



BR0645348



INIS-BR-4019

AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO

LASER DIAGNÓSTICO E TRATAMENTO DA CÁRIE DENTAL: UMA VISÃO CLÍNICA

PRISCILA FARIA PAIVA

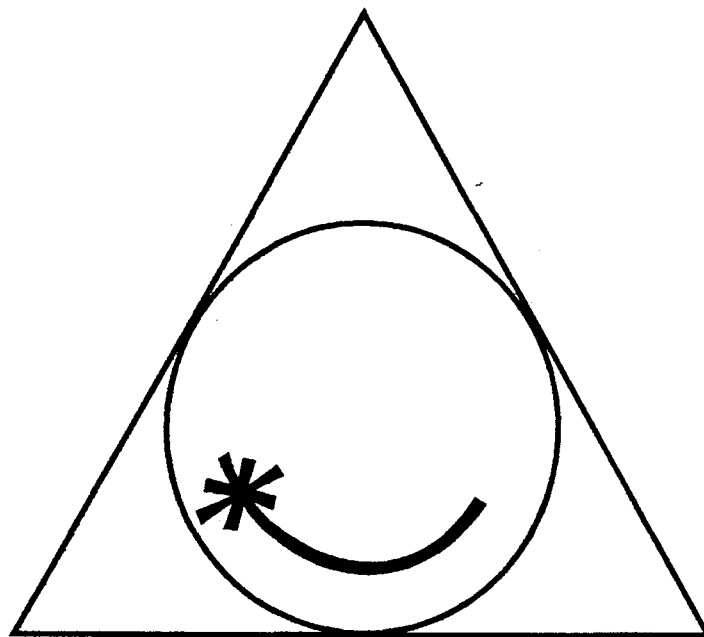
Dissertação apresentada como parte
dos requisitos para obtenção do Grau
de Mestre Profissional na área de Lasers
em Odontologia.

Orientadora:
Profa. Dra. Denise Zzell

Co-Orientador:
Prof. Dr. José Luiz Lage Marques

São Paulo
2001



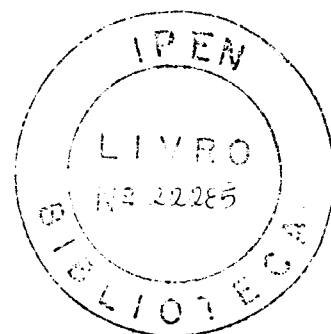


**MESTRADO PROFISSIONALIZANTE DE LASER EM
ODONTOLOGIA**

Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares
Faculdade de Odontologia-Universidade de São Paulo

Laser diagnóstico e tratamento da cárie dental: uma visão clínica

Priscila Faria Paiva



Dissertação apresentada ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares como parte dos requisitos para obtenção do grau de mestre profissional em Lasers em Odontologia.

Orientador: Profa. Dra. Denise Zezell

Co-orientador: Prof. Dr. José Luiz Lage Marques

São Paulo

2001

**Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares
Faculdade de Odontologia-Universidade de São Paulo**

Laser diagnóstico e tratamento da cárie dental: uma visão clínica

Priscila Faria Paiva

Dissertação apresentada ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares como parte dos requisitos para obtenção do grau de mestre profissional em Lasers em Odontologia.

Orientador: Profa. Dra Denise Zezell

Co-orientador: Prof. Dr. José Luiz Lage Marques

São Paulo

2001

DEDICATÓRIA

Aos meus pais Guiovaldo e Julieta pelo amor, carinho e pelo tanto que me incentivaram profissionalmente.

Ao meu marido Marcelo e meus filhos Alexandre e Júlia pela compreensão das minhas ausências e felicidade e alegria juntos.

A Alexandra e Mário pela eterna alegria de viver.

Aos meus sogros Hécio e Honorina pela solidariedade.

Aprender e ensinar constituem tarefas de cada hora, para que colaboremos no engrandecimento do tesouro comum da sabedoria e amor.

Agradecimentos

- Aos meus orientadores Profa. Dra. Denise Maria Zezell e Prof. Dr. José Luiz Lage Marques pelo incentivo e apoio, pela orientação e por todos os ensinamentos dedicados.
- Ao coordenador do curso do mestrado em "Lasers em Odontologia" Prof. Dr. Nilson Dias Vieira.
- Ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares IPEN e a Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo - USP.
- Aos Professores e monitores das Disciplinas do Mestrado de "Lasers em Odontologia" do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares.
- Aos Professores e monitores das disciplinas do Mestrado de "Lasers em Odontologia" da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo - USP.
- A todos os meus colegas do Mestrado Profissionalizante.
- Aos Funcionários do Mestrado Profissionalizante Fernando, Liliâne, Bete e em especial a Sandra e Maria Aparecida pelo carinho e ajuda.
- Aos Funcionários das Bibliotecas da FOU SP e do IPEN.
- Aos pacientes que voluntariamente se dedicaram com paciência à execução desta dissertação.

1. Resumo

O diagnóstico da cárie dental é um grande problema odontológico do ponto de vista clínico. A luz laser na região de 655nm induze a fluorescência de componentes presentes no tecido duro, quantificando diferenças entre o esmalte e a dentina saudáveis e cariados. O Diagnodent (Kavo, Alemanha) mostrou-se eficaz no diagnóstico da cárie dental na amostragem deste trabalho. O laser de Er:YAG (Kavo Key Laser 2, Kavo, Alemanha) realizou preparos cavitários com eficiência em lesões de cárie tipo classe I e V, utilizando energias que variaram para o esmalte de 300mJ a 350 mJ, com 4Hz de taxa de repetição; para a dentina de 250mJ a 300mJ, com 4 Hz de taxa de repetição, e condicionamento laser com 80mJ e 6Hz de taxa de repetição. Nos preparos com laser de Er:YAG nenhum paciente foi anestesiado, mesmo nas cavidades mais profundas, e o grau máximo de dor (que variou de 0 a 10) foi de 4. No grupo-controle, com ponta montada em alta rotação convencional, dois pacientes foram anestesiados, e o grau máximo de dor foi de 7. As restaurações realizadas pelo método convencional de resina composta foram igualmente satisfatórias nos grupos de cavidades tipo classe I, V e no grupo-controle. O uso do laser na clínica odontológica de dentística restauradora, usando um novo método de diagnóstico e a tecnologia laser nos preparos dentais, mostrou ser uma boa alternativa ao uso da ponta montada em alta rotação convencional, compreendendo que a odontologia tem muito a evoluir com os avanços tecnológicos e novas pesquisas sobre a odontologia laser necessárias a longo prazo. Novos tipos de laser surgirão, melhorando cada vez mais o atendimento e a qualidade dos procedimentos na prática clínica.

UNITERMOS - LASER ER:YAG - Diagnodent - Preparos cavitários

2. Abstract

Dental caries's diagnosis is a major dentistry problem from the clinic point of view. The laser beam on the region of 655nm induces the fluorescence of the compounds present in the hard tissue, quantifying differences between sound and carious enamel and dentine. Diagnodent (Kavo, Germany), showed to be effective regarding dental caries's diagnosis in the present research sampling. The Er:YAG laser (Kavo Key Laser 2, Germany) performed efficient cavity preparations in caries lesions of I and V class type, using up energies that ranged from 300mJ to 350mJ with 4Hz repetition rate for the enamel; and from 250mJ to 300mJ with 4Hz repetition rate for the dentine, and with 80mJ with 6Hz of repetition rate for laser conditioning. In the Er:YAG laser preparations no patient was anesthetized even when there were deeper cavities, and the maximum degree of pain (which ranged from 0 to 10) was 4. In the control group with conventional high-speed drill two patients were anesthetized and the maximum degree of pain was 7. Restorations performed by conventional method of composite were equally satisfying both in caries groups of I and V class type and in the control group. The laser application in the operative dentistry office as a new method of diagnosis and dental preparations should be a good alternative to the use of the conventional dental drill. Nevertheless, dentistry practice has a lot to improve from technology progress, as well as new researches on laser dentistry are necessary in a long term. New types of lasers will come about and will increasingly improve the dental practice assistance and procedures quality.

Uniterms: Laser ER:YAG - Diagnodent - Cavity preparations

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

%	porcentagem ou percentagem
λ	Lambda (Letra grega referente ao comprimento de onda)
μm	micrômetro
μs	microsegundo
Ca	Cálcio
cm	centímetro
CO_2	Dióxido de carbono
Er, Cr: YSGG	Érbio, Cromo: Ítrio-Escândio-Gálio-Granada
Er:YAG	Érbio: Ítrio-Alumínio-Granada
Er:YSGG	Érbio: Ítrio-Escândio-Gálio-Granada
Ho:YAG	Hólmio: Ítrio-Alumínio-Granada
Ho:YLF	Hólmio: Ítrio-Lítio-Flúor
Hz	Hertz
J	Joule (unidade de energia)
J/cm^2	Joule/centímetro quadrado
Kg	Kilograma
mbar	milibar
MEV	Microscópio Eletrônico de Varredura
mJ	miliJoule
mm	milímetro
Mpa	MegaPascal
mW	miliWatt
Nd:YAG	Neodímio: Ítrio-Alumínio-Granada
nm	Nanômetro
ns	Não significante
$^{\circ}\text{C}$	Grau Celsius
P	Fósforo
pps	Pulso por segundo
s	Significante
W	Watt (unidade de potência)

Laser diagnóstico e tratamento da cárie dental: uma visão clínica

Sumário

I. Dedicatória.....	III
II. Agradecimentos.....	V
III. Resumo.....	VI
IV. Abstract.....	VII
V. Lista de abreviaturas e siglas.....	VIII
1. Introdução.....	1
2. Objetivos.....	5
3. Revisão de literatura.....	6
3.1. Preparos cavitários.....	6
3.2. Laser de Er:YAG em esmalte e dentina.....	18
3.3. Laser diagnóstico.....	55
3.4. Etiologia da dor nos preparos cavitários.....	62
3.4.1. Mecanismos sensoriais pulpo-dentinários receptores Intradentários.....	62
3.4.2. Teoria da inervação dentinária.....	63
3.4.3. Teoria odontoblástica.....	64
3.4.4. Teoria hidrodinâmica Bräsnntrön e Aström.....	65
3.4.5. Classificação da dor.....	66
4. Materiais e métodos.....	70
5. Resultados.....	74
5.1. Análise estatística.....	79
5.2. Documentação fotográfica.....	86
6. Discussão.....	104
7. Conclusões.....	109
8. Apêndice.....	110
9. Referências bibliográficas.....	111

1. Introdução

O objetivo deste trabalho é mostrar a aplicabilidade do laser de Er:YAG na clínica para o tratamento da cárie dental.

Vários estudos têm sido realizados mostrando como o feixe laser pode interagir nos tecidos duros dentais em trabalhos *in vitro* e *in vivo*, utilizando diversos tipos de laser, principalmente o laser de Er:YAG para o preparo cavitário e condicionamento dental.^{1,2} Porém, não existem muitas publicações com casos clínicos mostrando como isso pode e deve ser executado.^{3,4,5}

Os primeiros artigos de estudo *in vitro* das aplicações do laser em odontologia datam de 1964 (Stern & Sognaes).⁶ Mas apenas a partir de 1980 é que realmente começaram os primeiros estudos na prática clínica. Inicialmente, os lasers de CO₂ foram pesquisados no uso para cirurgias de tecidos moles e tentativas de corte do tecido duro dental. Logo após, esses pioneiros começaram a explorar o laser de Nd:YAG nos procedimentos para o tecido mole e tecido duro dental.¹

Em 1988 a primeira descrição do uso do laser de Er:YAG em tecido dental duro mostrou que uma efetiva ablação em tecido saudável, assim como a da lesão cariada, é possível sem danos térmicos aos tecidos adjacentes. Isso ocorre em virtude da emissão do laser de Er:YAG no comprimento de onda de 2,94μm que coincide com um dos picos de absorção da água, resultando numa boa absorção dos tecidos biológicos, incluindo o esmalte e a dentina. Desde então muitos trabalhos têm sido realizados na remoção de tecido dental duro, efeitos térmicos, possíveis danos à polpa, incisões em mucosa oral e osteotomias.⁷

Este trabalho pretende fazer uma revisão bibliográfica do laser para diagnóstico

da cárie dental, do laser de Er:YAG no preparo cavitário dos tecidos dentais, nas formas de preparos cavitários e na etiologia da dor durante os preparos cavitários.

Sendo o diagnóstico da cárie dental difícil de ser realizado clinicamente com precisão, Zandona⁸ (1997) ressaltou a importância da possibilidade de utilização de um equipamento para diagnóstico de cárie dental incipiente o qual se mostre objetivo, padronizado e passível de mensuração.

De acordo com o estudo conduzido por Lussi (1993),⁹ as chances de detectar cáries nos dentes sem uma destruição macroscópica do esmalte na face oclusal estão bem abaixo dos resultados conseguidos com o aparelho Diagnodent. Da inspeção visual executada no trabalho de Lussi et al. (1995)¹⁰ por um grupo de clínicos gerais, o diagnóstico correto da cárie de fissura foi verificado em apenas 57% dos casos. Esse número pode ser melhorado acima de 90% quando do uso do Diagnodent.

Os preparos cavitários preconizados por Black et al. (1908)¹¹ para lesões de cicatrículas e fissuras, mesmo que incipientes, visavam um tratamento em que a idéia básica era prevenir a recidiva de cárie, englobando no preparo cavitário cicatrículas e fissuras cariadas e sadias. Ele chamou esse princípio de extensão preventiva. Atualmente, segundo Baratieri (1989),¹² sabe-se que esse princípio implica o sacrifício de uma quantia considerável de estrutura dental sadia, além de não conferir longevidade à restauração. Com o advento dos sistemas adesivos, a dentística restauradora deixou de estender seus preparos cavitários passando a realizar preparos com o mínimo desgaste dental, tentando remover somente tecido cariado, preservando assim o tecido dental sadio.

No estudo de Pelagalli et al. (1997),⁷ comparou-se um grupo de pacientes tratados

com laser e outro com ponta montada em alta rotação, para remoção de tecido cariado e forma de preparo cavitário. Pelagalli realizou preparos cavitários em um grupo de 60 pacientes, sendo 106 dentes, *in vivo*, sem anestesia; os dentes foram extraídos imediatamente após o preparo. Os resultados indicaram que o laser de Er:YAG se mostrou igual ou superior à ponta montada em alta rotação nos procedimentos testados de remoção de cárie, preparo de cavidades e condicionamento. A avaliação histológica confirmou que a polpa não se comprometeu com o uso do laser de Er:YAG. Não houve complicações nem dentes comprometidos no tratamento com laser de Er:YAG.

Com relação às mudanças morfológicas provocadas pela irradiação com o laser de Er:YAG, Zezell et al. (1997)³ observaram que o esmalte dental apresentou um aspecto condicionado e a dentina permaneceu com os túbulos dentinários abertos quando irradiados com o laser de Er:YAG. A remoção da camada de esfregaço formada durante os preparos cavitários é eficiente com o laser de Er:YAG, expondo totalmente os túbulos dentinários. Mesmo com os túbulos dentinários abertos pela remoção da camada de esfregaço com o laser de Er:YAG, Eduardo et al. (1998)¹³ demonstraram num estudo clínico sobre o uso do laser de Er:YAG para o preparo cavitário ser possível realizar as cavidades com laser e restaurá-las com resina composta pela técnica convencional. A evolução clínica e radiográfica foi acompanhada por três e seis meses em que observaram um bom resultado nos três casos avaliados. Os autores relataram que a técnica demonstra ser efetiva para o preparo de cavidades conservadoras, com a eliminação do desconforto produzido pelo ruído do instrumento de alta rotação e, na maioria dos casos, por não haver a necessidade do uso de anestésico durante o procedimento.

A proposta de avaliar e comparar a força de adesão da resina composta ao esmalte dental foi realizada por Groth et al. (1996),¹⁴ usando três técnicas diferentes: irradiação com laser de Er:YAG, condicionamento com ácido ortofosfórico a 37% e irradiação com laser de Er:YAG com energia de 60mJ e condicionamento com ácido ortofosfórico a 37%. O resultado dos testes de força de adesão mostram que o condicionamento ácido ou laser e ácidos são mais eficientes do que somente o condicionamento com o laser de Er:YAG. Vários estudos^{15,16} sobre as ablações com laser de Er:YAG concluíram que o esmalte circundante é mais ácido e resistente. Portanto, uma possível vantagem do uso do modo duplamente condicionado, ou seja, laser e ácido, pode não ser somente uma superfície com bom padrão de condicionamento, mas também mais cárie resistente.

2. Objetivos

Os objetivos deste trabalho são:

1. Realizar o diagnóstico de lesões de cárie tipo classe I e V da forma convencional mediante exame clínico visual tátil e radiografia interproximal (tipo "bite wing") e comparar com o laser diagnóstico segundo o Diagnodent.
2. Realizar o preparo cavitário com laser de Er:YAG e com ponta montada em alta rotação.
3. Avaliar clinicamente o procedimento restaurador convencional nos dentes preparados com o laser de Er:YAG.
4. Avaliar a sensação de dor nos dentes preparados com laser de Er:YAG e com ponta montada em alta rotação.

3. Revisão de literatura

3.1. Preparos cavitários

Gerald T. Charbeneau¹⁷ (1988) definiu que o termo cavidade se refere a um defeito no esmalte ou na dentina, resultante do processo patológico da cárie dental. Uma vez que a lesão cariosa tenha progredido o suficiente para produzir uma cavitação franca, o tratamento efetivo para evitar maior progressão é a remoção completa da área afetada.

Preparo de cavidade é a execução dos procedimentos cirúrgicos dentários necessários para expor a cárie, possibilitar a retirada do tecido afetado e assim moldar a dentina e o esmalte remanescentes, contribuindo para restaurações biológica e mecanicamente sadias. A cavidade é preparada de forma a assegurar:

1. Localização das margens em áreas acessíveis.
2. Resistência adequada do dente e restauração à fratura resultante de estresses funcionais.
3. Retenção suficiente para o material restaurador.
4. Proteção para o órgão pulpar com vitalidade.

Relacionando as lesões cariosas com suas localizações clínicas clássicas, G.V. Black (1908)¹¹ desenvolveu uma classificação simples das cavidades, sendo que as que serão utilizadas neste trabalho são:

1. Classe I. Cavidades de fossetas e fissuras que ocorrem nas superfícies oclusais de pré-molares e molares, nos dois terços oclusais das superfícies vestibular e lingual de molares e nas superfícies linguais dos incisivos. Cavidades que começam em defeitos estruturais ocorrendo ocasionalmente nos dois terços oclusais ou incisais de todos os dentes.

2. Classe V. Cavidades no terço gengival, não de fossetas e fissuras, das superfícies labial, vestibular e lingual de todos os dentes.

O preparo de uma cavidade deve ser realizado numa seqüência ordenada. G.V.Black sugeriu a seguinte seqüência de procedimentos para uma abordagem sistemática do tratamento dentário restaurador.

1. Obtenção da forma de contorno requerida.
2. Obtenção das formas de retenção e resistência exigidas.
3. Obtenção da forma de conveniência necessária.
4. Remoção de qualquer dentina cariada remanescente.
5. Acabamento da parede de esmalte.
6. Limpeza da cavidade.

Considerando que o cirurgião dentista intervém sobre estruturas vivas, há necessidade de que ele tenha perfeito conhecimento das estruturas biológicas sobre as quais vai atuar, a fim de operá-las com o menor dano possível. Ao se fazer dentística restauradora, as estruturas biológicas mais diretamente relacionadas com o ato operatório são: o esmalte, a dentina, a polpa, o cimento, a gengiva e o ligamento periodontal. Antonio A. Corrêa¹⁸ (1979) descreve os princípios biológicos no preparo de cavidades.

O esmalte é o produto da secreção dos ameloblastos, sendo o único tecido duro do nosso organismo que tem origem epitelial. É constituído de cerca de 96% de sais minerais; o restante é representado por substâncias orgânicas (1,7%), principalmente proteínas, e água (2,3%). A maior parte da substância inorgânica está constituída por fosfato de cálcio, sob a forma de cristais de hidroxiapatita. Estão presentes, ainda que

em concentrações mais baixas e variáveis, outros elementos inorgânicos, dos quais o fluor desempenha papel importante.

A grande mineralização do esmalte é responsável por suas propriedades físicas e químicas: a natureza dos sais e seu arranjo tornam a estrutura extremamente dura, propriedade, aliás, de que necessita para poder suportar o atrito provocado pela mastigação. Em contraposição, essa mineralização acentuada torna o esmalte friável e quebradiço. A baixa resistência às forças de fratura torna-se, no entanto, muito acentuada pela disposição de seus componentes inorgânicos, sob a forma de prismas distribuídos no seio de reduzida trama orgânica, onde estão incluídos os cristais. Porém, o principal fator a impedir a fratura do esmalte, quando submetido às cargas mastigatórias, é o fato de ele estar apoiado em dentina, tecido menos mineralizado, e que apresenta certa elasticidade e compressibilidade, ou seja, funciona como um coxim, amortecendo as cargas mastigatórias que incidem sobre o esmalte. A espessura do esmalte hígido é variável nos diversos locais da coroa dental. Assim, ela é máxima ao nível das cúspides de molares e pré-molares e das bordas incisais dos dentes anteriores (2 a 2,5mm). Esta espessura é menor ao nível dos sulcos e fóssulas (cerca de 1mm), diminuindo gradativamente até atingir uma camada mínima ao nível do colo do dente (0,5mm ou menos). Este conhecimento serve para orientar o profissional, por exemplo, nos casos de desgastes de esmalte para ajustes de oclusão ou na abertura de cavidades, indicando a distância que se está da dentina, e nos desgastes para preparos com finalidades protéticas.

A dentina é um tecido que se origina do mesênquima de papila dental, quando as células mesenquimais que estão junto à periferia da papila se diferenciam em

odontoblastos ou dentinoblastos. Estes se dispõem em paliçada junto à membrana basal (futuro limite amelo-dentinário) e secretam a matriz orgânica da dentina, onde depositam os sais minerais. A dentina e a polpa não só estão bastante relacionadas topograficamente, como também mantêm íntimas relações funcionais e embriológicas. Dessa forma, esses dois tecidos podem ser considerados uma entidade ou órgão: o complexo tecidual dentino-pulpar. Em condições normais, a dentina está inteiramente recoberta pelo esmalte na coroa e pelo cemento na raiz. Muito menos dura que o esmalte, sendo também ligeiramente compressível e elástica, condições essas que lhe permitem oferecer excelente apoio ao esmalte, impedindo que este fracture sob cargas mastigatórias. Da sua composição fazem parte, aproximadamente, 70% de substância inorgânica, 18% de matéria orgânica e 12% de água. Em decorrência da mineralização normalmente progressiva da dentina, após o dente estar totalmente formado, a sua composição varia segundo a idade. A porção inorgânica da dentina consiste principalmente de cristais de hidroxiapatita. O menor grau de mineralização da dentina, em relação ao esmalte, explica suas diversas propriedades. O colágeno constitui cerca de 93% da porção orgânica da dentina. A dentina apresenta variações importantes de estruturas, segundo o período ou as circunstâncias de sua edificação. Segundo a orientação de Sasso e colaboradores,¹⁹ podem ser consideradas, na espécie humana, as seguintes variedades de dentina: dentinas fisiológicas (dentina primária e dentina secundária), e dentinas patológicas (dentina esclerosada ou transparente, dentina osteóide e dentina reparativa).

Dentina primária é a elaborada no curso do desenvolvimento do dente até o acabamento de sua forma exterior. Ela constitui a massa dentinária mais importante

em volume, sendo caracterizada pela presença de canalículos dentinários regulares, que se irradiam a partir da câmara pulpar até o limite amelo-dentinário, apresentando trajeto sinuoso, porém, terminando perpendicularmente à superfície do dente. Entende-se por dentina secundária a dentina fisiológica elaborada lentamente durante toda a vida do dente, a partir do momento em que sua forma exterior já está pronta. Da mesma maneira que a dentina primária, ela é caracterizada pela presença de um conjunto de canalículos dentinários regulares, que se irradiam a partir da câmara pulpar, com orientação paralela e perpendiculares à superfície do dente.

A dentina esclerosada ou transparente representa uma área de normodentina que se caracteriza pela presença de canalículos dentinários calcificados. Os canalículos, obturados por sais de cálcio, provocam alteração do índice de refração, de tal modo que as regiões contendo esses canalículos se tornam transparentes com luz transmitidas. Zonas de dentina esclerosada são freqüentemente constatadas nas proximidades de dentina cariada, particularmente em cáries de evolução lenta (cáries crônicas). Trata-se de atividade dentinogênica à distância da polpa, como uma reação defensiva no sentido de formar uma barreira para impedir a progressão da lesão, resguardando, além disso, a polpa das agressões do meio bucal (calor, frio, sal, açúcar etc.).

A dentina osteóide é constituída por uma massa de fibras colágenas que apresenta, em algumas zonas, lacunas contendo células, capilares e mesmo células com características de odontoblastos, localizados, de preferência, na periferia das trabéculas. Parece tratar-se de um tecido de transição entre o osso e a dentina, daí o termo dentina osteóide. É uma dentina de reação a um estímulo patológico, como a cárie.

Dentina reparativa é a designação dada por Weider para indicar a dentina ligeiramente hipocalcificada, com canalículos distribuídos irregularmente, às vezes, apresentando algumas inclusões celulares. Essa dentina é elaborada pelos odontoblastos quando o dente sofre a ação da cárie ou uma abrasão intensa, aceitando-se atualmente que determinados agentes químicos possam intensificar sua produção como hidróxido de cálcio, óxido de zinco e eugenol.

As dentinas osteóides e reparativas são diferentes histologicamente, porém, não é possível a correta distinção clínica entre elas.

Os canalículos dentinários têm disposição grosseiramente paralela entre si, sendo que seu trajeto não é retilíneo e sim sinuoso, em particular no colo do dente. Seu número varia segundo o local: junto à polpa pode atingir 65.000mm², na parte central cerca de 35.000mm², e na periferia aproximadamente 15.000mm². Isso se explica pelo fato de que a superfície da dentina junto à polpa é consideravelmente menor. Em conseqüência, a proporção túbulos—dentina intertubular é mais elevada junto à polpa e vai decrescendo para a periferia. Assim, a espessura dos canalículos é variável, sendo mais largos junto à polpa (cerca de 3 a 5 micrômetros), e mais delgados junto ao limite amelo-dentinário (cerca de 1 micrômetro). Além disso, com a idade, os canalículos vão se estreitando, pela contínua mineralização, podendo ocorrer, às vezes, obturaçãõ de sua luz.

O cemento é um tecido mineralizado situado sobre toda a superfície externa da dentina radicular, a qual recobre numa camada ininterrupta, de espessura variável, desde o ápice até junto à coroa, ao nível do colo. Dos três tecidos duros que compõem o dente, o cemento é o menos mineralizado. Seu conteúdo inorgânico é de

aproximadamente 65% de seu peso, a fresco; a fração orgânica é de cerca de 23% e os 12% restantes são de água. A maior porção inorgânica está constituída de hidroxiapatita. Provavelmente, cerca de 90% das proteínas da matriz orgânica do cimento são constituídas de colágeno. A substância fundamental forma o restante do componente orgânico e consiste em complexos de proteínas e polissacarídeos. Do ponto de vista histológico, podemos distinguir duas variedades de cimento: o cimento acelular e o cimento celular.

