preparo cavitário, sendo que frequências de 5 Hz a 10 Hz foram utilizadas. Um terço dos dentes foram extraídos imediatamente após o procedimento, outro terço 48 hs após, e o terço restante foi extraído um mês após o tratamento. Através do exame histológico da superfície irradiada, não foram encontrados danos causados pelo laser. Ao microscópio eletrônico de varredura a superfície irradiada mostrou-se irregular e com presença de túbulos abertos. Os pacientes demonstraram-se mais favoráveis ao tratamento com laser do que ao realizado da maneira convencional. O laser de Er:YAG foi efetivo na ablação de tecido duro dental, sendo altamente seletivo para tecido cariado, resultando em maior preservação de tecido sadio.

VISURI *et al.* (1996) avaliaram a força de união em dentina após o preparo cavitário com um laser de Er:YAG (Model 1-2-3, Schwartz Electro-Optics) sob refrigeração (24 ml/min.) e com alta rotação. Utilizaram terceiros molares humanos extraídos que tiveram o esmalte oclusal removido e foram distribuídos em quatro grupos: GRUPO 1 - Laser de Er:YAG; GRUPO 2 - laser de Er:YAG + condicionamento com ácido fosfórico a 10%; GRUPO 3 - alta rotação (broca carbide 557); GRUPO 4 - alta rotação (broca carbide 557) + condicionamento com o ácido. O laser de Er:YAG com largura temporal do pulso de 230 μ s foi utilizado na forma não contato, com diâmetro do foco de 1 mm, 350 mJ de energia por pulso (fluência de 45 J/cm²) e frequência de 6 Hz. Trinta dentes foram irradiados com o laser e 36 foram preparados com alta rotação. As cavidades foram restauradas com o sistema adesivo ProBond (TPH, Caulk, Dentsply) e a resina composta TPH (Caulk, Dentsply). O teste de cisalhamento mostrou valores mais altos para o grupo em que foi utilizado somente o laser, não havendo diferença estatística significativa entre os grupos 2, 3, e 4. Sugeriu-se que a ablação

realizada com o laser de Er:YAG foi suficiente para criar um substrato com características favoráveis à união com compósitos e que poderia eliminar a necessidade de condicionamento ácido em dentina.

Um estudo clínico utilizando um protótipo de um laser de Er:YAG (Luxar Co. Ltda.), com parâmetros de 250 mJ/pulso e 8 Hz de frequência, foi conduzido por MATSUMOTO *et al.* (1996). Foram realizadas cavidades classe V em 60 dentes de 40 pacientes. A irradiação foi realizada na forma contato com diâmetro da fibra de 0,4 mm. Os autores avaliaram a eficácia, segurança e utilidade do laser, descrevendo o sistema como apropriado para aplicação clínica.

PELAGALLI *et al.* (1997) compararam preparos cavitários realizados com um laser de Er:YAG àqueles confeccionados com alta rotação. Um laser de Er:YAG (Premier Laser Systems, Inc) foi utilizado com os seguintes parâmetros: 80 mJ/pulso e 5 a 10 Hz para remoção de tecido cariado, 120 mJ/pulso e 5 a 10 Hz para preparo cavitário. Utilizou-se *spray* de água para refrigeração. Os resultados foram observados através da avaliação histológica da polpa, microscopia eletrônica de varredura da superfície irradiada, microinfiltração, resistência de união e eficácia do laser em remover tecido cariado e preparar cavidades. Cento e seis dentes indicados para extração foram selecionados a partir de 60 pacientes. Os dentes foram tratados *in vivo* e extraídos imediatamente, 2 dias, 30 dias e 1 ano após, para se verificar a resposta pulpar, morfologia da superfície, qualidade do preparo e condições da restauração. A microscopia eletrônica de varredura da superfície irradiada revelou túbulos abertos e não foram observadas rachaduras nem trincas. O teste histológico demonstrou não haver comprometimento pulpar. O laser de Er:YAG foi

considerado efetivo para remoção de cáries e preparo cavitário, tendo como vantagem o maior conforto proporcionado aos pacientes durante os tratamentos.

Em 7 de maio de 1997 foi aprovado pelo FDA (*Food and Drug Administration*) a utilização do laser de Er:YAG para realização de preparos cavitários em odontologia. COZEAN *et al.* (1997) descreveram os dados providos ao FDA para o uso clínico do laser de Er:YAG. Neste trabalho os autores avaliaram clinicamente a eficácia e efetividade do laser de Er:YAG para remoção de cáries e realização de preparos cavitários em dentina e esmalte. Foram confeccionadas cavidades classes I, II, III, IV e V. O estudo foi dividido em duas fases. Na primeira, dentes indicados para extração, em um total de 60 pacientes, foram irradiados e, em um terço dos dentes deste grupo, as polpas foram examinadas histologicamente em seguida ao tratamento; outro terço 48 h após e o terço restante um mês após. Na segunda fase do estudo, os dentes tratados não foram extraídos, mas acompanhados por um período de 18 meses. Um total de 107 pacientes participaram desta fase. Em ambas as etapas, os pacientes foram divididos em um grupo tratado com o laser e um grupo controle - alta rotação. Não houve diferença significativa entre o tratamento com laser de Er:YAG e o uso da alta rotação, sendo o laser de Er:YAG considerado eficaz e seguro para remoção de cárie, preparo cavitário e condicionamento do esmalte.

KATAUMI *et al.* (1998) avaliaram a resistência de união do material restaurador em dentina irradiada com laser de Er:YAG. Foi utilizado um aparelho de laser de Er:YAG (ML-22 HOYA Co. and Morita Co.) com energia de 126 mJ e 10 Hz de frequência sob refrigeração, utilizando o modo contato com fibra de 0,6 mm de diâmetro. Quarenta e dois molares humanos extraídos foram utilizados. Os dentes foram divididos em grupos: GRUPO A - superfície dentinária foi

condicionada com ácido fosfórico a 37% por 40 segundos + adesivo dentinário (Clearfil Photo Bond); GRUPO B - a dentina foi irradiada com o laser + condicionamento ácido + adesivo (Clearfil Photo Bond); GRUPO C - a dentina foi irradiada com o laser + adesivo (Clearfil Photo Bond), não foi utilizado condicionamento ácido. Foram aplicadas camadas de resina composta fotopolimerizável e conduziram-se as amostras para os testes de tração. Após análise estatística, constatou-se não haver diferença entre os três grupos. A microscopia eletrônica de varredura da interface mostrou presença de uma camada híbrida com aproximadamente 5 μm e *tags* de resina nos grupos A e B. Entretanto no grupo C não foi observada a camada híbrida e os *tags* de resina encontravam-se mais finos. Ao exame de microscopia eletrônica de varredura da superfície dentinária, a superfície irradiada com o laser de Er:YAG caracterizou-se por: irregularidade superficial, ausência de lama dentinária e presença de túbulos abertos. A dentina irradiada apresentou um aumento na resistência aos ácidos, constatada pela permanência de dentina peritubular após condicionamento ácido, embora os túbulos dentinários estivessem levemente alargados.

NIU *et al.* (1998) avaliaram a microinfiltração em cavidades classe V realizadas com um laser de Er:YAG. Utilizaram um laser de Er:YAG (Pharos Optics), com duração de pulso de 140 μs , diâmetro do foco 0,7 mm, 200 mJ/pulso, 10 Hz, irradiados por 60 segundos, sob refrigeração com *spray* de água. No estudo foram utilizados 48 dentes humanos extraídos. Os dentes foram divididos em três grupos, sendo que dois grupos foram preparados com o laser e um grupo foi submetido à alta rotação. Um dos grupos tratados com laser foi condicionado com ácido fosfórico a 30%, assim como o grupo em que foi utilizada a alta rotação. As cavidades foram tratadas com um sistema adesivo

(Clearfil Photo Bond, Kuraray) por 30 segundos e as restaurações foram realizadas com resina composta (Silux, 3M) polimerizada por 20 segundos. Os resultados demonstraram que não houve diferença, quanto ao grau de microinfiltração, entre os preparos realizados com laser e aqueles em que se utilizou a alta rotação, nem através da observação sob estereomicroscopia, nem ao microscópio eletrônico de varredura.

DOSTÁLOVÁ *et al.* (1998) avaliaram a qualidade do processo ablativo com o laser de Er:YAG em comparação à remoção de tecido dentário através de instrumento rotatório. Um laser de Er:YAG (LM 1620), com duração de pulso de 200 μ s e diâmetro de foco de 300 a 350 μ m, foi utilizado. As irradiações ocorreram sob uso de spray de água. O estudo foi dividido em três partes de acordo com os critérios para avaliação da ablação pelo laser de Er:YAG: 1 - forma da cavidade; 2 - tempo gasto para confecção dos preparos; 3 - influência da forma do preparo na retenção do material restaurador. Para a avaliação da forma da cavidade, 20 dentes humanos extraídos foram utilizados. Os dentes foram cortados e lixados, obtendo-se uma superfície plana em cada dente. Uma cavidade com broca de aço e uma segunda com o laser de Er:YAG (400 mJ/pulso, 2 Hz, 200 pulsos) foram confeccionadas. Em outra parte do estudo a influência da forma da cavidade na retenção do material restaurador foi avaliada em um estudo clínico com 45 pacientes - 150 cavidades. Os procedimentos foram realizados com o laser (esmalte - 400 mJ/pulsos, 2 a 4 Hz; dentina - 200 mJ/pulso, 1 a 2 Hz). As avaliações clínicas foram realizadas de acordo com o *U.S. Public Health Service System*. Os resultados da primeira parte do estudo demonstraram que o preparo com instrumentos cortantes promove formação de lama dentinária e superfície mais lisa, enquanto que o laser torna a superfície

mais irregular, com aspecto mais retentivo, presença de túbulos abertos, e ausência de lama dentinária. As avaliações clínicas dos procedimentos restauradores, após 24 meses, mostraram resultados similares aos encontrados em cavidades realizadas com instrumentos rotatórios.

O selamento marginal de restaurações em cavidades preparadas com laser de Er:YAG foi avaliado por KHAN *et al.* (1998). Avaliaram a microinfiltração utilizando corante e microscopia eletrônica de varredura em cavidades classe I preparadas por laser de Er:YAG e alta rotação, comparando-se três materiais restauradores diferentes. Para o estudo foram utilizados 96 pré-molares e molares extraídos, sendo que 48 cavidades classe I foram preparadas com alta rotação (ponta diamantada 211) e as outras 48 cavidades foram realizadas com um laser de Er:YAG (Key Laser 1242, KaVo Co.) com energia de 400 mJ/pulso e frequência de 6 Hz, sob refrigeração. Os dois grupos foram, então, divididos em três subgrupos e restaurados com diferentes materiais. GRUPO 1 - preparado com o laser e restaurado com amálgama (Shofu); GRUPO 2 - preparado com o laser, aplicado sistema adesivo (Clearfil Photo Bond, Kuraray) por trinta segundos e restaurado com resina composta (Silux, 3 M); GRUPO 3 - preparado com o laser, tratado com condicionador de dentina e restaurado com ionômero de vidro (Fuji Ionomer Type II LC, GC). GRUPO 4 - preparado com alta rotação e restaurado com amálgama (Shofu); GRUPO 5 - preparado com alta rotação, condicionado com ácido fosfórico 30% por 40 segundos, aplicado sistema adesivo (Clearfil Photo Bond, Kuraray) por trinta segundos e restaurado com resina composta (Silux, 3 M); GRUPO 6 - preparado com alta rotação, tratado com condicionador de dentina e restaurado com ionômero de vidro (Fuji Ionomer Type II LC, GC). Após armazenagem, os dentes foram imersos em solução de

rodamina B 0,6% (Muto Chemical Co.) por 48 horas a 36 °C. Os dentes foram cortados longitudinalmente e observados através de estereoscopia. Estatisticamente não houve diferença significativa entre as cavidades preparadas com laser e com alta rotação. Porém, houve diferença significativa entre os materiais restauradores utilizados, tendo o amálgama maior infiltração do que a resina ou ionômero, independente da forma de preparo cavitário utilizada. A microscopia eletrônica de varredura mostrou boa adaptação marginal em cavidades restauradas com ionômero ou resina, mas pobre adaptação em cavidades realizadas com o amálgama.

AOKI *et al.* (1998) compararam o efeito do laser de Er:YAG e do método convencional com alta rotação para tratamento de cáries radiculares. Trinta e um dentes humanos extraídos com presença de cavidades de cárie nas superfícies proximais foram utilizados. Um laser de Er :YAG ML22 (Erwing; HOYA Corp. and J. Morita Mfg. Corp.), com duração de pulso de 200 μ s, energia de 145 mJ/pulso e frequência de 10 Hz, foi utilizado. O diâmetro da fibra utilizada foi de 600 μ m. As irradiações foram conduzidas sob refrigeração ar-água (água, 12,6 ml./min.; ar, 3,7 l./min.), inicialmente no modo contato e, conforme havia remoção de tecido, afastou-se a fibra, diminuindo-se a densidade de energia. Vinte e cinco dos 31 dentes foram selecionados e submetidos ao laser ou ao tratamento com instrumento rotatório. Os seis dentes remanescentes receberam somente tratamento com laser, com metade das lesões agindo como controle não tratado. Os autores observaram que a remoção de tecido cariado através do laser de Er:YAG foi eficiente e efetiva. As superfícies das cavidades irradiadas apresentaram-se sem trincas, nem sinais de carbonização em esmalte e dentina. As margens das cavidades apresentaram-se irregulares com formação de

inúmeras crateras. O tempo de remoção de tecido cariado com laser mostrou-se significativamente maior. Ao exame histológico não foi constatada presença de fissuras ou áreas de carbonização nos tecidos circundantes. Com a utilização de brocas esféricas, sulcos foram formados na superfície dentinária e esta estava coberta por lama dentinária, enquanto que nas amostras em que foi utilizado o laser a superfície dentinária encontrou-se mais irregular, com presença de túbulos abertos e maior remoção de dentina intertubular, causando projeção da dentina peritubular. Os preparos feitos com laser, quando examinados histologicamente, apresentaram-se, geralmente, mais pigmentados por hematoxilina. Discutiu-se que a zona basofílica encontrada nos espécimes tratados com laser poderia estar associada à desnaturação da dentina remanescente.

KELLER *et al.* (1998) realizaram um estudo clínico avaliando a aceitação do tratamento com laser de Er:YAG pelos pacientes. Uma comparação direta foi feita entre o método convencional e o uso do laser. O estudo incluiu 103 pacientes com um total de 206 procedimentos realizados, sendo a metade dos procedimentos realizada com um laser de Er:YAG e o restante com alta rotação. Foi utilizado um laser de Er:YAG (KaVo; System Aesculap Meditec), com duração de pulso de 250 μ s e *spray* de água operante. A irradiação foi no modo não contato com diâmetro do feixe no foco de aproximadamente 0,7 mm. No esmalte foram utilizadas energias variando entre 250 mJ e 400 mJ, com taxas de repetição de 2 a 4 Hz. Para dentina, 150 mJ a 300 mJ, e freqüências de 1 a 3 Hz. O esquema de avaliação compreendeu três escores: confortável, desconfortável e muito desconfortável. O laser demonstrou ser mais confortável do que o preparo mecânico convencional. Oitenta por cento dos pacientes consideraram mais confortável o procedimento realizado com o laser.

ARIMOTO *et al.* (1998) estudaram o efeito do laser em relação ao aumento da resistência dentinária às soluções ácidas. Superfícies labiais de dentes bovinos foram irradiadas com um laser de Er:YAG (KaVo KEY, KaVo Co.) com parâmetros de 60 mJ/pulso e 1 Hz ; 200 mJ/pulso e 2 Hz . Após a irradiação laser, os espécimes foram imersos em uma solução desmineralizadora por 2, 4, e 8 horas. A irradiação com laser de Er:YAG causou alteração na organização cristalina e perda de substâncias orgânicas, aumentando a resistência destas superfícies à desmineralização.

