



CNEN/SP

**ipen** Instituto de Pesquisas  
Energéticas e Nucleares

AUTARQUIA ASSOCIADA A UNIVERSIDADE  
DE SÃO PAULO

**ESTUDO IN VITRO DAS APLICAÇÕES DO LASER  
DE HÓLMIO: YLF EM ESMALTE E DENTINA,  
VISANDO A REALIZAÇÃO DE CIRURGIA DE  
ACESSO ENDODÔNTICO E PREPARO CAVITÁRIO**

**SILVIA CRISTINA MAFRA CECCHINI**

Dissertação apresentada como parte  
dos requisitos para obtenção do Grau  
de Mestre em Ciências na Área de  
Tecnologia Nuclear.

Orientador:  
Dra. Denise Maria Zezell

**São Paulo  
1995**

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES  
AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**ESTUDO *IN VITRO* DAS APLICAÇÕES DO LASER  
DE HÓLMIO:YLF EM ESMALTE E DENTINA,  
VISANDO A REALIZAÇÃO DE CIRURGIA DE  
ACESSO ENDODÔNTICO E PREPARO CAVITÁRIO**

***SILVIA CRISTINA MAFRA CECCHINI***

Dissertação apresentada como parte dos  
requisitos para obtenção do grau de  
Mestre em Ciências na Área de  
Tecnologia Nuclear.

Orientadora: **Dra. Denise Maria Zezell**

São Paulo

1995



*Ao meu pai, Renato,  
como amigo e mestre; pelo  
orgulho e admiração.*

*À memória de minha mãe,  
Vilma, sempre presente;  
pelo seu amor e dedicação.*

*Ao Alexandre, pelo amor, e  
companheirismo, desempenhados  
por uma pessoa muito importante  
e especial.*

## *Agradecimentos*

- Agradeço, **em especial**, à **Profa. Dra. Denise Maria Zezell**, pela amizade, apoio e incansável orientação,
- Ao **Prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo**, como mentor dos estudos na área de laser, pelo exemplo profissional, espírito de equipe, incentivo e amizade;
- Ao Prof. Dr. Edmir Matson, a quem tenho estima, pelo apoio incondicional;
- Ao Prof. Dr. João Humberto Antoniazzi, pelo enriquecedor convívio junto à Disciplina de Endodontia da FOUSP, na realização de créditos do Mestrado;
- Ao Prof. Dr. Nilson Vieira e Profa. Dra. Martha Vieira, pelo acolhimento e apoio em seu Departamento - MMO/IPEN
- À minha irmã e colega, Renata Cecchini, pelo apoio e colaboração;
- Ao Wagner, Gessé, Zé Roberto, Izilda, Laércio, Diva e Denise, pelo desenvolvimento do protótipo do laser de Ho:YLF;
- Aos colegas Edgar Tanji e Juan Ramon S. Silva pela colaboração;
- Ao Eguiberto, Zé Roberto, Martha, Marcos, Luiz, Ricardo e demais colegas de Pós-Graduação, pesquisadores e técnicos do MMO/IPEN, pela colaboração;
- Às colegas Beatriz L. de Mello e Neusa M.M. da Silva, pelo incentivo;
- Ao Departamento de Endodontia da Universidade de Showa, no Japão, e em especial, ao Prof. Koukichi Matsumoto, pela realização de parte da microscopia eletrônica de varredura;
- À Ana Lúcia e ao Laboratório de Caracterização de Materiais da COPESP II, em particular ao Edival, pela realização da microscopia eletrônica de varredura e do EDX;
- Ao ICB II, em especial, à Margô, pela utilização do microscópio óptico;

- Às Bibliotecas do IPEN e da FOU SP, em particular à Marta Nosé Ferreira, Telma de Carvalho e Maria Aparecida Pinto, pela colaboração dispensada;
- Ao pessoal da CPG do IPEN e da FOU SP e as secretárias, Neusa, do Depto. de Endodontia da FOU SP; Elza e Sueli, do MMO/IPEN.
- Ao CNPq pela concessão de bolsa de estudo durante o curso de Pós-Graduação;
- Aos apoios institucionais do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares - IPEN/CNEN-SP; da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo; da Secretaria de Ciências, Tecnologia e Desenvolvimento Econômico - SP, e da FINEP-PADCT.
- À todas as pessoas que colaboraram direta ou indiretamente para a realização deste trabalho.