Segundo Bindslev e Mjør²⁰ (1999), a meta final da dentística moderna é tornar supérflua a necessidade de preparos de cavidades. Se a prevenção da cárie fracassa, o preparo da cavidade torna-se necessário. A remoção de tecido, então, deveria ser tão limitada quanto possível, porque nenhum material restaurador pode substituir a qualidade do esmalte, da dentina e do cimento acelular quando os tecidos estiverem em seus relacionamento normal.

Depois de ter sido estabelecida a necessidade de preparo de cavidade é importante lembrar que isso envolve mais que a remoção mecânica da parte comprometida do dente. É essencial o conhecimento detalhado dos tecidos dentais incluindo anatomia macroscópica, histologia, ultra-estrutura, fisiologia, potencial de reação e propriedades físicas como dureza e fragilidade do esmalte e resistência e elasticidade da dentina.

A meta da dentística restauradora moderna é manter tanto tecido quanto possível com ênfase na prevenção e remineralização. Contudo, é difícil preparar e tratar pequenas cavidades em virtude do acesso reduzido. A fim de se obter um resultado duradouro para o tratamento restaurador, é importante compreender que o preparo da cavidade

está mais relacionado com o tipo de material escolhido do que com o tipo de cavidade envolvida.

Didier Dietschi e Roberto Speafico²¹ (1997) afirmaram ser a dentística atual a busca contínua por modalidades restauradoras específicas menos invasivas.

Durante o preparo cavitário, a necessidade de forma de retenção e as propriedades de resistência mecânicas exigidas pela restauração de amálgama exigem o sacrifício de estrutura sadia e a ancoragem pulpar. Nas lesões de cárie envolvendo a junção amelo-dentinária, a abordagem tradicional exigia a extensão oclusal do preparo cavitário. Com uma abordagem mais conservadora, usando técnicas adesivas, o tamanho da cavidade é definido pela extensão da lesão propiciando a máxima preservação de tecido sadio. Com os princípios conservadores das técnicas modernas de preparo e a resistência intrínseca do dente restaurado adesivamente, as falhas mecânicas são mais improváveis.

O material restaurador ideal deve permitir uma abordagem mais conservadora do preparo cavitário, isto é, restaurar de maneira ideal a morfologia e a resistência mecânica original do dente para resgatar a função adequada. Como foi demonstrado por Buonocore (1955), a adesão ideal pode ser obtida por meio de retenção micromecânica dos prismas de esmalte condicionados por ácidos perpendicular a seus longos eixos. O biselamento das margens de esmalte, portanto, é um pré-requisito para qualquer técnica adesiva direta, que nunca consegue compensar completamente a contração de polimerização da resina composta. Esse conceito básico permanece válido para as novas técnicas restauradoras.

As regras modernas da dentística adesiva recomendam a remoção seletiva dos

tecidos cariados.

O formato cavitário porém depende inicialmente da extensão da cárie ou da geometria da restauração a ser substituída. A quantidade de tecidos sadios restantes e suas respectivas morfologias determinarão quais materiais e técnicas teriam melhor indicação. Essa escolha influenciará o formato e desenho cavitário final das margens.

No preparo para restaurações preventivas em cáries de fissuras superficiais, o tecido cariado deve ser removido por meio de ameloplastia seletiva. Essa é a abordagem mais conservadora para cáries dentárias limitadas em dentes posteriores segundo Simonsen⁴ (1985).

A filosofia da máxima preservação tecidual levou a preparos mais conservadores como microcavidades, preparos vestibulo-linguais e preparos tipo túnel que foram preconizados por Hunt⁵ (1984); Knight²² (1984); Wilson e Mc Lean²³ (1988). Entretanto, esses preparos alternativos têm indicações limitadas, tal como o tratamento de pequenas lesões interproximais com bom acesso. No preparo tipo túnel, a conservação da crista de esmalte sobre o preparo proximal tem sido questionada por muitos autores e não é mais aconselhável como rotina, pois a remoção do tecido cariado é problemática e há insuficiência de resistência da crista a qual não tem suporte na dentina, segundo Van Waess et al.²⁴ (1988); Covey et al.²⁵ (1989) e Papa et al.²⁶ (1993).

André L. B. Centola et al.²⁷ (1997) afirma que a evolução tecnológica dos materiais, o conhecimento dos mecanismos de ação e controle da cárie dental e a conscientização dos pacientes sobre a importância dos aspectos preventivos levaram a profissão a uma mudança nos conceitos, que acabou resultando numa posição bem mais conservadora nas últimas décadas. Essa mudança de visão levou os profissionais a

um maior respeito à estrutura dental sadia, por compreenderem que ela jamais poderá ser substituída por um material restaurador.

Existe, atualmente, uma tendência de não dar acabamento às paredes do preparo cavitário, talvez por acreditar-se que materiais e técnicas adesivas substituam essa etapa, todavia os problemas de falhas continuam a existir. Mesmo um preparo cavitário conservador, cujas dimensões diferem em muito das desenhadas por Black (1908),¹¹ requer, para um bom desempenho clínico da restauração, que se respeitem os princípios básicos de resistência, retenção, conveniência, remoção de tecido cariado e acabamento das bordas de esmalte, independentemente do material restaurador utilizado.

Fazendo um retrospecto histórico, durante muito tempo deu-se valor maior ao preparo cavitário e seus detalhes técnicos, não se levando em conta o valor da estrutura dental remanescente.

O pensamento moderno determina que o desenho cavitário deve envolver somente o tecido destruído pela cárie, portanto, as cavidades devem ser tão pequenas quanto necessário para eliminar o tecido cariado e poder receber o material restaurador de escolha. No tocante à extensão paragingival, a parede correspondente deve ficar afastada tanto quanto possível da borda livre da gengiva, segundo Pescarmona & Fuzzi²⁸ (1985).

O procedimento operatório aparentemente se simplificou com o uso dos materiais adesivos, contudo, ao mesmo tempo exige do profissional uma atuação meticulosa e eficiente diante dos preparos conservadores para que o resultado final satisfaça tanto na qualidade da restauração quanto no resultado estético.

Autores como Hardison²⁹ (1987), Darveniza³⁰ (1987) e Fusayama³¹ (1993) são unânimes em afirmar que todas as cavidades para resina devem se restringir ao tamanho da lesão cariosa.

O preparo cavitário classe V segue o mesmo procedimento operatório que rege todos os preparos conservadores, sendo que a conformação final da cavidade irá variar de acordo com a extensão da lesão cariosa. A diferença entre as cavidades classe V são as margens que podem ser em esmalte, em dentina, em cemento ou combinadas, com cavidades ou sem cavidades e tipo erosão ou abrasão. Segundo Baratieri et al.³² (1989), as lesões tipo erosão ou abrasão só deveram ser restauradas quando estiverem cariadas, com muita sensibilidade ou comprometam a estética.

Nos preparos cavitários classe I, a ênfase é conservar intacta a maior porção de estrutura dental hígida, de modo que em algumas situações o preparo pode permanecer restrito ao esmalte. Pelo fato de as resinas compostas apresentarem propriedades adesivas, Oliveira et al.³³ (1986), Ben Amar et al.³⁴ (1987), e Heymann et al.³⁵ (1995) sugeriram que as preparações sejam direcionadas para uma remoção conservadora da estrutura dental defeituosa ou cariada. O preparo cavitário deve ter seu limite periférico marginal colocado preferencialmente em esmalte. No cavo superficial da face oclusal, não se recomenda o uso de bisel, visto que autores como Al Khafagi & Jacobsen³⁶ (1982), Reel & Mitchell³⁷ (1984) e Suzuki³⁸ (1985) não encontraram diferenças significantivas em relação à infiltração marginal entre preparos biselados e não-biselados. Deve-se também levar em conta que, ao biselar o cavo superficial oclusal, permanece uma camada muito fina de resina composta sobre o bisel aumentando a possibilidade de fratura e exposição da margem. De acordo com Baratieri et al.³⁹ (1994) e Mondelli⁴⁰

(1995), não se deve fazer bisel no cavo superficial oclusal, pois esse procedimento aumentará a área superficial de resina composta exposta aos esforços e à degradação das margens. Lesões de cárie em pontos isolados não devem ser unidos com o preparo, a menos que a extensão da cárie assim o determine. As cavidades podem ser restauradas isoladamente, e os sulcos e fissuras podem ser selados, configurando assim uma restauração preventiva segundo Simonsen⁴¹ (1978).

Cavidades conservadoras são aquelas em que o preparo cavitário é mínimo, com o intuito de preservação de estrutura dental, evidenciando dessa maneira uma abordagem mais conservadora possível. McConnachie⁴² (1992) declara que a técnica permite a remoção de áreas isoladas de cárie sem nenhuma extensão aos tecidos circunvizinhos.

3.2. Laser de Er:YAG em esmalte e dentina

Os primeiros artigos de estudos in vitro das aplicações do laser em odontologia datam de 1960. Stern & Sognnaes⁶ (1964) descreveram as alterações no esmalte como fusão e vitrificação, e na dentina apresentando crateras mais definidas com indícios de carbonização após irradiação laser. Mas somente a partir de 1980 é que realmente começaram os primeiros estudos na prática clínica. Inicialmente os lasers de CO₂ foram pesquisados no uso para cirurgias de tecidos moles e tentativas de cortes do tecido dental. Logo em seguida, esses pioneiros começaram a explorar o laser de Nd:YAG nos procedimentos para o tecido mole e tecido duro dental, segundo Miserendino¹ (1995).

Em 1988 a primeira descrição do uso do laser de Er:YAG em tecido dental duro mostrou que uma efetiva ablação em tecido saudável, assim como a da lesão cariada, é possível sem danos térmicos aos tecidos adjacentes. Isso é decorrente da emissão do laser de Er:YAG no comprimento de onda de 2,94µm que coincide com o pico de absorção da água, resultando numa boa absorção dos tecidos biológicos, incluindo o esmalte e a dentina. Desde então muitos trabalhos têm sido realizados na remoção de tecido dental duro, efeitos térmicos, possíveis danos à polpa, incisões em mucosa oral e osteotomias, Miserendino⁷ (1995).

A partir de 1966, Gordon Jr.⁴³ relata a formação de um material denso e amorfo na superfície do esmalte, após preparo cavitário com laser de rubi.

Os primeiros estudos utilizando o laser de Er:YAG em tecidos duros dentais, observando a efetividade da ablação tanto de tecidos saudáveis como cariados, sem danos térmicos aos tecidos adjacentes, foi realizado por Hibst et al.⁴⁴ (1988) e Hibst & Keller⁴⁵ (1989).

A profundidade e diâmetro dos buracos realizados com laser de Er:YAG foram mensurados de acordo com o número de pulsos e exposição radiante, e a temperatura mensurada com câmera termográfica, e para comparação foram produzidos buracos com aproximadamente as mesmas dimensões com o laser de CO₂. Assim Hibst & Keller ⁴⁶ (1989) chegaram a uma discussão teórica das medidas que levaram à seguinte proposta do mecanismo de ablação. A luz do laser de Er:YAG é efetivamente absorvida em ambas as substâncias duras pela água e pelos componentes inorgânicos causando um rápido aquecimento de um volume. Tanto esmalte como dentina são removidos em parte por um processo contínuo de vaporização, e em parte mediante microexplosões. Ocorrem contínuas vaporizações na exposição radiante alta que explica a necessidade relativa de altas energias para a ablação e a relação linear entre a profundidade da cratera e da exposição radiante. A vaporização da dentina é dominada por um processo similar à ablação óssea em que a água da dentina é vaporizada sem derretimento dos componentes orgânicos e inorgânicos, resultando em altas pressões internas que levam à remoção do material na forma de microexplosões. As medidas de temperatura indicam que durante a duração do pulso somente algum calor se perde ao tecido circundante por difusão térmica, por isso não se encontram sinais de processo de derretimento, e a boa qualidade das paredes das crateras são efeitos de microexplosões da forma de ablação dominante para exposição de baixa radiação. Como as crateras são definidas por um baixo limiar para ejeção do material explosivo, as paredes são protegidas contra o derretimento durante a duração do pulso.

Observando crateras realizadas com laser de Er:YAG comparadas com crateras realizadas com laser de CO₂ sob a luz de microscopia óptica e mediante a MEV, Keller

& Hibst⁴⁷ (1989) viram que as crateras realizadas com laser de CO₂ apresentaram figuras diferentes como fusão, zonas de carbonização, e as paredes mostraram inúmeras fissuras. O exame do dente pela luz microscópica após o tratamento com laser de Er:YAG revelou que as paredes apresentaram-se duras e esbranquiçadas, sem fissuras ou fraturas da substância dura circundante, as bordas não mostraram alterações como vitrificação. A superfície exposta pelo feixe laser foi fortemente arrancada com formação parcial de flancos e escalas. A MEV fornece figura similar, sendo que nas lesões produzidas pelo laser de Er:YAG estas são parcialmente marcadas por áreas descaçadas, sem sinais de injúrias termiais. O arranjo individual dos cristais de hidroxiapatita no esmalte e na dentina não sofreu modificações. As figuras dão a impressão de que o tecido duro dental foi arrancado por uma explosão, formando uma cratera geralmente arredondada ou oval com contorno preciso, sem fissuras ou zonas de derretimento nas paredes internas. Nos resultados das aplicações do laser de Er:YAG somente um mínimo de calor nos tecidos adjacentes foi mensurado, e assim um pequeno ou nenhum dano pôde ser encontrado mesmo para altas exposições radiantes. A conclusão deve ser que a maior parte da energia incidente é consumida no processo ablativo e somente uma pequena fração da energia resulta em calor remanescente no tecido, assim nenhum dano ocorre nos tecidos que circundam a cratera após o tratamento com o laser de Er:YAG.

Oho & Morioka⁴⁸ (1990) propuseram um possível mecanismo de resistência ao ácido adquirido pelo esmalte dental após a irradiação laser. Baseados nas propriedades ópticas, de composição, na permeabilidade e nas mudanças estruturais do esmalte após irradiação laser, concluíram que o laser poderia criar microespaços que pode-

riam atuar como sítios de deposição de íons liberados pelo ataque ácido.

Estudando a mudança de temperatura na câmara pulpar de dentes humanos durante o preparo com o laser de Er:YAG, Hoke et al.⁴⁹ (1990) realizaram um estudo *in vitro* e observaram um aumento médio de temperatura da ordem de 2,2° C quando foi utilizada refrigeração a água durante o procedimento e que o uso de um fino jato d'água aumenta a eficiência da ablação do laser de Er:YAG. A análise sob microscópio eletrônico de varredura mostrou túbulos dentinários intactos a uma distância de aproximadamente 10µm da superfície dentinária irradiada.

Para estimar o dano pulpar, o aumento de temperatura decorrente da radiação laser precisa ser mensurado. Assim, usando termopares e imagem térmica, Hibst & Keller⁵⁰ (1990) observaram o efeito térmico de um único pulso do laser de Er:YAG que é pequeno e limitado às vizinhanças do impacto. A energia e o calor são adicionados a cada pulso adicional. A distribuição de temperatura depende não somente da energia radiante, como também do número de pulsos e taxa de repetição. As condições de irradiação podem provocar danos irreversíveis à polpa direta ou indiretamente. As observações experimentais podem ser explicadas qualitativamente por um simples processo de ablação. As temperaturas foram maiores para ablacionar esmalte do que para a remoção de dentina, e as figuras mostram que não somente o fundo da cratera se aquece, mas também a área total da parede das crateras. A temperatura aumenta com a energia radiante maior e a taxa de repetição dos pulsos. A escolha apropriada dos parâmetros laser como a energia radiante, a taxa de repetição e o perfil do feixe pode evitar danos mesmo quando focalizadas diretamente à polpa.

Matsumoto et al.⁵¹ (1991) estudaram as alterações morfológicas do esmalte e da

dentina após irradiação com o laser de Er:YAG. Foram utilizados dez dentes extraídos pigmentados com corante preto, sem lesão de cárie e hígidos. Os espécimes foram irradiados com $15,9\text{J}/\text{cm}^2$ de densidade de energia do laser de Er:YAG com diâmetro de feixe de 2,0mm. As observações oriundas da MEV mostraram a efetividade do laser de Er:YAG para remover dentina e esmalte cariados. Segundo os autores, a profundidade das cavidades depende da energia, do tempo de exposição e tipo de tecido alvo.

Paghdiwala⁵² (1991) colocou quatro termopares em 29 dentes para avaliar os efeitos do laser de Er:YAG nos tecidos duros dentais. Cada dente foi exposto ao laser de Er:YAG por 4 segundos totalizando 24 pulsos. As temperaturas foram lidas a cada 2 segundos. Nenhuma temperatura aumentou o suficiente para induzir injúria pulpar. O maior aumento foi de $7,8^\circ\text{F}$; vários artigos mostram que para ocorrer injúria pulpar a temperatura deve ser acima de 9°F . Assim, a irradiação laser no dente produziu dois efeitos distintos: pequenos buracos e crateras. Os buracos e as crateras quando examinados em microscópio óptico mostraram margens de esmalte sem trincas irradiadas dos buracos e somente um aspecto de giz esbranquiçado e sem brilho das margens que tinham paredes precisas e inalteradas, e a dentina, na base das crateras, apresentava aparência macia, limpa e inalterada. A MEV mostrou uma banda de 100 micrômetros de esmalte alterado com microfissuras arranjadas concentricamente. Ao longo dessas paredes pôde-se ver poros onde cristais de hidroxiapatita derreteram e vaporizaram, circundados por elevações consistentes de fusão e tecido orgânico recondensado. Apesar de somente existir 8% de água contida no esmalte dental, desde que a energia laser seja bem absorvida, o esmalte dental se vaporizará mais prontamente para permitir um corte do esmalte a pequenas densidades de energia, o que implica menores

aumentos de temperatura e praticamente nenhuma carbonização ou trincas no esmalte.

Zhao-Zhang et al.⁵³ (1992) determinaram a profundidade de ablação em esmalte e dentina realizada por laser pulsado de Er:YAG em dentes humanos extraídos. Os autores concluíram que o laser de Er:YAG pode efetivamente promover a ablação do esmalte e da dentina com o mínimo efeito térmico, quando se utiliza a taxa de repetição de 2 a 5Hz.

Burkes et al.⁵⁴ (1992) observaram as alterações na estrutura dental e a temperatura pulpar em dentes humanos extraídos irradiados com laser pulsado de Er:YAG secos e umedecidos por uma fina mistura de água. Quando o dente seco foi irradiado houve uma mínima ablação do esmalte, e a MEV mostrou fragmentos de esmalte com derretimento, quebras e bordas lisas de esmalte. A temperatura intrapulpar mensurada por um termopar atingiu mais de 27° C. Quando o laser foi aplicado no dente com irrigação de spray de água, o esmalte e a dentina foram eficientemente ablacionados e a MEV mostrou superfícies com crateras tipo fissuras e cônicas com projeções de esmalte remanescente. A temperatura intrapulpar atingiu uma média de 4° C. Esses resultados indicam que o laser pulsado de Er:YAG usado com spray de água remove esmalte e dentina sem produzir mudanças significativas na temperatura pulpar.

Comparando a MEV em dentes irradiados com laser de CO₂, Nd:YAG e Er:YAG, Wigdor et al.⁵⁵ (1992) observaram que as amostras irradiadas pelo laser de CO₂ apresentaram túbulos dentinários não evidentes, com grande quantidade de trincas na dentina, o laser de Nd:YAG causou fusão da dentina intertubular e o diâmetro dos túbulos dentinários era variado; e, com o laser de Er:YAG, os túbulos dentinários esta-

vam abertos sem trincas, fusões ou carbonizações.

Vickers et al.⁵⁶ (1992) mostrou que o laser de Er:YAG ablaçiona esmalte e dentina com a mínima difusão de calor. Os autores realizaram um estudo para determinar os efeitos da ablação sobre o esmalte e a dentina de dentes extraídos estocados em solução salina e formalina. Concluíram que os dentes estocados em solução salina mostraram, em análise submetida à MEV, linhas de fissuras criadas ao redor do esmalte nos mais baixos níveis de irradiação, e os dentes estocados em formalina apresentaram uma taxa de ablação menor no esmalte e na dentina.

Li et al.⁵⁷ (1992) observaram pela MEV um aspecto microrretentivo que poderia indicar um benefício para procedimentos adesivos.

Hibst & Keller⁵⁸ (1992a) avaliaram os efeitos térmicos durante a irradiação de tecidos duros dentais com o laser de Er:YAG. Foi observado que nos estados subablativos o decréscimo de temperatura ocorre mais rapidamente no esmalte do que na dentina. Porém quando o limiar de ablação é exercido, o efeito térmico é mais pronunciado no esmalte. Nos casos de subablação, a energia laser é completamente convertida em calor, e quando se ultrapassa o limiar de ablação a energia térmica na dentina aumenta levemente com o aumento da energia radiante.

Em outro estudo de Hibst & Keller⁵⁹ (1992b) foi pesquisada a influência da água na superfície dental durante a irradiação com o laser de Er:YAG, em relação ao aumento da temperatura e à eficiência de ablação. Observou-se que a camada de água era evaporada pela parte inicial do pulso de laser e a maior parte da energia era consumida no processo de ablação. Também verificaram que a pequena camada de água reduziu o efeito térmico, tanto para pulsos simples como para múltiplos.

Ainda em 1992, Gross et al.⁶⁰ observaram a morfologia de tecidos duros dentais após irradiação com o laser de Er:YAG, comparando espécimes irradiados com e sem refrigeração de spray de água. As irradiações sem spray de água formaram uma maior zona de fragmentos. Nas amostras irradiadas com spray de água, o esmalte apresentou pequenas áreas de prismas desfragmentados, e a dentina apresentou-se coberta por fragmentos.

Wright et al.⁶¹ (1993) realizaram estudos comparativos de microinfiltração em resinas compostas de cavidades classe V preparadas convencionalmente e comparadas com irradiação do laser de Er:YAG. Os resultados indicaram que não houve diferença estatística significativa dos valores da microinfiltração entre as duas técnicas.

Walsh et al.⁶² (1993) objetivaram neste trabalho de pesquisa a avaliação dos efeitos térmicos do laser de Er:YAG no dente humano e discutiram os efeitos preliminares da água na eficiência da ablação do laser de Er:YAG. As amostras foram seccionadas, e o laser foi aplicado com várias energia e taxa de repetição, com e sem spray de água, cuja vazão variou de 0 a 37ml/min. A temperatura foi analisada por termopares colocados a 1mm de distância da superfície das amostras e o feixe laser direcionados a elas. Por causa da alta absorção pelo laser de Er:YAG pela água, existe um acordo, entre os pesquisadores, de que o spray de água no dente pode absorver a energia laser e assim ocorrerá muito pouco efeito no tecido duro. A eficiência do laser é reduzida em somente 20% quando a água é usada, e ganha-se na diminuição dos efeitos térmicos. Constatase que quando o laser de Er:YAG é usado para ablação tanto de tecido dental duro quanto para materiais dentais, a água é necessária para o resfriamento.

Hibst & Keller⁶³ (1993) avaliaram a infiltração marginal em dentes restaurados

após o preparo de cavidades com laser de Er:YAG e compararam com o preparo de cavidades convencionais, com e sem bisel cavo-superficial, com condicionamento laser ou ácido fosfórico. As amostras foram restauradas com amálgama ou resina composta. O grau de infiltração foi determinado por intervalo de microscópio óptico e microrradiografia, pela penetração de fucsina a 0,5% ou nitrato de prata a 50%. Os resultados mostraram a mesma profundidade de penetração do corante nos dentes restaurados com amálgama após o preparo com o laser e após o preparo convencional. As cavidades tratadas, biseladas e condicionadas com o laser e restauradas com resina não mostraram nenhuma ou apresentaram mínima microinfiltração.

Wannop et al.⁶⁴ (1993) observaram que quando o laser de Er:YAG é usado para ablação tanto de tecido duro dental quanto de materiais dentais, a água é necessária para o resfriamento. Ocorre, no entanto, uma redução na eficiência da ablação quando a água é usada, e esta redução parece ser de aproximadamente 20%. Os dentistas estão acostumados a trabalhar com água para resfriamento com os métodos convencionais, portanto a adição de água com o laser deve ser uma transição fácil.

Paghdwala et al.⁶⁵ (1993) analisaram a irradiação do laser de Er:YAG em tecidos duros dentais em relação à temperatura, à profundidade de corte e aos efeitos estruturais. Os autores concluíram que a presença de água durante a irradiação com o laser de Er:YAG diminuiu as alterações estruturais por evitar o aumento da temperatura, e também melhorou o grau de ablação do tecido duro dental. A temperatura não ultrapassou, neste estudo, 5° C.

Tatjana Dostálová et al.⁶⁶ (1993a) avaliaram os efeitos da radiação do laser de Er:YAG no preparo cavitário sobre a luz transmitida e polarizada e por microanálise por

elétrons. Examinaram-se secções de dentes intactos, dentes com cárie inicial, dentes com preparo laser em esmalte e dentes com preparo laser em esmalte e dentina em preparos tipo classes I e V. Os dentes intactos e com preparos com laser foram examinados para a variação de mineralização. Os resultados apresentaram distribuição regular de cálcio e fósforo, e as margens das cavidades não mostraram zonas de necrose. Os defeitos da mineralização nas cáries depende da desmineralização do tecido duro. Nas estruturas houve perda irregular de cálcio e fósforo. A irradiação do laser de Er:YAG com resfriamento de água foi uma técnica de preparo não-invasiva. Durante o preparo resfriado com laser de Er:YAG não foi encontrada carbonização ou zonas de dentina necrosada. O resfriamento com água para o preparo de esmalte e dentina não apresentou variações inaceitáveis de temperatura.

Tatjana Dostálová et al.⁶⁷ (1993b) realizaram outro estudo monitorando com computadores os efeitos térmicos induzidos pela radiação do laser de Er:YAG durante o preparo do tecido dental duro. Dentes humanos extraídos foram submetidos a radiação pulsada do laser de Er:YAG, e a variação da temperatura foi avaliada no esmalte, na dentina e na polpa. A temperatura foi mensurada por um transmissor térmico tanto em contato com a superfície do dente quanto colocado na câmara pulpar. Demonstrou-se que o preparo sem resfriamento pode causar danos irreversíveis à polpa. Na segunda parte do experimento o dente foi resfriado por água corrente. Durante o preparo com o laser no esmalte e na dentina, a temperatura não foi superior a 2°C. No momento da perfuração da dentina, com conseqüente irradiação laser na polpa, a temperatura pulpar aumenta rapidamente. A abertura da polpa coincide com o rápido aumento na temperatura. As mudanças de temperatura durante o preparo do tecido dental duro é um dos

mais importantes critérios de avaliação das técnicas de preparo seguras em respeito à vitalidade do dente. Esse estudo mostrou que a radiação do laser pulsado de Er:YAG, aplicada simultaneamente com a apropriada refrigeração com água, remove de forma eficiente o esmalte e a dentina sem causar mudanças de temperatura perigosas à polpa.

Hibst & Keller⁶⁸ (1993) estudaram a ação do laser de Er:YAG no ataque de superfícies dentárias para posterior procedimento adesivo. Foram obtidas superfícies de esmalte e dentina de dentes humanos extraídos, que receberam diferentes condições de irradiação com o laser de Er:YAG. Após a irradiação, foram polimerizados compósitos sobre as superfícies, com e sem a aplicação prévia de sistema adesivo. Para a avaliação da força adesiva, foram realizados testes de tração. As superfícies obtidas apresentaram padrão retentivo, com rugosidades produzidas pela microexplosão decorrente do processo de ablação. Com a aplicação de baixas energias, não foram detectadas mudanças estruturais ou superficiais.