ZENNYU *et al.* (1998) avaliaram a importância da direção de irradiação sobre a morfologia da superfície dentária. Dentes molares humanos extraídos foram seccionados e desgastados com lixa 600. As irradiações foram conduzidas com um laser de Er:YAG (Erwing, Hoya and Morita Co.) com 180 mJ, 10 Hz, com duração de 10 segundos no esmalte e 2 segundos em dentina. As direções de irradiação foram: perpendicular à direção dos prismas de esmalte, paralela aos prismas de esmalte, perpendicular aos túbulos dentinários, e paralela aos túbulos dentinários. Através da microscopia eletrônica de varredura da dentina irradiada observou-se superfície irregular, abertura de túbulos e ausência de *smear layer*, não havendo diferenças significantes no aspecto morfológico em relação à mudança de direção de irradiação.

TANJI (1998) observou as alterações morfológicas do esmalte e da dentina após realização de cavidades classe I com laser de Er:YAG. Utilizou 20 dentes que foram divididos em quatro grupos: GRUPO 1 - 400 mJ/pulos, 2 Hz, densidade de energia de 128,38 J/cm²; GRUPO 2 - 450 mJ/pulso, 2 Hz, densidade de energia de 144,43 J/cm²; GRUPO 3 - 500 mJ/pulso, 2 Hz, densidade de energia de 160,48 J/cm²; GRUPO 4 - instrumento rotatório (ponta diamantada cilíndrica

K.G. Sorensen n. 1091) em alta rotação (controle). O laser utilizado foi o KaVo KEY Laser (KaVo Co.), no modo não contato, com diâmetro do feixe na posição focada de 0,63 mm, sob refrigeração. Cavidades classe I com dimensões semelhantes foram confeccionadas. Os dentes foram fraturados no sentido vestibulo-lingual, sendo então, preparados para análise das alterações morfológicas através de microscopia eletrônica de varredura. Outras nove amostras foram analisadas em relação à concentração de cálcio, fósforo e oxigênio da dentina antes e após as irradiações. Os resultados mostraram que a dentina irradiada apresentava-se irregular e com túbulos dentinários abertos. Áreas de fusão foram observadas na dentina quando irradiada com 500 mJ/pulso. A análise através de fluorescência de raios-X mostrou diferença estatisticamente significativa apenas para os níveis de cálcio do grupo submetido a 400 mJ/pulso. Os valores de fósforo apresentaram diferença estatística significativa, antes e após irradiação laser, sob 450 mJ/pulso. Concluiu-se que os aspectos da dentina foram semelhantes entre as três densidades de energia utilizadas.

RAMOS (1998) avaliou a microinfiltração marginal em cavidades classe V confeccionadas com um laser de Er:YAG (KaVo KEY Laser, KaVo Co.) e com alta rotação. Trinta e seis dentes humanos extraídos receberam cavidades em suas faces vestibulares. Os dentes foram divididos em 3 grupos. GRUPO 1 - preparo com alta rotação (1091 - K. G. Sorensen) e biselamento do cavo-superficial com ponta diamantada (3195 F - K.G. Sorensen) + sistema adesivo Single Bond (3M); GRUPO 2 - preparo com laser de Er:YAG, modo não contato, focalizado, com 400 mJ/pulso, 6 Hz, densidade de energia de 128, 61 J/cm², o esmalte cavo-superficial foi condicionado com 60 mJ/pulso, 10 Hz, densidade de energia de 128,61 J/cm² + sistema adesivo Single Bond (3M). GRUPO 3 - idem ao grupo 2,

porém ao contrário dos grupos 1 e 2, nos espécimes do grupo 3 o sistema adesivo Single Bond (3M) foi utilizado sem o condicionamento com ácido fosfórico 35% durante 15 segundos. A seguir, as cavidades foram restauradas com resina Z 100 (3 M). Após análise dos resultados, não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre os grupos 1 e 2. No entanto, os graus de infiltração encontrados no grupo 3 foram maiores que os obtidos nos grupos 1 e 2. O trabalho salienta a importância do condicionamento ácido para o procedimento adesivo.

SARACENI (1998) avaliou a força de união de um sistema adesivo aplicado em superfícies dentinárias tratadas por microabrasão por óxido de alumínio ou irradiação com laser de Er:YAG, associados ao condicionamento ácido e em substituição ao mesmo. Os dentes foram divididos em seis grupos: GRUPO 1 - ácido + *primer* + adesivo dentinário (Scotchbond Multipurpose Plus) + resina composta Z 100 (3 M); GRUPO 2 - Jateamento com óxido de alumínio (Micro Etcher) + *primer* + adesivo + adesivo dentinário + resina composta; GRUPO 3 - Jateamento com óxido de alumínio + ácido + *primer* + adesivo dentinário + resina composta; GRUPO 4 - laser de Er:YAG (60 mJ - 2 Hz) + *primer* + adesivo dentinário + resina composta; GRUPO 5 - laser de Er:YAG (100 mJ + 2 Hz) + *primer* + adesivo dentinário + resina composta; GRUPO 6 - laser de Er:YAG (60 mJ - 2 Hz) + ácido + *primer* + adesivo dentinário. O laser utilizado foi o KaVo KEY Laser (KaVo Co.), no modo não contato, forma desfocada, a uma distância de 20 mm da dentina, sob refrigeração. O sistema adesivo utilizado foi o Scotch Bond Multipurpose Plus (3M) e a resina composta foi a Z 100 (3M). Os maiores valores foram conseguidos com o tratamento convencional (grupo 1) e com a irradiação laser seguida de condicionamento ácido (grupo 6), não havendo

diferença estatística entre estes grupos. Após análise dos resultados, concluiu-se que o condicionamento ácido não poderia ser abolido, uma vez que a não realização do mesmo, levou a uma diminuição da resistência de união.

HOSSAIN *et al.* (1999) avaliaram as alterações morfológicas em esmalte e dentina irradiados pelo laser de Er:YAG com e sem refrigeração. O KaVo KEY laser (KaVo Co.), com parâmetros de 100 a 400 mJ e frequência de 2 Hz por 5 segundos, foi utilizado. As irradiações foram conduzidas no modo não contato, forma focada (diâmetro do feixe no foco de 0,63 mm) em esmalte e em dentina com e sem refrigeração com água (1 ml./min.). As taxas de ablação, com e sem água, foram medidas em diferentes energias e as alterações morfológicas em dentina e esmalte foram analisadas através de estereomicroscopia e microscopia eletrônica de varredura. A irradiação, na presença de água, reduziu de forma mínima a profundidade de ablação. Os dados obtidos através da estereomicroscopia e microscopia eletrônica de varredura indicaram que na presença de água as cavidades foram produzidas sem causar danos térmicos a estruturas adjacentes às áreas irradiadas.

LATTA *et al.* (1999) realizaram um estudo para observar a microestrutura da interface dentina-resina de dois sistemas adesivos. Duas cavidades classe I com profundidades semelhantes foram confeccionadas em molares extraídos, uma com alta rotação e a outra com um laser de Er:YAG. Os dentes foram então divididos em grupos: GRUPO 1 - condicionamento ácido e aplicação do Prime & Bond 2.1 (Dentsply Caulk); GRUPO 2 - aplicação do Prime & Bond 2.1 (Dentsply Caulk); GRUPO 3 - condicionamento ácido e aplicação do Single Bond (3M). Os dentes foram cortados para se evidenciar a interface restauradora, polidos e imersos em HCl 8% por 20 segundos e então imersos em NaOCl 5% por 20

minutos. Após desidratação, os dentes foram metalizados e analisados em microscópio eletrônico de varredura. Os espécimes preparados com a alta rotação dos grupos 1 e 2 mostraram camadas híbridas bem definidas e *tags* profundos. Entretanto, os espécimes tratados com o laser de Er:YAG dos grupos 1 e 2 apresentaram uma camada híbrida pobremente definida e *tags* de resina menos pronunciados. Os espécimes do grupo 3, quando preparados com alta rotação, mostraram formação de camada híbrida e de *tags*, já quando o preparo foi realizado com o laser de Er:YAG houve total ausência de hibridização e de *tags*. Sugeriu-se que a utilização do laser de Er:YAG poderia influenciar negativamente a performance de alguns sistemas adesivos.

BLANKENAU *et al.* (1999) avaliaram o grau de microinfiltração em cavidades classe V confeccionadas com um laser de Er:YAG e com alta rotação. Quarenta dentes humanos foram utilizados e distribuídos em quatro grupos. Vinte cavidades foram confeccionadas com laser e outras 20 foram preparadas com alta rotação. GRUPO 1 - alta rotação, condicionamento ácido, adesivo (Optibond Solo) e resina composta; GRUPO 2 - alta rotação, adesivo (Optibond Solo) e resina composta. As amostras tratadas com laser foram restauradas similarmente com (GRUPO 3) e sem condicionamento ácido (GRUPO 4). Após armazenagem e termoclicagem os dentes foram colocados em solução de nitrato de prata a 50% e avaliados segundo o grau de infiltração de 0 a 3. Os autores não encontraram diferença estatisticamente significativa entre os graus de infiltração na parede gengival dos grupos. Na margem oclusal os resultados indicaram haver necessidade do condicionamento ácido para realização de procedimentos adesivos em esmalte.

ARMENGOL *et al.* (1999) compararam o efeito do laser de Er:YAG e métodos convencionais para utilização sobre lesões de cárie, dentina sadia, e esmalte. Trinta dentes humanos extraídos foram submetidos a dois tipos de tratamento: A) Técnicas convencionais - ponta diamantada e brocas *carbide* em alta rotação para esmalte e dentina, respectivamente; brocas *carbide* em baixa rotação e colheres de dentina para dentina cariada. B) laser de Er:YAG (Kavo KEY Laser, Kavo Co.) com níveis de energia de 250 mJ e 2 Hz para dentina cariada; 300 mJ e 2 Hz para dentina sadia; e 350 mJ e 3 Hz para esmalte sadio. A duração de pulso foi de 250 μ s, diâmetro de foco de 0,8 mm, e distância focal de 15 mm. Fluxo contínuo de água foi utilizado. Os dentes foram analisados em microscópio eletrônico de varredura. Nos espécimes irradiados a dentina mostrou-se livre de fissuras e trincas, com pouca formação de *smear layer* e com presença de túbulos dentinários abertos. Foi evidenciada maior remoção de dentina intertubular em comparação à dentina peritubular.

BURNETT (1999) avaliou a resistência de união proporcionada por diferentes métodos de preparo cavitário. Foram comparados: laser de Er:YAG, abrasão a ar e alta rotação. Descreveu, ainda, através de microscopia eletrônica de varredura, o aspecto morfológico das superfícies dentinárias das cavidades preparadas pelos diferentes métodos. Para o teste de força de união utilizou 45 espécimes divididos em três grupos, dependendo da forma de preparo utilizada. Para o tratamento com laser foi utilizado um laser de Er:YAG (KaVo KEY laser, KaVo Co.), com duração de pulso de 200 a 500 μ s, sendo utilizada energia de 450 mJ/pulso, 2 Hz de frequência e densidade de energia de 144,69 J/cm². As irradiações, no modo focado e com sistema de refrigeração operante, foram realizadas por 10 segundos em uma área de 5 mm. Após o preparo cavitário,

todos os espécimes dos três grupos foram restaurados da mesma forma. Ao teste de tração não observou diferença significativa entre os métodos de tratamento. Em relação ao aspecto morfológico da dentina, foi observado que após tratamento com o laser de Er:YAG havia ausência de lama dentinária e presença de túbulos dentinários abertos, o que não ocorreu quando se utilizou a alta rotação ou abrasão a ar. A superfície irradiada mostrou-se irregular e com dentina peritubular evidente.

HOSSAIN *et al.* (2000) investigaram o efeito do laser de Er:YAG no aumento da resistência dos tecidos dentais aos ácidos. Cavidades realizadas em dentes humanos extraídos foram irradiadas com um laser de Er:YAG (KaVo KEY Laser, KaVo Co.) com parâmetros de 400 mJ/pulso e frequência de 2 Hz por 4 a 5 segundos, com e sem água presente. As amostras foram imersas em solução desmineralizadora por 24 horas, e observadas através de espectrofotometria de absorção atômica e microscopia eletrônica de varredura. Os resultados mostraram que a irradiação laser promoveu um aumento da resistência da dentina e esmalte à desmineralização.

MARTÍNES-INSUA *et al.* (2000) realizaram ensaios de tração para avaliar a eficácia do KaVo KEY Laser (Kavo Co.), duração de pulso de 250 μ s, em preparar a superfície dental para adesão. Foram utilizados 80 pré-molares humanos. Os espécimes foram divididos em quatro grupos: I.a.) condicionamento do esmalte com ácido fosfórico a 37 % por 15 segundos; I.b.) condicionamento do esmalte com laser de Er:YAG com 200 mJ/pulso e frequência de 4 Hz, inicialmente no modo desfocado e, após, no modo focado, em uma área de 4 x 4 mm; II.a.) condicionamento da dentina com ácido fosfórico a 37% por 5 segundos; II.b.) condicionamento da dentina com laser de Er:YAG no modo focado com 160

mJ/pulso e frequência de 4 Hz. Outros 12 dentes foram divididos nos mesmos quatro grupos e analisados em microscópio eletrônico de varredura. Os resultados do teste de tração evidenciaram que os grupos condicionados com ácido tiveram valores significativamente maiores que os espécimes irradiados com laser, tanto em dentina como em esmalte. Ao exame, com microscópio eletrônico de varredura, da interface de união dos espécimes condicionados com laser pôde-se observar a presença de fissuras perpendiculares à superfície e entre os prismas de esmalte. Em dentina houve presença de lascas de dentina e fissuras paralelas à superfície. O condicionamento com laser de Er:YAG propiciou a formação de fissuras na subsuperfície dos tecidos irradiados tornando-a desfavorável à adesão.

ARAÚJO (2000) avaliou a microinfiltração e nanoinfiltração em cavidades classe V preparadas com laser de Er:YAG e com alta rotação e restauradas com dois sistemas adesivos distintos - Single Bond (3M) e o Prime & Bond NT (Dentsply). A influência do laser de Nd:YAG sobre os dois sistemas adesivos também foi testada. As cavidades foram confeccionadas com o KaVo KEY Laser (KaVo Co.), duração de pulso de 250 - 500 μ s, diâmetro do foco de 0,63 mm, energia de 350 mJ/pulso e 4 Hz. As dimensões das cavidades foram padronizadas. O laser de Nd:YAG (Pulse Master 1000 ADT) teve como parâmetros 60 mJ, 10 Hz, e 74,6 J/cm². Os preparos foram feitos nas faces vestibulares e linguais de 80 incisivos bovinos extraídos, divididos em 8 grupos: G1) Er:YAG + Prime & Bond NT+ resina TPH; G2) Er:YAG + Single Bond + resina Z 100; G3) Er:YAG + Single Bond + Nd:YAG + Z 100; G4) Er:YAG + Prime & Bond NT + Nd:YAG + TPH; G5) alta rotação + Prime & Bond NT + Nd:YAG+ TPH ; G6) alta rotação + Single Bond + Z 100; G7) alta rotação + Single Bond +

Nd:YAG+ Z 100; G8) alta rotação + Prime & Bond NT + Nd:YAG + TPH. Após termociclagem, os dentes foram armazenados em solução de nitrato de prata 50% por 24 horas e então expostos a um fotoevidenciador. Os espécimes foram seccionados longitudinalmente em três porções e o grau de microinfiltração foi avaliado sob estereomicroscopia. A porção central de cada espécime foi analisada sob microscopia eletrônica de varredura para avaliação de nanoinfiltração. Não houve diferença significativa entre as cavidades preparadas com laser de Er:YAG e as realizadas com alta rotação, quando da utilização dos sistemas adesivos sem ação do laser de Nd:YAG. Porém o grupo irradiado com laser de Er:YAG + Single Bond + Nd: YAG + Z 100 mostrou os menores graus de micro e nanoinfiltração.