## SUMÁRIO

### RESUMO

### ABSTRACT

<b>Capítulo 1 - INTRODUÇÃO</b> .....	01
<b>Capítulo 2 - FUNDAMENTOS DA FÍSICA DO LASER</b> .....	04
2.1 - Luz .....	04
2.1.1 - Propriedades de Propagação Ondulatória .....	05
2.1.2 - Espectro Eletromagnético.....	07
2.2 - Processos de Interação da Radiação Eletromagnética com um Sistema Atômico.....	08
<b>Capítulo 3 - LASER</b> .....	12
3.1 - Introdução .....	12
3.2 - Princípios Físicos de Funcionamento do Laser .....	13
3.2.1 - Meio Ativo.....	13
3.2.2 - Bombeamento .....	14
3.2.2.1 - Mecanismos de Bombeamento.....	17
3.2.3 - Esquema Básico de Funcionamento de um Laser .....	18
3.3 - Propriedades da Luz Laser.....	21
3.3.1 - Coerência.....	21

3.3.2 - Monocromaticidade .....	24
3.3.3 - Direcionalidade e Colimação .....	25
3.3.4 - Brilhância .....	26
3.4 - Propagação da Luz Laser .....	26
3.4.1 - Modos de Funcionamento .....	29
3.4.1.1 - Emissão Contínua.....	29
3.4.1.2 - Emissão Pulsada.....	30
<b>Capítulo 4- INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO LASER COM A MATÉRIA VIVA .....</b>	<b>33</b>
4.1 - Processos de Interação .....	33
4.2 - Tipos de Efeitos da Luz Laser em Tecidos Biológicos .....	36
<b>Capítulo 5 - TIPOS DE LASERS E PRINCIPAIS APLICAÇÕES .....</b>	<b>44</b>
5.1 - Lasers de Estado Sólido.....	44
5.1.1 - Laser de Rubi.....	44
5.1.2 - Laser de Neodímio .....	45
5.1.3 - Laser de Érbio.....	47
5.2 - Lasers Gasosos .....	47
5.2.1 - Laser de Hélio-Neônio .....	47
5.2.2 - Laser de Argônio.....	48
5.2.3 - Laser de Dióxido de Carbono.....	49
5.2.3.1 - Laser de TEA CO <sub>2</sub> .....	50
5.2.4.- Laser de Excimer .....	51

5.3 - Lasers Líquidos .....	52
5.4 - Lasers Químicos .....	53
5.5 - Lasers Semicondutores .....	53
5.6 - Outros Lasers .....	54
<b>Capítulo 6 - O LASER DE HÓLMIO .....</b>	<b>55</b>
6.1 - Lasers de Isolantes Dopados .....	55
6.2 - Lasers de Matrizes Sólidas Dopados com Terras Raras.....	55
6.3 - Matriz Hospedeira YLF.....	57
6.4 - Laser de Hólmio .....	58
6.5 - Aplicações Clínicas do Laser de Hólmio .....	61
<b>Capítulo 7 - LASER EM ODONTOLOGIA.....</b>	<b>68</b>
7.1 - Pesquisas e Aplicações Clínicas .....	71
<b>Capítulo 8 - CONSEQÜÊNCIAS DA IRRADIAÇÃO LASER PARA O TECIDO PULPAR.....</b>	<b>76</b>
8.1 - Aumento de Temperatura na Câmara Pulpar.....	78
8.2 - Microcirculação.....	81
8.3 - Dentinogênese .....	80
8.4 - Redução da Hipersensibilidade Dentinária.....	81
<b>Capítulo 9 - PROPOSIÇÃO .....</b>	<b>82</b>
<b>Capítulo 10 - MATERIAIS E MÉTODOS .....</b>	<b>83</b>

10.1 - Características do Laser.....	83
10.2 - Descrição da Amostras e Condições de Irradiação.....	85
10.3 - Microanálise por Energia Dispersiva de Raios-x (EDX).....	88
10.4 - Monitoração do Aumento de Temperatura na Cavidade Pulpar.....	89
<b>Capítulo 11 - RESULTADOS.....</b>	<b>91</b>
11.1 - Análise Morfológica por Microscopia Eletrônica de Varredura.....	91
11.2 - Microanálise por Energia Dispersiva de Raios-x (EDX).....	108
11.3 - Monitoração do Aumento de Temperatura na Cavidade Pulpar.....	111
<b>Capítulo 12 - DISCUSSÃO.....</b>	<b>113</b>
<b>Capítulo 13 - CONCLUSÕES.....</b>	<b>120</b>
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>122</b>
<b>APÊNDICE 1 - ESTRUTURAS DENTÁRIAS.....</b>	<b>141</b>
<b>APÊNDICE 2 - NORMAS DE SEGURANÇA.....</b>	<b>145</b>
A. Procedimentos Básicos para Segurança.....	147
A.1 - Protetores Oculares.....	147
A.2 - Materiais Refletores.....	148
A.3 - Materiais Refletores.....	148
A.4 - Aspiração dos Produtos no Ambiente.....	148
4.5 - Placa de Advertência.....	148