Gimble et al.⁶⁹ (1994) propuseram um estudo para determinar a eficácia do laser de Er:YAG quando comparado a outros tratamentos dentais clássicos para o tecido duro dental. Especificamente, o tratamento de fóssulas e fissuras, a remoção de cárie e o preparo e condicionamento cavitário foram examinados nesse estudo randomizado e duplo cego. O laser de Er:YAG mostrou que seu comprimento de onda é seletivo para cárie em todas as profundidades e classes, com preservação da vitalidade pulpar. Os resultados mostraram que os procedimentos com laser são tão eficientes quanto os procedimentos com pontas montadas para a remoção de cárie e o preparo cavitário, tendo a microscopia eletrônica de varredura mostrado as superfícies dos túbulos

dentinários abertos, sem fissuras ou quebras evidentes, necessitando portanto a dentina cariada de menos energia laser do que o esmalte ou a dentina sã, com preservação da estrutura dental. A MEV e alguns testes mostraram que o condicionamento a laser combinado com o condicionamento com ácido é melhor do que o condicionamento ácido sozinho. Os estudos histológicos pulpares e de temperatura não indicaram nenhum dano quando o preparo é feito a laser. Isso parece ser em razão da pequena duração do pulso do laser de Er:YAG e dos efeitos de resfriamento proporcionados pela água, restringindo o aquecimento pulpar, sendo a energia do laser absorvida pela superfície do dente em virtude da sua grande absorção pela água. E como esperado, a opinião subjetiva dos pacientes foi muito favorável ao laser em oposição à anestesia e ao instrumento rotatório.

No estudo do corte do tecido dental com irradiação com laser de Er:YAG, Morioka⁷⁰ (1994) investigou a possibilidade de corte, e seus efeitos foram comparados com os de outros lasers. Uma "cavidade redonda" foi formada com sucesso no esmalte e na dentina dental. A profundidade e o diâmetro da cavidade modificaram-se dependendo da energia utilizada, possibilitando o controle do procedimento. Dentes incisivos humanos extraídos foram irradiados com laser de Er:YAG, CO₂, Ar, Nd:YAG contínuo e pulsado, todos com variações de energia. O laser de Er:YAG causou uma perfuração localizada e distinta no tecido dental duro com o uso de pouca energia, o que outros lasers não puderam fazer. O laser de CO₂ promoveu um buraco excessivamente profundo, e os lasers de Ar e Nd:YAG não puderam fazer uma cavidade no esmalte dental. O laser de Er:YAG com o comprimento de onda de 2,94µm é eficientemente absorvido pela água e tem a capacidade de incisão. O feixe é similarmente bem absorvido pelo esmalte

dental, destarte o laser de Er:YAG mostrar-se superior aos lasers de CO₂, Ar, Nd:YAG no que se refere ao corte de estrutura dental. Trabalhos têm demonstrado um aumento na resistência do esmalte irradiado com laser. Demonstrou-se uma dissolução de cálcio menor no esmalte onde foi aplicado o laser do que no esmalte sem a sua aplicação. Isso sugere que o laser de Er:YAG tem vantagem na prática dental porque é eficiente no corte dos tecidos duros dentais e produz um esmalte dental resistente.

Sabendo que o laser de Er:YAG é o mais efetivo nos tecidos duros dentais, Kumazaki⁷¹ (1994) utilizou-se de dentes incisivos mandibulares de boi de dois anos, para irradiá-los com laser de Er:YAG. Esses dentes passaram por testes de tensão e foram examinados com microscópio eletrônico de varredura. As conclusões desse trabalho foram que o condicionamento do esmalte com laser de Er:YAG é efetivo, sendo tão eficaz ou melhor do que o condicionamento com ácido. A irradiação ótima ocorreu na potência de 600mJ com densidade de energia de 8,5J/cm², pois os testes de tensão decrescem quando a densidade de energia é maior ou menor do que esta. Os testes de forças de adesão estão relacionados à natural condição das colunas criadas na superfície do esmalte pela irradiação laser.

Para determinar a eficiência da ablação com laser de Er:YAG, Keller & Hibst⁷² (1995) investigaram em várias condições a profundidade da cratera e a perda de massa. As medidas para a profundidade da cratera para o tecido dental saudável revelarão 30µm por pulso, sendo que para o tecido cariado a cratera foi um pouco maior. A perda de massa foi de forma linear à energia radiante e maior na dentina do que no esmalte. Para pulsos de 300mJ, a perda de massa foi aproximadamente de 40µg para o esmalte e o dobro para a dentina. Considerando-se a densidade tecidual 2,9g/cm³ para o es-

malte e $1,9\text{g/cm}^3$ para a dentina, serão necessários 73 pulsos de 300mJ cada para ablacionar 1mm^3 de esmalte e 25 pulsos para ablacionar 1mm^3 de dentina; sendo a repetição de 4Hz serão gastos 20 segundos. Comparada à broca mecânica, a ablação laser depende o dobro de tempo, entretanto, é curto o suficiente para preparos cavitários não muito extensos. Usando-se o método de spray de água durante a irradiação laser, realiza-se um buraco limpo com bordas definidas ao tecido duro circundante, sem nenhum sinal de derretimento ou rachaduras. As paredes e o fundo da cratera são ásperos dando a impressão de que o tecido mineralizado foi rasgado. A grande eficiência da ablação e da morfologia pode ser explicada por um processo mecânico induzido termicamente. Como a água tem uma grande absorção pelo feixe laser de Er:YAG, a radiação incidente é quase totalmente absorvida por uma pequena camada, causando um grande e rápido aquecimento e vaporização da água. Isso provocará uma grande pressão a vapor levando a microexplosões com erupção de partículas formando uma cratera de morfologia correspondida. Como o tecido não é vaporizado porém desintegrado em fragmentos, a energia radiante se converte eficientemente em ablação que altera a estrutura morfológica do tecido. Em decorrência do controle eficiente e preciso da ablação, o uso de spray de água e da própria microexplosão que leva o calor gerado junto com os fragmentos, o aumento de temperatura pulpar não ultrapassa 5°K (correspondente a 5°C), e o dano pulpar pode ser evitado.

Visuri et al.⁷³ (1995) realizaram testes de cisalhamento da resina composta em superfícies dentinárias irradiadas com o laser de Er:YAG. Os valores foram estatisticamente superiores aos do grupo de dentinas tratadas com broca carbide de alta rotação. A avaliação através pela MEV observou túbulos dentinários abertos em dentinas irradi-

adas com o laser de Er:YAG, sugerindo a eliminação do condicionamento ácido da dentina para a adesão de resina composta.

Matsumoto et al.⁷⁴ (1995) utilizaram clinicamente o laser de Er:YAG para preparos cavitários tipo classe V, em que a maior parte dos pacientes não relatou dor durante o procedimento.

Altshuler et al.⁷⁵ (1995) estudaram a formação de cavidades pela irradiação com o laser de Er:YAG. Os autores relataram que a redução da duração do pulso do laser de 280 para 140 μ m aumenta a eficiência da remoção do esmalte de 60%, e da dentina aumenta em 80%. A presença de spray de água pulsado aumenta a eficiência da ablação do esmalte em 70% e da dentina em 10%, e a de spray de água contínuo aumenta a eficiência da ablação no esmalte em 50% e diminui a eficiência da ablação em dentina em 10%.

Um estudo *in vitro* realizado por Ramos⁷⁶ (1996) comparou as microinfiltrações ocorridas em preparos tipo classe V restaurados com resina composta, em dentes preparados com brocas e condicionados com ácido fosfórico a 35%; dentes preparados com laser de Er:YAG e condicionados com ácido fosfórico a 35%; e dentes preparados e condicionados com laser de Er:YAG. Apesar de a possibilidade teórica do laser poder facilitar a retenção, como Kumazaki descreveu em seu trabalho, não houve diminuição na microinfiltração observada no grupo preparado convencionalmente e no grupo preparado com laser. Porém, pode-se notar que houve um valor ligeiramente menor de microinfiltração no grupo preparado e condicionado com laser. Isso sugere que o laser de Er:YAG é viável para o preparo de cavidade tipo classe V.

A proposta de avaliar e comparar a força de adesão da resina composta ao

esmalte dental foi realizada por Groth⁷⁷ (1996) usando três técnicas diferentes, sendo o grupo 1, irradiação com laser de Er:YAG com energia por pulso de 60, 300 e 500mJ; o grupo 2, condicionamento ácido fosfórico a 37% durante 30 segundos; e o grupo 3, irradiação com laser de Er:YAG com energia de 60mJ e condicionamento com ácido fosfórico a 37%. A avaliação com microscopia eletrônica de varredura mostrou que a irradiação laser promoveu a ablação da superfície de esmalte e estas alterações foram semelhantes às provocadas pelo ácido fosfórico e pelo modo duplo laser e ácido fosfórico, porém, a superfície condicionada somente com o laser apresentou regiões desconectadas, que podem explicar a menor força de adesão encontrada nesse estudo para esse grupo. O resultado dos testes de força de adesão mostra que o condicionamento ácido ou o laser e ácido é mais eficiente do que somente com o laser. Estudando as ablações com o laser de Er:YAG, concluiu-se que o esmalte circundante é mais ácido resistente. Portanto, uma possível vantagem do uso do modo duplamente condicionado, ou seja, laser e ácido, pode não ser somente uma superfície com um bom padrão de condicionamento, mas também mais cárie resistente.

Ainda em 1996, Eduardo et al.⁷⁸ avaliaram a micromorfologia da superfície de esmalte e as forças de adesão de compósitos, após a irradiação de laser de Er:YAG em um estudo *in vitro*. Após a irradiação das superfícies de esmalte com laser de Er:YAG, as análises de microscopia eletrônica de varredura mostraram mudanças significativas na morfologia quando comparadas aos padrões descritos por Silverstone, representando um fator positivo no condicionamento da superfície de esmalte dental. A segunda etapa desse estudo mostrou que os espécimes condicionados com ácido fosfórico a 37% alcançaram resultados melhores em comparação com o condiciona-

mento a laser com 140mJ e 300mJ. O laser foi utilizado focado com duas energias diferentes, conforme a prescrição do fabricante, e são necessários mais estudos com outras energias e feixes desfocados tentando melhorar ou igualar os resultados ao ácido fosfórico. Outros tipos de adesivos e resinas precisam ser também avaliados uma vez que eles podem interferir nos resultados, pois foram desenvolvidos para a técnica com ácido fosfórico. Deve-se considerar também a remoção dos detritos de superfície. A MEV mostrou a superfície de esmalte irradiada com laser de Er:YAG com diversas energias, e depois comparou-se a resistência à adesão e ao cisalhamento de resinas compostas em esmalte irradiados com laser de Er:YAG e condicionadas com ácido fosfórico a 37%. A análise de fotomicrografias demonstrou que a irradiação com o laser de Er:YAG produz significativas mudanças na superfície do esmalte, e o teste de adesão e cisalhamento mostrou que os valores encontrados no grupo condicionado com ácido fosfórico a 37% são estatisticamente maiores do que nos grupos tratados com o laser de Er:YAG nas condições descritas no trabalho.

O estudo sobre o condicionamento de esmalte e a resistência adesiva por testes de tração com os lasers de CO₂, Nd:YAG, Er:YAG e microabrasão foi realizado por Moritz et al.⁷⁹ (1996). Para esse trabalho foram utilizados 280 dentes humanos extraídos. Os resultados obtidos para os lasers de Nd:YAG e Er:YAG foram próximos aos obtidos com o condicionamento com ácido, assim como com a microabrasão. A vantagem desses métodos é que na realização do preparo cavitário, o condicionamento é realizado simultaneamente, eliminando-se passos clínicos.

Oudhof et al.⁸⁰ (1996) realizaram um trabalho com o laser de Er:YAG condicionando a superfície dentinária e realizando testes de tração com resina com-

posta, e verificaram que a adesão foi aceitável e a energia que promoveu uma maior resistência foi de 160mJ.

Tanji et al.⁸¹ (1996) realizaram dois trabalhos, sendo um relativo à utilização do laser de Er:YAG como técnica alternativa para o condicionamento da superfície dentinária. Dentes molares humanos foram irradiados na face vestibular com várias energias, e após a irradiação um espécime de cada grupo foi submetido a condicionamento com ácido fosfórico a 35%. As amostras foram então observadas pela MEV em que se observou que o laser de Er:YAG foi capaz de remover a camada de esfregaço expondo os túbulos dentinários. A melhor ablação ocorreu com a energia de 100mJ, assim como o melhor padrão de microrretenção mecânica para materiais restauradores. No outro trabalho foi avaliado o aspecto micromorfológico de preparos cavitários tipo classe I, realizados com laser de Er:YAG, em dentes humanos extraídos, com três diferentes densidades de energia: 79,61J/cm², 89,57J/cm² e 99,52J/cm², com frequência de 2Hz. A análise submetida à MEV mostrou o esmalte dental com padrão condicionado, e a dentina apresentou os túbulos dentinários expostos sem fusão ou recristalização. Os autores concluíram que não houve diferença no aspecto micromorfológico entre as densidades de energia utilizadas, e foi criado um padrão de condicionamento a laser que poderia sugerir a possibilidade de adesão de resinas compostas.

Um importante trabalho foi realizado *in vivo* por Tat'jana Dostálová⁸² (1997) objetivando determinar o real efeito da ablação com laser de Er:YAG em pré-molares planejados para extração com finalidades ortodônticas. Antes da extração foi realizado um preparo cavitário com laser pulsado de Er:YAG com 3mm de profundidade, energia

laser de 315mJ, 150 pulsos e 4Hz de repetição, sendo os dentes extraídos logo após a irradiação. Desses dentes foram realizadas 172 lâminas examinadas em microscópio óptico, buscando alterações histológicas na dentina e na polpa dental. Houve uma diminuição da camada dentinária, e os túbulos dentinários tinham um percurso radial para a superfície. Não foi encontrada nenhuma rachadura ou danos estruturais. A polpa dental se achava normal, com vascularização normal, sem reação inflamatória. Os odontoblastos apresentavam sua forma celular normal, tipo estrela. O cemento e a junção epitelial estavam saudáveis. Concluiu-se que os resultados desse experimento confirmaram a segurança da ablação do laser de Er:YAG no esmalte e na dentina sob as condições descritas.

Em 7 de maio de 1997, a FDA aprovou o uso do laser de Er:YAG no preparo cavitário de dentes humanos. Cozean et al.⁸³ realizaram um estudo executado em cinco clínicas, tendo duas fases. Na fase 1, 350 procedimentos foram executados sendo, um terço dos dentes extraído imediatamente após o procedimento, um terço após 48 horas, e o último terço, após um mês. Todos esses dentes foram estudados histologicamente para avaliar os efeitos do laser sobre o tecido dental subjacente. Na fase 2, 512 procedimentos semelhantes à fase 1 foram executados, porém sem extração; esses dentes foram investigados após 18 meses com testes de vitalidade pulpar e controle radiográfico para analisar a presença de alguma cárie ou deteriorização pulpar. Esse estudo clínico demonstrou que o laser de Er:YAG é equivalente à broca de alta rotação no preparo cavitário no esmalte, na dentina e na remoção de cárie. Procedimentos como preparo cavitário e condicionamento podem ser realizados sem anestesia. Os dentes extraídos demonstraram que o uso do laser é seguro para os tecidos pulpares,

pois a avaliação histológica mostrou com precisão a interação laser—tecido. Esse estudo concluiu que o laser de Er:YAG é seguro no tratamento do tecido dental e eficiente na remoção do tecido cariado, no preparo cavitário e no condicionamento do esmalte. Não houve diferença significativa, segundo os pesquisadores, sobre a eficiência do laser para os procedimentos clínicos comparada à eficiência da broca de alta rotação. Também não houve diferença significativa na histologia pulpar dos dentes do grupo de laser e do grupo-controle.

A fase 1 deste trabalho foi bem percorrida por Pelagalli et al.⁸⁴ (1997), no trabalho de estudo investigatório do uso de laser de Er:YAG *versus* broca dental na remoção de cárie e no preparo cavitário. Nesse estudo 106 dentes foram tratados *in vivo* e extraídos imediatamente após, ou seja dois dias, um mês e um ano para avaliar a cicatrização pulpar, superfície morfológica, qualidade do preparo, restauração e dor. Os parâmetros de mensuração incluíam avaliação histológica, microscopia eletrônica de varredura das superfícies morfológicas do dente, mensuração de adesão e classificação da habilidade laser de remoção de cárie e formas de preparo. O laser tem uma vantagem distinta sobre a broca dental porque permite ao dentista um mecanismo que diferencia a região do dente com cárie e sem cárie pelo ruído *popping* pipocante da remoção tecidual, distinto entre material cariado, dentina e esmalte são. Alguns pacientes tratados com laser sentiram um desconforto durante o preparo cavitário, o que é significativo porque confirma a hipótese de que o laser de Er:YAG não tem efeito anestésico; o paciente pode e deverá sentir dor se houver dano pulpar, assim como se o dentista usar níveis de energia muito altos, o paciente também sentirá dor, e os parâmetros lasers poderão ser ajustados. Nas observações histológicas em um dente

em que radiograficamente o preparo cavitário atingiu a polpa, não houve dano pulpar significativo, logo o laser deve ter uma vantagem em potencial de esterilização e selamento da polpa quando está é exposta, sem causar danos permanentes à câmara pulpar. A conclusão desse trabalho foi que o laser de Er:YAG para o tratamento do tecido dental duro é seguro e eficaz para a remoção de cárie e no preparo cavitário. A reduzida anestesia, necessária nos procedimentos com laser, pode ser considerada uma vantagem.

Em um estudo comparativo do condicionamento do esmalte dental com laser de Er:YAG e ácido fosfórico, numa análise morfológica e resistência à tração, Groth⁸⁵ (1997) utilizou 50 dentes molares humanos extraídos, divididos em três grupos: o grupo um, laser de Er:YAG com três diferentes energias; o grupo dois, ácido fosfórico; e o grupo três, laser e ácido fosfórico. Após a aplicação do sistema adesivo, foram confeccionados cones de resina composta, os espécimes foram termociclados bem como realizados os testes de tração, e o esmalte dental condicionado foi observado em microscopia eletrônica de varredura. Os maiores valores de resistência à tração foram obtidos pelo grupo com duplo condicionamento de laser e ácido fosfórico, estes valores porém não tiveram diferença estatisticamente diferente do grupo condicionado somente com ácido fosfórico. O grupo condicionado somente a laser teve valores estatisticamente inferiores aos outros. As concentrações de cálcio foram observadas, e os dentes condicionados com laser apresentaram um enriquecimento de átomos de cálcio quando comparados com os dentes condicionados exclusivamente com ácido fosfórico. A análise morfológica com microscopia eletrônica de varredura dos dentes condicionados com laser de Er:YAG mostrou um padrão semelhante ao condicionamento com ácido fosfórico

com rugosidades moderadas na superfície do esmalte, sendo que quanto maior a densidade de energia utilizada, maior a profundidade de ablação, e nas três diferentes energias empregadas houve o condicionamento do esmalte dental ocorrendo a existência de áreas não condicionadas, o que foi explicado pelo regime laser ser pulsado e algumas áreas não terem sido portanto irradiadas. A análise microscópica das amostras duplamente condicionadas com laser e com ácido fosfórico mostrou um completo condicionamento da região diferente do padrão do grupo condicionado somente com laser. Os tecidos circundantes às regiões irradiadas não sofreram alterações observadas pela microscopia eletrônica de varredura.

O estudo de microinfiltração após a condensação de resina composta em cavidades classe V preparadas com laser de Er:YAG foi realizado por Niu et al.⁸⁶ (1998). O objetivo desse estudo foi comparar os resultados dos dentes preparados com laser de Er:YAG e dos preparados com o método convencional de ponta montada de alta rotação. Os 48 dentes de raiz única foram divididos em três grupos, sendo o grupo 1 preparado com laser de Er:YAG e condicionado com ácido fosfórico a 30%; o grupo 2, somente preparado com laser de Er:YAG; e grupo 3, preparado com ponta montada convencional e condicionado com ácido fosfórico a 30%, em cavidades tipo classe V de 2,5mm x 3,5mm x 2,5mm de profundidade. Após o preparo, o esmalte e a dentina preparados foram observados por um estereoscópio, e então foram restaurados, lâminas foram preparadas desses dentes as quais foram examinadas por microscopia eletrônica de varredura. As observações pelo estereoscópio mostraram que o esmalte preparado com laser apresentou as margens da cavidade de esmalte esbranquiçadas, como o efeito do condicionamento, o que não ocorreu com o grupo-controle de alta

rotação. As observações com microscopia eletrônica de varredura mostraram vários tamanhos de falhas entre o material restaurado e o tecido dental duro, mas não houve diferença significativa entre os três grupos. Foi muito difícil deixar reto o piso da cavidade preparada com laser, e este piso desnivelado foi observado na estereoscopia e na microscopia eletrônica de varredura, todavia isso não ofereceu problemas durante a condensação das resinas compostas, e novamente não houve diferença significativa nos resultados de microinfiltrações entre os métodos utilizados. Esses resultados sugerem que o laser de Er:YAG é útil no preparo cavitário tipo classe V, considerando o tipo de cavidade, o método de preenchimento, a seleção do material restaurador e o método de polimento.

Jean et al.⁸⁷ (1998) compararam a microinfiltração na interface dentina-resina composta e esmalte-resina composta, após o tratamento com laser de Er:YAG ou o condicionamento com ácido fosfórico à 37%. Foram realizados preparos tipo classe V nas faces vestibulares e linguais de 15 dentes humanos extraídos, que foram divididos em três grupos, sendo que o grupo 1 foi tratado com ácido fosfórico a 37% durante 30 segundos para o esmalte e 15 segundos para a dentina. No grupo 2 os dentes foram irradiados com o laser de Er:YAG com energia de 140mJ/pulso e 4Hz para a dentina, e 200mJ/pulso e 4Hz para o esmalte. O grupo 3 foi o grupo-controle. Os dentes foram então restaurados, termociclados e imersos em solução de fucsina básica por 48 horas para avaliar a microinfiltração. Foi então observado que a microinfiltração obtida na interface dentina-resina e esmalte-resina do grupo tratado com laser de Er:YAG foi significativamente maior do que a encontrada nas amostras tratadas com ácido fosfórico.

Tat'jana Dostálová et al.⁸⁸ (1998) realizaram um estudo clínico para avaliar a qualidade da ablação laser de Er:YAG em comparação com o método de preparo clássico de corte. Este experimento foi dividido em três partes sendo a primeira, formato cavitário em comparação com a broca clássica, em que 20 espécimes de dentes humanos extraídos foram cortados, e uma cavidade oval com broca esférica e com laser de Er:YAG foi realizada e observada por microscopia eletrônica de varredura. O resultado foi que após o preparo clássico, uma superfície lisa é visível no esmalte e na dentina, e nos detalhes é possível observar uma camada de esfregaço; após a ablação laser há uma cavidade de formato similar ao formato oval clássico, porém, áspera e rugosa, com pontos visíveis no esmalte e na dentina, constatando-se no fundo da cavidade túbulos dentinários abertos sem nenhuma camada de esfregaço, a segunda parte avaliou o tempo de preparo medindo-se a velocidade de ablação por mm^2 , que para a broca clássica foi de $0,66\text{seg}/\text{mm}^2$ e para a ablação laser foi de $5,42\text{seg}/\text{mm}^2$. A terceira parte dessa pesquisa avaliou a influência do formato da cavidade na retenção do material restaurador em 46 pacientes com 150 cáries, avaliados posteriormente ao preparo e restaurações após uma semana, 6, 12, 18 e 24 meses, em que foi checada a presença de dor, inflamação, sensação desagradável, vitalidade de cada dente e qualidade das restaurações. Os três materiais utilizados são excelentes para restaurações de cavidades a laser, e comparando-se ao tratamento clássico pode-se dizer que a retenção e a qualidade do material restaurador são as mesmas ou bastante similares. Enfim, do ponto de vista prático, a ablação com laser de Er:YAG é um método promissor para remoção de cárie e restauração.

Estudos anteriores haviam mostrado o aumento de resistência ácida em esmalte

após irradiações com laser. Em 1998, Arimoto et al⁸⁹ demonstraram que a dentina irradiada com laser também aumentava sua resistência a ácidos. Seu trabalho se desenvolveu em dentes incisivos inferiores de boi, observados e mensurados após irradiações com lasers de Er:YAG e CO₂ por microscópio, espectroscopia de reflexão, microrraio X difractômero e microscopia eletrônica de varredura. As dentinas irradiadas sofreram modificações na cristalinidade e na perda de substâncias orgânicas. Desde que as áreas irradiadas não foram desmineralizadas na solução desmineralizadora, concluiu-se que a irradiação pelos lasers de Er:YAG e CO₂ aumenta a resistência a ácidos em dente bovino.

Mamoru Kumazaki⁹⁰ (1998), em seu trabalho, descreveu que o laser de Er:YAG em comprimento de onda 2,94 μ m absorve primariamente a água. O laser produz calor induzindo a quebra do grupo OH da hidroxiapatita, que instantaneamente evapora dos espaços hídricos, assim como a água dentro dos cristais. Existe uma camada de água, chamada de espaço hídrico, na superfície do cristal, que pesa 1,9 vez do próprio cristal. Isso cria uma camada dupla elétrica ou voltagem zeta na superfície do cristal. O fato de o cristal mobilizar uma grande quantidade de água, sugere a presença de um campo elétrico forte na superfície do cristal. Ainda em seu trabalho foi desenvolvida uma ponta de contato para irradiação com laser de Er:YAG para aplicações diretamente em contato com a superfície dental. Essa ponta é composta de fibras de alta pureza de quartzo com 0,6mm de diâmetro, e irrigação ar/água externa. Registrou-se que o uso das pontas de contato diminui a geração excessiva de calor e a dor durante as aplicações.

Para avaliar o esmalte cervical e a dentina radicular após irradiação com laser de

Er:YAG para tratamento de cáries radiculares, Aoki et al.⁹¹ (1998) usaram 16 dentes humanos extraídos com cárie radicular. Cada lesão cariiosa foi dividida ao meio, sendo uma metade irradiada com laser de Er:YAG pulsado com energia de 145 mJ/pulso e 10pps sobre spray de água, e a outra metade preparada com broca esférica de aço convencional com micromotor. Os dentes foram então observados histologicamente e por microscopia eletrônica de varredura. O laser de Er:YAG foi capaz de ablacionar lesão de cárie radicular sem causar grandes danos térmicos na superfície cavitária preparada. No entanto, a superfície micromorfológica do esmalte e da dentina tratada com laser era completamente diferente daquela tratada com o método convencional. A microscopia eletrônica de varredura mostrou as camadas superficiais de tecido duro irradiado com vários graus de mudanças térmicas e não-térmicas, como microirregularidades e microfraturas. Especialmente o esmalte irradiado mostrou mais mudanças do que a dentina irradiada.

Saraceni⁹² (1998) estudou a resistência à tração de um sistema adesivo em superfícies dentinárias tratadas com microabrasão de óxido de alumínio e irradiação com laser de Er:YAG. O autor concluiu que o procedimento adesivo realizado de forma convencional e a irradiação com o laser de Er:YAG associada ao condicionamento com ácido fosfórico foram os tratamentos dentinários que apresentaram melhores resultados; a microabrasão por óxido de alumínio aplicada em substituição ao condicionamento ácido, ou associada a ele, foi o procedimento que apresentou pior resultado. O condicionamento ácido ainda é uma etapa que não pode ser abolida do protocolo adesivo, uma vez que a não-realização deste, aplicada de forma isolada ou associada, leva a uma diminuição da resistência adesiva.