COLUZZI (2000) ao realizar uma revisão dos comprimentos de onda de lasers utilizados em odontologia, descreve o mecanismo pelo qual ocorre a remoção de tecido dental pelo laser de Er:YAG. Devido à alta afinidade da água pelo comprimento de onda do laser de Er:YAG - 2940nm - a água contida nas estruturas cristalinas do tecido dental absorve prontamente e facilmente a energia do feixe laser. A vaporização da água contida no interior do substrato mineral causa uma expansão volumétrica e este aumento de pressão leva a uma microexplosão que remove o tecido circundante, liberando calor. O conteúdo de água aumentado em tecido cariado permite uma interação preferencial com o tecido cariado, propiciando um efeito seletivo do laser sobre o tecido cariado. Este laser é ideal para remoção de tecido cariado e preparo cavitário quando utilizado com *spray* de água.

ROEBUCK *et al.* (2001) avaliaram a microinfiltração em cavidades classe V preparadas com um laser de Er:YAG (Fotona) e restauradas com um compômero.

Sessenta e um pré-molares extraídos foram divididos em três grupos. Duas cavidades foram, aleatoriamente, realizadas, uma na superfície vestibular e outra na face lingual de cada dente. As cavidades controles foram realizadas com alta rotação e as cavidades testes com 200 mJ, 240 mJ e 300 mJ de energia por pulso, e frequência de 5 Hz. As cavidades em que se utilizou 300 mJ receberam acabamento com 100mJ de energia. Todas as cavidades foram restauradas com um compômero (Compoglass), seguindo as orientações do fabricante. A microinfiltração foi avaliada através da utilização de azul de metileno. Em dentina não foram encontradas diferenças entre os graus de infiltração dos grupos testes e o controle, ou entre os grupos com energias de 200 mJ e 300 mJ em esmalte. Os resultados mostraram não haver influência negativa do laser de Er:YAG sobre o selamento marginal em cavidades preparadas com o laser. Na verdade, no grupo em que se utilizou 240 mJ, as margens do esmalte exibiram menor grau de infiltração.

CEBALLOS *et al.* (2001) compararam o grau de microinfiltração em cavidades classe V condicionadas com ácido, laser, ou laser e ácido. Cavidades classe V, nas faces vestibular e lingual, foram confeccionadas em 18 terceiros molares extraídos. Os espécimes foram distribuídos em três grupos. GRUPO 1 - cavidades tratadas com ácido fosfórico a 35%; GRUPO 2 - cavidades irradiadas com laser de Er:YAG com frequência de 2 Hz - 250 mJ/pulso em dentina e 300 mJ/pulso em esmalte; GRUPO 3 - cavidades irradiadas foram condicionadas com ácido fosfórico a 35%. Os resultados mostraram não haver diferença entre os grupos quando se avaliou o grau de microinfiltração na parede gengival, porém em esmalte a utilização, somente, do condicionamento ácido mostrou menor grau de infiltração marginal.

FARMAKIS *et al.* (2001) apresentaram um estudo preliminar em que mostraram mudanças no substrato orgânico da dentina sob efeito hidrocínético do laser de ErCr:YSGG (Millenium). Quinze discos de dentina com 2 mm de espessura foram confeccionados, divididos em metades e distribuídos em três grupos. GRUPO A - uma metade serviu como controle, não tratada, e a outra foi irradiada com 3,5 W; GRUPO B - uma metade controle, não tratada, e a outra foi irradiada com 6 W; GRUPO C - ambas metades foram condicionadas com ácido, uma metade foi irradiada com 3,5 W e a outra permaneceu somente com o condicionamento ácido. Todos os discos foram imersos em uma solução que produz mudanças cromáticas no substrato, quando há presença de carboidratos e grupos aminas disponíveis. Os resultados mostraram que houve desnaturação do colágeno dentinário após a utilização do efeito hidrocínético com o laser de ErCr:YSGG.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

A observação direta das estruturas envolvidas na união entre resina e dentina, através da microscopia eletrônica de varredura, é um importante aspecto na avaliação da qualidade do procedimento adesivo. Para realizar tal observação torna-se imperativa a utilização de materiais específicos dentro de uma metodologia que proporcione a obtenção de discos de dentina e preparo destes para análise da superfície dentinária e da interface de união. Este capítulo destina-se à descrição dos materiais e dos métodos utilizados no presente estudo.

4.1. Obtenção dos discos de dentina

Dez terceiros molares humanos extraídos, livres de cárie e mantidos em soro fisiológico 0,9% a 4 °C por no máximo 1 mês após extração, foram utilizados no trabalho. As raízes, em nível da junção amelo-cementária, e o esmalte da face oclusal, 2 mm em direção cervical a partir da cúspide mais proeminente, foram removidos através da utilização de uma máquina de seccionamento de corpos de prova (Labcut 1010 - Extec) e descartados. Obteve-se um disco de dentina que teve a face referente à câmara pulpar desgastada com lixa de granulação 600 montada em uma máquina Politriz (Ecomet 3 - Extec) tendo como limite o teto da

câmara pulpar. Em seguida a face oclusal foi, também, desgastada com lixa de granulação 600 até que discos de dentina de profundidade semelhante, e com espessura de 2 mm, fossem obtidos.

4.2. Preparo das amostras para análise da superfície dentinária condicionada.

Cinco discos de dentina foram fixados em bases de cera utilidade (Wilson-Polidental Ind. e Com. Ltda.) com dimensões de 2 cm X 2 cm. Em cada disco, foram realizados dois preparos cavitários semelhantes, uma cavidade com o laser e outra com a alta rotação, medindo 2 mm x 2 mm, e aproximadamente 1 mm de profundidade. Foi utilizado o laser de érbio KaVo KEY (KaVo Co. Alemanha), mostrado na FIG. 1, que consiste em um laser cujo meio ativo é um cristal de YAG dopado com érbio. O aparelho emite num comprimento de onda de 2940 nm, energia variável entre 60 e 500 mJ, taxa de repetição variando entre 1 e 15 Hz, duração de pulso variável de 250 a 500 μ s, sendo o foco ideal obtido entre as distâncias de 12 a 15 mm da lente de saída do feixe até o tecido que será irradiado. O diâmetro do feixe na posição focalizada é de 0,63 mm. Para a irradiação dos espécimes foi utilizada a peça de mão 2051 (KaVo do Brasil S. A.), mostrada na FIG. 2, acoplada ao sistema de entrega do feixe (fibra óptica). Devido à irradiação localizar-se na região do infra-vermelho, região não visível do

espectro eletromagnético, um laser de diodo com comprimento de onda de 635 nm (vermelho) atua como feixe guia.

Desta forma cada disco de dentina apresentava uma cavidade confeccionada com o laser de Er:YAG ao lado de outra realizada da forma convencional. A energia utilizada foi de 250 mJ por pulso, frequência de 4 Hz, densidade de energia de 83 J/cm², e fluxo de saída de água de 8 ml/min. A quantidade média de pulsos utilizados para realização de cada cavidade foi de 397 pulsos. Utilizou-se o feixe na forma não-contato, no modo focado, e com incidência perpendicular ao tecido alvo. A cada 100 pulsos, a ponteira da peça de mão foi limpa com gaze embebida em água destilada.

O preparo convencional foi realizado com ponta diamantada esférica (KG Sorensen 1012) utilizando-se uma turbina de alta rotação Roll Air 3 (KaVo do Brasil), mostrada na FIG. 2, com rotação máxima de 350.000 rpm, sob refrigeração com *spray* ar-água.

As cavidades foram condicionadas com ácido fosfórico a 35% pertencente ao sistema adesivo Single Bond (3M) por 15 segundos, e lavadas com jato ar-água por 10 segundos. Após, estes espécimes foram armazenados em glutaraldeído a 2,5% em solução tamponada de cacodilato de sódio 0,1 M a 4° C, num pH de 7,4 por 12 horas.

Após a fixação das estruturas orgânicas as amostras foram lavadas por uma hora em solução tamponada de cacodilato de sódio 0,1 M num pH de 7,4, com três trocas; em seguida lavagem em água destilada por um minuto.

A FIG. 3, situada no fim deste capítulo, ilustra de forma esquemática a seqüência utilizada para a obtenção das amostras destinadas à análise da superfície dentinária.

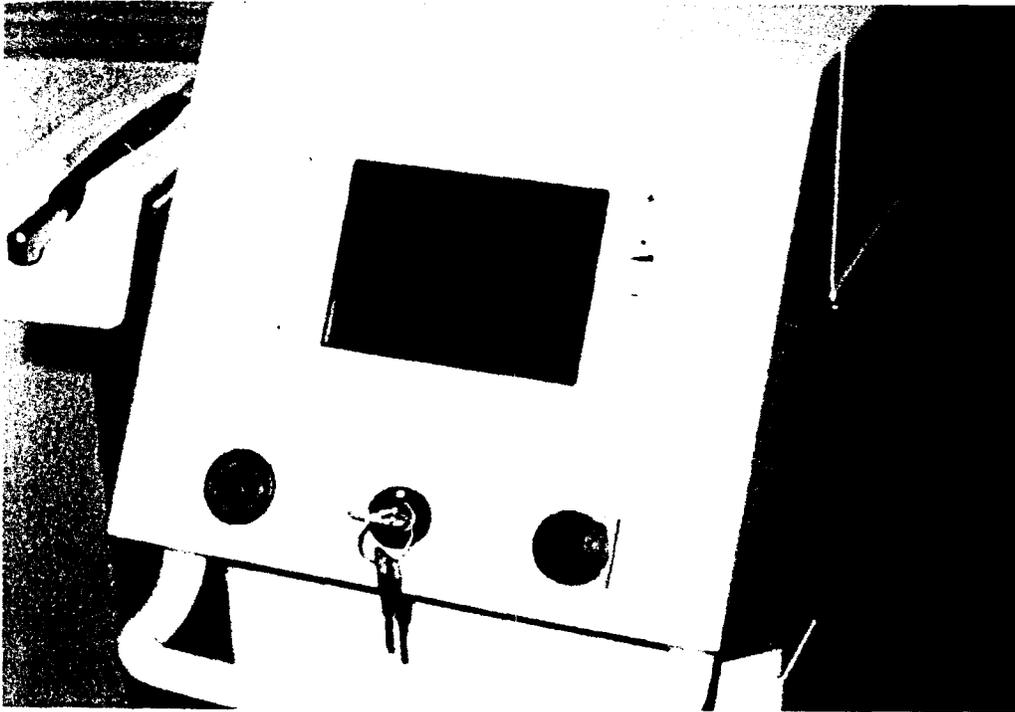


Figura 1 - Equipamento de laser de Er:YAG (KaVo KEY Laser).

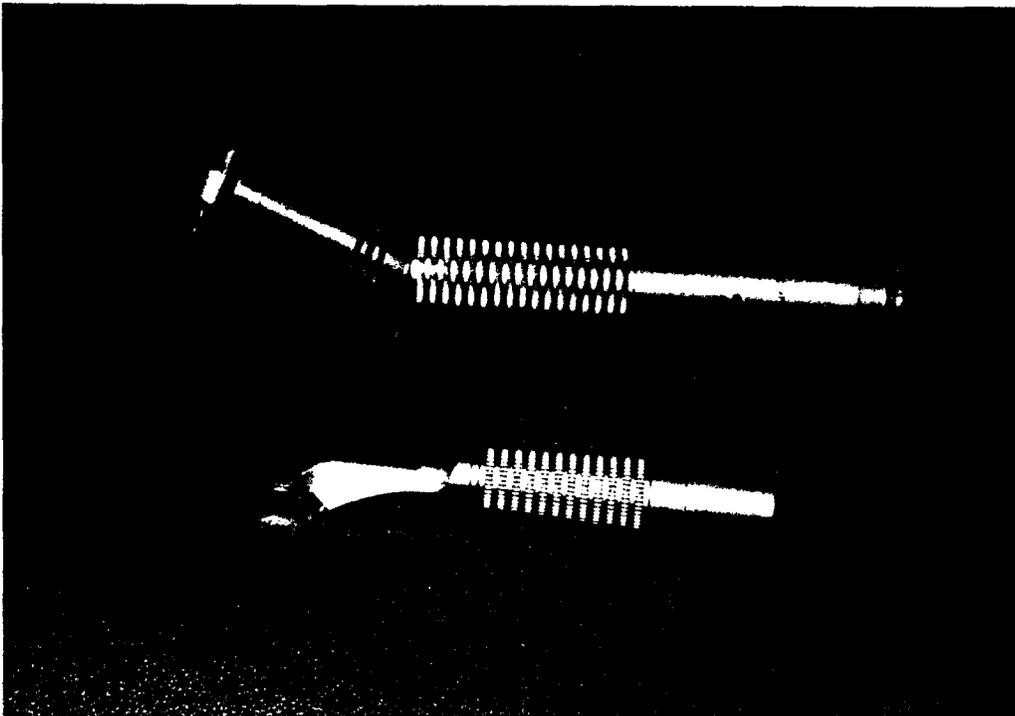


Figura 2 - Caneta de alta rotação Roll Air 3 montada com uma ponta diamantada esférica (acima). Peça de mão 2051 (abaixo).

4.3. Preparo das amostras para análise do padrão de interação dentina-resina

Aos discos de dentina restantes foi aplicado isolante com esmalte cosmético para unha (Colorama Ltda.) na superfície referente à câmara pulpar para prevenir que os solventes orgânicos contidos no adesivo escapassem através dos túbulos dentinários (PERDIGÃO *et al.*, 1999). Cavidades foram preparadas, com laser e com alta rotação, da mesma forma descrita anteriormente, no preparo das amostras para análise das superfícies dentinárias condicionadas com o ácido fosfórico a 35%.

Após a confecção das cavidades, o sistema adesivo Single Bond (3M do Brasil Ltda.- divisão de produtos dentais) foi utilizado de acordo com o seguinte protocolo:

- i. Condicionamento ácido por 15 s (ácido fosfórico 35%);
- ii. Lava-se por 10 segundos, sendo removido o excesso de água com pequena porção de algodão esterilizado;
- iii. Aplicam-se duas camadas consecutivas do sistema adesivo;
- iv. Seca-se gentilmente por 2-5 segundos;
- v. Fotopolimerização por 10 segundos.

Em seguida foi aplicada sobre o adesivo uma camada de aproximadamente 1 mm de espessura de resina composta Z100 (3M do Brasil Ltda.- divisão de produtos dentais) e polimerizada com aparelho fotopolimerizador XL 3000 (3M do Brasil Ltda.- divisão de produtos dentais), por 40 segundos. Os espécimes foram armazenados em glutaraldeído a 2,5% em solução tamponada de cacodilato de sódio 0,1 M a 4 °C, num pH de 7,4 por 12 horas.

Após a fixação das estruturas orgânicas as amostras foram lavadas por uma hora em solução tamponada de cacodilato de sódio 0,1 M num pH de 7,4, com três trocas, seguidas de uma lavagem em água destilada por um minuto.

Os discos de dentina foram embutidos em resina quimicamente ativada (Fibrapol). Os espécimes incluídos foram cortados expondo a interface dentina-resina de ambas as cavidades - preparadas com laser e com alta rotação - com uma única direção de corte através da máquina de seccionamento de corpos de prova (Labcut 1010 - Extec).

Cada metade obtida foi alisada, com lixas 600 e polidas com lixa 4000 até a superfície encontrar-se brilhante.

Os espécimes foram então desmineralizados em HCl 6 N por um minuto, lavados e desproteinizados em NaOCl 12% por 10 minutos, e lavados novamente em água destilada.

A seqüência utilizada para a obtenção das amostras destinadas à análise do padrão de interação dentina-resina encontra-se ilustrada esquematicamente na FIG. 3, situada ao término do capítulo.

A interface dentina-resina foi avaliada através da observação da penetração inter, peri, e intratubular do adesivo .

Cada metade dos cinco espécimes destinados ao estudo do padrão de

interação dentina-resina foi designada por letras do alfabeto, e os preparos identificados dependendo do equipamento utilizado para confecção do preparo. As duas metades de cada espécime foram analisadas sob microscopia eletrônica de varredura e os dados foram obtidos a partir da interface com características mais similares àquelas encontradas na literatura.

4.4. Preparo das amostras para microscopia eletrônica de varredura

Após serem lavadas em água destilada as amostras de todos grupos foram gradualmente desidratadas sendo imersas por vinte minutos em etanol 25%, vinte minutos em etanol 50%, 20 minutos em etanol a 75%, 30 minutos em etanol a 95% e 1 hora em etanol 98,93%. As amostras foram imersas em álcool etílico 98,93% em ultra-som por 10 minutos e então levadas ao hexametildisilazano (HMDS) por 10 minutos e colocadas sobre papel filtro até evaporação completa do HMDS. Este procedimento foi realizado com luvas de látex dentro de uma capela de vidro, devido às características irritantes do produto.

Após a desidratação as amostras foram fixadas em *stubs* de alumínio e metalizadas com cobertura de ouro. A seguir foram analisadas em Microscópio Eletrônico de Varredura (JEOI, JXA - 6400).

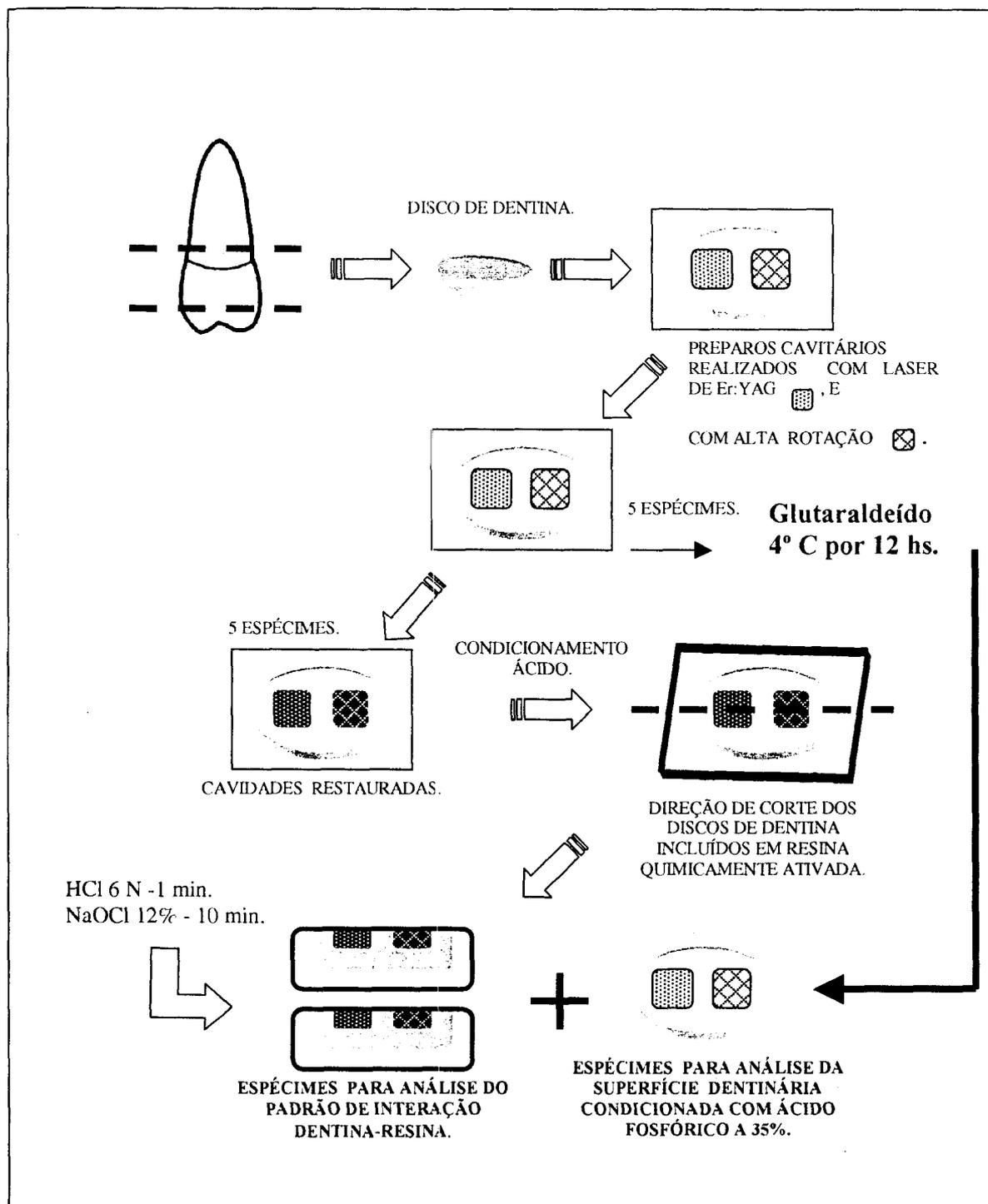


Figura 3 - Desenho esquemático do preparo das amostras para análise da superfície dentinária condicionada com ácido fosfórico a 35% e para análise do padrão de interação dentina-resina.

5. RESULTADOS

As características, tanto das superfícies dentinárias condicionadas com o ácido fosfórico, quanto da interface de união dentina-resina serão descritas neste capítulo. Para tal, optou-se por descrever, primeiramente, os achados referentes aos aspectos morfológicos das superfícies dentinárias condicionadas, seguindo-se então, a análise descritiva das estruturas integrantes da interface de união entre a resina e o substrato dentinário.

5.1. Análise morfológica da superfície dentinária condicionada

Conforme pode ser observado nas FIG. 4, 5, e 6, que mostram micrografias obtidas através de microscopia eletrônica de varredura, as superfícies dentinárias dos espécimes preparados com alta rotação e condicionados com ácido fosfórico demonstraram aspecto poroso, aumento de permeabilidade, caracterizado pela presença de espaços, antes preenchidos por estrutura mineral, entre fibras colágenas, e presença de túbulos dentinários abertos. Observou-se aumento dos diâmetros das aberturas dos túbulos dentinários,

demonstrando maior dissolução da dentina peritubular nesta região. A entrada dos túbulos caracterizou-se pela presença de espaços entre as fibras colágenas disponível para interdifusão do monômero resinoso.

Nos espécimes em que os preparos cavitários foram conduzidos com o laser de Er:YAG o aspecto morfológico da superfície de dentina condicionada com o ácido não se caracterizou pela presença de espaços entre as fibras colágenas, e os túbulos dentinários encontraram-se abertos e forrados por dentina peritubular evidente, como pode ser observado nas FIG. 7, 8, e 9. Foram observados aspectos morfológicos diferentes daqueles encontrados nas amostras preparadas com alta rotação e condicionadas com ácido.

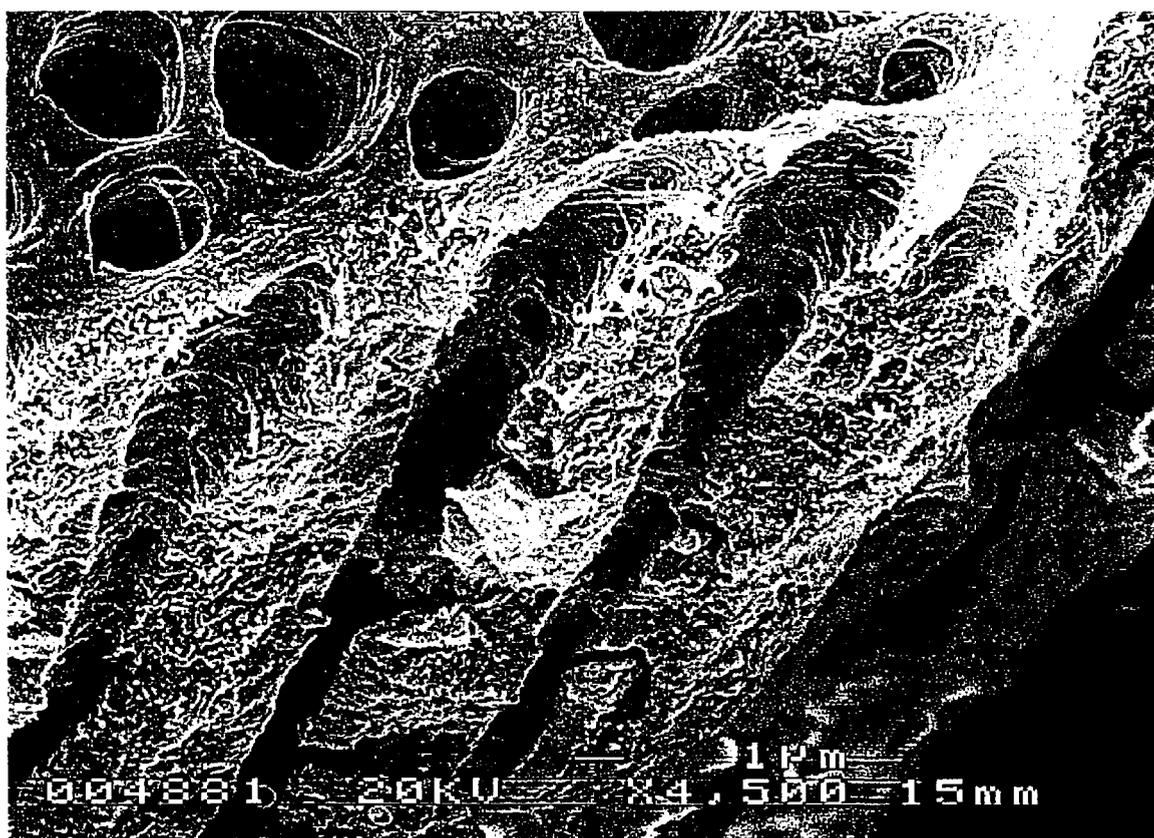


Figura 4 - Imagem obtida por MEV mostrando uma vista lateral da superfície dentinária de cavidade preparada com alta rotação e condicionada com ácido fosfórico a 35%. Presença de túbulos dentinários abertos (T) e fibras colágenas (C). Alargamento do diâmetro da entrada dos túbulos pela dissolução do componente mineral, proporcionando a estes um aspecto de funil. Aumento de 4.500 X.

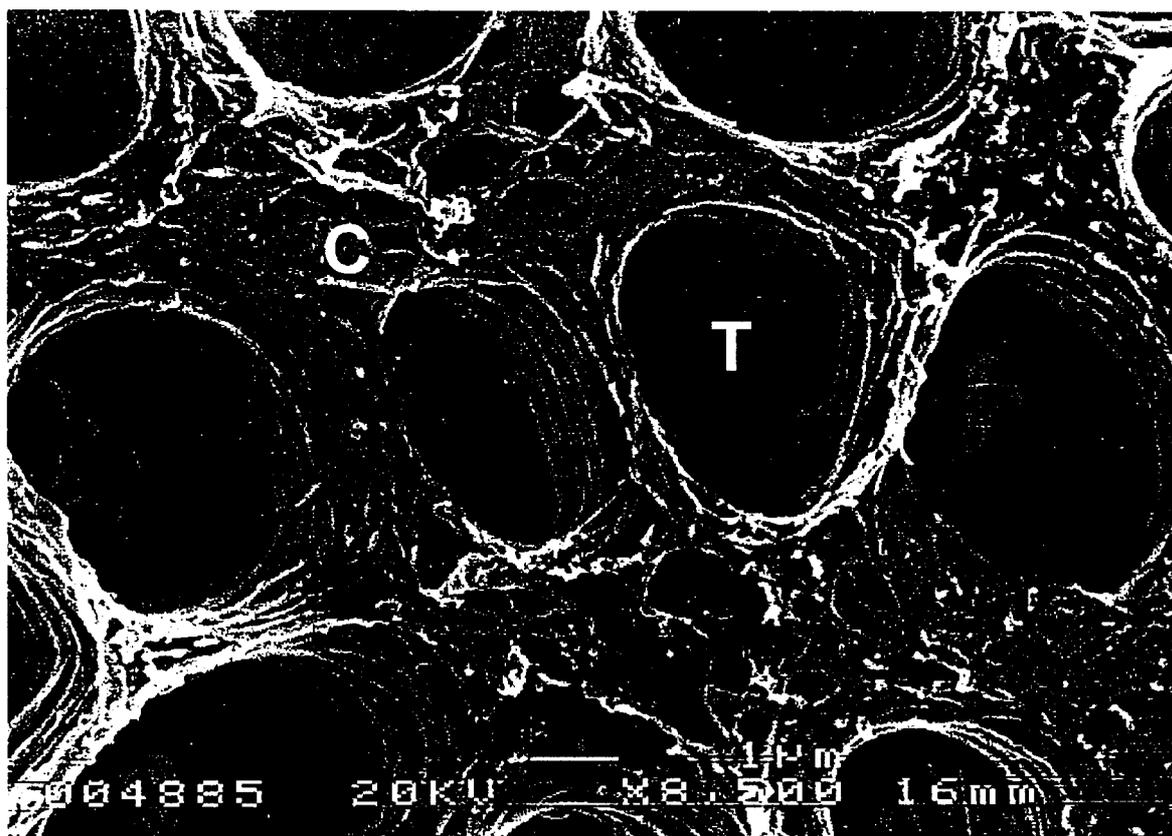


Figura 5 - Imagem obtida por MEV mostrando uma superfície dentinária de cavidade preparada com alta rotação e condicionada com ácido fosfórico a 35%. Presença de túbulos dentinários abertos (T) e de uma malha de fibras colágenas (C) visíveis devido à remoção da fase inorgânica da dentina . Aumento de 8.500 X.

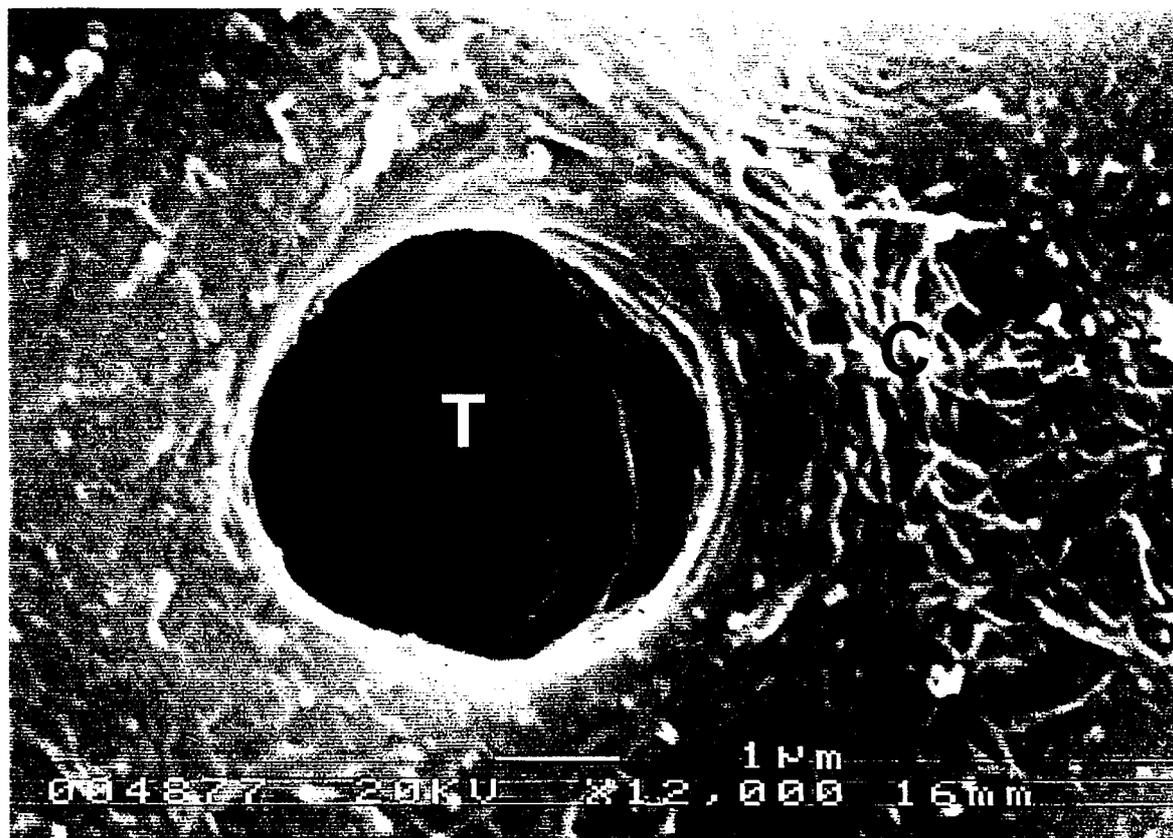


Figura 6 - Imagem obtida por MEV mostrando uma superfície dentinária de cavidade preparada com alta rotação e condicionada com ácido fosfórico a 35%. Túbulo dentinário aberto (T) e presença de fibras colágenas (C). Aumento de 12.000 X.