Para estudar as microinfiltrações de cavidades preparadas com laser de Er:YAG e compará-las com preparos convencionais, Kusaka⁹³ (1998) selecionou 12 dentes molares humanos recém-extraídos, e preparou cavidades retangulares em diferentes áreas dos dentes lingual e vestibular; na coroa, todas as margens em esmalte, na área cervical, margens em esmalte e dentina, e na raiz, todas as margens em dentina. Um lado foi preparado com laser de Er:YAG e o outro, com broca diamantada convencional. Esses dentes foram separados em três grupos aleatoriamente e restaurados com resina composta (Clearfil, sendo um grupo com *liner bond* e outro com *fotobond*) e cimento de ionômero de vidro (Fuji, tipo II LC). Houve diferença significativa entre os grupos-controle e irradiados com laser. Com o grupo Clearfil *liner bond*, observaram-se menos microinfiltrações para os grupos irradiados com laser nas margens de esmalte, e mais infiltrações nas cavidades cervicais comparados com o controle. Para o grupo Clearfil *fotobond*, não houve diferença significativa, e para o grupo Fuji tipo II, observaram-se menos microinfiltrações para as margens cavitárias em esmalte preparadas com laser e mais microinfiltrações nas margens das cavidades de cáries radiculares do que o grupo-controle.

A morfologia de superfície na dentina irradiada com laser de Er:YAG mostrou ser diferente da superfície dentinária cortada, não mostrando camada de esfregaço nem vedamentos dentinários. Kataumi et al.⁹⁴ (1998) selecionaram para esse estudo, 42 dentes molares humanos sem cárie recém-extraídos, cortados para remover o esmalte oclusal e divididos em quatro grupos sendo, o grupo 1 controle. Grupo A: condicionamento ácido, sistema de adesão e resina fotopolimerizável. Grupo B: irradiação com laser de Er:YAG, condicionamento ácido, sistema de adesão e resina fotopolimerizável.

Grupo C: irradiação com laser de Er:YAG, sistema de adesão e resina fotopolimerizável. Esses dentes foram cortados e passaram por testes de tensão e microscopia eletrônica de varredura. Kataume considerou que quando uma resina composta é aplicada para restaurar cavidades, o ataque ácido fosfórico é aplicado na dentina para remover a camada de esfregaço e vedamentos dentinários bem como para descalcificar a superfície dentinária criando uma camada híbrida para a adesão. A porcentagem e o tempo de aplicação do ácido foram determinados para se obter uma boa adesão à dentina cortada. Quando um sistema de adesão é aplicado a uma dentina irradiada com laser, as características da superfície condicionada e a superfície com adesivo devem ser diferentes daquelas com camada de esfregaço. O resultado desse estudo mostrou que a superfície da dentina irradiada com o laser não estava coberta com camada de esfregaço e ela era muito irregular, mostrando claramente as entradas dos túbulos dentinários. Esse resultado é similar a outros estudos de microscopia eletrônica de varredura. Isso parece acontecer porque o laser de Er:YAG produz calor induzindo a separação do grupo hidroxila da hidroxiapatita que instantaneamente evapora a camada sólida dos cristais e os espaços hídricos. Por outro lado o ácido dissolve completamente a camada de esfregaço e os vedamentos dentinários da superfície dentinária cortada; além disso a dentina peritubular foi dissolvida, e as entradas dos túbulos foram alargadas. Nesse estudo a dentina irradiada com laser de Er:YAG mostrou pequenas rachaduras na camada superficial, e notou-se a penetração do agente de união dentro dos túbulos dentinários e das rachaduras com ausência da camada híbrida.

Na microscopia eletrônica de varredura a superfície da dentina irradiada e condicionada com ácido fosfórico é resistente a ácidos porque a dentina peritubular foi bem

preservada, enquanto as entradas dos túbulos dentinários estavam levemente alargadas. Foi descrito que o dente irradiado com laser de Er:YAG é afetado com a condução do efeito térmico e como a dentina peritubular contém um maior número de minerais do que a dentina intratubular, sugere-se que a irradiação laser afeta a dentina, especialmente a peritubular, aumentando sua resistência a ácidos. Esse estudo concluiu que não houve diferença significativa na adesão entre a dentina irradiada com laser e a cortada quando a resina foi utilizada com condicionamento ácido fosfórico. A camada superficial da dentina irradiada apresentou uma morfologia rugosa com aparentes trincas. Adicionalmente, a dentina irradiada com laser de Er:YAG é acido-resistente, sobretudo a dentina peritubular. O estudo mostra que a irradiação laser afeta a superfície dentinária assim como a área de subsuperfície numa profundidade de 20 μ .

Keller et al.⁹⁵ (1998) avaliaram clinicamente a percepção e resposta ao preparo cavitário realizado com laser de Er:YAG, em comparação ao preparo mecânico convencional. Concluíram que, em comparação ao preparo mecânico, os preparos realizados com o laser de Er:YAG foram considerados mais confortáveis pelos pacientes, com significativa redução da necessidade de anestesia local e, segundo os autores preferidos por 80% dos pacientes para tratamentos posteriores.

Watanabe et al.⁹⁶ (1998) realizaram um experimento com 25 dentes humanos extraídos sem cárie, incisivos ou pré-molares, os quais foram irradiados com laser de Er:YAG com variadas energias, pulsos e duração de pulso para determinar a resistência a ácidos dos dentes irradiados. Como resultado foi observada a resistência a ácido na superfície de esmalte exposta à irradiação laser. Esse estudo sugere que o laser de Er:YAG pode abrir caminho para a preparação do esmalte à resistência dos ácidos da

superfície no tratamento e prevenção das cáries.

O trabalho de tese sobre microinfiltração marginal em cavidades de classe V preparadas com laser de Er:YAG e com alta rotação foi realizado por Ramos⁹⁷ (1998). As microinfiltrações são as maiores causas das falhas das restaurações, podendo produzir descoloração marginal, cáries recorrentes, hipersensibilidade e o envolvimento pulpar, tendo o maior índice de recidiva as margens gengivais de restaurações tipo classe V. A proposta desse estudo foi avaliar por estereoscópio, raio X dispersivo e microscopia eletrônica de varredura 36 dentes terceiros molares humanos extraídos, livres de cárie ou anomalias. Foram preparadas cavidades tipo classe V com dimensões de 3x2x2, divididas em três grupos: grupo 1, preparado convencionalmente com broca de alta rotação e condicionamento ácido; grupo 2, preparado com laser de Er:YAG e condicionamento ácido; e grupo 3, preparado somente com laser de Er:YAG. As cavidades foram restauradas com agente de união e resina composta fotopolimerizável. Os dentes foram então preparados com procedimento padrão de termociclagem, cortados e observados. Em todos os casos encontrou-se mais infiltração na margem gengival do que na margem oclusal. A análise estatística indicou que houve diferença significativa no grau de infiltração da margem gengival entre os três grupos, bem como não houve diferença significativa na margem oclusal entre os três grupos.

A prevenção da microinfiltração depende fortemente da manutenção do selamento entre o material restaurador e a estrutura do dente. Algumas técnicas mostram que a infiltração não é uniforme ao longo da interface enquanto algumas áreas podem não mostrar nenhuma infiltração, outras mostram falhas na margem cavo superficial externa para a polpa. Isso reflete a não-uniformidade da união que pode ser relacionada a

vários fatores como diferenças de espessura de camada de esfregaço, diferente grau de condicionamento, molhamento, forças da contração de polimerização etc. O preparo e tratamento do dente também influenciam no microespaço entre o dente e o material restaurador. A margem cavo superficial produzida pelo preparo com laser de Er:YAG parece um pouco rugosa quando comparada à margem de esmalte produzida pelo corte convencional de alta rotação. Conseqüentemente, a margem pode resultar no aumento do microespaço e em maior infiltração; por outro lado a superfície rugosa pode proporcionar uma melhora na adesão mecânica. Cada grupo exibiu um padrão de infiltração diferente, constatando-se mais infiltração no grupo 3 provavelmente porque neste grupo não foi usado ácido fosfórico. Quando este agente é aplicado, a camada de esfregaço que cobre a dentina ela irá dissolver a sua própria parte mineral e condicionar aproximadamente 0.5 a 1.5 μ m dentro da dentina. Apesar de este sistema formar uma camada híbrida muito fina, ela promove uma considerável força de adesão com muito pouca microinfiltração. Os resultados desse estudo indicam que em todos os casos a margem gengival, na dentina ou no cimento, mostrou um maior grau de infiltração do que a margem oclusal localizada sobre o esmalte. O estudo examinou a extensão da microinfiltração em cavidades preparadas com laser de Er:YAG e mostrou diferença significativa no grau de infiltração na margem gengival entre os três grupos, ocorrendo mais microinfiltração no grupo 3 sem condicionamento ácido.

As alterações morfológicas do esmalte e da dentina de cavidades classe I, preparadas com laser de Er:YAG, foram estudadas por Tanji⁹⁸ (1998) em seu trabalho de tese, utilizando três diferentes parâmetros de energia e analisadas em microscopia eletrônica de varredura, bem como quanto à composição de cálcio, fósforo e oxigênio,

em 29 dentes terceiros molares humanos, extraídos e divididos em cavidades preparadas com 400mJ de energia do laser de Er:YAG; 450mJ de energia; 500mJ de energia e preparo convencional com ponta montada diamantada. O laser de Er:YAG mostrou-se eficiente para a ablação de esmalte e dentina nos três parâmetros de energia estudados, deixando as margens das cavidades irregulares. A superfície dentinária apresentou-se com túbulos dentinários abertos, com algumas área de fusão e recristalização. A quantidade de cálcio da dentina diminuiu após a irradiação com 400mJ de energia, e a quantidade de fósforo da dentina aumentou após a irradiação com 450mJ de energia; o oxigênio não sofreu diferença estatística significativa após as irradiações com laser. As irradiações laser foram realizadas sobre spray de água, 20 amostras foram fraturadas, limpas, fixadas, preparadas e examinadas em microscopia eletrônica de varredura, e nove amostras foram utilizadas para análise da concentração de cálcio, fósforo e oxigênio da dentina pela fluorescência de raio X, as quais já haviam sido analisadas antes das irradiações com espectômetro de raio X. Mediante análise de microscopia eletrônica de varredura observou-se um aspecto de condicionamento no esmalte dental pela formação de microrretenções mecânicas. Estas irregularidades da superfície após a ablação não formam um padrão homogêneo de condicionamento do esmalte. Não foram observadas áreas de fusão e recristalização no esmalte. Nos procedimentos restauradores adesivos, sabe-se da importância da umidade para a formação da camada híbrida para uma maior adesividade do material restaurador. Porém, o processo de ablação do tecido duro dental é principalmente mediado por água, o que indica que a umidade da dentina seria absorvida pela radiação, o que desfavoreceria a efetividade do sistema adesivo dentinário. Deve-se levar em consideração que a dentina irradiada

será removida, e a dentina remanescente poderia permanecer hidratada além de existir o sistema de refrigeração com spray de água que ajudaria na hidratação tecidual.

Miserendino⁹⁹ (1998) realizou um estudo para determinar as modificações ocorridas na superfície do esmalte humano após o preparo de cavidades com o laser de Er:YAG, e também para avaliar o caminho da infiltração ao redor de restaurações adesivas. Quarenta e quatro dentes humanos foram divididos em dois grupos, sendo o primeiro tratado com laser e o segundo com alta rotação e condicionamento com ácido fosfórico a 37%. Concluiu-se que a interação do laser com o esmalte e a dentina não produz danos térmicos nem fraturas na estrutura dental. A infiltração marginal ao redor das restaurações foi estatisticamente equivalente entre os dois grupos tratados, sugerindo que o laser de Er:YAG é uma alternativa viável para tratamentos tradicionais.

Eduardo et al.¹⁰⁰ (1998) apresentaram um estudo clínico sobre o uso do laser de Er:YAG para o preparo cavitário, relatando que esta técnica demonstra ser efetiva para o preparo de cavidades conservadoras, com a eliminação do desconforto produzido pelo ruído do instrumento de alta rotação e por, na maioria dos casos, não haver a necessidade do uso de anestesia durante o procedimento.

Gutknecht et al.¹⁰¹ (1998) realizaram um estudo *in vitro* para avaliar a força de adesão de uma resina composta sobre o esmalte condicionado com o laser de Er:YAG e com o laser de Er,Cr:YSGG comparados com o condicionamento com ácido fosfórico. Para esse trabalho foram utilizados 80 dentes molares humanos extraídos, condicionados com várias energias e taxas de repetição. Os resultados encontrados mostraram uma maior adesão nas superfícies condicionadas com o ácido fosfórico. Porém, não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos em que o esmalte dental

foi condicionado com laser e com o ácido fosfórico. Em virtude desse fato, os autores concluíram que uma superfície retentiva propicia a adesão, e pode ser criada com os sistemas de lasers de Er:YAG e Er,Cr:YSGG.

Matsumoto¹⁰² (1998) observou a morfologia do esmalte e da dentina irradiados pelo laser de Er:YAG, examinados por LM, SEM, SEM-EDX e TEM. A característica estrutural do esmalte irradiado e observado pelo SEM, deixou claro que há pouca diferença entre o esmalte irradiado e o não-irradiado quanto à distribuição de P e Ca pela análise em MEV e com energia dispersiva de raios X. A superfície dentinária submetida à irradiação com o laser de Er:YAG com spray de água mostrou túbulos dentinários abertos. Em contrapartida, a superfície dentinária irradiada com o laser de Er:YAG sem refrigeração com spray de água não mostrou túbulos dentinários abertos, porém a presença de um *melt* e recristalização em algumas áreas. Esse experimento utilizou o parâmetro de 250mJ/pulso com 8HZ no modo sem contato. Os resultados clínicos mostraram que dos 60 casos, 48 (80%) dos pacientes tratados não relataram dor durante o preparo cavitário, e 12 casos relataram dor de leve a severa, sendo estes com hiperestesia na região cervical dos dentes. Cinquenta casos, do total de 60, das cavidades puderam ser realizados sem anestesia local.

Glockner et al.¹⁰³ (1998) estudaram as alterações de temperatura no interior da câmara pulpar durante a irradiação com o laser de Er:YAG. Com o uso de um sensor térmico, realizaram um estudo comparativo de preparos cavitários realizados com o laser de Er:YAG e com pontas diamantadas, analisando-se o aumento da temperatura na cavidade pulpar. Os resultados indicaram que preparos realizados com o laser de Er:YAG causam menos estresse térmico à polpa.

Eduardo et al.¹⁰⁴ (1998) publicaram casos clínicos com a execução de cavidades conservadoras e condicionamento do esmalte ao redor dessas cavidades empregando os seguintes parâmetros: 60mJ/pulso com frequência de 10HZ e densidade de energia de 8,46J/cm². As vantagens do laser de Er:YAG foram descritas nesse trabalho como: a redução da dor e do desconforto produzido pela vibração e pelo barulho da alta rotação, menor possibilidade de contaminação, ação seletiva e efetiva para o preparo de cavidades conservadoras e, em muitos casos, a eliminação da anestesia. Outra vantagem é a aplicação da nova tecnologia para pacientes especiais, proporcionando maior conforto. Como desvantagem: a não-aplicação do laser em crianças menores de dois anos que não possam colaborar com o tratamento, a impossibilidade de seu uso em cavidades muito profundas em razão dos efeitos térmicos, bem como em preparos para prótese, e maior tempo de preparo quando comparado com a técnica executada com alta rotação convencional.

Denbesten¹⁰⁵ (2000) descreveu um estudo-controle do laser de Er:YAG para remoção da cárie e preparo cavitário em pacientes pediátricos, num total de 92 pacientes irradiados em 2:1 para laser e broca dental convencional. A maior energia gravada para a remoção de cárie foi de 147mJ, e para o preparo cavitário foi de 170mJ. Não houve diferença significativa na dor descrita pelos tratamentos com broca e laser, e nenhuma complicação ou efeito adverso foi reportado após o tratamento ou em qualquer intervalo durante este estudo. A determinação de sucesso foi baseada em quatro critérios: 1) remoção de cárie aceitável; 2) preparo cavitário aceitável; 3) manutenção da vitalidade pulpar; e 4) restauração intacta e servil. Usando esse critério constatou-se que todos os 32 procedimentos com broca tiveram sucesso, e 59 dos 60 procedi-

mentos com laser também foram bem-sucedidos. O estudo mostrou que o laser de Er:YAG se presta na remoção de cárie e no preparo cavitário.

Lizarelli et al.¹⁰⁶ (2000) realizaram um estudo comparativo *in vitro* de microinfiltração em cavidades com preparos tipo classe V com e sem laser de Er:YAG. A avaliação da infiltração é um método convencionalmente usado para avaliar as restaurações em compósitos em cavidade preparadas por laser e por broca convencional. As amostras foram cinco dentes humanos hígidos molares extraídos, em que preparos cavitários tipo classe V foram realizados em cada superfície (vestibular, lingual, mesial e distal), divididas em: GI—Preparo cavitário com laser de Er:YAG, adesivo *single bond* (3M), resina Z100 (3M) cor A2; GII—preparo cavitário com laser de Er:YAG, condicionamento com ácido fosfórico a 35%, adesivo e resina; GIII—preparo cavitário com broca, adesivo e resina; e GIV—preparo cavitário com broca, condicionamento com ácido fosfórico a 35%, adesivo e resina. As amostras foram seladas com esmalte de unha, exceto na área da restauração, e imersas em solução aquosa a 50% de nitrato de prata por 24 horas e mantidas no escuro. As amostras foram lavadas, embebidas em solução fotorreveladora e expostas a luz fluorescente por seis horas. Em seguida, elas foram fixadas em resina epoxi e seccionadas longitudinalmente, usando-se serra de diamante de microtone sob água corrente. Os espécimes foram observados por microscópio óptico, e os resultados analisados por Krus Kall Wallis, resultando em diferença estatística entre GI e GIV ao nível de 5%, e sobre Mann Whitney resultando em não-diferente, estatisticamente entre os grupos divididos em parede cervical ou oclusal. Os resultados obtidos desse estudo não sugerem a troca do condicionamento com ácido fosfórico a 35% pelo tratamento com laser de Er:YAG, durante o preparo cavitário

tipo classe V, pois a microinfiltração pode ser severa. Ou seja, em termos de microinfiltração, é importante usar o condicionamento ácido após o laser e antes da aplicação do adesivo.

O condicionamento do esmalte com laser de Er:YAG e ácido fosfórico em resistência à tração e pela microscopia eletrônica de varredura foi novamente pesquisado por Bispo¹⁰⁷ (2000) em seu trabalho de tese. Nesse trabalho foram utilizados 200 molares e pré-molares humanos extraídos, com finalidades ortodônticas livres de cáries fraturas ou trincas. Os dentes foram divididos em oito grupos de 11 dentes cada, irradiados com diversas energias laser, focado e desfocado, e com e sem ácido fosfórico. Foram encontradas diferenças significativas da resistência à tração entre a utilização ou não do ácido fosfórico, sendo superiores nos grupos com a aplicação do ácido. A observação da superfície de esmalte condicionada com laser de Er:YAG em microscopia eletrônica de varredura, com os diversos parâmetros de frequência e energias utilizados, mostrou um padrão não-homogêneo de ablação e de condicionamento do esmalte. No estudo com o laser desfocado, observou-se um padrão de condicionamento mais homogêneo, o que não significou um aumento pronunciado no teste adesivo, e altas frequências demonstraram um padrão menos homogêneo de condicionamento pela dificuldade de controle na aplicação dos pulsos. Ainda na microscopia eletrônica de varredura, observou-se áreas que não foram irradiadas em altas frequências, as quais foram compensadas pelo ácido fosfórico.

A profundidade de condicionamento entre os prismas de esmalte com ácido fosfórico a 35% é maior quando comparada com a ablação produzida pelo laser de Er:YAG, que é superficial. A associação de laser com ácido fosfórico obteve uma mé-

dia de resistência à tração maior; podemos considerar ainda a irradiação com laser de Er:YAG como sendo o preparo mecânico da superfície de esmalte, e o ácido fosfórico como o preparo químico dessa superfície.

3.3. Laser diagnóstico

O diagnóstico da cárie dental é o grande problema odontológico do ponto de vista clínico. As lesões cariosas são sinais de uma doença infecto-contagiosa, de origem multifatorial, dinâmica e de progressão lenta. O seu aparecimento e sua evolução dependem da interação de diversos fatores como presença de flúor, tipo de dieta, natureza da flora microbiana oral e características da saliva. Uma vez instalada a cárie, a doença tende a desmineralizar os dentes do hospedeiro a ponto de promover cavitações irreversíveis do ponto de vista biológico.

Muitas pesquisas têm sido conduzidas para a avaliação de vários métodos, tradicionais e modernos, no diagnóstico de lesões incipientes em superfícies oclusais e lisas. De maneira geral, este é um processo complexo que envolve a coleta de informações dadas pelo paciente (história pregressa, cuidados com higiene bucal e padrão alimentar), o exame clínico e, quando indicados os exames complementares. As informações são avaliadas para que se decida sobre a ausência ou presença de doença e qual a conduta a ser adotada.

Segundo Guedes-Pinto (1999)¹⁰⁸ todo método para o diagnóstico de cárie apresenta um elemento de erro associado, de forma que algumas lesões não serão diagnosticadas ou estruturas sadias serão diagnosticadas como doentes. De maneira geral, sua validade é avaliada em termos de sensibilidade e especificidade. A sensibilidade expressa a probabilidade de o teste diagnóstico ser positivo quando a doença está presente (positivo-verdadeiro), e a especificidade expressa a probabilidade de o resultado ser negativo quando da ausência da doença (negativo-verdadeiro). Os efeitos de um diagnóstico falso-negativo (lesão presente e não diagnosticada) podem

ser corrigidos em uma avaliação seguinte. Entretanto, o diagnóstico falso-positivo (lesão ausente, mas diagnóstico de lesão) leva muitas vezes à execução de uma restauração em tecido sadio, o que é extremamente prejudicial. A associação de vários métodos de diagnóstico permite reduzir os falsos-positivos e falsos-negativos aumentando a efetividade final do diagnóstico.

A dificuldade na identificação de cáries incipientes durante o exame clínico tradicional (sonda exploradora e espelho) tem levado ao desenvolvimento de novas formas para avaliação. Vários métodos de diagnóstico têm sido estudados na busca do desenvolvimento, da avaliação e do aperfeiçoamento para a detecção de lesões incipientes confinadas ao esmalte superficial e lesões dentinárias oclusais que possam estar ocultas. Os métodos convencionais para o diagnóstico são inspeção visual, combinação de inspeção visual com inspeção tátil, técnicas radiográficas, transiluminação por fibra óptica, medida de resistência elétrica e exame videoscópio (microcâmera intra-oral) e fluorescência laser.

Em 1852 o físico inglês Stokes¹⁰⁹ foi o primeiro a investigar sistematicamente o estranho fenômeno da luz em que um comprimento de onda foi absorvido e emitido num comprimento de onda maior. O mineral escolhido para os experimentos iniciais foi a fluorita, e o nome do fenômeno derivou-se do estilo victoriano; o fenômeno era a essência da fluorita, assim, o nome fluorescência.

A fluorescência do dente foi primeiramente descrita por Stubell¹¹⁰ (1911), em relação à excitação no ultravioleta. Eisemberg¹¹¹ (1933) descreveu a fluorescência como resultado da luz visível, reportando a coloração avermelhada como resultado da luz azul distante e da excitação da luz violeta.

Alfano & Yao¹¹² (1981) descreveram as primeiras pesquisas sistemáticas do fenômeno da fluorescência em relação à luz visível e ao dente. A pesquisa em dentes humanos com e sem cárie foi estudada por espectroscópio de luminescência visível. Usando o comprimento de onda de 350nm, 410nm e 530nm, provenientes de uma fonte de tungstênio, eles notaram que o pico de emissão obtida do dente foi nos comprimentos de onda respectivamente de 427nm, 480nm e 580nm. Em adição, eles notaram que, para cada pico de emissão, a região de emissão do espectra de cárie era mudado da porção vermelha do espectro e apontado para fora desta intensidade relativa de luz na porção vermelha, sendo maior para a região cariada do que para a região sem cárie.

Alfano & Yao¹¹³ (1984) descreveram a pesquisa em dentes humanos com e sem cárie, estudados por espalhamento laser, fluorescência e espectroscópio de absorção. Eles procuraram por esses três fenômenos de 400 a 700nm e relataram que as curvas espectrais normais mostram que mais luz é emitida das cáries na porção vermelha do espectro relativo ao pico de fluorescência. Eles reportaram também que a fluorescência induzida por laser é aumentada em comprimentos de onda mais longínquos do que 488nm.

Sundstrom et al.¹¹⁴ (1985) reportaram uma pesquisa sobre a fluorescência induzida por laser de dentes saudáveis e cariados usando luz em comprimentos de onda de 337nm, 488nm, 515nm e 633nm. O último comprimento de onda usando um laser de hélio-neônio foi usado em conjunção com a detecção na ordem de 200-800nm, contudo eles reportaram que não foi obtida nenhuma fluorescência na ordem do visível, usando o comprimento de onda de 633nm.

Hibst & Gall¹¹⁵ (1998) reportaram que a luz na região de 655nm induz a fluorescência no vermelho e na região do infravermelho próximo do espectro, e há quantificações diferentes entre esmalte e dentina saudáveis e cariados. Como resultado, as cáries podem ser identificadas e quantificadas relatando a extensão da cárie presente. Os elementos-chave do equipamento desenvolvido pelos experimentos de Hibst são uma fonte de luz vermelha proveniente de um laser de diodo, um filtro para excitação dessa luz, uma luz-guia para uma sonda específica para áreas oclusais, uma coleção de fibras tipo *bundle*, um filtro tipo *cut-off* para 680nm e um fotodiodo para quantificar o sinal de fluorescência.

Longbottom et al.¹¹⁶ (1998) realizaram um estudo preliminar em Dundee, usando 65 dentes posteriores hemisseccionados, e encontraram sensibilidade e especificidade nos valores de 83% e 79% respectivamente, no limiar de cáries de dentina em áreas oclusais. Em outro estudo Longbottom et al.¹¹⁷ (1999-a), usando 52 dentes inteiros, sendo 26 molares e 26 pré-molares, produziram sensibilidade nos valores de 64% e especificidade de 87% em limiares de cárie em dentina.

Longbottom et al.¹¹⁸ (1999-b) realizaram um estudo em três centros (Bern, Homberg e Dundee). Gravaram os números do Diagnodent para dentes escalados para extração por razões ortodônticas em áreas especificamente oclusais, estas foram medidas, e em seguida os dentes foram examinados microscopicamente, para a presença de cáries após cada seccionamento e manchamento. As numerações prévias do Diagnodent derivadas desse estudo *in vitro* foram usados para calcular a sensibilidade e especificidade do aparelho laser nesses dentes; no limiar de D-2, cáries a longo de mais da metade do esmalte, e D-3, cárie de dentina. Os resultados foram: D-2—

sensitividade 95% e especificidade 76%, e para D-3—sensitividade 80% e especificidade 62%.

Longbottom¹¹⁹ (2000) realizou um trabalho na detecção de tecido cariado. A detecção de cárie ocupa atualmente uma grande parte da atenção na arena de pesquisa dental por uma série de razões. Na pesquisa pela cárie os métodos de detecção possuem maior precisão do que a técnica convencional, assim os pesquisadores têm usado uma variedade de métodos ópticos e têm aumentado consideravelmente o número do uso de laser. Muitos métodos baseados em laser têm sido usados e estão sendo avaliados tanto por quantificação da técnica da imagem quanto da doença.