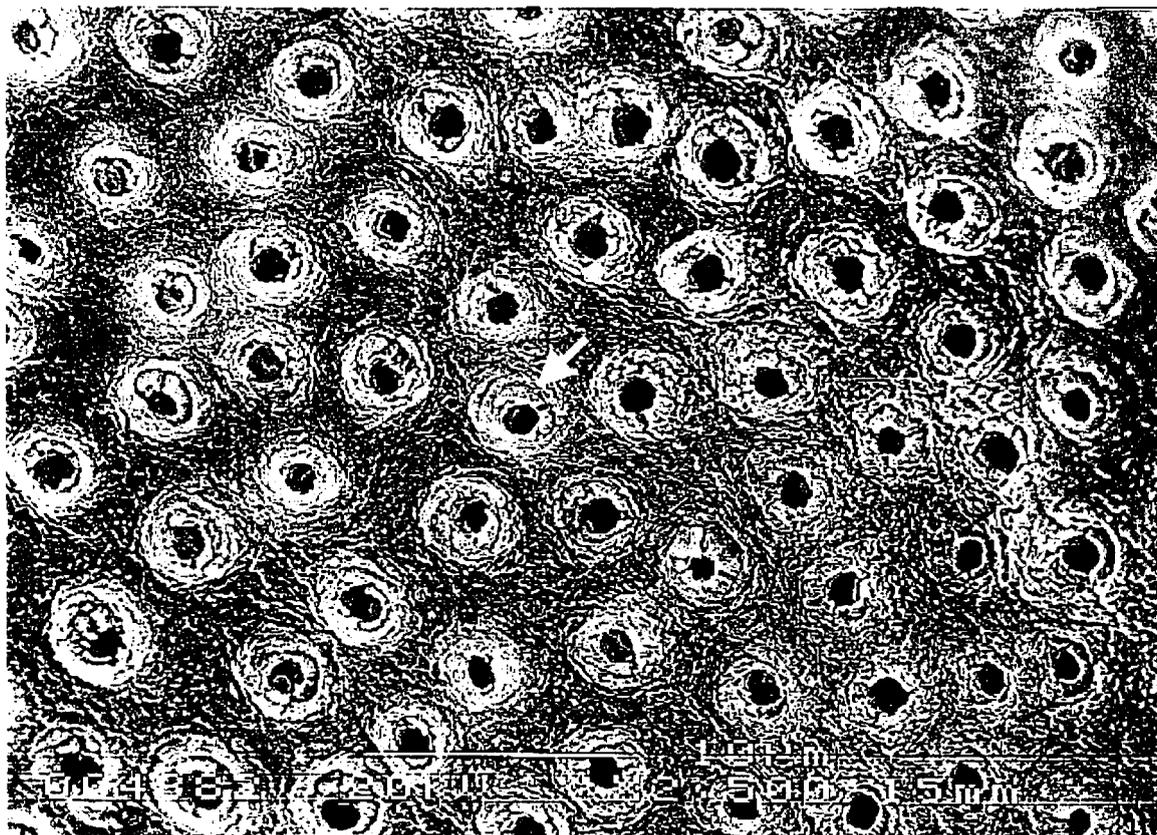


Figura 7 - Imagem obtida por MEV mostrando uma superfície dentinária de cavidade preparada com laser de Er:YAG e condicionada com ácido fosfórico a 35%. Presença de túbulos dentinários abertos com dentina peritubular evidente (seta). Aumento de 2.500 X.

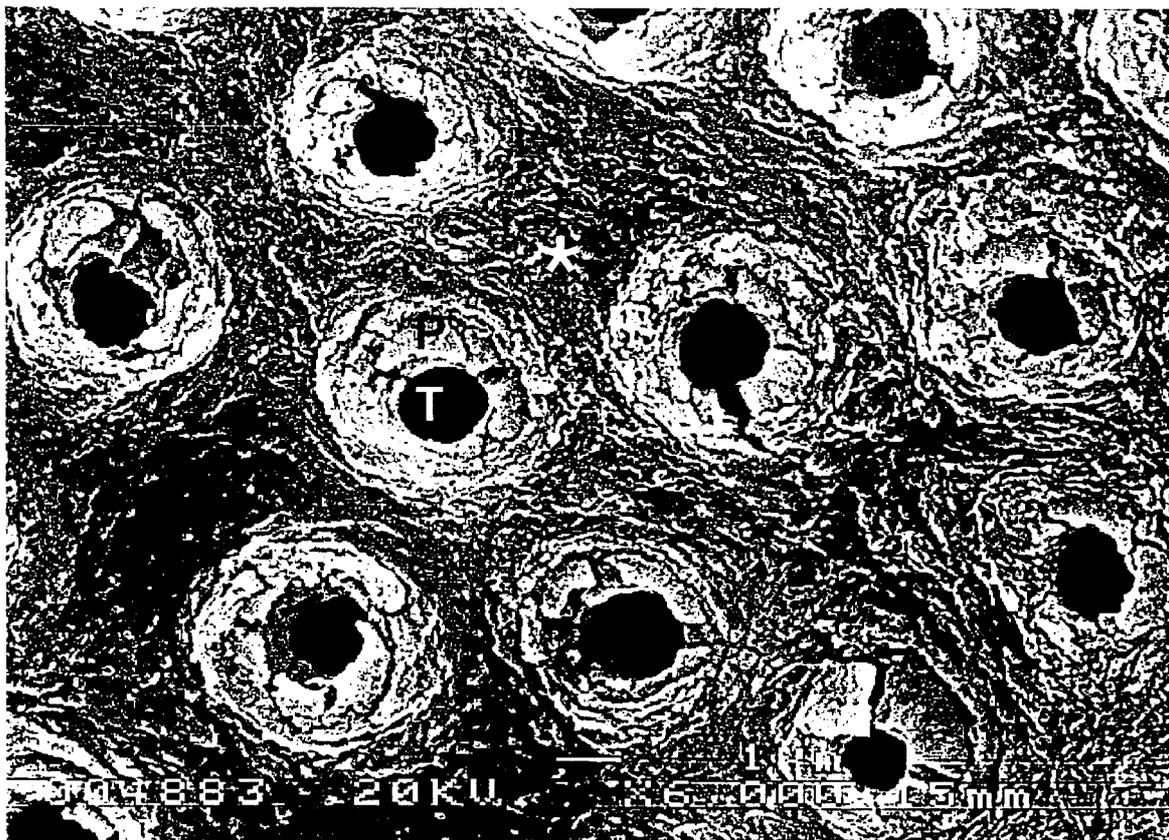


Figura 8 - Imagem obtida por MEV mostrando uma superfície dentinária de cavidade preparada com laser de Er:YAG e condicionada com ácido fosfórico a 35%. Presença de túbulos dentinários abertos (T) e permanência de dentina peritubular (P) após o condicionamento ácido. Dentina intertubular (asterisco) apresenta aspecto diferente do grupo em que o preparo cavitário foi realizado da forma convencional, não se evidencia estrutura de fibras colágenas compatível com o conceito corrente de adesão dentinária. Aumento de 6.000 X.

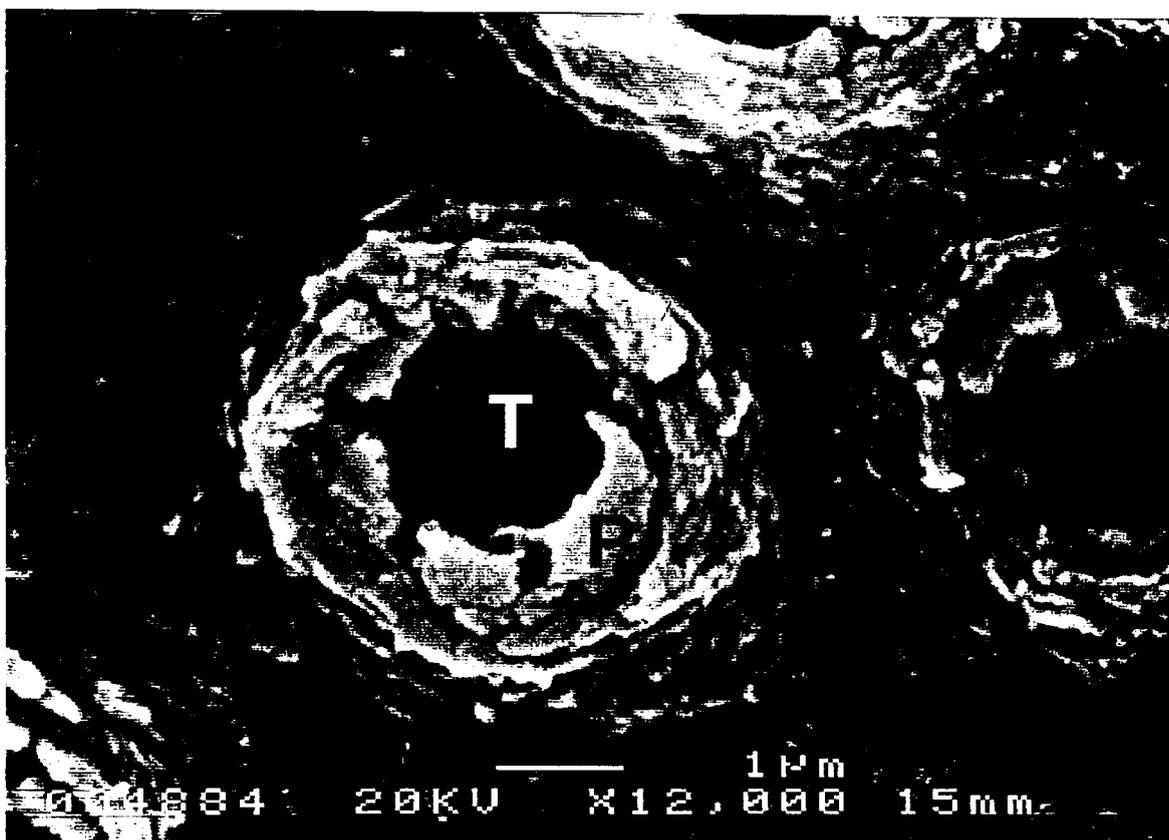


Figura 9 - Imagem obtida por MEV mostrando uma superfície dentinária de cavidade preparada com laser de Er:YAG e condicionada com ácido fosfórico a 35%. Túbulo dentinário aberto (T) forrado por dentina peritubular (P) resistente ao condicionamento ácido. Fibras colágenas não se apresentam estruturalmente semelhantes àsquelas encontradas após o condicionamento ácido em cavidades realizadas da forma convencional. Aumento de 12.000 X.

As principais características das interfaces analisadas foram resumidas na TAB.1.

TABELA 1 - Características das interfaces dentina-resina observadas em MEV¹.

	<u>A (laser)</u>	<u>A (alta rotação)</u>	<u>B (laser)</u>	<u>B (alta rotação)</u>	<u>D (laser)</u>	<u>D (alta rotação)</u>	<u>E (laser)</u>	<u>E (alta rotação)</u>
Formação de camada híbrida	PRESENTE (POUCA)	PRESENTE	AUSENTE	PRESENTE	PRESENTE	PRESENTE	AUSENTE	PRESENTE
Continuidade da camada híbrida	AUSENTE	PRESENTE	_____	PRESENTE	AUSENTE	PRESENTE	_____	PRESENTE
Formação de tags de resina	PRESENTE	PRESENTE	PRESENTE	PRESENTE	PRESENTE	PRESENTE	PRESENTE	PRESENTE
Hibridização de tags de resina	PRESENTE (POUCA)	PRESENTE	AUSENTE	PRESENTE	PRESENTE (POUCA)	PRESENTE	AUSENTE	PRESENTE
Anastomose de tags de resina	AUSENTE	PRESENTE	AUSENTE	PRESENTE	AUSENTE	PRESENTE	AUSENTE	PRESENTE

¹ Os espécimes identificados como C (laser) e C (alta rotação) foram descartados, devido a artefatos de técnica que prejudicaram a caracterização da interface dentina-resina no espécime irradiado com laser.

5.2 . Análise do padrão de interação dentina-resina

Como pode ser observado nas FIG. 10 e 11, nos espécimes em que o preparo cavitário, prévio ao condicionamento ácido e aplicação do adesivo, foi realizado com turbina de alta rotação houve a presença de camada híbrida de espessura variável, estendendo-se ao longo de toda interface analisada. A formação de *tags* resinosos, de diferentes comprimentos, no interior dos túbulos dentinários, também foi encontrada nos espécimes analisados. A hibridização na região de transição entre dentina peritubular e intertubular foi observada resultando em *tags* com maior diâmetro na região de abertura do túbulo e afunilando-se em direção ao interior do túbulo. Estavam presentes ramificações laterais dos túbulos infiltradas com adesivo, sendo possível observar anastomoses dos túbulos dentinários preenchidos por adesivo.

Nos preparos realizados com laser de Er:YAG não foi possível constatar a presença de camada híbrida em todos os espécimes. Sendo que, quando observada, não apresentou continuidade ao longo de toda interface. Os *tags* estavam presentes, porém em menor número e com menor diâmetro do que aqueles encontrados nos espécimes não irradiados. A hibridização de *tags*, embora não freqüente, foi observada e correlacionada com a presença de hibridização em dentina intertubular. Não se observou presença de infiltração do adesivo através das anastomoses dos túbulos dentinários. Estes achados podem ser vistos nas FIG. 12 e 13, que mostram micrografias do padrão de interação dentina-resina quando o laser de Er:YAG foi utilizado.

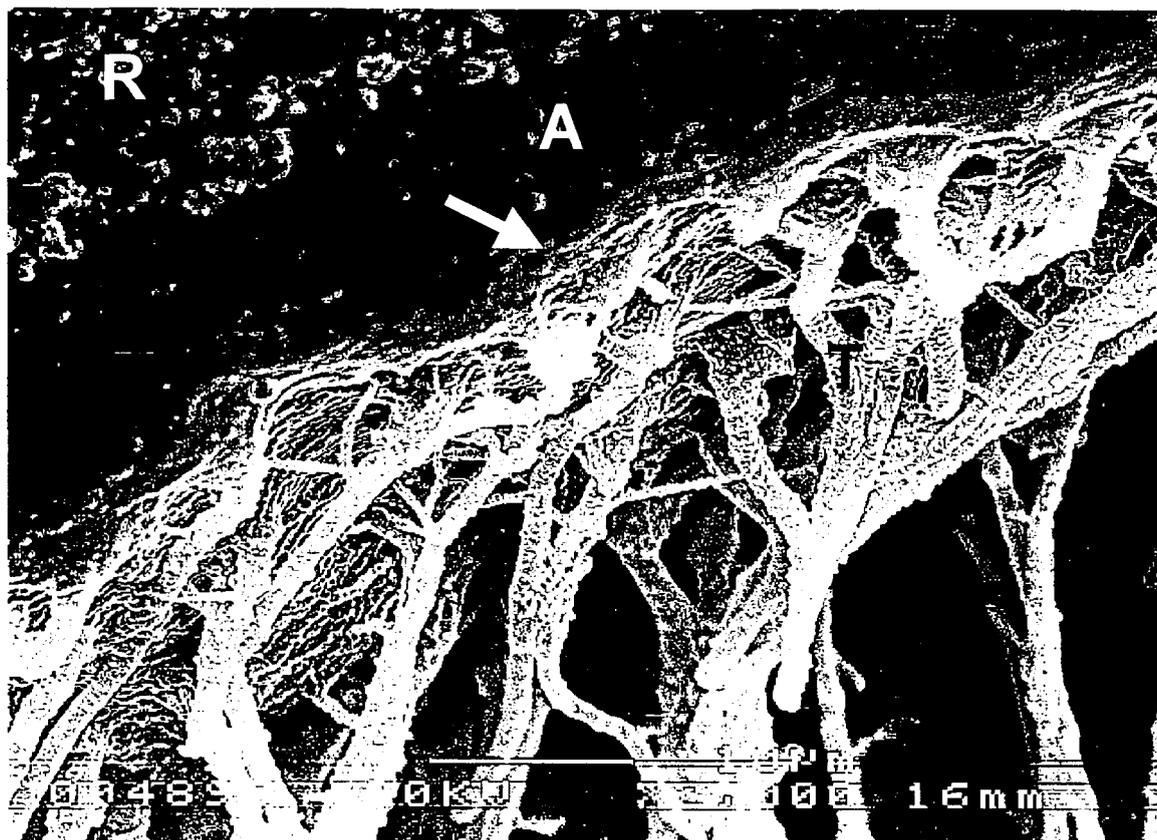


Figura 10 - Imagem obtida por MEV mostrando um padrão de interação dentina-resina em preparo cavitário realizado com alta rotação seguido por aplicação do sistema adesivo Single Bond (3M) e restauração com resina Z 100 (3M). Presença de *tags* de resina (T), camada híbrida (seta), camada adesiva (A), e resina Z 100 (R). Aumento de 2.000 X.