Lizarelli et al.¹²⁰ (2000) realizaram um trabalho de diagnóstico comparativo para a detecção de cárie envolvendo métodos convencionais, laser e raio X digital. As cáries de superfície oclusal são muito difíceis de ser diagnosticadas nos estágios iniciais, dificuldade especialmente observada quando a lesão é formada bilateralmente nos pares de fóssulas e fissuras. Mensurações preventivas têm sido constantemente realizadas na intenção de reduzir a instalação e o progresso da cárie oclusal incipiente. A detecção de lesão de cárie inicial pelo método de diagnóstico convencional é questionada por poder terminar com risco de diagnóstico de falso-positivo ou falso-negativo. Usando 22 dentes *in vitro*, sendo 11 pré-molares e 11 molares, que sugeriam lesão de cárie, os exames foram realizados por três examinadores calibrados por numerações predeterminadas. O método utilizado foi GI – inspeção visual, GII – inspeção tátil (com explorador), GIII – exame convencional radiográfico, GIV – exame radiográfico digital (Digora), GV – laser de baixa intensidade para diagnóstico (DiagnoDent—Kavo, alemão), GVI – cortes histológicos. Os examinadores não se comunicaram entre eles

durante os exames. Houve diferença significativa entre os métodos avaliados. GV foi o mais diferente estatisticamente dos grupos, isso significa que o laser de baixa intensidade para diagnóstico foi o método mais sensível para detectar cárie tecidual.

Trabalhos recentes têm mostrado que o laser de diodo vermelho (655nm) parece estimular porfirinas bacterianas para fluorescer, e o aparelho relativamente simples baseado neste fenômeno pode promover sensibilidade e especificidade na ordem de 80% *in vitro* e *in vivo* para cáries iniciais em sítios oclusais. Estudos *in vitro*, usando um método simulador *in vivo*, indica que o aparelho pode produzir valores de sensibilidade na ordem de 90% para cáries incipientes em sítios proximais.

Foi introduzido na odontologia um equipamento que se propõe a detectar lesões incipientes do esmalte e lesões de dentina, mediante um exame não-invasivo que quantifica o nível de desmineralização mais precoce das estruturas duras do esmalte pelas fluorescência induzida por luz visível de laser.

O Diagnodent é um aparelho auxiliar na detecção de tecido dental cariado. Este aparelho foi apresentado em janeiro de 1998 durante um seminário na clínica odontológica universitária de Homburg. Neste estudo ele irá auxiliar no diagnóstico inicial da cárie dentária. O Diagnodent tem como princípio de funcionamento a substância dental alterada que, ao ser irradiada por uma onda luminosa determinada, emite uma radiação fluorescente ao ser registrada e avaliada.

No centro da sonda luminosa passa um feixe laser de 655nm que incide sobre a superfície do dente. O tecido dental cariado reflete uma luz fluorescente que é captada pelo aparelho através de fibras exteriores localizadas na periferia da sonda luminosa onde se realiza a avaliação.

A sonda luminosa possui um feixe laser central e nove fibras circulares. Existem três tipos de pontas, a ponta A serve para superfície oclusal, a ponta B serve para superfície lisa e a ponta C, que está em desenvolvimento, servirá para superfície interproximal.

Para se realizar a sondagem deve-se fazer uma profilaxia, e o dente deve ser isolado (isolamento relativo) e seco. A ponta deve ser posicionada perpendicularmente, mas se pode fazer ligeiros movimentos pendulares durante a mensuração.

Os valores numéricos variam de 0 a 99 e podem ser interpretados da seguinte forma:

1. De 0 a 5, o dente é classificado como saudável.
2. De 6 a 10, o dente apresenta uma lesão cáriosa superficial.
3. De 11 a 15, há a presença de lesão de esmalte.
4. De 16 a 20, a lesão no esmalte é classificada como profunda.
5. Acima de 21, lesão em dentina.

As vantagens do Diagnodent: exame não invasivo, rápida execução, probabilidade de quantificação da perda mineral, monitoramento da lesão a longo prazo, e detecção de cárie oculta em dentina sem a necessidade de irradiação do indivíduo.

Trabalhos na identificação do fluorófilo específico, responsável pelo sinal da fluorescência detectada pelo aparelho Diagnodent estão em andamento. Os resultados até agora parecem indicar que as porfirinas bacterianas juntamente com os pigmentos presentes em certas comidas e bebidas podem ser os responsáveis.

3.4. Etiologia da dor nos preparos cavitários

3.4.1. Mecanismos sensoriais pulpo-dentinários e receptores intradentários

A dentina e a polpa subjacente constituem o complexo dentino-pulpar, que corresponde a uma unidade estrutural que, apesar de diferenciar-se histologicamente, tem a mesma origem embrionária.

Esses tecidos intradentários funcionam estreitamente ligados, tanto no estado de saúde como no estado patológico.

O complexo dentino-pulpar é extremamente sensível aos estímulos térmicos, químicos, mecânicos e elétricos, e na atualidade se reconhece o fato que estas estruturas dentárias podem responder diante desses diferentes estímulos unicamente com sensação de dor. Sabe-se que essas aferências dolorosas dentárias tem um forte efeito inibitório sobre a musculatura elevadora da mandíbula.

Sem dúvida, existem algumas evidências¹²¹⁻¹²² a indicar que os receptores intradentários respondem também a uma estimulação mecânica, dando lugar a aferências mecano-sensitivas que contribuem para a sensação de contato dental.

Há controvérsia em torno de uma possível explicação do mecanismo fisiológico pelo qual a dor é percebida no nível da dentina. A explicação era a evidência de grande variedade de mecanismos sensoriais intradentários que tem sido propostas nos últimos cem anos, na qual a histologia constituía o único meio para abordar esse problema de forma científica. Não obstante, é possível agrupar os diversos mecanismos sensoriais em torno da postulação das seguintes teorias:

3.4.2. Teoria da inervação dentinária

Esta teoria postula que a dentina estaria inervada e as terminações nervosas penetrariam nos túbulos ou canalículos dentinários até alcançar o limite amelo-dentinário, que é a região de maior sensibilidade dolorosa. Essas terminações nervosas intradentárias responderiam diretamente à estimulação aplicada à dentina.

Sabe-se por diferentes pesquisas histológicas, tanto ao microscópio óptico como ao microscópio eletrônico, que as fibras nervosas que provêm da polpa dentária passam entre os odontoblastos chegando somente até a pré-dentina, e unicamente um pequeno número delas (10% aproximadamente) penetra nos túbulos ou canalículos dentinários até as camadas mais internas da dentina (1/3 aproximadamente). ¹²³⁻¹²⁴⁻¹²⁵⁻¹²⁶⁻¹²⁷⁻¹²⁸

As pesquisas que apóiam a teoria da inervação dentinária sustentam que na atualidade é impossível demonstrar a trajetória completa das fibras nervosas por toda a espessura da dentina, em virtude de problemas associados com o procedimento laboratorial de fixação do dente. É improvável saber se a ausência de qualquer estrutura reconhecível na dentina externa reflete a condição *in vivo* ou se efetivamente ocorrem mudanças após a extração dentária, antes que os fixadores penetrem com suficiente rapidez nos túbulos dentinários.

Substâncias como a acetilcolina, cloreto de potássio e outras provocam dor quando aplicadas sobre fibras nervosas. Se as fibras nervosas intradentárias fizessem parte do mecanismo de dor deveriam ser excitadas por essas soluções. Não obstante, demonstrou-se que não evocam dor ao serem aplicadas sobre a dentina, mas causam dor geralmente a partir de polpa exposta. Além disso, a experiência clínica e experimental ensina que é impossível prevenir a dor com o uso de anestésico local aplicado na

dentina, entretanto a dor pode ser prevenida com aplicação de nitrato de prata ou cloreto de estrôncio. A partir das evidências expostas, existe na realidade pouca base científica para sustentar a hipótese de dor dentária de origem da inervação dentinária.

3.4.3. Teoria odontoblástica: os odontoblastos e seus prolongamentos como mecanismo receptor intradentário

Esta teoria postula que o odontoblasto, com seu processo odontoblástico, que se estende ao longo da dentina, atuaria com uma célula receptora encarregada da captação de transmissão dos estímulos aplicados à dentina, até as fibras nervosas subdentinárias e intrapulpareas que estão em estreita associação com o odontoblasto, constituindo um receptor complexo.

O odontoblasto teria uma função sensorial especial, e o complexo odontoblasto-terminação nervosa funcionaria como uma sinapse excitatória.

Essa teoria está fortemente apoiada pelos estudos ultra-estruturais realizados por Frank¹²⁷⁻¹²⁹ e Arwil¹²⁴. Os autores demonstraram que a pré-dentina e o terço inferior da dentina coronária de dentes humanos, completamente formados, estariam inervados por fibras nervosas amielínicas e inclusive por um pequeno número de fibras mielínicas. Essas fibras, que partem do plexo Raschkow desde a polpa, entram em contato com os odontoblastos e fibrócitos e em seu transcurso para a dentina vão perdendo progressivamente suas células de Schwann, membrana basal e mielina, para finalmente alcançar a dentina interna em contato estreito com os processos odontoblásticos. Os odontoblastos substituiriam as células de Schwann em suas funções de suporte, metabólicas e talvez em funções mais complexas. Essa relação é muito semelhante ao observado na epiderme e derme, na qual as fibras nervosas que se aproximam da

superfície epidérmica perdem suas células de Schwann, sendo rodeadas por outros tipos celulares.

Em relação ao complexo receptor intradentário, foi demonstrado que fora da relação entre o processo odontoblástico e seu terminal axônico dentro dos tubos de dentinários, é possível descrever a presença de uniões estreitas entre ambos os elementos com um espaço pequeno que os separa de 200 Angstrons, semelhante a uma união sináptica. Além disso, comprovou-se que as terminações nervosas continham numerosas mitocôndrias, como também estruturas semelhantes às vesículas sinápticas, cuja presença incrementa a possibilidade de desempenhar um papel importante no processo sensorial intradentário.

3.4.4. Teoria hidrodinâmica Bräsnntröm e Aström^{130, 131, 132}

Esta teoria sustenta que os receptores da dor dental não estariam localizados na dentina, mas sim na polpa, e os estímulos que evocam dor dentinária excitariam esses receptores como resultado de um deslocamento do conteúdo dos túbulos ou canáliculos dentinários. Existiria, em conseqüência, um mecanismo de transmissão passivo e não nervoso através da dentina, que estimularia as terminações nervosas pulpare que estão em estreita relação com os odontoblastos junto à união pulpo-dentinária.

Os autores provocaram dor dentinária em cavidades preparadas na dentina por meio de estímulos de corrente de ar (aplicação durante dois minutos) ou com papel de filtro seco absorvente (aplicado durante um minuto).

Estimulação térmica¹³³

Para a percepção de dor dental é necessário esfriar a união pulpo-dentinária até 29° C ou elevar a temperatura até 45° C.¹³⁰

Estimulação mecânica

Sabe-se que o uso de instrumento rotatório na dentina, sob condições ótimas de refrigeração, provoca sensação de dor. Brännström¹³¹ calculou que uma pressão de apenas 2Kg/cm² de jato de ar ou de água foi suficiente para provocar dor em cavidade preparada em dentina. Quando se aplicava uma pressão de 100Kg/cm² através de um instrumento metálico, este não causava dor. Este fato foi interpretado de acordo com a teoria hidrodinâmica no sentido de que a pressão de 2Kg/cm² era suficiente para provocar movimento de fluidos nos túbulos dentinários. A pressão manual com instrumento, apesar de ser maior, apoiava-se sobre dentina dura sem provocar deslocamentos dos conteúdos dos túbulos dentinários.¹³⁴

3.4.5. Classificação da dor¹³⁵

As características da dor podem ser precisamente descritas pelo paciente quanto a sua qualidade, seu comportamento, sua intensidade, seus sintomas concomitantes e sua maneira de fluir.

A qualidade da dor pode ser classificada de acordo com a forma pela qual o paciente percebe a dor. Essa classificação é geralmente denominada evidente ou obscura. Quando a dor tem um efeito estimulante ou excitante para o paciente, ela é classificada como clara, quando ela tem um efeito depressivo que leva o paciente a se retirar, ela é classificada como obscura. É importante que tal julgamento seja inteiramente independente da intensidade, variabilidade da dor, das características temporais ou de quaisquer exacerbações lancinantes, que possam interromper a básica sensação de dor.

A avaliação posterior da qualidade da dor deve ser feita para classificá-la como

formigamento, coceira, ferroante, queimação, dolorosa ou pulsante. Muitas dores, naturalmente, exigem mais do que uma simples designação. Uma dor clara, zunida, é classificada como uma sensação de formigamento especialmente quando moderada e estimulante. O desconforto superficial que não alcança o limiar de intensidade da dor pode ser descrito como coceira. À medida que a intensidade aumenta ela pode assumir uma característica de formigamento, ferruante, dolorosa ou de queimação. O desconforto profundo que não alcança o limiar de intensidade da dor pode ser descrito como uma vaga sensação difusa de pressão, queimação ou maciez. Conforme a intensidade aumenta, a dor pode assumir uma característica sensível, dolorosa, pulsante ou de queimação. Quando o desconforto tem uma característica de irritação quente, agressiva, ela é descrita como de queimação. A maioria das dores tem uma característica dolorosa. Algumas notadamente aumentam com cada batimento cardíaco e são descritas como pulsante.

O comportamento da dor deve ser avaliado de acordo com a frequência ou seu comportamento temporal, assim como sua duração e sua localização.

O comportamento temporal reflete a frequência da dor bem como os períodos entre os episódios de dor. Se o sofrimento distintamente vai e volta, deixando intervalos livres de dor de duração considerável, ela é classificada como intermitente. Se tais intervalos sem dor não ocorrem, ela é classificada como contínua. A intermitência não deve ser confundida com a variabilidade na qual pode haver períodos alternados de desconforto altos e baixos. Dor intermitente implica ocorrência de verdadeiras intermições ou períodos sem dor durante os quais o conforto é completo. Este comportamento temporal não deve ser confundido com efeitos de medicamento que induzem a períodos

de conforto pela ação analgésica. Quando episódios de dor, se contínuos ou intermitentes, são separados por um período prolongado de liberdade do desconforto apenas para ser seguido por um outro episódio de dor similar, a síndrome é dita como recorrente.

A duração de dores individuais em um episódio é uma importante característica descritiva que auxilia na identificação da dor. Uma dor é dita como momentânea se sua duração pode ser expressa em segundos. Dores com duração mais longas são classificadas em minutos, horas ou em um dia. Uma dor que continua de um dia para outro é dita como prolongada.

O comportamento da localização da dor deve ser incluído em sua descrição. Se o paciente é capaz de definir a dor numa localização anatômica exata, ela é classificada como dor localizada. Se tal descrição não for bem definida e de alguma maneira vaga e anatomicamente variável, ela é denominada como uma dor difusa. Uma dor que muda rapidamente é classificada como radiante. Uma momentânea exacerbação de corte é geralmente descrita como lancinante. Uma dor que muda mais gradualmente é descrita como propagante, e se ela progressivamente envolve áreas anatômicas adjacentes, a dor é chamada de abrangente. Se ela muda de uma localização para outra, a queixa é descrita como migratória. Dor referida e hiperalgesia secundária são expressões clínicas de dor secundária.

A intensidade da dor deve ser estabelecida pela distinção entre dor suave e severa. Isso pode ser baseado em como o paciente parece reagir ao seu sofrimento. Uma dor suave é associada com a dor que é descrita pelo paciente, mas que não há indicação de reações físicas visíveis. Dores severas são associadas com reações

significativas do paciente à provocação da área dolorida. Um dos melhores métodos de avaliar a intensidade da dor é com a escala visual analógica. O paciente é apresentado a uma linha onde numa ponta está escrito "sem dor" e na outra, "a mais possível da já experimentada". É pedido ao paciente para que ele faça uma marca num ponto da linha que melhor descreva sua dor hoje. Uma escala de 0 a 5 ou de 0 a 10 pode ser usada para avaliar a intensidade da dor, sendo 0 como sem dor e 10 sendo a dor mais possível. Esta escala não é apenas útil para a avaliação inicial da dor, mas também útil nas anotações para avaliar o sucesso ou fracasso de terapias.

4. Materiais e Métodos

Este trabalho foi aprovado pelos comitês de ética em pesquisa em seres humanos do IPEN e da FOUSP, sob os pareceres nºs 000753 e 34/01, respectivamente.

O cirurgião dentista que trabalha na área de dentística tem como principal objetivo a prevenção e o diagnóstico da cárie, sua remoção e a reconstituição do tecido dental perdido visando à estética e à função.

Foram selecionados para este trabalho pacientes ambulatoriais dos quais foram triados 15 dentes com lesão de cárie, sendo dez dentes com lesão tipo classe I, destes cinco para o grupo-controle com alta rotação convencional, e cinco para o grupo laser classe I, e cinco dentes com lesão tipo classe V para o grupo laser.

Primeira etapa. O diagnóstico dental foi realizado pelas formas convencionais de exame clínico visual e exame radiográfico da cárie, classificando-se o tecido cariado como:

1. Dente saudável
2. Lesão cariada superficial
3. Lesão cariada de esmalte
4. Lesão cariada de esmalte profundo
5. Lesão cariada em dentina.

Utilizando o laser diagnóstico com o aparelho Diagnodent (Kavo, Alemanha), obteve-se um dado numérico que variou de 0 a 99, sendo que o fabricante sugere uma tabela de conversão da leitura do aparelho em relação à possível condição da estrutura dentinária com a seguinte classificação:

1. De 0 a 5, dente saudável

2. De 6 a 10, lesão cariosa superficial
3. De 11 a 15, lesão cariosa de esmalte
4. De 16 a 20, lesão cariosa de esmalte profundo
5. Acima de 21, lesão cariosa em dentina.

Foram registrados o exame clínico visual do dente cariado, a radiografia e o resultado numérico do exame com o Diagnodent.

Segunda etapa. Cinco dentes selecionados com lesão de cárie tipo classe I e cinco dentes com lesão de cárie tipo classe V foram preparados na íntegra com o laser de Er:YAG (Kavo Key Laser 2, Kavo, Alemanha). O paciente não foi anestesiado, sendo orientado a se manifestar caso ocorresse algum episódio de dor. O dente selecionado recebeu previamente isolamento absoluto, e o paciente e operadores foram devidamente protegidos conforme as normas de segurança. No preparo dental utilizou-se a ponta não-contato de # 2051. O preparo em esmalte utilizou a potência de 300mJ a 350mJ com 4Hz de repetição; para o preparo em dentina utilizou-se a potência de 250mJ a 300mJ com 4Hz de repetição; e para o condicionamento dental em esmalte e em dentina foi utilizada a potência de 80mJ, com 6Hz de repetição, conforme Tabela 1. O recurso fotográfico foi utilizado na documentação do dente com o isolamento absoluto, o preparo do esmalte, o preparo da dentina e o condicionamento final.

Tabela 1. Potências utilizadas em esmalte e dentina para os preparos cavitários e condicionamento com laser de Er:YAG.

	Preparo	Condicionamento laser
Esmalte	De 300mJ a 350mJ/4Hz	80mJ/6Hz
Dentina	De 250mJ a 300mJ/4Hz	80mJ/6Hz

Para o grupo controle, cinco dentes com lesão de cárie tipo classe I foram preparados com ponta montada em alta rotação. Como nos dentes dos grupos tratados com laser o paciente não foi anestesiado, ele foi orientado a se manifestar caso ocorresse algum episódio de dor.

Terceira etapa. Após a remoção do tecido cariado, os dentes foram restaurados pelo método convencional. No método convencional de restauração, o dente foi condicionado com solução de ácido ortofosfórico a 37% durante 30 segundos, lavado durante 45 segundos e seco, removendo-se o excesso de água, mantendo a dentina úmida durante o procedimento, seguiu-se a aplicação do *single bond adhesive* da 3M durante 10 segundos, com a aplicação de um pequeno jato de ar e fotopolimerização por 10 segundos. Em seguida, foi inserida a resina Z250 da 3M na cor selecionada para cada paciente, em camadas incrementais de aproximadamente 1mm, que foram fotopolimerizadas durante 20 segundos conforme recomenda o fabricante. Terminada a restauração, removeu-se o isolamento absoluto para ajuste oclusal com papel carbono de espessura fina e com ponta montada em alta rotação para o acabamento e posterior acabamento e polimento da restauração, realizado com a seqüência de discos soflex da 3M. Novamente, o recurso fotográfico foi utilizado para mostrar os passos clínicos de restauração, sendo as fotos: com o agente condicionador, o dente condicionado, a aplicação do agente de união, a fotopolimerização do agente de união, a condensação da resina, a fotopolimerização da resina, o dente marcado com o papel carbono e a restauração terminada.

Quarta etapa. O paciente respondeu a um questionário sobre suas impressões quanto ao uso do laser de Er:YAG, as questões eram referentes à sensação dolorosa,

ao ruído e à visão sobre a nova tecnologia. Como o paciente não foi anestesiado porém orientado a relatar qualquer sintomatologia dolorosa, quando isso ocorreu, anotou-se se o preparo estava sendo realizado em esmalte, dentina superficial, dentina profunda ou condicionamento, e a potência que estava sendo utilizada, portanto o paciente classificou sua dor através de uma escala visual analógica que variou de 0 a 10. Foi perguntado se podíamos continuar sem anestesia ou se ele preferia ser anestesiado. Se o paciente não havia sido anestesiado, a potência foi diminuída e novamente pediu-se que ele relatasse qualquer sintomatologia dolorosa seguindo os mesmos passos, e se o paciente havia sido anestesiado, ele não mais respondeu sobre dor. Após a remoção do isolamento absoluto, o paciente respondeu a um questionário referente à quarta etapa.

5. Resultados

A seguir serão apresentados os resultados da **primeira etapa** em que o diagnóstico da cárie foi realizado de forma convencional e com o Diagnodent (Kavo, Alemanha). As amostras foram classificadas de A até E, em três tabelas, sendo: preparo cavitário tipo classe I realizado com laser de Er:YAG, preparo cavitário tipo classe V realizado com laser de Er:YAG e preparo cavitário tipo classe I realizado com ponta montada em alta rotação convencional.

Tabela 2. Preparo cavitário tipo classe I—Laser. Diagnóstico das lesões de tecido cariado das formas convencional e com laser diagnóstico

C l a s s e I	A	B	C	D	E
C o n v e n c i o n a l	4	4	4	5	3
D i a g n o d e n t	5	4	3	5	5

Tabela 3. Preparo cavitário tipo classe V. Laser. Diagnóstico das lesões de tecido cariado das formas convencional e com laser diagnóstico.

Classe V	A	B	C	D	E
Convencional	5	5	4	2	3
Diagnodent	5	5	4	3	4

Tabela 4. Preparo cavitário tipo classe I. Convencional. Diagnóstico das lesões de tecido cariado das formas convencional e com laser diagnóstico.

Classe I Convencional	A	B	C	D	E
Convencional	4	5	4	3	2
Diagnodent	5	5	5	4	4

A seguir os resultados da **segunda etapa** em que foram realizados preparos cavitários com laser de Er:YAG. Nos grupos de preparo cavitário tipo classe I, realizado com laser de Er:YAG; preparo cavitário tipo classe V, realizado com laser de Er:YAG.

As energias, a taxa de repetição, o número de pulsos e a densidade de energia utilizados nos preparos com o laser de Er:YAG sobre o esmalte, a dentina e durante o condicionamento laser estão apresentados nas Tabelas 5, 6, 7, 8, 9 e 10. Em decorrência das diferentes constituições teciduais, não se utilizam as mesmas energias para ablação de esmalte e dentina, por essa razão as tabelas foram divididas em esmalte, dentina e condicionamento. As amostras obedecem à mesma classificação de A até E.

Tabela 5. Preparo cavitário tipo classe I realizado com laser de Er:YAG.

Condições de irradiação do esmalte.

Esmalte Classe I	A	B	C	D	E
Energia	350mJ	350mJ	350mJ	350mJ	350mJ
Densidade de energia	112,27J/cm ²	112,27J/cm ²	112,27J/cm ²	112,27J/cm ²	112,27J/cm ²
Taxa de repetição	4Hz	4Hz	4Hz	4Hz	4Hz

Tabela 6 Preparo cavitário tipo classe V realizado com laser de Er:YAG –

Condições de irradiação do esmalte

Esmalte Classe V	A	B	C	D	E
Energia	350mJ	250mJ	350mJ	350mJ	350mJ
Densidade de energia	112,27J/cm ²	80,20J/cm ²	112,27J/cm ²	112,27J/cm ²	112,27J/cm ²
Taxa rep.	4Hz	4Hz	4Hz	4Hz	4Hz

Tabela 7 Preparo cavitário tipo classe I realizado com laser de Er:YAG – Condições

de irradiação da dentina

Dentina Classe I	A	B	C	D	E
Energia	300mJ	200mJ	200mJ	2000mJ	200mJ
Densidade de energia	96,24J/cm ²	64,16J/cm ²	64,16J/cm ²	64,16J/cm ²	64,16J/cm ²
Taxa rep.	4Hz	4Hz	4Hz	4Hz	4Hz

Tabela 8 Preparo cavitário tipo classe V realizado com laser de Er:YAG –
Condições de irradiação da dentina

Dentina Classe V	A	B	C	D	E
Energia	200mJ	200mJ	200mJ	2000mJ	200mJ
Densidade de energia	64,16J/cm ²	64,16J/cm ²	64,16J/cm ²	64,16J/cm ²	64,16J/cm ²
Taxa rep.	4Hz	4Hz	4Hz	4Hz	4Hz

Tabela 9 Preparo cavitário tipo classe I realizado com laser de Er:YAG – Condições
de irradiação do condicionamento laser

Condicionamento Classe I	A	B	C	D	E
Energia	80mJ	80mJ	80mJ	80mJ	80mJ
Densidade de energia	25,66J/cm ²	25,66J/cm ²	25,66J/cm ²	25,66J/cm ²	25,66J/cm ²
Taxa rep.	6Hz	6Hz	6Hz	6Hz	6Hz

Tabela 10 Preparo cavitário tipo classe V realizado com laser de Er:YAG –
Condições de irradiação do condicionamento laser

Condicionamento Classe V	A	B	C	D	E
Energia	80mJ	80mJ	80mJ	80mJ	80mJ
Densidade de energia	25,66J/cm ²	25,66J/cm ²	25,66J/cm ²	25,66J/cm ²	25,66J/cm ²
Taxa de repetição	6Hz	6Hz	6Hz	6Hz	6Hz

Os resultados da quarta etapa são referentes à sensibilidade dolorosa durante o preparo cavitário. Nas amostras classificadas como I/A até I/E, as cavidades de classe I foram preparadas com laser de Er:YAG; de V/A até V/E as cavidades de classe V foram preparadas com laser de Er:YAG; e de I/a até I/e, as cavidades de classe I foram

preparadas com ponta montada em alta rotação. As Tabelas 11 e 12 mostram a ocorrência de dor relatada pelo paciente (S=sim, N=não), no caso de presença de dor o grau percebido pelo paciente numa variância de 0 a 10, escolhida de uma escala visual analógica. As tabelas indicam ainda se houve necessidade de anestesia.

Tabela 11. Sintomatologia dolorosa nos preparos tipo classe I e V realizados com laser de Er:YAG.

DOR										
Classe/Amostra	I/A	I/B	I/C	I/D	I/E	V/A	V/B	V/C	V/D	V/E
Dor S/N	S	N	N	S	S	N	S	N	N	S
Grau 0-10	4	0	0	3	2	0	1	0	0	3
Anestesia S/N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N

Tabela 12. Sintomatologia dolorosa nos preparos tipo classe I realizados com ponta montada em alta rotação.

Dor/Convencional					
Classe/Amostra	I/a	I/b	I/c	I/d	I/e
Dor S/N	S	S	S	N	S
Grau 0-10	7	5	6	0	3
Anestesia S/N	S	N	S	N	N

5.1. Análise estatística^{136,137,138,139,140,141}

O estudo estatístico foi dividido em duas partes. Na primeira, o objetivo foi comparar a profundidade das lesões de cárie pelo método convencional e utilizando o aparelho chamado Diagnodent, com resultados conforme as Tabelas 2, 3 e 4.

A segunda parte refere-se à comparação do nível de dor sentida pelos pacientes quando o dente é preparado com laser de Er:YAG e da forma convencional, com resultados conforme as Tabelas 11 e 12.

Os dados foram analisados de forma descritiva por meio de gráficos e tabelas e depois realizados testes para verificar se existem diferenças significativas.

Comparamos aqui a detecção de cárie nos dentes através do aparelho Diagnodent da forma convencional.

Na Tabela 13 temos a distribuição dos valores dos níveis de lesões obtidos pelo método tradicional e pelo Diagnodent, lembrando que cada dente foi medido pelos dois métodos. Podemos notar uma certa correlação nos resultados, ou seja, quando temos valores altos para a lesão por um método, o outro também apresenta valores altos (ver também a figura. 1)

Observe que somente para três dentes, a diferença de resultados entre os dois métodos foi maior ou igual a dois pontos.

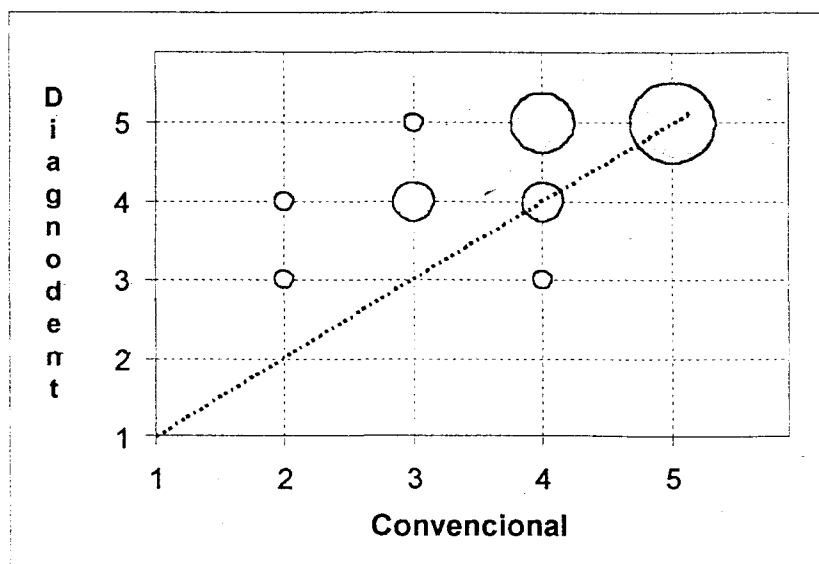
Tabela 13 Distribuição do grau de lesão nos dentes pelos dois métodos (as caselas hachuradas seriam os resultados ideais)

	Diagnodent					
Convencional	1	2	3	4	5	Total
1						0
2			1	1		2
3				2	1	3
4			1	2	3	6
5					4	4
Total	0	0	2	5	8	15

Uma forma de medir a concordância entre os dois resultados é pela estatística *kappa ponderado* (k). Ela compara os valores que estão na diagonal da tabela, ou seja, as concordâncias entre os dois métodos, com o que poderia se esperar aleatoriamente. Um valor de *kappa* igual ou próximo de zero indica que os métodos não concordam, e um valor igual a 1 seria a concordância perfeita. O valor do *kappa* obtido foi: $k = 0,4534$, pelo qual podemos dizer que existe uma certa concordância entre os métodos. Testando se o coeficiente é diferente de zero, obtivemos um nível descritivo de 0,0217, pelo qual concluímos que o valor do coeficiente é significativamente diferente de zero, o que indica que realmente existe uma associação entre os métodos (mesmo que esta não seja extremamente forte).

Pela tabela 13 podemos observar também uma tendência de o Diagnodent medir a lesão como mais profunda do que a observada pelo convencional (observe que temos mais valores acima das caselas hachuradas do que abaixo delas). Isso também pode ser observado pela figura 1 em que a linha tracejada vermelha indica a ocorrência entre os dois métodos (observe que temos mais e maiores círculos acima desta linha).

Figura 1. Corelação entre os dois métodos de diagnóstico (o tamanho dos círculos é proporcional às frequências observadas).



Outra forma de observar isso é comparando-se os dois métodos, verificando quando os dois métodos indicam o mesmo grau de lesão e quando um método indica uma lesão mais profunda do que a outra. Na Tabela 14 temos essa comparação.

Analisando as figuras 2 e 3, podemos observar que:

- a) em 40% dos casos há concordância no grau de lesão dos dentes;
- b) quando não existe concordância, a maioria dos casos tende ao Diagnodent indicar uma lesão mais profunda do que faria o método convencional.

Tabela 14. Distribuição da comparação no nível de lesão dos dentes.

Resultados	Total	%
Diagnodent > Convencional	8	53,3
Iguais	6	40,0
Convencional > Diagnodent	1	6,7
Total	15	100,0

Figura 2. Distribuição da comparação no nível de lesão dos dentes.

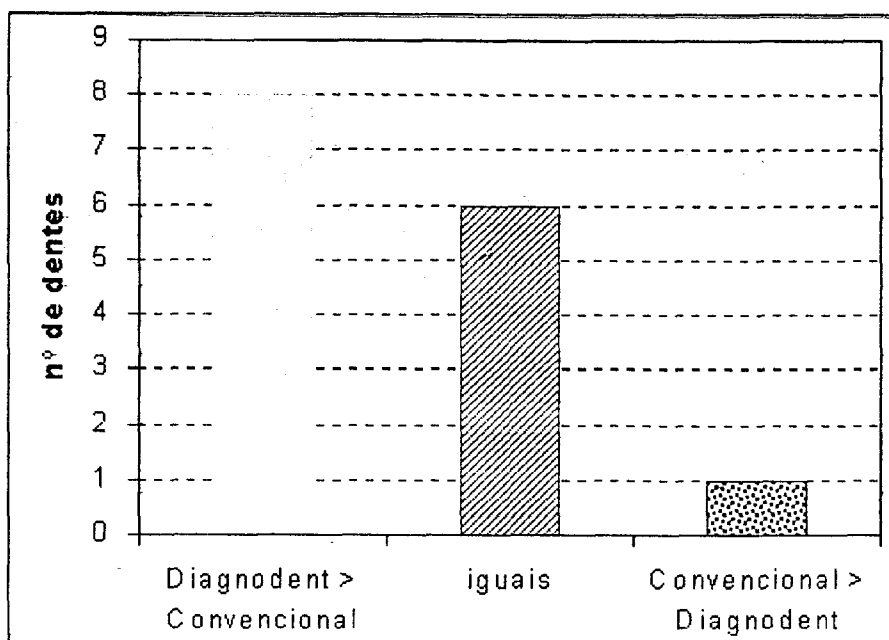
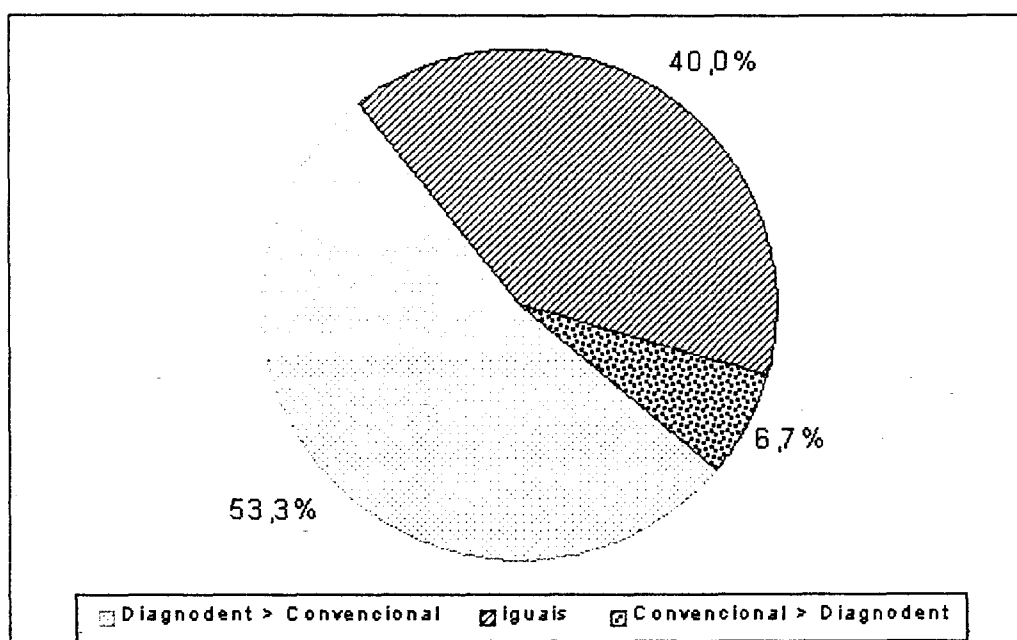


Figura 3. Distribuição percentual da comparação no nível de lesão dos dentes.



A amostragem não permite verificar se há diferença estatisticamente significativa entre os grupos.

Procedeu-se à comparação do nível de dor sentida pelos pacientes no preparo dos dentes. Comparou-se se os pacientes sentiram ou não dor e também o grau de dor e a necessidade de anestesia.

Na Tabela 15 temos a distribuição dos dentes pelos três grupos. Podemos observar que a diferença entre os dois grupos laser é pequena. Analisaremos os dois grupos unificados, ou seja, faremos comparações entre os métodos convencional e laser.

Nas Tabelas 16 e 17 e na Figura 4, temos a distribuição dos pacientes que sentiram dor pelos dois métodos. Podemos observar que aparentemente, para o método convencional, um percentual maior de pacientes sente dor (80% destes) se comparados com o método laser (50% destes pacientes sentem dor).

Uma medida que podemos adotar para comparar o uso do laser na diminuição da dor é o *Risco Relativo*, a qual mede a probabilidade de sentir menos dor dado o método, ou seja:

$$RR = \frac{\text{resposta sim no método}}{\text{total do método}}$$

Se compararmos os *Riscos Relativos* para o método convencional e para o laser, utilizando os valores constantes da Tabela 16, temos que:

$$\frac{RR_{\text{Convencional}}}{RR_{\text{Laser}}} = \frac{4/5}{5/10} = \frac{0,8}{0,5} = 1,6$$

ou seja, que a chance de se ter dor utilizando o método convencional é 1,6 vez maior que pelo método laser.

Tabela 15. Frequências observadas para a dor dos pacientes nos três grupos.

Método	Dor		Total
	Não	Sim	
Convencional Classe I	1	4	5
Laser Classe I	2	3	5
Laser Classe V	3	2	5
Total	6	9	15

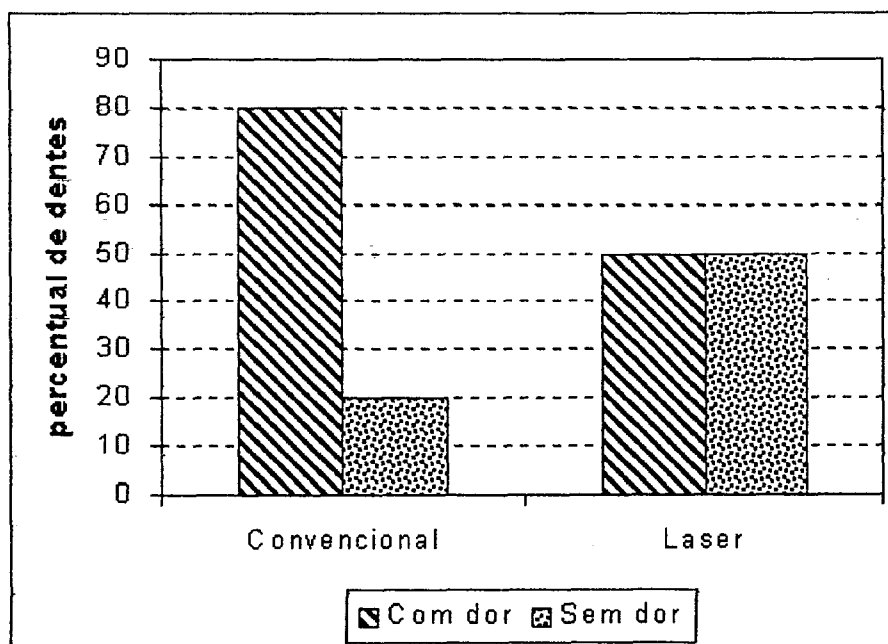
Tabela 16. Frequências observadas para a dor dos pacientes.

Método	Dor		Total
	Não	Sim	
Convencional	1	4	5
Laser	5	5	10
Total	6	9	15

Tabela 17. Percentuais observados para a dor dos pacientes.

Método	Dor		Total
	Não	Sim	
Convencional	20	80	100
Laser	50	50	100

Figura 4. Percentuais observados para a dor dos pacientes.

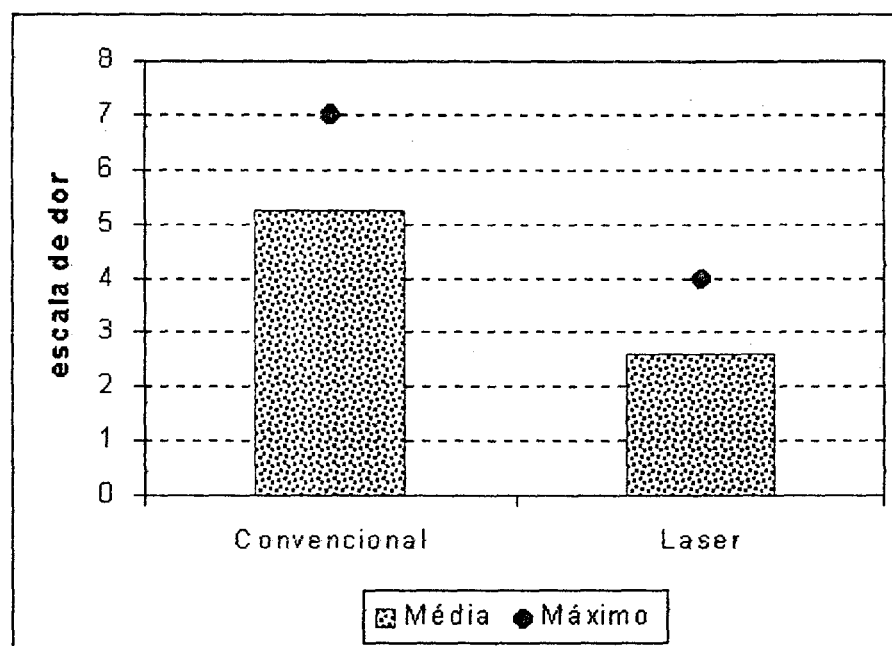


Para o *Grau de Dor* dos pacientes temos que na Tabela 18 a avaliação da média percebida com o método com laser causa menos dor nos pacientes.

Tabela 18. Medidas descritivas para o grau de dor.

	Grau de dor		
Método	Média	Mediana	Máximo
Convencional	5,3	5	7
Laser	2,6	0	4

Figura 5. Médias e máximos para o grau de dor.



Para testar se existe diferença entre os graus de dor dos dois métodos utilizamos o teste não-paramétrico de *Mann-Whitney*, pelo qual obtivemos um nível descritivo de 0,049, de onde concluímos que a diferença entre os dois métodos é significativa, ou seja, o método Laser causa significativamente menos dor do que o procedimento Convencional.

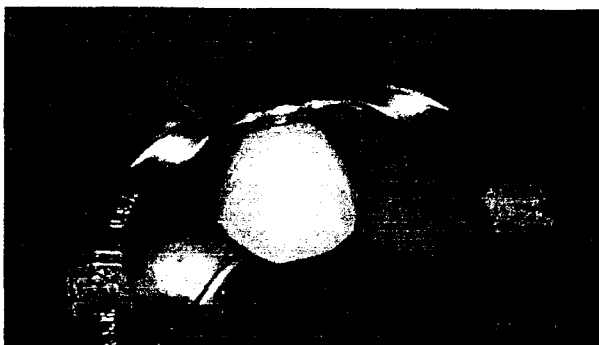
Dos 15 pacientes somente dois deles tiveram a necessidade de utilizar a anestesia. Esses dois pacientes foram tratados pelo método Convencional e foram os que indicaram o maior grau de dor (6 e 7 na escala).

5.2. Documentação fotográfica

Está apresentada, nas fotos de 1 a 52, a documentação fotográfica dos casos clínicos. As fotos 1 a 4 mostram lesões de cárie tipo classe V em que foram realizados preparos cavitários com laser de Er:YAG. Nas fotos 1A, 3A e 4A aparecem cáries crônicas, na foto 2A, uma mancha branca com cavitação, e as fotos 1B, 2B, 3B e 4B mostram os preparos cavitários realizados com laser de Er:YAG.



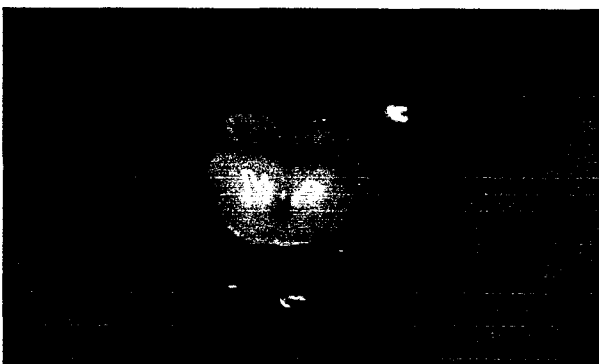
Fotos 1A e 1B. Cárie crônica tipo classe V. Após preparo cavitário com Er:YAG nas condições das tabelas # 6 e 8.



Fotos 2A e 2B. Cárie tipo mancha branca com erosão. Após preparo cavitário com Er:YAG nas condições das tabelas # 6 e 8.



Fotos 3A 3B. Lesão de cárie tipo classe V. Preparo cavitário realizado com laser de Er:YAG nas condições das tabelas 6, 8 e 10.

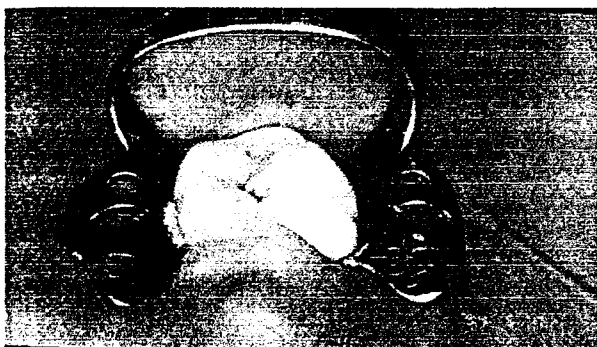


Fotos 4A e 4B. Lesão de cárie tipo classe V. Preparo cavitário realizado com laser de Er:YAG. Na mesial notar uma irradiação fora do preparo cavitário.

As fotos 5 a 9 mostram lesões de cárie tipo classe I em que foram realizados preparos cavitários com laser de Er:YAG. É interessante observar o aspecto esbranquiçado em esmalte que aparece nas fotos 5B, 6B, 7B, 8B e 9B. Mesmo nas lesões mais profundas como as fotos 5B e 6B, não houve a necessidade de anestesia. Os preparos cavitários foram seletivos ao tecido cariado, sendo os preparos bem conservadores.



Fotos 5A e 5B. Lesão de cárie tipo classe I. Preparo cavitário realizado com laser de Er:YAG nas condições das tabelas 5, 7 e 9.



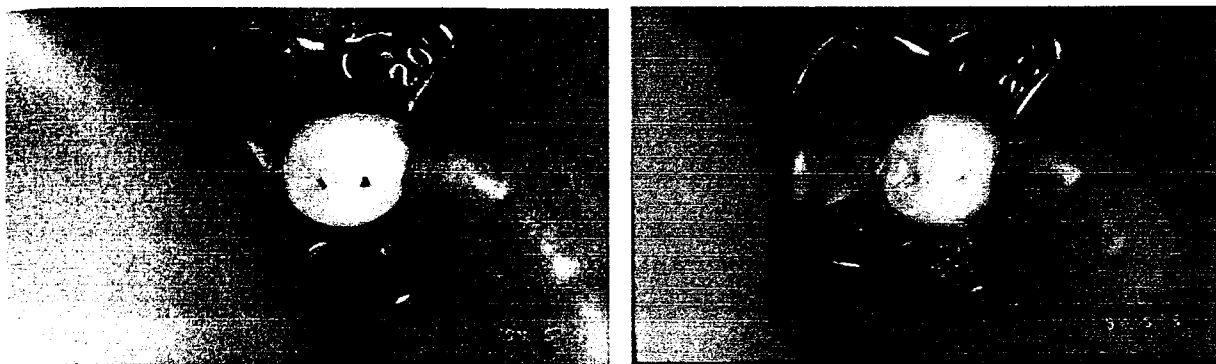
Fotos 6A e 6B. Lesão de cárie tipo classe I. Preparo cavitário realizado com laser de Er:YAG. Mesmo com o preparo profundo não houve a necessidade de anestesia.



Fotos 7A e 7B. Cárie oclusal tipo classe I. Preparo cavitário realizado com laser de Er:YAG. Notar o aspecto esbranquiçado resultado da irradiação laser no esmalte.



Fotos 8A e 8B. Cárie oclusal tipo classe I. Preparo cavitário realizado com laser de Er:YAG nas condições das tabelas 5, 7 e 9. Notar a seletividade do preparo cavitário realizado com laser de Er:YAG.



Fotos 9A e 9B. Lesão de cárie tipo classe I. Preparo cavitário realizado com laser de Er:YAG nas condições das tabelas 5, 7 e 9. Neste preparo o grau de dor do paciente foi zero.

As fotos 10 a 14 mostram lesões de cárie tipo classe I em que foram realizados preparos cavitários com instrumento rotatório de motor de alta rotação convencional. Em dois preparos cavitários mais profundos os pacientes tiveram a necessidade de anestesia. Com a utilização de brocas para prevenção, estes preparos cavitários foram conservadores.

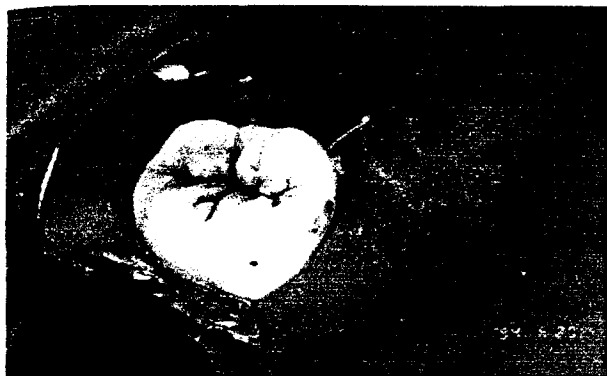


Foto 10A 10B. Lesão de cárie em dentina profunda tipo classe I. Preparo cavitário realizado com instrumento rotatório de alta rotação. Houve a necessidade de anestesia quando o preparo atingiu a dentina.

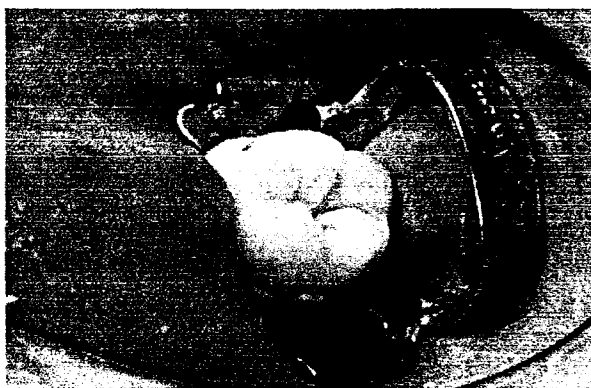
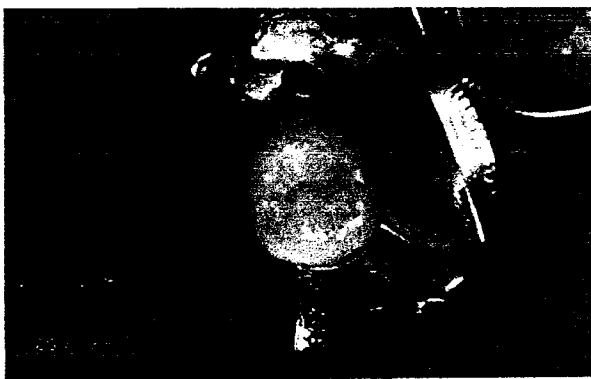


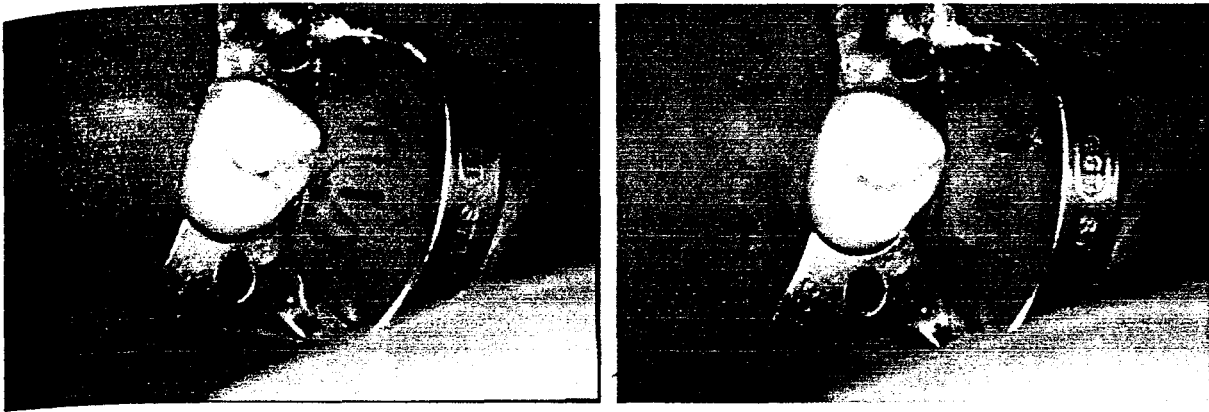
Foto 11A e 11 B. Lesão de cárie tipo classe I. Preparo cavitário realizado com instrumento rotatório de alta rotação. A ameloblastia foi seletiva.



Fotos 12A e 12B. Lesão de cárie tipo classe I sendo diagnosticada com o Diagnodent. Preparo cavitário realizado com instrumento rotatório de alta rotação. O grau de dor percebido por este paciente foi de 7, tendo sido usado a anestesia.



Fotos 13A e 13B. Lesão de cárie tipo classe I sendo diagnosticada com o Diagnodent. Preparo cavitário conservador realizado com instrumento rotatório de alta rotação.



Fotos 14A e 14B. Lesão de cárie tipo classe I. Preparo cavitário conservador realizado com instrumento rotatório de alta rotação.