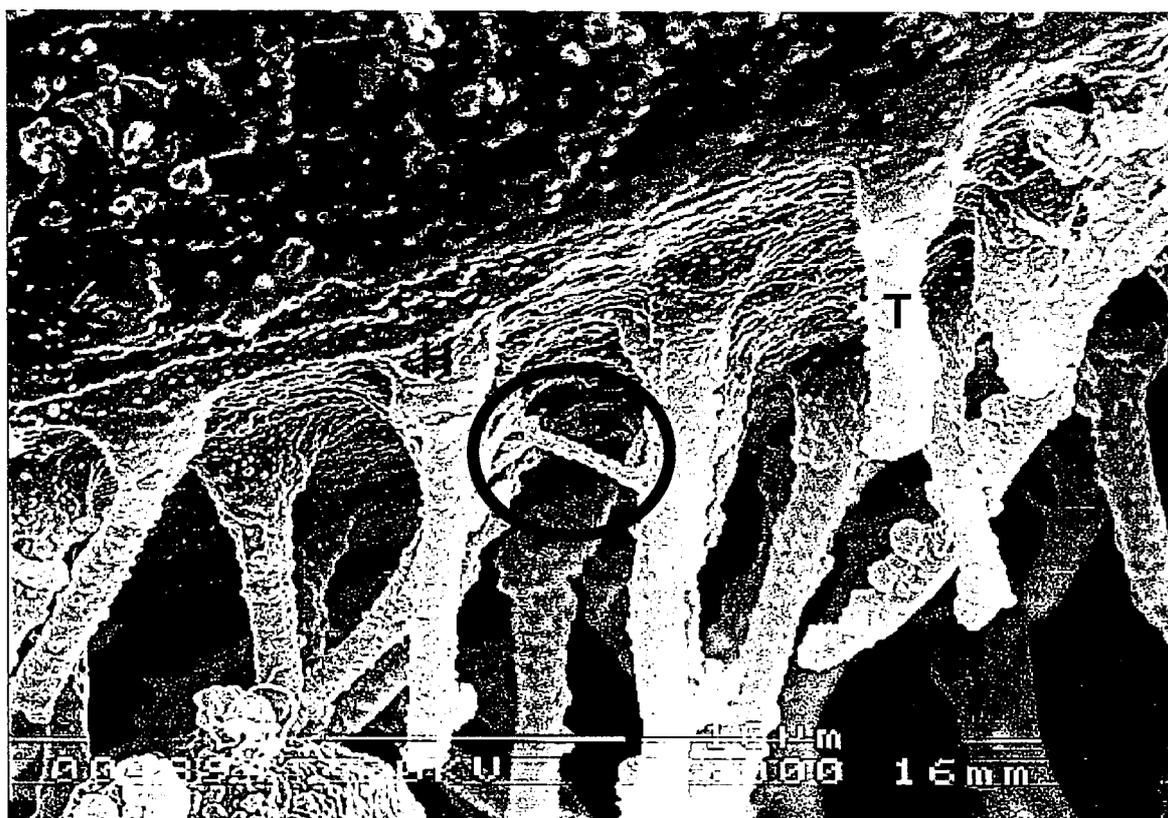


Figura 11 - Imagem obtida por MEV mostrando um padrão de interação dentina-resina em preparo cavitário realizado com alta rotação seguido por aplicação do sistema adesivo Single Bond (3M) e restauração com resina Z 100 (3M). Presença de *tags* de resina (T); hibridização de *tags* (H), caracterizada pelo maior diâmetro dos *tags* na zona de abertura dos túbulos dentinários; anastomose intertubular (círculo). Aumento de 3.000 X.

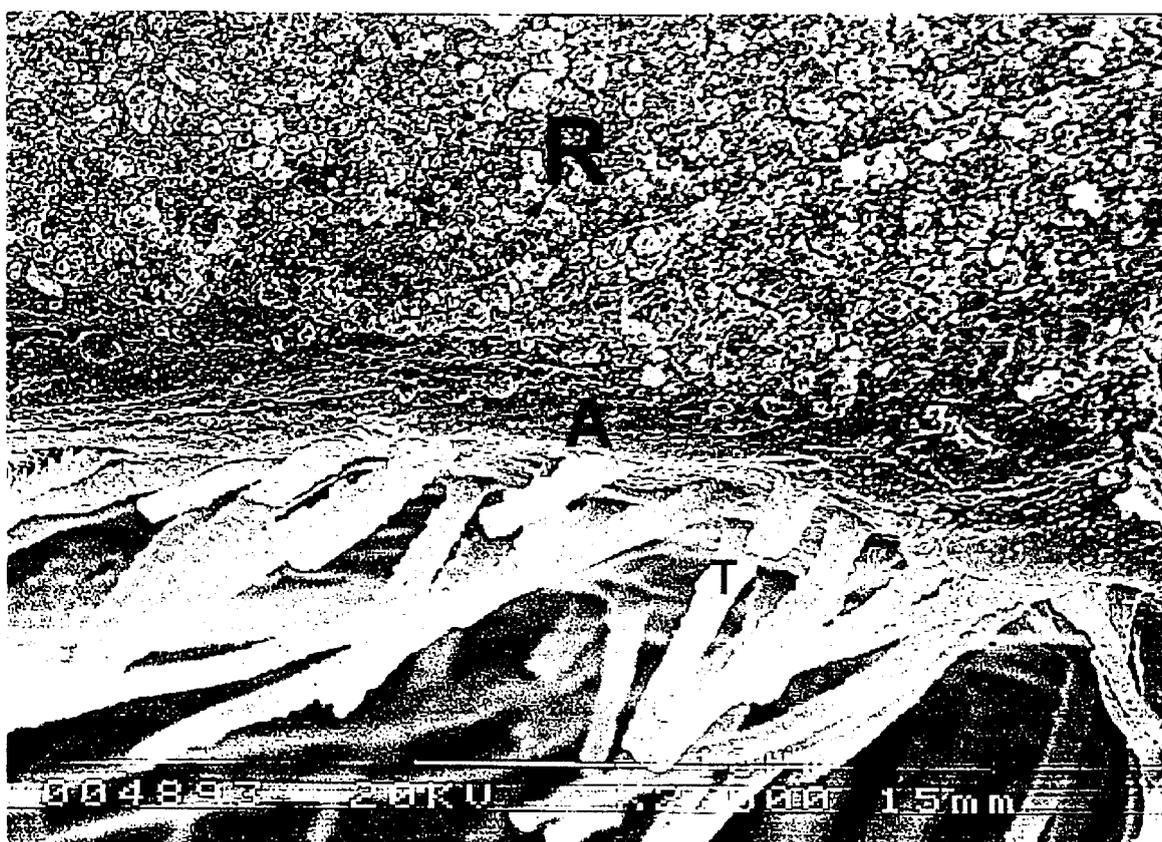


Figura 12 - Imagem obtida por MEV mostrando um padrão de interação dentina-resina em preparo cavitário realizado com laser de Er:YAG seguido por aplicação do sistema adesivo Single Bond (3M) e restauração com resina Z 100 (3M). Presença de *tags* de resina (T), ausência de sinais de hibridização, *Tags* apresentam praticamente o mesmo diâmetro ao longo do comprimento. Camada adesiva (A), resina Z 100 (R) Aumento de 2.000 X.

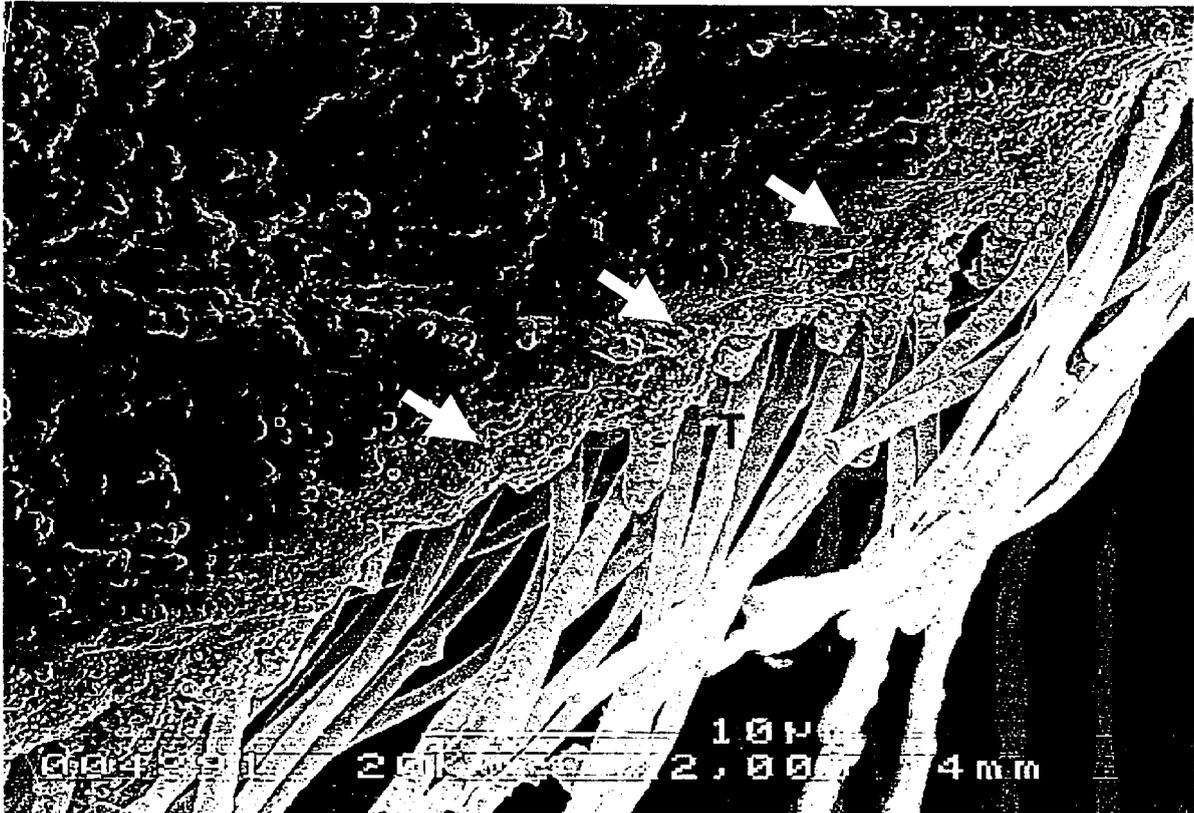


Figura 13 - Imagem obtida por MEV mostrando um padrão de interação dentina-resina em preparo cavitário realizado com laser de Er:YAG seguido por aplicação do sistema adesivo Single Bond (3M) e restauração com resina Z 100 (3M). Presença de *tags* de resina (T), e sinais de hibridização (setas). Aumento de 2.000 X.

6. DISCUSSÃO

De acordo com LEINFELDER (2001) a dentística restauradora tem como um de seus grandes marcos a descoberta da possibilidade de união de materiais resinosos à estrutura dental, inicialmente ao esmalte (BUONOCORE, 1955) e posteriormente à dentina (NAKABAYASHI *et al.*, 1982). Desta forma deu-se início à odontologia adesiva, preservando a estrutura dental e expandindo as possibilidades de tratamento odontológico restaurador.

No presente trabalho, o padrão de interação dentina-resina, em cavidades realizadas com laser e alta rotação, foi observado através de microscopia eletrônica de varredura. Relacionou-se os achados com os aspectos morfológicos das superfícies dentinárias condicionadas com ácido fosfórico após o preparo das cavidades.

Ao contrário da superfície dentinária proporcionada pelo preparo cavitário realizado de forma convencional (instrumento rotatório), a superfície dentinária após a utilização de laser de Er:YAG caracteriza-se pela ausência de *smear layer*, presença de túbulos abertos, e superfície irregular (SAKAKIBARA *et al.*, 1994; GIMBLE *et al.*, 1994; KATAUMI, *et al.*, 1998; ZENNYU *et al.*, 1998; DOSTÁLOVÁ *et al.*, 1998; AOKI *et al.*, 1998; TANJI, 1998; HOSSAIN *et al.*, 1999; BURNETT, 1999; ARMENGOL *et al.*, 1999). Estes achados foram responsáveis por conceber esta superfície como favorável ao procedimento adesivo.

Segundo COLUZZI (2000) as características descritas no parágrafo anterior são conseqüências do mecanismo de ação do laser de Er:YAG. Devido à

alta absorção de radiação laser, emitida em 2,94 μm , pela água, a dentina, que contém água, absorve eficientemente a radiação do érbio, levando à elevação de temperatura. O aumento de temperatura conduz à vaporização da água, expansão volumétrica, e elevação de pressão. Esta, por sua vez, leva a uma explosão que remove o tecido circundante, liberando calor e diminuindo, desta forma, a possibilidade de danos térmicos às estruturas contíguas. A este processo termomecânico de remoção de tecido, característico do laser de érbio, chamou-se de ablação explosiva (BURKES *et al.*, 1992; KUMAZAKI, 1994; SAKAKIBARA *et al.*, 1994; COLUZZI, 2000) .

No presente trabalho os preparos cavitários, realizados com alta rotação e condicionados com ácido fosfórico a 35%, mostraram a presença de espaços entre as fibras colágenas e aumento do diâmetro da entrada dos túbulos dentinários pela dissolução da fase mineral da dentina intertubular e peritubular. A remoção da dentina peritubular conferiu um aspecto de funil à entrada dos túbulos dentinários devido à ação desmineralizadora do ácido nesta região. Achados semelhantes foram descritos por PASHLEY, 1992b; VAN MEERBEEK *et al.*, 1993; TITLEY *et al.*, 1995; PASHLEY e CARVALHO, 1997; MARSHALL *et al.*, 1997; WALSHAW e McCOMB, 1998; CARVALHO *et al.*, 1999; PERDIGÃO, *et al.*, 2000; PASHLEY e NAKABAYASHI, 2000; LUZ *et al.*, 2000. Estas porosidades, antes ocupadas por conteúdo inorgânico, conferem à dentina o aumento de permeabilidade necessário para penetração e infiltração de monômeros resinosos.

No entanto, quando os preparos cavitários foram realizados com laser de Er:YAG o condicionamento ácido da dentina propiciou um aspecto morfológico um tanto diferente daquele obtido nos espécimes tratados convencionalmente.

Principalmente em relação à presença de espaços entre as fibras colágenas na dentina desmineralizada. A porosidade dentinária mostrou ser proveniente da abertura dos túbulos dentinários, parecendo este ser o único sítio para penetração do adesivo. A permanência de dentina peritubular, após o condicionamento ácido, relatada por KATAUMI *et al.* (1998) e BURNETT (1999), foi mostrada no presente trabalho, sugerindo esta ser resultado do aumento da resistência aos ácidos propiciada pelo laser de Er:YAG. O que está de acordo com os achados reportados por ARIMOTO *et al.* (1998) e HOSSAIN *et al.* (2000), que conduziram trabalhos evidenciando, em dentina, um aumento da resistência aos ácidos após irradiação com laser de Er:YAG.

Após os procedimentos restauradores serem realizados, nos espécimes em que foi utilizada a alta rotação para realização do preparo cavitário, a formação de camada híbrida ocorreu de forma semelhante a trabalhos descritos anteriormente (VAN MEERBEEK *et al.*, 1993; VAN MEERBEEK *et al.*, 1996; FERRARI, *et al.*, 1997; KATAUMI *et al.*, 1998; EL KALLA e GARCÍA-GODOY, 1998; ABDALLA e DAVIDSON, 1998; CHAIN *et al.*, 1999; PRATI *et al.*, 1999; KREJCI, *et al.*, 1999; SCHNEIDER *et al.*, 2000; PERDIGÃO *et al.*, 2000; HAN *et al.*, 2000). Houve formação de *tags* hibridizados, responsáveis pelo selamento dos túbulos (VAN MEERBEEK *et al.*, 1993; PERDIGÃO *et al.*, 1994; TITLEY *et al.*, 1995; PERDIGÃO *et al.*, 1997; FERRARI, *et al.*, 1997; EL KALLA e GARCÍA-GODOY, 1998; WALSHAW e McCOMB, 1998; PERDIGÃO *et al.*, 1999; CARVALHO *et al.*, 1999; SCHNEIDER *et al.*, 2000). Infiltração de monômeros resinosos nas ramificações laterais dos túbulos dentinários também foi encontrada. Segundo PERDIGÃO *et al.* (1999) e PASHLEY e NAKABAYASHI (2000) esta via pode ser muito importante para a infiltração do monômero para

dentro da metade mais profunda da zona desmineralizada.

A deficiência na formação de camada híbrida em preparos tratados com com laser de Er:YAG já havia sido relatada anteriormente por KATAUMI *et al.*, 1998 e LATTA *et al.*, 1999. E no presente trabalho a escassez de hibridização obtida já era esperada devido ao aspecto morfológico da superfície dentinária irradiada e condicionada. Notou-se que mesmo quando sinais de hibridização foram encontrados, não houve continuidade da camada híbrida ao longo da interface analisada.

Tags resinosos foram mostrados, porém, estes eram delgados e sem aparente união à parede dos túbulos dentinários. Achado este semelhante ao obtido em superfícies dentinárias não condicionadas em que os túbulos encontram-se abertos (FERRARI *et al.* 1997).

Métodos indiretos de avaliação da interface de união entre dentina e material restaurador, através de ensaios de força de união e testes de microinfiltração, não têm demonstrado diferença entre cavidades realizadas com laser e cavidades preparadas de forma convencional (NIU *et al.*, 1998; KHAN, *et al.*, 1998; BLANKENAU *et al.*, 1999; ROENBUCK *et al.*, 2000; ARAÚJO, 2000; CEBALLOS *et al.*, 2001). Entretanto, RAMOS (1998) encontrou os menores graus de microinfiltração quando utilizou condicionamento ácido após preparo com laser, não havendo diferença entre as cavidades preparadas com o laser de Er:YAG e as realizadas com alta rotação, quando condicionadas com ácido fosfórico, as quais mostraram menores graus de microinfiltração do que as cavidades preparadas e condicionadas somente com o laser de Er:YAG.

Em outro estudo comparando preparo cavitário realizado com laser de Er:YAG e alta rotação obteve-se maiores valores de força de união no grupo

tratado somente com laser de Er:YAG (VISURI *et al.*, 1996). Fato este não corroborado por MARTINEZ-INSUA *et al.* (2000), que justificaram a diminuição da força de união em cavidades realizadas com laser de Er:YAG como sendo consequência das mudanças físico-químicas do tecido dentinário resultantes da irradiação. KATAUMI *et al.* (1998) e AOKI *et al.* (1998) citam uma provável desnaturação protéica ocasionada pelo laser de Er:YAG como responsável por tornar o substrato dentinário não favorável à hibridização.

Os danos térmicos causados pelo laser de Er:YAG têm sido avaliados através do aspecto morfológico da superfície irradiada, bem como através da variação da temperatura medida na câmara pulpar e na superfície irradiada (HIBST e KELLER, 1989; KELLER e HIBST, 1989; WIDGOR *et al.*, 1993; SEKINE *et al.*, 1994; GIMBLE *et al.*, 1994; GLOCKNER, *et al.*, 1998; TANJI, 1998). Estudos que analisaram os aspectos da superfície irradiada comprovaram a possibilidade de se obter uma superfície sem a presença de fissuras, zonas de fusão, "melting", entre outros indícios de danos térmicos ao componente mineral da dentina (HIBST e KELLER, 1989; KELLER e HIBST, 1989; KELLER e HIBST, 1992; SAKAKIBARA *et al.*, 1994; GIMBLE *et al.*, 1994; PELAGALLI *et al.*, 1997; DOSTÁLAVÁ *et al.*, 1998; TANJI, 1998; HOSSAIN *et al.*, 1999; ARMENGOL *et al.*, 1999). As avaliações da variação de temperatura, em nível da câmara pulpar, mostraram a segurança do uso de laser de Er:YAG em relação a danos térmicos à polpa (SEKINE *et al.*, 1994; SONNTAG *et al.*, 1996; GLOCKNER *et al.*, 1998; TAKAMORI *et al.*, 2000; JAYAWARDENA *et al.*, 2001). Porém, os estudos em que se avaliou a mudança de temperatura na superfície irradiada não foram capazes de demonstrar o aumento de temperatura no exato momento e local em que o pulso laser atinge o tecido dental (HIBST e KELLER, 1989). Há também

falta de avaliações sobre o efeito da radiação com laser de Er:YAG nos componentes orgânicos da dentina, principalmente sobre as fibras colágenas, que são fundamentais para o processo de adesão dentinária aceito atualmente. Note-se que FARMAKIS *et al.* (2001), através de exame histológico, observou o efeito desnaturador de um laser de ErCr:YSGG - comprimento de onda de 2,79 μm .

Atualmente pouco se sabe sobre o mecanismo de adesão em superfície dentinária irradiada. A formação de uma zona de interdifusão, similar àquela descrita para dentina preparada com instrumentos rotatórios e condicionada com ácido, parece não ser provável. A penetração de resina no interior dos túbulos, como descrita por VISURI *et al.* (1996) foi observado em nosso trabalho, podendo ser considerado o fator responsável pelos valores semelhante obtidos entre laser e alta rotação nos testes de força de união.

Em relação à contribuição da hibridização nos testes de força de união, GWINNETT (1993) realizou um trabalho para quantificar a colaboração da hibridização na força de união do processo adesivo à dentina. A infiltração da resina, por si só, aumentou em um terço a resistência de união à dentina quando realizado o condicionamento ácido sendo que a metade deste valor pôde ser atribuída à penetração da resina nos túbulos dentinários e, a outra metade, à hibridização ou penetração da resina na dentina intertubular.

GWINNETT (1993); EICK *et al.* (1993); PERDIGÃO *et al.* (1994); PERDIGÃO *et al.* (1997); PASHLEY e CARVALHO (1997); EL KALLA *et al.* (1998); PRATI *et al.* (1998); ABDALLA e DAVIDSON (1998); WALSHAW e McCOMB (1998); CHAIN *et al.* (1999); PERDIGÃO *et al.* (1999); PASHLEY e NAKABAYASHI (2000) citam a importância da hibridização, tanto em dentina intertubular como no interior dos túbulos, para o estabelecimento de valores mais

altos nos ensaios de força de união. A hibridização, tanto em dentina intertubular como em dentina peritubular, é necessária para o adequado selamento da interface de união entre material restaurador e dentina (NAKABAYASHI *et al.*, 1982; NAKABAYASHI *et al.*, 1991; PASHLEY e CARVALHO, 1997; CARVALHO *et al.*, 1999; PERDIGÃO e LOPES, 1999; NAKABAYASHI e PASHLEY, 2000).

Apesar da reconhecida efetividade do laser de Er:YAG em realizar preparos cavitários e do conforto proporcionado ao paciente pelo tratamento com o laser (GIMBLE *et al.*, 1994; MATSUMOTO, 1996; PELLAGALI *et al.*, 1997; COZEAN *et al.*, 1997; EDUARDO *et al.*, 1998; KELLER *et al.*, 1998), a qualidade da superfície dentinária remanescente, obtida no presente trabalho, não foi favorável ao procedimento adesivo utilizado, desenvolvido para uma superfície preparada por instrumentos rotatórios. Estudos devem ser conduzidos para elucidar as características da subsuperfície e superfície dentinária irradiada, não só em relação aos componentes inorgânicos mas também à fase orgânica. Tais estudos são fundamentais para que se desenvolvam materiais capazes de formar um padrão de interação dentina-resina que repercuta no sucesso do procedimento restaurador adesivo.

7. CONCLUSÕES

Os resultados obtidos mostraram que o padrão de interação dentina-resina em preparos cavitários realizados com laser de Er:YAG e condicionados com ácido fosfórico foi diferente daquele tipicamente encontrados em cavidades preparadas com alta rotação.

Dentro dos limites do estudo pode-se concluir que:

1. O padrão de interação dentina-resina, baseado na hibridização dentinária, em cavidades preparadas com laser de Er:YAG e condicionadas com ácido fosfórico mostrou-se deficiente quando comparado àquele obtido em cavidades realizadas com alta rotação e condicionadas com o ácido.
2. O aspecto da superfície dentinária irradiada e condicionada com ácido foi compatível com as características encontradas na análise da interface dentina-resina.

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ABDALLA, A.I.; DAVIDSON, C.L. Bonding efficiency and interfacial morphology of one-bottle adhesives to contaminated dentin surfaces. *Am J Dent*, v.11, n.6, p.281-285, Dec. 1998.
2. ADRIAN, J.C.; BERNIER, J.L.; SPRAGUE, W.G. Laser and the dental pulp. *J Dent Assoc*, v.83, n.1, p.113-117, July 1971.
3. 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, n.6, p.1404-1414, June 1998.
4. ARAÚJO, R.M. *Avaliação da microinfiltração e nanoinfiltração em restaurações de resina composta-influência do laser no preparo cavitário e no pré-tratamento dentinário*. São José dos Campos: 2000. Tese (Livre-Docência) Faculdade de Odontologia de São José dos Campos.
5. ARIMOTO, N.; SUZAKI, A.; KATADA, H.; SENDA, A. Acid resistance in lased dentin. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 6., 1998, Maui. *Anais... Maui: International Society of Lasers in Dentistry*, 1998. p. 61-62.
6. ARMENGOL, V.; JEAN, A.; ROHANIZADEH, R.; HAMEL, H. Scanning electron microscopic analysis of diseased and healthy dental hard tissue after Er:YAG laser irradiation: *in vitro* study. *J Endod*, v.25, n.8, p.543-46, Aug. 1999.
7. BARKMEIER, W.W.; COOLEY, R.L. Laboratory evaluation of adhesive systems. *Oper Dent*, suppl. 5, p.50-61, 1992.
8. BLANKENAU, R.J.; MOSES, K.D.; CHERUBINI, M.L.; LATTA, M.A. Effects of Er:YAG laser on enamel and dentin microleakage. *J Dent Res*, v.78, p.393, 1999. (Abstract 2299)

9. BUONOCORE, M.G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res*, v.34, n.6, p.849-853, Dec. 1955.
10. BUONOCORE, M.G.; WILEMAN, W.; BRUDEVOLD, F. A report on a resin composition capable of bonding to human dentin surfaces. *J Dent Res*, v.35, n.6, p.846-851, Dec. 1956.
11. BURKES, E.J.; HOKE, J.; GOMES, E.; WOLBARSH, M. Wet versus dry enamel ablation by Er:YAG laser. *J Prosthet Dent*, v.67, n.6, p.847-851, June 1992.
12. BURNNET, L. H. *Influência de diferentes métodos para realização de preparos Cavitários- alta rotação, laser de Er:YAG e abrasão a ar - sobre a resistência de união de um sistema adesivo à dentina*. Porto Alegre: 1999. Dissertação (Mestrado em Cariologia) Faculdade de Odontologia da UFRGS.
13. CARVALHO, R.M.; CIUCCHI, B.; SANO, H.; YOSHIYAMA, M.; PASHLEY, D.H. Resin diffusion through demineralized dentin matrix. *Rev Odontol Univ São Paulo*, v.13, n.4, p.417-424, out./dez. 1999.
14. CEBALLOS, L.; OSORIO, R.; TOLEDANO, M.; MARSHALL, G.W. Microleakage of composite restorations after acid or Er:YAG laser cavity treatments. *Dent Mater*, v.17, n.4, p.340-345, July 2001.
15. CHAIN, M.C.; CHAIN, J.B.; LOPES, G.C. Avaliação laboratorial do sistema adesivo Single bond (3M). *Rev bras Odontol*, v.56, n.3, p.99-103, 1999.
16. COLUZZI, D.J. An overview of laser wavelengths used in dentistry. *Dent Clin North Am*, v.44, n.4, p.753-66, Oct. 2000.
17. COZEAN, COLETTE, ARCHORIA, C.J.; PELAGALLI, J. POWELL, G.L. Dentistry for the 21st century? Erbium: YAG laser for teeth. *J Am Dent Assoc*, v.128, p.1080-1087, Aug. 1997.

18. DOSTÁLOVÁ, T.; JELÍNKOVÁ, H.; KUCEROVÁ, H.; KREJSA, O.; HAMAL, K.; KUBELKA, J.; PROCHÁZKA, S. Noncontact Er:YAG laser ablation: Clinical evaluation, *J Clin Laser Med Surg*, v.16, n.5, p.273-282, 1998.

19. EDUARDO, P.L.P.; RAMOS, A.C.B.; EDUARDO, C.P. The use of the Er:YAG laser in cavity preparation - clinical cases. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 6., 1998, Maui. **Anais...** Maui: International Society of Lasers in Dentistry, 1998. p. 202-205.

20. EICK, J.D.; ROBINSON, S.T.; CHAPPELL, R.P.; COBB, C.M.; SPENCER, P. The dentinal surface: it's influence on dentinal adhesion. Part III. *J Dent Res*, v.24, n.8, p.571-582, Aug. 1993.

21. EICK, J.D.; WILKO, R.A.; ANDERSON, C.H.; SORENSEN, S.E. Scanning electron microscopy of cut tooth surfaces and identification of debris by the use of the electron probe. *J Dent Res*, v.49, n.6, p. 1359-1368, Nov./Dec. 1970.

22. EINSTEIN, A. Zur quantum theorie der strhlung. *Phis Z*, v.18, p.121, 1917 *apud* MAILLET, H. *O laser : princípios e técnicas de aplicação*. São Paulo: Malone, 1987. 537p.

23. EL KALLA, I.H.; GARCÍA - GODOY, F. Bond strength and interfacial micromorphology of four adhesive systems in primary and permanent molars. *J Dent Children*, v.8, n.2, May/June 1998.

24. ERICKSON, R. L. Surface interaction of dentin adhesive materials. *Oper Dent*, suppl.5, p. 81-94, July 1992.

25. FARMAKIS, E.T.; KONYAKIOTIS, E.; KOUVELAS, N. Effect of Erbium Cr:YSGG laser on human dentin collagen - a preliminary study. In: CONGRESS OF THE EUROPEAN SOCIETY FOR ORAL LASER APPLICATIONS, 1., 2001, Viena. **Resumos...** Viena: European Society for oral laser applications, 2001. p.13.