As fotos 15 a 26 mostram uma seqüência de preparo cavitário realizado com laser de Er:YAG e o processo restaurador do dente 36 com lesão de cárie tipo classe I e V. As fotos 15 e 16 mostram as lesões de cárie. As fotos 17, 18 e 19 mostram os preparos cavitários realizados com laser de Er:YAG. Observe-se o aspecto esbranquiçado do esmalte e a seletividade da remoção do tecido cariado. O condicionamento com ácido fosfórico a 37% é mostrado na foto 20. As fotos 21 e 22 mostram o aspecto dos preparos após o condicionamento ácido, a foto 23 mostra a aplicação do agente de união, a foto 24 mostra a condensação da resina composta Z250 (3M). O aspecto final da restauração tipo classe I é observado na foto 25, e tipo classe V na foto 26.



Foto15. Lesão de cárie tipo classe I.

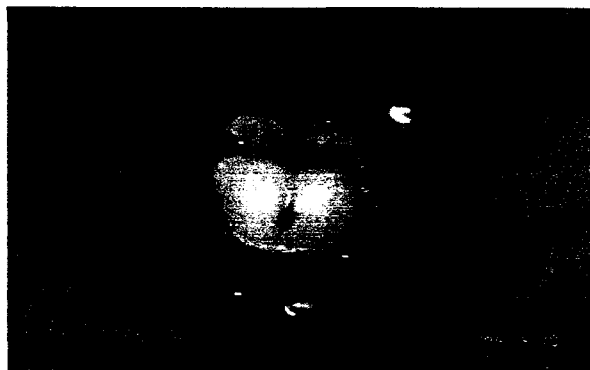


Foto 16 Lesão de cárie tipo classe V.



Fotos 17 e 18. Preparo cavitário realizado com laser de Er:YAG nas condições das tabelas 5, 7 e 9. Notar o aspecto esbranquiçado resultante da irradiação do laser de Er:YAG no



Foto 19. Preparo cavitário tipo classe V realizado com laser de Er:YAG nas condições das tabelas 6,8 e 10.

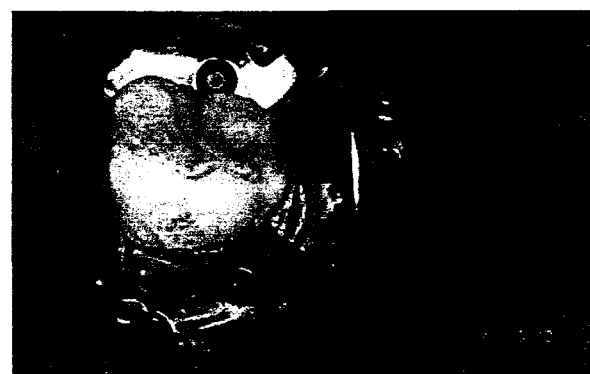


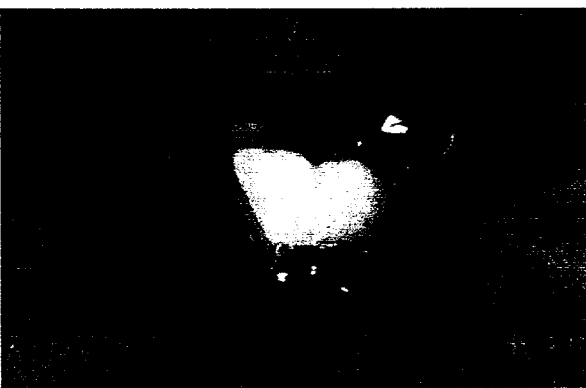
Foto 20. Condicionamento com ácido fosfórico à 37% durante 30 segundos.



Fotos 21 e 22. Aspecto dos preparos cavitários após o devido forramento das porções mais profundas com ionômero de vidro e condicionamento ácido.



Fotos 23 e 24. Aplicação do agente de união 3M Single bond Adhesive e condensação da resina composta Z250 (3M).

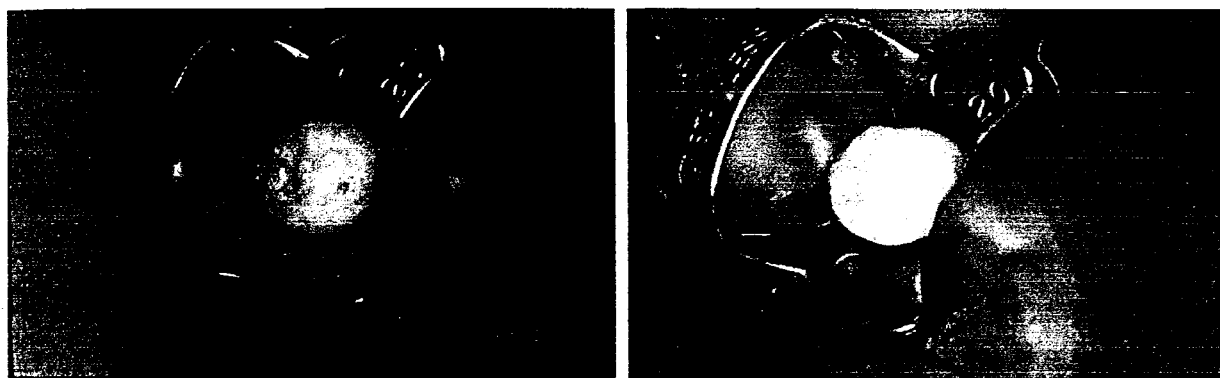


Fotos 25 e 26 aspecto final das restaurações tipo classe I e V.

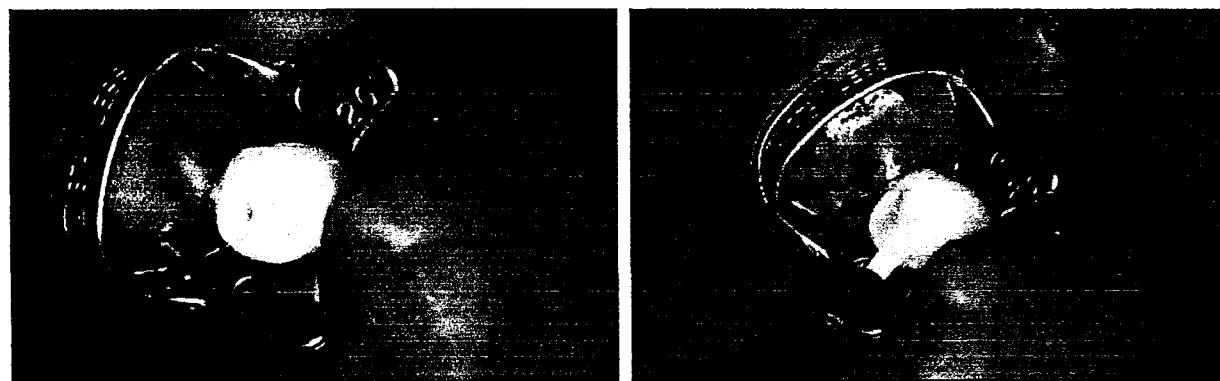
As fotos 27 a 38 mostram a seqüência de preparo cavitário realizado com laser de Er:YAG e o processo restaurador do dente 34 com lesão de cárie tipo classe I. A foto 27 mostra a lesão de cárie, a 28 mostra a aplicação da ponta do Diagnodent, a 29 mostra o aspecto do preparo cavitário realizado com laser de Er:YAG. As fotos 30 a 35 mostram a seqüência do processo restaurador com aplicação do condicionamento ácido, o aspecto do dente condicionado, a aplicação do *single bond adhesive* (3M), a fotopolimerização do agente de união e a condensação da resina composta Z250 (3M). A foto 36 mostra a restauração terminada. A foto 37 mostra que, após a remoção do isolamento absoluto, deve-se checar o contato oclusal, e a foto 38 mostra a restauração do dente 34 terminada com o contato oclusal adequado e o acabamento e o polimento realizados.



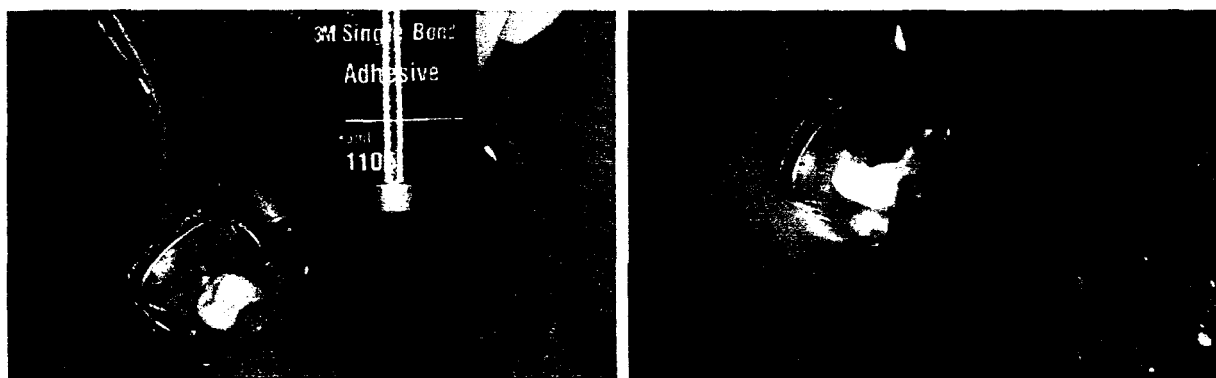
Fotos 27 e 28. Lesão de cárie tipo classe I. Aplicação da ponta do Diagnodent no dente 34 para diagnóstico da lesão de cárie.



Fotos 29 e 30. Preparo cavitário realizado com laser de Er:YAG nas condições das tabelas 5, 7 e 9. Condicionamento com ácido fosfórico à 37%.



Fotos 31 e 32. Aspecto do dente condicionado com laser de Er:YAG nas condições da tabela 9 e com ácido fosfórico à 37%. Aplicação do agente de união.



Fotos 33 e 34. O agente de união utilizado, 3M single bond adhesive, e a fotopolimerização durante 10s do agente de união.



Fotos 35 e 36. Condensação da resina composta Z250 (3M) e aspecto final da restauração.

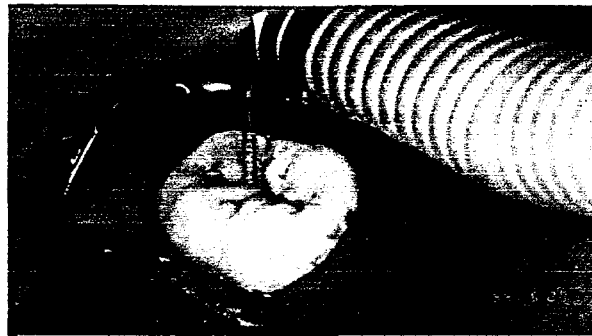
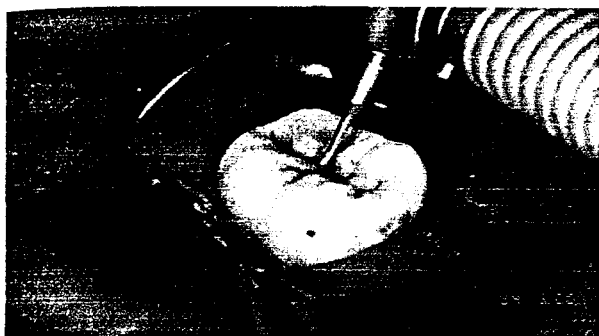


Fotos 37 e 38. Avaliação do contato oclusal através de papel carbono tipo Accufilme. Restauração finalizada, com contato oclusal ajustado, acabamento e polimento.

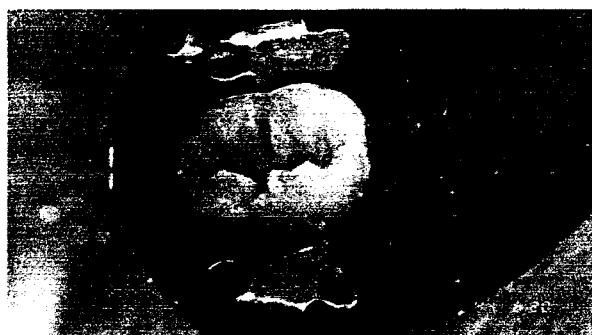
As fotos 39 a 50 mostram a seqüência do dente 46 com lesão de cárie tipo classe I preparado com alta rotação convencional. As fotos 39 e 40 mostram a lesão de cárie e seu diagnóstico realizado com o Diagnodent. As fotos 41, 42 e 43 mostram a seqüência de brocas utilizadas para este preparo cavitário realizado com alta rotação. A foto 44 mostra o preparo cavitário pronto. Como essa restauração foi profunda, o paciente relatou dor e necessitou de anestesia. As fotos 45, 46, 47, 48 e 49 mostram a seqüência do processo restaurador convencional. A foto 50 mostra o aspecto final da restauração.



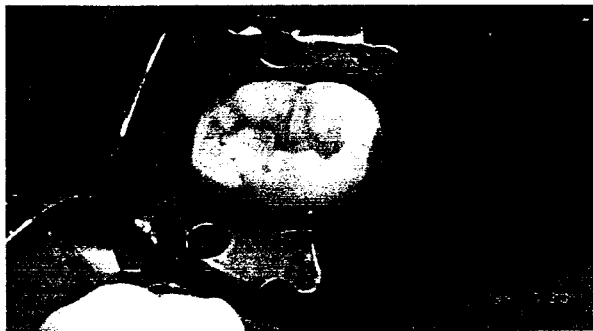
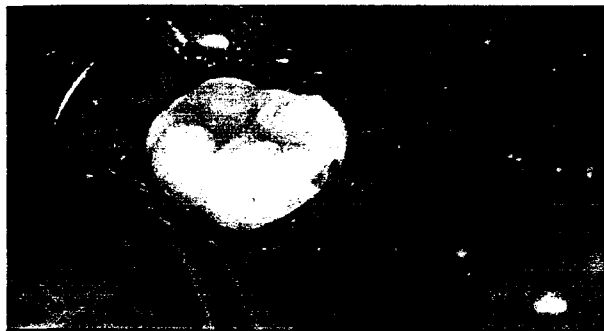
Fotos 39 e 40. Lesão de cárie tipo classe I. Diagnóstico da lesão de cárie com o Diagnodent.



Fotos 41 e 42. Seqüência de instrumento rotatório de alta rotação utilizadas para a remoção de esmalte cariado.



Fotos 43 e 44. Instrumento rotatório de baixa rotação utilizada na remoção de dentina cariada. Aspecto final do preparo cavitário. Como o preparo foi profundo o paciente necessitou de anestesia.



Fotos 45 e 46. Condicionamento com ácido fosfórico à 37% durante 30s. Aspecto do dente condicionado e com o respectivo forramento da porção mais profunda com ionômero de vidro.



Fotos 47 e 48. Aplicação do 3M "single bond adhesive". Fotopolimerização durante 10s do agente de união.



Fotos 49 e 50. Condensação da resina composta Z250 (3M). Restauração oclusal tipo classe I concluída.



Fotos 51 e 52. A foto número 51 mostra um dente cariado cujo diagnóstico realizado pelas formas convencionais de exame visual e exame radiográfico foi classificado como 3- lesão cariada de esmalte, e que quando o diagnóstico foi realizado com o diagnodent foi classificado como 5- lesão cariada em dentina. O diagnóstico realizado com o diagnodent pode ser confirmado após o preparo cavitário como mostra a foto 52.

6. Discussão

O diagnóstico realizado da forma convencional pelo exame clínico visual tátil e raio X periapical, quando comparado com o laser diagnóstico realizado com o Diagnodent, na amostragem de 15 dentes, mostrou que o Diagnodent classificou melhor a profundidade da lesão da cárie, concordante com os resultados de Longbottom et al. (1998),¹¹⁶ que usando 52 dentes inteiros, sendo 26 molares e 26 pré-molares, com o Diagnodent obtiveram uma sensibilidade de 64%, e na detecção de cárie, especificidade de 87%. Esse comportamento também pôde ser observado nos resultados desta dissertação, quando as cavidades foram preparadas como mostram as fotos 51 e 52. Os resultados, que podem ser observados na Tabela 2, especificamente a amostra E, do diagnóstico convencional, classificam o dente com lesão tipo número 3 (lesão cariiosa em esmalte), e com o Diagnodent, lesão tipo 5 (lesão cariiosa em dentina), o que pode ser comprovado durante o preparo que mostrou a lesão em dentina.

Os resultados para o diagnóstico de cárie desta dissertação foram também similares ao estudo de Lizarelli et al. (2000),¹²⁰ em que o método convencional de detecção da cárie foi comparado com laser e raio X digital, em que o grupo de laser de baixa intensidade para diagnóstico foi o método mais sensível para detectar a cárie tecidual.

A grande vantagem do Diagnodent como diagnóstico é que o exame não é invasivo, é de rápida execução, com a probabilidade de quantificação da perda de mineral, detecção de cárie oculta em dentina e sem a necessidade de irradiação do indivíduo.

A segunda etapa deste trabalho realizou com sucesso os preparos cavitários

propostos da forma mais conservadora possível com o laser de Er:YAG, porém, com um tempo de realização do preparo maior do que o com a broca de alta rotação convencional, como demonstraram Dostálová et al. (1998),⁸⁸ em que o tempo total para o preparo, medindo-se a velocidade de remoção de tecido duro em mm² com a broca, foi de 0,66 s/mm² e para ablação laser foi de 5.42s/mm². Eduardo et al. (1998),¹⁰⁰ numa publicação de casos clínicos, também relataram o maior tempo necessário para a realização de preparo cavitário com o laser de Er:YAG quando comparado com a técnica executada com motor de alta rotação convencional.

Os preparos cavitários com o laser de Er:YAG mostraram-se mais conservadores do que com o motor de alta rotação, pois como descreveram Pelagalli et al. (1997),⁸⁴ o laser tem uma vantagem distinta sobre a broca dental, porque permite ao dentista um mecanismo que diferencia a região do dente com cárie e sem cárie mediante um som pipocante da remoção tecidual, diferente entre o material cariado e a dentina e o esmalte sadias. Assim, a broca dental, também em razão do seu formato, acaba removendo mais tecido sadio do que com o laser de Er:YAG, e o fato de o laser de Er:YAG promover uma remoção puntual torna-a mais seletiva, proporcionando um maior controle do operador. Os preparos cavitários ficam mais conservadores do que com a broca de alta rotação, pois a espessura da broca muitas vezes não alcança o tecido cariado sem comprometer o tecido são.

Tanto os preparos cavitários tipo classe I como os de classe V, realizados com laser de Er:YAG, foram conservadores, restringindo-se à remoção do tecido cariado, sendo preparos cavitários excelentes para receber as respectivas restaurações.

A terceira etapa deste trabalho mostrou que é possível realizar as restaurações

convencionais tendo os dentes sido preparados com laser de Er:YAG. Vários pesquisadores como Saraceni (1998),⁹² Kusaka (1998),⁹³ Ramos (1998)⁹⁷ e outros demonstraram que o condicionamento laser não elimina o condicionamento com ácido fosfórico. A associação do laser de Er:YAG com o condicionamento com ácido ortofosfórico a 37% é descrita por Bispo (2000),¹⁰⁷ como a irradiação com o laser de Er:YAG atuando como preparo mecânico da superfície, e o ácido fosfórico atuando como o preparo químico dessa superfície.

A qualidade das restaurações foi muito boa como mostram as fotografias finais dos casos (25, 26, 36 e 38). Não houve dificuldade na proteção do complexo dentino pulpar nas cavidades mais profundas (fotos 21 e 22) na inserção das resinas (fotos 24 e 35), na conformação oclusal ou na estética (fotos 25, 26, 36 e 38). Pode-se citar Dostálová (1998)⁸⁸ o qual descreveu em seu estudo que os materiais utilizados na clínica convencional são excelentes para restaurações de cavidades preparadas com laser de Er:YAG. Comparando com o tratamento clássico, pode-se afirmar ainda que a retenção e a qualidade do material restaurador são os mesmos ou bastante similares.

A avaliação da sensação de dor nos dentes preparados com laser de Er:YAG e com ponta montada em alta rotação na dissertação deste trabalho mostrou que o grau de dor relatado pelo paciente foi maior no grupo-controle, tratado com ponta montada em alta rotação, do que naqueles pacientes dos grupos classe I e V, tratados com laser de Er:YAG. Nos pacientes que sentiram algum tipo de dor durante o preparo cavitário com o laser de Er:YAG, os parâmetros e a irradiação foram diminuídos, e os preparos ocorreram sem nenhum paciente ter necessitado de anestesia, mesmo nas cavidades mais profundas. Nos preparos cavitários realizados com a ponta montada em alta rotação

convencional, a percepção de dor foi maior do que com o laser de Er:YAG, e como não é possível diminuir parâmetros com a alta rotação, dois preparos cavitários em cinco necessitaram de anestesia. O uso do laser mostrou-se menos doloroso para os pacientes. O método convencional mostrou que tem 1,6 vez mais chances de provocar dor do que o laser. Existiu diferença estatística significativa entre os dois métodos para o grau de dor. Numa avaliação clínica, Keller et al. (1998),⁹⁵ concluíram que em comparação ao preparo mecânico, os preparos cavitários realizados com o laser de Er:YAG foram considerados mais confortáveis pelos pacientes com significativa redução da necessidade de anestesia local. Assim como Eduardo et al. (1998),¹⁰⁰ que relataram a eliminação do desconforto produzido pelo ruído do instrumento de alta rotação e por, na maioria dos casos, não haver a necessidade do uso de anestesia durante o procedimento. Matsumoto (1998)¹⁰² também descreveu que os resultados clínicos mostraram que 80% dos pacientes tratados em seu estudo não relataram dor durante o preparo cavitário, que puderam ser realizados sem anestesia local.

Os dados estatísticos mostraram que, para o método convencional, um percentual maior de pacientes sente dor (80% destes) se comparados com o método laser (50% destes) dor. Isso é concordante com Pelagalli et al. (1997),⁸⁴ os quais relataram que alguns pacientes tratados com laser sentiram um desconforto durante o preparo cavitário, sendo isso significativo porque confirma a hipótese de que o laser de Er:YAG não tem efeito anestésico. Assim, o paciente deverá sentir dor se houver dano pulpar, assim como se forem utilizados níveis de energia muito altos, o paciente também sentirá dor, e os parâmetros lasers poderão ser ajustados.

A utilização do laser na clínica odontológica, usando o laser diagnóstico e o laser

de Er:YAG, mostrou ser uma boa alternativa ao uso dos métodos convencionais. Assim, diante do exposto, devemos considerar a necessidade de realização de novos estudos científicos, principalmente *in vivo*, sobre as aplicações clínicas do laser diagnóstico e do laser de Er:YAG para os preparos cavitários.

A utilização do laser na clínica odontológica de dentística restauradora, usando o laser Diagnodent como método diagnóstico e o laser de Er:YAG nos preparos cavitários, mostrou ser uma boa alternativa ao uso dos métodos convencionais.

7. Conclusões

1. O Diagnodent foi eficiente no diagnóstico da lesão de cárie oclusal e cervical. Existe uma associação entre os resultados estatísticos obtidos com o Diagnodent e com o método convencional, sendo que o Diagnodent identifica as lesões como um pouco mais profundas do que o faria o método convencional.

2. Os preparos cavitários realizados com o laser de Er:YAG, nas classes tipo I e V, restringiram-se, sob o aspecto clínico, à remoção do tecido cariado, realizando preparos bem conservadores por meio de amelooplastia seletiva, respeitando-se a estrutura dental sadia.

3. O processo restaurador convencional foi eficiente nos dentes com preparos cavitários realizados com laser de Er:YAG.

4. O grau de dor percebida pelos grupos tratados com laser de Er:YAG foi menor do que a do grupo-controle, tratado com ponta montada em alta rotação, existindo diferença estatística significativa entre os dois métodos avaliados. O uso do laser resultou em menor sensibilidade à dor durante os preparos cavitários. O método convencional tem 1,6 vez mais chance de provocar dor do que o laser. Nenhum paciente dos grupos tratados com laser necessitou de anestesia.

8. Apêndice

Aprovação do CEP-IPEN

Parecer 000753

Protocolo de 02 de Abril de 2001.

Parecer 34/01

Ref. Protocolo 09/01

Com base em parecer de relator, o comitê de ética em pesquisa, aprovou o protocolo de pesquisa "Laser diagnóstico e tratamento da cárie dental: uma visão clínica", de responsabilidade da pesquisadora Priscila Faria Paiva, sob a orientação da Professora Doutora Denise Maria Zezell.

São Paulo, 05 de Abril de 2001.

Profa. Dra. Célia Regina Martins Delgado Rodrigues

Coordenadora do CEP-FOUSP

9. Referências bibliográficas

1. MISERENDINO L.J.; PICK R.M. *Laser in dentistry*. Cap.11:161-72, Ed. Quintessence P. Co, Inc., 1995.
2. PELAGALLI, J.; GIMBEL, C.B.; HANSEN, R.T.; SWETT, A.; WINN, 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. and Surg.*, 15(3):109-115, 1997.
3. ZECELL, D. M.; TANGI, E. Y.; HAYPEC, P.; EDUARDO, C. P. Scanning electron microscopic and RX fluorescence of class I cavity preparation with Er:YAG laser. Anais do 6th International Congress of the German Society of laser Dentistry, Frankfurt, Alemanha, de 3111 a 2-2 de 1997.
4. SIMONSEN, R.J. Conservation of tooth structure in restorative dentistry. *Quintessence int.* 16:15-24, 1985.
5. HUNT, P.R. A modified class II cavity preparation for glass ionomer restorative materials. *Quintessence int.*, 15:1011-1015, 1984.
6. STERN, R.H.; SOGNAES, R.F. Laser beam on dental hard tissues. *J. Dent. Res.*, 43(05): 873, 1964.
7. MISERENDINO L.J., PICK R.M., *Laser in Dentistry*. Cap.7:85-101, Ed. Quintessence P.Co, Inc., 1995.
8. ZANDONNA, A.G.F. Detection of demineralization on occlusal pit and fissures. Indiana EUA, *Degree of Doctor*, 159, 1997.
9. LUSSI A. Comparison of different methods for diagnosis of fissure caries

without cavitation. *Caries Res.*, 27:409-16, 1993.

10. LUSSI A., FIRESTONE A., SCHOENBERG V., HOLTZ P., STICH A. In vivo diagnosis of fissure caries using a new electrical resistance monitor. *Caries Res.*, 29:81-7, 1995.

11. BLACK, G.V. A work on operative dentistry, v.2. *The technical procedures in filling teeth*. Chicago, Medico-Dental, Publ. Co., 1908.

12. BARATIERI, L. N. *Dentística—Procedimentos preventivos e restauradores*. Chicago: Quintessence, 1989, p.509.

13. EDUARDO, P. L. D.; RAMOS, A. C. D.; EDUARDO, C. D. The use of the Er: YAG laser in cavity preparation—Clinical cases. In: *International Congress on Laser in Dentistry*, Maui. International Society for Laser in Dentistry: 62, 1998.

14. GROTH, E.; TANGI, E.; ZECELL, D.; The pre-treatment of enamel surface *in vitro* with Er:YAG laser for bonding composite resin. *Anais do 5th Congress of Society for laser in Dentistry*, Jerusalém, Israel, Maio 1996, pp.5-9,53-7.

15. OHO, T.; MORIOKA, T. A possible mechanism of acquire acid resistance of human dental enamel by laser irradiation. *Caries Res.*, 24(2): 86-92, 1990.

16. WATANABE, H.; YAMAMOTO, H.; KAWAMURA, M.; OKAGAMI, Y.; KATAOKA, K.; ISHIKAWA, I. Acid resistance of the human teeth enamel irradiated by Er:YAG laser. *Anais do 6th International Congress on Lasers in Dentistry*, 1998, pp. 68-9

17. CHARBENEU, G.T, *Dentística operatória*, 1:7-14, Ed. Quintessence P. Co, Inc., 1988.

18. CORREA, A.A. *Dentística operatória*. Princípios biológicos no preparo

de cavidades. 7:90-153, Quintessence P. Co, Inc., 1979.

19. SASSO, W.S. Considerações sobre algumas variedades de dentina e sua importância para a patologia. I. Dentística reparativa. **Rev. Fac. Odont.**, 2(4):191-203, São Paulo, jul./dez. 1966.

20. BINDSLEV, P.H.; MJOR, I.A. **Dentística operatória moderna**, 4:83-113, 1999.

21. DIETSCHI, D.; SPREAFICO, R. **Restaurações adesivas: conceitos atuais para o tratamento estético de dentes posteriores**. Quintessence Ed, 1997.

22. KNIGHT, G.M. The use of adhesive materials in the conservative restoration of selected posterior teeth. **Aust. Dent. J.**, 229:324-331, 1984.

23. WILSON A.D.; MCLEAN J.W. Designs of microcavities for approximal lesions. In: Wilson A.D.; McLean J.W. **Glass—ionomer cements**. Chicago, Quintessence, 8:197-220, 1985.

24. VAN WAESS, H.; KREJCI, I.; LUTZ F. Die tunnelrestorationen. Schweiz **Monat Zahnmed**, 1105-1108, 1988.

25. COVEY, D.; SCHULEIN, T.M.; KOHOUT, F.J. Marginal ridge strength of restored teeth with modified class II cavity preparations. **J. Am. Dent Assoc.**, 118:199-202, 1989.

26. PAPA, J.; CAIN, C.; MESSER, H.M. **Efficacy of tunnel restorations in the removal of caries**. Quintessence int., 24:715-719, 1993.

27. CENTOLA, A.L.B.; NASCIMENTO, T.N.; TURBINO, M.L. **Preparos cavitários para amalgama e resina composta**. Edusp editora, 1997.

28. PESCARMONA, G.; FUZZI, M. Le ricostruzioni complesse in amalgama. *Dent. Cadmos*, 52(2):11-31, fevereiro, 1985.
29. HARDISON, J.D. Preparation and restoration of anterior teeth with composite resin: a survey of dental schools. *Oper. Dent.*, 12(3): 95-99, verão, 1987.
30. DARVENIZA, M. Cavity design for class IV composite resin restoration: A systematic approach, *Aust. Dent. J.*, v. 32, n. 4, pp. 270-5, agosto, 1987.
31. FUSAYAMA, T. Ideal cavity preparation for adhesive composites. *Asian J. Aesthet.*, 1(2):55-62, julho, 1993.
32. BARATIERI, L.N.; ANDRADA, M.A.C.; MONTEIRO, S.Jr.; CARDOSO, A.C.; POLIDORO, J.S.; ANDRADA, R.C.; SOUSA, C.N.; BRABDEBURGO, P.C.; LINS, J.R.S.; ANDRADE, C.A. *Dentística: Procedimentos preventivos e restauradores*. Rio de Janeiro, Quintessence/Santos, 1989.
33. OLIVEIRA, F.C.Jr.; COVEY, D.A.; DENEHY, G.E. Conservative posterior composite resin preparations. *Compend. Contin. Educ. Dent.* 7(5):327-333, maio, 1986.
34. BEN AMAR, A.; METZGER, Z.; GONTAR, G. Cavity design for class II composite restorations. *J. Prosthet. Dent.*, 58(1):5-8, junho, 1987.
35. HEYMAN, H.O.; STURDEVANT, J.R.; ROBERSON, T.M.; SOCKWELL, C.L. Tooth colored restorations for class I, II and VI cavity preparation. In *The art and science of operative dentistry*, 3ª ed. Saint Louis, Mosby, 1995.
36. AL KHAFAGI, A.H.; JACOBSEN, P.H. Cavity design for polymeric restorations in posterior teeth. *J. Dent. Res.*, 61(4):555, abril (Abstract 174),

1982.

37. REEL, D.C.; MITCHELL, R.J. Fracture resistance of teeth restored with class II composite restorations. *J. Dent. Res.*, 63:276, (abstract 950), 1984.

38. SUZUKI, M.; JORDAN, R.E.; KOKSMAN, L. Posterior composite resin restoration: clinical considerations. In: VANHERLE, G.; SMITH, D.C. *Posterior composite resin dental restorative materials*. Saint Paul, 3M, 1985.

39. BARATIERI, L.N.; RITTER, A.V.; ANDRADA, M.A.C. Como melhorar o resultado das restaurações estéticas diretas? In: FELLER, C.; BOTTINO, M.A. *Atualização na clínica odontológica*. São Paulo, APCD/Artes médicas, 1994.

40. MONDELLI, R.F.L. Uso clínico das resinas compostas em dentes posteriores. *Maxi-Odonto Dent.*, 1(3):1-58, maio/junho, 1995.

41. SIMONSEN, R.J. Preventive resin restorations. *Quintessence Int.*, 9(1):69-76, janeiro, 1978.

42. McCONNACHIE, I. The preventive resin restoration: A conservative alternative. *J. Can. Dent. Assoc.*, 58(3):197-200, março, 1992.

43. GORDON Jr., T. E. Some effects of laser impact on extracted teeth. *J. Dent. Res.*, 5(2):372-375, mar./abr. 1966.

44. HIBST, R.; Keller, U.; STEINER, R. Die wirkung gepulster Er:YAG Laserstrahlung auf zahngewebe. *Lasers Med. Surg.*, 4:163-165, 1988.

45. HIBST, R.; KELLER, U. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substance: I. Light microscopic and SEM investigations. *Lasers Surg. Med.*, 9(4):338-344, 1989.

46. HIBST, R.; KELLER, U. Experimental studies of the application of the

Er:YAG laser on dental hard substance: I. Measurement of the ablation rate.

Laser Surg. Med., 9:338-344, 1989.

47. 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.*, 9(4):345-351, 1989.

48. OHO, T.; MORIOKA, T. A possible mechanism of acquire acid resistance of human dental enamel by laser irradiation. *Caries Res.*, 24(2):86-92, mar./abr., 1990.

49. HOKE, J.; BURKES, E.; GOMES, E.; WOLBARSHT, M. L. Erbium-YAG(2.94mm) laser effects on dental tissues. *J. Laser Appl.*, 1:61-5, verão/outono, 1990.

50. HIBST, R.; KELLER, U. Heat effect of pulsed Er:YAG laser radiation. *Laser Surg SPIE v.1200: Advanced characterization therapeutics and systems II*, pp.379-86, 1990.

51. MATSUMOTO, K.; NAKAMURA, Y.; WAKABAYASHI, H. A morphological study on the cavity preparation by Er:YAG laser. *J. Japan Soc. Conserv. Dent.*, 34(3):729-33, junho, 1991.

52. PAGHDIWALA, A. F. Does the laser work on hard dental tissue? *J. Am. Dent. Assoc.*, 122(1):79-80, 1991.

53. ZHAO-ZHANG, L.; CODE, J. E.; VAN DE MERWE, W. P. Er:YAG laser ablation of enamel and dentin of human teeth: Determination of ablation rates at various fluences and pulse repetition rates. *Lasers Surg. Med.*, 12:625-630, 1992.

54. BURKES, E. J.; HOKE, J.; GOMES, E.; WOLBARSHT, M. Wet tissue

versus dry enamel ablation by Er:YAG laser. *J. Prosthet. Dent.*, 67(6):847-851, junho, 1992.

55. WIGDOR, H.; ASHRAFI, S.; ABT, E. SEM evaluation of CO₂, Nd:YAG and Er:YAG laser irradiation of dentin *in vitro*. Anais do International Congress on Laser in Dentistry, 1992, Salt Lake City. Salt Lake City; International Society of laser in Dentistry, pp.131-2, 1992.

56. VICKERS, V.A.; JACQUES, S.L.; POWERS, J.M.; MARTIN, J.W. Ablation of hard dental tissues with the Er:YAG laser. Anais do **International congress on lasers in dentistry**, Salt Lake City. International Society of Laser in Dentistry, pp.257-8, 1992.

57. Z.Z.; CODE, J.E.; VAN DE MERWE, W.P. Er:YAG laser ablation of enamel and dentin of human teeth: determination of ablation rates at various fluences and pulse repetition rates. *Laser Surg. Med.*, 12: 625-630, 1992.

58. HIBST, R.; KELLER, U. Dental Er:YAG laser application: effect of water spray on ablation. Anais do **International Congress on lasers in Dentistry**, Salt Lake City. International Society of Lasers in Dentistry, pp.229-30, 1992a.

59. HIBST, R.; KELLER, U. Dental Er:YAG laser application: evaluation of thermal side effects. Anais do **International Congress on Lasers in Dentistry**, Salt Lake City. International Society of Lasers in Dentistry, pp.231-2, 1992b.

60. GROSS, D.; RAAB, W.H.M.; KELLER, U.; HIBST, R. Surface morphology of dental hard tissues after Er:YAG laser treatment. Anais do **International Congress on Lasers in Dentistry**, Salt Lake City. International Society of Lasers in Dentistry, pp.133-4, 1992.

61. WRIGHT, G.Z.; McCONNELL, R.J.; KELLER, U. Microleakage of class V composite restorations prepared conventionally with those prepared with an Er:YAG laser: a pilot study. *Pediatric Dentistry*, 15 (6): 425-426, nov./dez., 1993.

62. WALSH, J.T.; VISURI, S. Thermal effect of Er:YAG laser radiation on dental hard tissue. Dental Applications of Laser. *SPIE*, 2080: 26-32, 1993.

63. HIBST, R.; KELLER, U.; BRAUN, A.; SCHRODER, D. Er:YAG laser etching of dental hard substances. In: Annual Meeting. *Am. Soci. Laser Med. and Surg.*, New Orleans, Summary , 71, 1993.

64. WANNOP, N.M.; DICKINSON, M.R.; KING, T.A. Erbium:YAG laser radiation interaction with dental tissue. Dental Applications of Lasers. *SPIE*, 2080: 33-43, 1993.

65. PAGHDIWALA, A.F.; VAIDYANATHAN, M.; PAGHDIWALA, M.F. Evaluation of Erbium:YAG laser radiation of hard dental tissues: Analysis of temperature changes, depth of cuts and structural effects. *Scann Microscop*, 7(3): 989-97, 1993.

66. DOSTÁLOVÁ, T.; KREJSA, O.; ROKYTOVÁ, K.; JELÍNKOVÁ, H.; HAMAL, K. The evaluation of Er:YAG laser radiation cavity preparation under transmitted and polarized light and by electron microanalyser. Dental Applications of Lasers. *SPIE*, 2080: 44-50, 1993a.

67. DOSTÁLOVÁ, T.; KREJSA, O.; JELÍNKOVÁ, H.; HAMAL, K.; PROCHÁZKA, I.; BAKULE, P. Computer monitoring of the thermal effects induced by Erbium:YAG laser radiation during preparation of the hard tooth tissue. Dental Applications of Lasers. *SPIE*, 2080: 51-54, 1993b.

68. HIBST, R.; KELLER, U.; Er:YAG laser etching of dental hard substances. *Am. Soc. Laser Med. Surg.*, Summary, 71: 71, 1993.
69. IMBLE, C.; HANSEN, R.; SWETT, A.; WINN, D.; PELAGALLI, J.; COZEAN, C. Er:YAG clinical studies for hard tissue applications. *Anais do 4th International Congress on Lasers in Dentistry*. Cingapura, pp.267-71, 1994.
70. MORIOKA, T. Drilling of dental hard tissues by an irradiation of Erbium:YAG laser. *Oogaki Women's Junior Coll. Res. Bull.*, 35: 51-6, 1994.
71. KUMAZAKI, M. Removal of hard dental tissue, cavity preparation, with the Er:YAG laser. *Anais do International Congress on Laser in Dentistry*, Cingapura. Bolohna: Monduzzi Editore, 1994, pp.151-7, 1994.
72. KELLER, U.; HIBST, R. Er:YAG laser effects on oral hard and soft tissues. In: MISERENDINO, L.J.; PICK, R.M. *Laser in dentistry*. Quintessence Publishing Co., Inc., 11: 161-172, 1995.
73. VISURI, S.R.; GILBERT, J.L.; WALSH Jr., J.T.; WIGDOR, H.A. Shear test of composite bonded to dentin: Er:YAG laser versus dental hand piece preparation. In: WIGDOR, H.A.; FEATHERSTONE, J.D.; WHITE, J.M. *Lasers in dentistry*. San Jose: *SPIE*. 2394: 223-7, 1995.
74. MATSUMOTO, K.; NAKAMURA, Y.; MAZEKI, K. Clinical application of the Er:YAG laser for class V cavity preparation. *J. Showa Univ. Dent. Soc.*, 15(4): 335-340, dezembro, 1995.
75. ALTSHULER, G.B.; BELIKOV, A.V.; EROFEEV, A.V. Comparative study of non contact operation mode of hard tooth tissues Er:YAG laser processing. *Anais do Congress of the International Society for Lasers in Dentistry*. Jeru-

salém. Bolonha Monduzzi Editore, 1996, pp.21-6.

76. RAMOS, A.; EDUARDO, C.P.; TANJI, E.; ZECELL, D. Microleakage in class V composite resin restorations prepared conventionally and prepared with the Er:YAG laser. *Anais do International Laser Congress*, Atenas. Monduzzi Editore, pp. 257-61, setembro 1996.

77. GROTH, E.; TANJI E.; ZECELL D.; MATSON E.; EDUARDO C.P. The pre-treatment of enamel surface *in vitro* with Er:YAG laser for bonding composite resin. *Anais do International Society for Laser in Dentistry*, Jerusalém, Israel. Bolonha: Monduzzi Editore, pp.53-7, maio 1996.

78. EDUARDO C.P.; MYAKI S.I.; OLIVEIRA, W.T.; ARANA-CHAVES, V.E. Micromorphological evaluation of enamel surface and the shear bond strength of a composite resin after Er:YAG laser irradiation. An *in vitro* study. *Anais do International Society for Laser in Dentistry*, Jerusalém, Israel. Bolonha: Monduzzi Editore, pp.41-4, maio 1996.

79. MORITZ, A.; GUTKNECHT, N.; SCHOOP, M. D.; GOHARKHAY, M.D.; WERNISCH, J.; SPERR, W. Alternatives in enamel conditioning: a comparison of conventional and innovative methods. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, 14(3): 133-6, 1996.

80. OUDHOF, H.A.J.; BEART, M.; SAMY, C.; DE GEE, A.J.; VAN DE KUIJ, P. The comparison of adhesive dentin bonding with Er:YAG laser and conventional techniques. *Anais do International Congress on Laser in Dentistry*, Jerusalém, Israel. Bologna: Monduzzi Editore, pp.103-5, 1996.

81. TANJI, E.Y.; MATSUMOTO, K.; EDUARDO, C.P. Estudo do condiciona-

mento da superfície dentinária com o Er:YAG laser. **Apresentado na XIII Reunião Científica da SBPqO**. Águas de São Pedro, setembro 1996.

82. DOSTÁLOVÁ, T.; JELÍNKOVÁ, H.; KREJSA, O.; HAMAL, K.; KUBELKA, J.; PROCHÁZKA, S.; HIMMLOVÁ, L. Dentin and pulp response to Er:YAG laser ablation: A preliminary evaluation of human teeth. *J Clin Laser Med Surg*. 15(3): 117-121, 1997.

83. COZEAN, C.; ARCORIA, C.J.; PELAGALLI, J.; POWELL, G.L. Dentistry for the 21st century? Er:YAG laser for teeth. *JADA*, 128: 1080-1087, agosto 1997.

84. PELAGALLI, J.; GIMBEL, C.B.; HANSEN, R.T.; SWETT, A.; WINN, 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.*, 15(3): 109-115, 1997.

85. GROTH, E.B.; Estudo comparativo do condicionamento do esmalte dental com Er:YAG laser e ácido fosfórico: análise morfológica e resistência a tração, **Disertação de tese para mestrado—USP**, São Paulo, 1997.

86. 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.*, 16(4): 227-31, 1998.

87. JEAN, A.; ARMENGOL, V.; ASSOUMOU, M.; HAMEL, H. Microleakage along composite restoration following Er:YAG laser irradiation versus acid etched. *J. Dent. Res.*, 77-937: 2447, 1998.

88. 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.*, 16(5): 273-82, 1998.

89. ARIMOTO, N.; SUZAKI, A.; KATADA, H.; SENDA, A. Acid resistance in lased dentin. *Anais do 6th International Congress on lasers in Dentistry*, pp. 61-2 1998.

90. KUMAZAKI, M. Removal of hard dental tissue (cavity preparation) with the Er:YAG laser. *Anais do 6th International Congress on Laser in dentistry*, pp.12-6, 1998.

91. AOKI, A.; YAMADA, T.; OTSUKI, M.; KATAUMI, M.; WATANABE, H.; TAGAMI, J.; ISHIKAWA, I. Evaluation of cervical enamel and root dentin after Er:YAG laser treatment of root caries. *Anais do 6th International Congress on Laser in Dentistry*, pp. 192-3, 1998.

92. SARACENI, C.H.C. Resistência à tração de um sistema adesivo em superfícies dentinárias tratadas com microabrasão por ácido de alumínio e irradiação com laser de Er:YAG. São Paulo, *Dissertação (Mestrado em Dentística)* – Faculdade de Odontologia de São Paulo, 1998.

93. KUSAKA, T.; ISHIMARU, K.; TAKAMIZU, M.; KOHNO, A. Microleakage of cavities prepared by Er:YAG laser. *Anais do 6th International Congress on Lasers in Dentistry*, pp.187-8, 1998.

94. KATAUMI, M.; NAKAJIMA, M.; YAMADA, T.; TAGAMI, J. Tensile bond strength and SEM evaluation of Er:YAG laser irradiated dentin using dentin adhesive. *Dent. Mat. J.*, 17(2): 125-38, 1998.

95. KELLER, U.; HIBST, R.; GEURTSSEN, W.; SCHILKE, R.; HEIDEMANN, D.; KLAIBER, B.; RAAB, W.H.M. Er:YAG laser application in caries therapy.

Evaluation of patient perception and acceptance. *J. Dent.*, 26(6): 649-6656, novembro 1998.

96. WATANABE, H.; YAMAMOTO, H.; KAWAMURA, M.; OKAGAMV, Y.; KATAOKA, K.; ISHIKAWA, I. Acid resistance of the human teeth enamel irradiated by Er:YAG laser. *Anais do 6th International Congress on Lasers in Dentistry*, pp. 68-9, 1998.

97. RAMOS, A.C.B. Microinfiltração marginal em cavidades de classe V preparadas com alta rotação e com laser de Er:YAG—estudo *in vitro*. **Dissertação de tese—USP**, São Paulo, 1998.

98. TANJI, E.Y. Alterações morfológicas do esmalte e da dentina de cavidades classe I preparadas com o laser de Er:YAG—estudo *in vitro*. **Dissertação de tese – USP**, São Paulo, 1998.

99. MISERENDINO, J.L. Sem and dye penetration comparison of Er:YAG laser versus traditional treatment. *Anais do International Congress on Lasers in Dentistry*. Maui, 1998, pp.34.

100. EDUARDO, P.L.P.; RAMOS, A.C.B.; EDUARDO, C.P. The use of the Er:YAG laser in cavity preparation—Clinical cases. *Anais do International Congress on Lasers in Dentistry*, Maui, 1998, pp.62.

101. GUTKNECHT, N.; APEL, C.H.; CARTSBURB, S.; LAMPERT, F. Bond strength of composite on Er:YAG laser—Er,Cr:YSGG laser and acid etched enamel. *Anais do International Congress on Laser in Dentistry*, Maui, 1998, pp.57.

102. MATSUMOTO, K. Laser treatment for hard tissue. *Anais do International*

Congress on Laser in Dentistry, Maui, 1998, pp.14.

103. GLOCKNER, K.; RUMPLER, J.; EBELESEDER, K.; STADTLER, P. Intrapulpal temperature during preparation with the Er:YAG laser compared to the conventional burr: an *in vitro* study. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, 16(3): 153-7, 1998.

104. EDUARDO, P.L.P.; RAMOS, A.C.B.; EDUARDO, C.P. The use of the Er:YAG laser in cavity preparation – clinical cases. Anais do **International Congress on Laser in Dentistry**, Maui, 1998, pp.202-5.

105. DENBESTEN, P.K.; WHITE, J.M.; PELINO, J.; LEE, K.; PARKINS, F. A randomized prospective parallel controlled study of the safety and effectiveness of Er:YAG laser use in children for caries removal. In: **Laser in Dentistry VI**. SPIE, 3910: 171-174, 2000.

106. LIZARELLI, R.F.Z.; KURACHI, C.; PORTO, S.T.; BAGNATO, V.S. Comparative study *in vitro* of microleakage in class V cavity preparation with and without Er:YAG laser. Anais do **Laser in Dentistry VI**. SPIE, 3910: 254-160,2000.

107. BISPO, L.B. Condicionamento do esmalte com Er:YAG laser e ácido fosfórico: resistência à tração e microscopia eletrônica de varredura. **Dissertação de tese—USP**, São Paulo, 2000.

108. GUEDES-PINTO, A.C. **Reabilitação bucal em odontopediatria**. Livraria Santos Editora Ltda. C.3: 33-43, 1999.

109. STOKES, G.Q. On the change of refrangibility of light. In: **Mineralogical Soc. of America**, 1998, pp.655.

110. STUBELL, H. Die fluoreszone tierische gewebe in ultravioletum licht.

Pflingers Arch. Ges. Physiol., 141: 1-14, 1911.

111. EISENBERG, M.J. Phenomena observed by subjecting dental tissues ultra violet rays corresponding to approximately 3590AU. *Dental Cosmos*, 5: 284-285, 1933.

112. ALFANO, R.R.; YAO, S.S. Human teeth with and without dental caries, studied by visible luminescent spectroscopy. *J. Dent. Res.*, 54: 67, 1981.

113. ALFANO, R.R.; YAO, S.S. Human teeth with and without caries studied by laser scattering, fluorescence and absorption spectroscopy. IEEE, *J. of Quantum Electronics*, 20: 1512-16, 1984.

114. SUNDSTROM, F.; FREDRIKSSON, K.; MONTAN, S.; BJORKMAN, H.; STROM, J. Laser induced fluorescence from sound and carious tooth substance: Spectroscopic studies. *Swed. Dent. J.*, 9: 71-80, 1985.

115. HIBST, R.; GALL, R. Development of a diode laser based fluorescence caries detector. *Caries Res.*, 32: 294, 1998.

116. LONGBOTTOM, C.; PITTS, N.B.; LUSSI, A.; REICH, E. *In vitro* validation of a new laser based detection device. *J. Dent. Res.*, 77: 766, 1998.

117. LONGBOTTOM, C.; PITTS, N.B.; DEERY, C. *In vitro* validity of a laser based device for occlusal caries detection. *J. Dent. Res.*, 78: 1044, 1999a.

118. LONGBOTTOM, C.; PITTS, N.B.; REICH, E.; LUSSI, A. Histological validation of *in vivo* measurements using the diagnodent device: a three center study. *Caries Res.*, 33: 300, 1999b.

119. LONGBOTTOM, C. Caries detection—current status and future prospects using lasers. In: *Lasers in Dentistry VI*, SPIE, 3910: 212-218, 2000.

120. LIZARELLI, R.F.Z.; BREGAGNOLO, J.C.; LIZARELLI, R.Z.; PALHARES, J.M.C.; VILLA, G.E.P.; BAGNATO, V.S. Comparative diagnosis in the detection of decays involving conventional methods, laser and digital x-ray. In: **Lasers in Dentistry. SPIE**, 3910: 219-26, 2000.
121. LOEWESTEIN, W.R.; RATHKAMP, R. A study of pressoreceptive sensibility of the tooth. *J. Dent. Res.*, 43: 287-94, 1955.
122. MARTINKO, V. Bestimmt das Desmodont (Wurzelhaut) die Belastungsgrenze des Zahnes? *Dtsch Zahnärztl Zeit*, 9: 910-14, 1968.
123. ANDERSON, D.J.; PICTON, D.C.C. Measurement of stress in mastication. Part I and II. *J. Dent. Res.* , 35: 664-70, 1956.
124. ARWILL, T. Studies on the ultrastructure of dental tissues. II. The predentin- pulpal border zone. *Odon.t Revy.* , 18: 191-208, 1967.
125. COPRON, R.E.; AVERY, J.K. The ultrastructure of intradental nerves in developing mouse molars. *Anat. Rec.* , 175: 585-605, 1973.
126. FEARNHEAD, R.W. The neurohistology of human dentine. *Proc. R. Soc. Med.* , 54: 877-84, 1961.
127. FRANK, R.M. Etude au microscope électronique de l'odontoblaste et du canalicule dentinaire humain. *Archs. Oral. biol.* , 11: 179-99, 1966.
128. LANGELAND, K.; YAGI, T.; LANGELAND, L.K. Nerve-likes structures in human dentin. *Progr. and Abstracts I..A.D.R.* 49th meeting, pp.85, 1971.
129. FRANK, R.M. Attachment sites between the odontoblast process and the intradentinal nerve fibre. *Archs. Oral Biol.* , 13: 833-34, 1968.
130. BRÄNNSTRÖM, M.; ASTRÖM, A. A study on the mechanism of pain

elicited from the dentine. *J. Dent. Res.* ,43: 619-25, 1964.

131. BRÄNNSTRÖM, M. Dentinal and pulpal response. V. Application of pressure to exposed dentine. *J. Dent. Res.* , 40: 960-70, 1961.

132. BRÄNNSTRÖM, M.; ASTRÖM, A. The hydrodynamics of the dentine; its possible relationship to dentinal pain. *Int. Dent. J.* , 22: 219-27, 1972.

133. NAYLOR, M.N Studies on sensation to cold stimulation in human teeth. *Br. Dent. J.* , 117: 482-86, 1964.

134. MANNS, A.; DIAZ, G. **Sistema Estomatognático**. Faculdade de Odontologia, Universidade de Chile, 1988.

135. OKESON, J.P. **Bell's orofacial pains**. Quintessence Publishing Co, Inc, Chicago. 8: 135-146, 1995.

136. AGRESTI, A. **Categorical data analysis**. New York: John Wiley & Sons., 1990, pp.558.

137. BUSSAB, W. O.; MORETTIN, P. A. **Estatística básica**. 4ª ed. São Paulo: Atual Editora, 1987, pp.321.

138. CONOVER, W. J. **Practical nonparametric statistics**. New York: John Wiley & Sons, 1980.

139. NETER, J.; WASSERMAN, W.; KUTNER, M. H. **Applied linear statistical models**. 3ª ed. Homewood, Illinois: Irwin. 1: 127, 1990.

140. SIEGEL, S. **Estatística não-paramétrica (para as ciências do comportamento)**. 1ª ed. São Paulo, McGraw-Hill, 1975, pp.350.

141. WINER, B. J. **Statistical principles in experimental designs**. 2ªed. New York: McGraw-Hill, 1971, pp.907.



M22285



Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares

Av. Prof. Lineu Prestes, 2242 - Cidade Universitária - CEP 05508-000

Fone (0XX11) 3816-9000 - Fax (0XX11) 3812-3546

SÃO PAULO - São Paulo

[Http://www.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 e associada à Universidade de São Paulo para fins de ensino de Pós-Graduação.