26. FERRARI, M.; GORACCI, G.; GARCÍA-GODOY, F. Bonding mechanism of three one bottle systems to conditioned and unconditioned enamel and dentin. *Am J Dent*, v.10, n.5, p.224-230, Oct. 1997.
27. GIMBLE, C. Hard tissue laser procedures. *Dent Clin North Am*, v.4, n.44, p.931-953, Oct. 2000.
28. GIMBLE, C.; HANSEN, R.; SWETT, A.; WINN, D.; PELAGLI, J.; COZEAN, C. Er:YAG clinical studies for hard tissue applications. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 4., 1994, Singapore. *Anais...* Bologna: Monduzzi, 1994. p.267-270.
29. GLOCKNER, K.; RUMPLER, J.; EBELESENDER, K.; STÄNDLER, 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, n.3, p.153-57, 1998.
30. GOLDMAN, L.; HORNBY, P.; MEYER, R.; GOLDMAN, B. Impact of the laser on dental caries. *Nature*, v.203, n.4943, p.417, July 1964.
31. GWINNETT, A. J. Quantitative contribution of resin infiltration / hybridization. *Am J Dent*, v.6, n.1, p.7-9, Feb. 1993.
32. HAN, L.; ABU-BAKR, N.; OKAMOTO, A.; IWAKU, M. WDX study of resin - dentin interface on wet vs. dry dentin. *Dental Mater Res*, v.19, n.3, p.317-325, Sep. 2000.
33. HANNING, M.; FRIEDRICHS, C. Comparative in vivo and in vitro investigation of interfacial bond variability. *Oper Dent*, v.26, n.1, p.3-11, Jan./Feb. 2001.
34. 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*, v.9, n.4, p.338-344, 1989.

35. HIBST, R.; KELLER, U. Dental Er:YAG laser application: effects of water spray on ablation. In: . In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 3. 1992, Salt Lake City. **Anais...** Salt Lake City: International Society of Lasers in Dentistry, 1992. p.229 - 230.
36. HOSSAIN, M. Caries-preventive effect of Er:YAG laser irradiation with or without water mist. **J Clin Laser Med Surg**, v.18, n.2, p.61-65, 2000.
37. HOSSAIN, M.; NAKAMURA, Y.; YAMADA, Y.; KIMURA, Y.; NAKAMURA, G.; MATSUMOTO, K. Ablation depths and morphological changes in human enamel and dentin after Er:YAG laser irradiation with or without water mist. **J Clin Laser Med Surg**, v.17, n.3, p.105-109. 1999.
38. ISHIMARU, K.; SAKAMOTO, T.; IWASE, K.; MOMOI, Y.; TAKAMIZU, K.; KOHNO, A. Three-month clinical performance of resin composite filled in lased cavities. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 7., 2000, Bruxelas. **Resumos...** Bruxelas: International Society of Lasers in Dentistry, 2000. p.22.
39. JAYAWARDENA, J.A.; KATO, J.; MORIYA, K.; TAKAGI, Y. Pulpal response to exposure with Er:YAG laser. **Oral Med Oral Surg Oral Pathol**, v.91, n.2, p.222-229, Feb. 2001.
40. KATAUMI, M.; NAKAJIMA, M.; YAMADA, T. Tensile bond strength and SEM evaluation of Er:YAG laser irradiated dentin using dentin adhesive. **Dent Mater J**, v.17, n.2, p.125-38, 1998.
41. 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, n.4, p.345-351, 1989.
42. KELLER, U. ; HIBST, R.; GEURSTEN, W.; SHILKE, R.; HEIDEMANN, D.; KLAIBER, B.; RAAB, W.H.M. Erbium:YAG application in caries therapy, Evaluation of the patient perception and acceptance. **J Dent**, v.26, p.649-656, Nov. 1998.

43. KHAN, M.F.R.; YONAGA, K.; KIMURA, Y.; FUNATO, A.; MATSUMOTO, K. Study of microleakage at class I cavities prepared by Er:YAG laser using three types of restorative materials. *J Clin Laser Med Surg*, v.16, n.6, 1998.
44. KREJCI, I.; SCHÜPBACH, P.; BALMELLI, F.; LUTZ, F. The ultrastructure of a compomer adhesive interface in enamel and dentin, and its marginal adaptation under dentinal fluid as compared to that of a composite. *Dent Mater*, v.15, n.5, p.349-358, Sept. 1999.
45. KUMAZAKI, M. Removal of hard dental tissue (cavity preparation) with the Er:YAG laser. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 4., 1994, Singapore. *Anais...* Bologna: Monduzzi, 1994. p.151-157.
46. LATTA, M. A.; BLANKENAU, R. J.; ELLIS, R. W. "Híbrid zone" microstructure of Er:YAG treated dentin. *J Dent Res*, v.78, p.110, 1999. (Abstract 36)
47. LEINFELDER, K.F. Dentin adhesives for the twenty - first century. *Dent Clin North Am*, v.45, n.1, p.1-6, Jan. 2001.
48. LI, Z.; CODE, J.E.; VAN DER MERWE, W.P. Er:YAG laser ablation of the enamel and dentin of human teeth: determination of ablation rates at various fluences and pulse repetition rates. *Lasers Surg Med*, v.12, n.6, p.625-630, 1992.
49. LUZ, M.A.A.C.; GARONE NETTO, N.; ARANA-CHAVEZ, V.E.; SOBRAL, M.A.P.; SINGER, J.M. Evaluation of chemical and/or mechanical treatments of the smear layer as revealed by scanning electron microscopy-a blind comparative study. *Pesq Odont Bras*, v.14, n.2, p.101-106, abr./jun. 2000.
50. MAIMAN, T.H. Stimulated optical radiation in ruby. *Nature*, v.187, n.4736, p.493-494, Aug. 1960.

51. MARSHALL Jr, G.W.; MARSHALL, S.J.; KINNEY, J.H.; BALOOCH, M. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent Res*, v.25, n.6, p.441-458, Nov. 1997.
52. MARTINEZ-INSUA, A.; DOMINGUEZ, L.S.; RIVERA, F.G.; SANTANA-PENÍN, U. A. Differences in bonding to acid-etched or Er:YAG-laser-treated enamel and dentin surfaces. *J Prosth Dent*, v.84, n.3, p.280-288, Sep. 2000.
53. MATSUMOTO, K.; NAKAMURA, Y.; MAZEKI, K.; KIMURA, Y. Clinical dental application of Er:YAG laser for class V cavity preparation. *J Clin Laser Med Surg*, v.14, n.3, p.123-127, 1996.
54. MJÖR, I.A.; FEJERSKOV, O. *Embriologia e histologia humana*. São Paulo: Panamericana, 1990. 333 p.
55. NAKABAYASHI, N.; KOJIMA, K.; MASHURA, E. The promotion of adhesion by resin infiltration of monomers into tooth structure. *J Biomed Mater Res*, v.16, n.2, p.265-273, Apr. 1982.
56. NAKABAYASHI, N.; NAKAMURA, M., YASUDA, N. Hybrid layer as a dentin – bonding mechanism. *J Esthet Dent*, v.3, n.4, p.133-138, July/Aug. 1991.
57. NAKABAYASHI, N.; PASHLEY, D.H. *Hibridização de tecidos dentais duros*. São Paulo: Quintessence, 2000. 129 p.
58. NIU, W.; ETO, J.N.; KIMURA, Y.; TAKEDA, F.H.; MATSUMOTO, K. A study on microleakage after resin filling of class V cavities prepared by Er:YAG laser. *J Clin Laser Med Surg*, v.16, n.4, 1998.
59. PASHLEY, D.H. Smear layer: overview of structure and function. *Proc Finn Dent Soc*, v.88, suppl. 1, p.215-224, June 1992a.
60. PASHLEY, D.H. The effects of acid etching on the pulpodentin complex. *Oper Dent*, v.17, p.229 -242, Nov./Dec. 1992b.

61. PASHLEY, D.H.; CARVALHO, R.M. Dentin permeability and dentin adhesion. **J Dent**, v.25, n.5, p.355-372, Sep. 1997.
62. PELAGALLI, J.; GIMBEL, C.B.; HANSEN, R.T.; SWETT, A.; WINN II, D.W.
Investigational study of the use of Er:YAG laser versus dental drill for caries removal and cavity preparation - phase I. **J Clin Laser Med Surg**, v.15, n.3, p.109-115, 1997.
63. PERDIGÃO, J.; LOPES, M. Dentin bonding-state of the art 1999. **Comp of Cont Ed in Dent**, v.20, n.12, p.1151-1163, Dec. 1999.
64. PERDIGÃO, J.; MARSHALL, S. J.; KINNEY, J. H.; BALOOCH, M. The effect of a re-wetting agent on dentin bonding. **Dent Mater**, v.15, n.4, p.282-295, July 1999.
65. PERDIGÃO, J.; MAY Jr., K.N.; WILDER, A.D.; LOPES, M. The effect of depth of dentin demineralization on bond strengths and morphology of the hybrid layer. **Oper Dent**, v.25, n.3, p.186-194, May/June 2000.
66. PERDIGÃO, J.; RAMOS, J.C.; LAMBRECHTS, P. *In vitro* interfacial relationship between human dentin and one-bottle dental adhesives. **Dent Mater**, v.13, n.4, p.218-227, July 1997.
67. PERDIGÃO, J.; SWIFT Jr., G.E.; WEFEL, J.S.; DONLY, K.J. *In vitro* bond strengths and SEM evaluation of dentin bonding systems to different dentin substrates. **J Dent Res**, v.73, n.1, p.44-55, Jan. 1994.
68. PERDIGÃO, J.; THOMPSON, J.Y.; TOLEDANO, M.; OSORIO, R. An ultra-morphological characterization of collagen-depleted etched dentin. **Am J Dent**, v.12, n.5, p.250-255, Oct. 1999.
69. PRATI, C.; CHERSONI, S.; MONGIORI, R.; PASHLEY, D.H. Resin-infiltrated dentin layer formation of new bonding systems. **Oper Dent**, v.23, n.4, p.185 -194, July/Aug. 1998.

70. PRATI, C.; CHERSONI, S.; MONGIORGI, R.; MONTANARI, G.; PASHLEY, D.H.
Thickness and morphology of resin-infiltrated dentin layer in young, old, and sclerotic dentin. *Oper Dent*, v.24, n.2, p.66-72, Mar./April 1999.
71. RAMOS, A.C.B. ***Microinfiltração marginal em cavidades de classe V preparadas com alta rotação e com laser de Érbio:YAG – estudo in vitro***. São Paulo: 1998. Dissertação (Mestrado em Dentística) Faculdade de Odontologia, USP.
72. ROEBUCK, E.M.; WHITTERS, C.J.; SAUNDERS, W.P. The influence of three Erbium:YAG laser energies on the in vitro microleakage of Class V compomer resin restorations. *Int J Paediatr Dent*, v.11,n.1, p.49 -56, Jan. 2001.
73. SAKAKIBARA, Y.; ISHIMARU,K.; ASANO,S.; TAKAMIZU, M.; GOTOH S.; KOHNO,A.
Morphological change of tooth surface irradiated by Er:YAG laser. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 4., 1994, Singapore. ***Anais...*** Bologna: Monduzzi, 1994. p.163-166.
74. SARACENI, C.H.C. ***Resistência à tração de um sistema adesivo em superfícies dentinárias tratadas com microabrasão por óxido de alumínio e irradiação com laser de Er:YAG***. São Paulo: 1998. Dissertação (Mestrado em Dentística) Faculdade de Odontologia, USP.
75. SCHNEIDER, H.; FRÖHLICH, M.; ERLER, G.; MERTE, K. Interaction pattern between dentin and adhesive on prepared class V cavities *in vitro* and *in vivo*. ***J Biomed Mater Res***, v.53, n.1, p.86-92, 2000.
76. SEKINE, Y.; EBIHARA, A.; TAKEDA, A.; SUDA, H. Erbium: YAG laser application to cavity preparation: light microscopic investigation of the tooth pulp. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 4.,1994, Singapore. ***Anais...*** Bologna: Monduzzi, 1994. p.167-171.

77. SPENCER, P.; WANG, Y.; WALKER, M.P.; WIELICZKA, D.M.; SWAFFORD, J.R.
Interfacial chemistry of the dentin/adhesive bond. *J Dent Res* , v.79, n.7, p.1458-1463, July 2000.
78. SONNTAG, K.D.; KLITZMAN, B.; BURKES, E.J. HOKE, J.; MOSHONOV, J. Pulpal response to cavity preparation with the Er:YAG and Mark III free electron lasers. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, v.81, n.6, p.695-702, Jun. 1996.
79. STERN, R. H. The laser in dentistry: a review of the literature. *J Dent Assoc S Afr*, v.29, n.3, p. 173-19, Mar.1974.
80. STERN, R.H.; SOGNAES, R.F. Laser effect on dental hard tissues. *J S Calif. State Dent Assoc*, v.33, n.1, p.17-19, Jan 1965.
81. TAKAMORI, K. A histopathological and immunohistochemical study of dental pulp and pulpal nerve fibers in rats after the cavity preparation using Er:YAG laser. *J Endod*, v.6, n.2, p.95-99, Feb. 2000.
82. TANJI, E. Y. *Alterações morfológicas do esmalte e dentina de cavidades classe I preparadas com laser de Er:YAG-estudo in vitro*. São Paulo:1998. 76p.
Dissertação (Mestrado em Dentística) Faculdade de Odontologia da USP.
83. TITLEY, K.; CHERNECKY, R.; CHAN, A.; SMITH, D. The composition and ultrastructure of resin tags in etched dentin. *Am J Dent* , v.8, n.5, p.224-230, Oct. 1995.
84. VAN MEERBEEK, B.; CONN, L.J.; DUKE, E.S.; EICK, J.D.; ROBINSON, S.J.; GUERRERO, D. Correlative transmission electron microscopy examination of nondemineralized and demineralized resin-dentin interfaces formed by two dentin adhesive systems. *J Dent Res* , v.75, n.3, p.879-888, Mar. 1996.
85. VAN MEERBEEK, B.; DEM., A.; GORET - NICAISE, M.; LAMBRECHTS, P.; VANHERLE, G. Comparative SEM and TEM examination of the ultrastructure of the resin-dentin interdiffusion zone. *J Dent Res* , v.72, n.2, p.495-501, Feb. 1993.

86. VISURI, S. R.; WRIGHT, D.D.; WIDGOR, H.A.; WALSH, T.J. Shear strength of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin. *J Dent Res*, v.75, n.1, p.599-605, Jan.1996.
87. WALSHAW, P. R.; McCOMB, D. Microscopic features of clinically successful dentin bonding. *Dent Update*, v.25, n.7, p 281-286, Sep. 1998.
88. WIDGOR, H.; ABT, E.; ASHARIF,S. WALSH Jr., J.T. The effect of lasers on dental hard tissues. *J Am Dent Assoc*, v.124, p.65-70, Feb. 1993.
89. WRIGHT, G.Z.; Mc CONNELL, R.J.; KELLER, U. Microleakage of class V composite restorations prepared conventionally with those prepared with an Er:YAG laser: a pilot study. *Pediatr Dent*, v.15, n.6, Nov./Dec. 1993.
90. ZENNYU, K.; SHIRAISHI, M.; INOUE, M.; INOUE, M; KUMAZAKI, M. Influences of irradiating directions of Er:YAG laser on morphology of hard dental tissues. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 6., 1998, Maui. *Anais...* Maui: International Society of Lasers in Dentistry, 1998. p.197-198.



M22507



Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares

**Centro do Reator Nuclear de Pesquisas - CRPq
Av. Prof. Lineu Prestes, 2.242 Cidade Universitária
São Paulo CEP: 05508-000
Tel.: (0XX11) 3816 - 9084 Fax: (0XX11) 3816 - 9068
e-mail: sac@net.ipen.br
<http://www.ipen.br>**

O Ipen é uma autarquia vinculada à Secretaria de Ciência, Tecnologia e Desenvolvimento Econômico do Estado de São Paulo, gerida técnica, administrativa e financeiramente pela Comissão Nacional de Energia Nuclear, órgão do Ministério da Ciência e Tecnologia, e associada à Universidade de São Paulo.