## RESUMO

**SILVIA CRISTINA MAFRA CECCHINI**

### **ESTUDO *IN VITRO* DAS APLICAÇÕES DO LASER DE HÓLMIO:YLF EM ESMALTE E DENTINA VISANDO A REALIZAÇÃO DE CIRURGIA DE ACESSO ENDODÔNTICO E PREPARO CAVITÁRIO**

Na atualidade, praticamente todas as especialidades médicas utilizam o laser como alternativa de conduta terapêutica. Em Odontologia, vários lasers são utilizados clinicamente em tecidos moles e duros.

O laser de hólmio apresenta emissão em 2  $\mu\text{m}$ , coincidente com um dos picos de absorção da água, sendo também absorvido pela hidroxiapatita dos tecidos duros dentais. Espécimes foram irradiados *in vitro* com um protótipo de laser de Ho:YLF pulsado. Utilizou-se densidades de energia de 679 a 2263 J/cm<sup>2</sup>/p. Perfurações de aproximadamente 4 mm de profundidade, com aspecto homogêneo e liso, atingindo a câmara pulpar, foram obtidas com este laser.

Avaliou-se os efeitos da irradiação do laser de hólmio em esmalte e dentina por microscopia eletrônica de varredura; verificou-se através de microanálise por energia dispersiva de raios-x, a concentração relativa de átomos de cálcio e fósforo nas regiões com e sem irradiação, e monitorou-se a temperatura na cavidade pulpar durante a irradiação.

Os resultados apontam uma mudança morfológica no esmalte e dentina irradiados, com produção de material fundido e recristalizado, formando uma superfície vítrea. Constatou-se um enriquecimento relativo de átomos de cálcio em detrimento de átomos de fósforo presentes nas estruturas do esmalte e dentina. O aumento de temperatura não indica perda de vitalidade pulpar durante a realização de perfurações com laser de hólmio, nas condições de irradiação estabelecidos.

O conjunto destes resultados qualitativos indica a possibilidade do uso do laser de Ho:YLF para preparo cavitário com finalidades endodôntica e restauradora.

## ABSTRACT

SILVIA CRISTINA MAFRA CECCHINI

### ***IN VITRO* EVALUATION OF Ho:YLF LASER EFFECTS IN ENAMEL AND DENTINE FOR ENDODONTIC CIRURGY ACCESS AND CAVITY PREPARATION**

Nowadays most medical areas use laser as a possibility for therapeutic procedure. In Dentistry, in particular, different lasers are used clinically in hard and soft tissues.

Holmium laser emits at 2  $\mu\text{m}$ , which overlaps one specific water absorption band and can also be absorbed by hydroxyapatite of dental hard tissues. Specimens were irradiated *in vitro* with pulsed Ho:YLF laser prototype. Laser energy densities in the range from 679 to 2265  $\text{J}/\text{cm}^2/\text{p}$  were used. Perforations around 4 mm deep were obtained. They had a smooth and homogenous aspect and reached the pulpal chamber.

Effects of the Ho:YLF laser on enamel and dentine were evaluated by scanning electron microscopy; the ratio of the concentration of calcium atoms to the phosphorous ones, in areas with and without irradiation, was verified through energy dispersive x-ray analysis, and the temperature inside the pulpal chamber was monitored during irradiation.

Morphologic change occurred in irradiated enamel and dentine with production of melted and recrystallized material, with a vitreous surface. These modified structures showed that there is an increase of the calcium atoms concentration with respect to the phosphorous ones. The increase in temperature did not indicate loss of pulpal vitality during perforation with holmium laser.

Qualitative results suggest the possibility of using holmium laser for cavities preparation for endodontic and restorative purposes.

# Capítulo 1

## INTRODUÇÃO

As características especiais que diferenciam a luz laser da luz comum, como a monocromaticidade, coerência, direcionalidade, possibilidade de focalização em pequenas áreas e emissão de altas densidades de energia, fazem do laser um instrumento de grande interesse e importância para aplicações nas áreas biomédicas, tanto em diagnóstico como em terapia.

Dos possíveis efeitos produzidos pela interação laser-tecido biológico, os de maior aplicabilidade são a hemostasia, coagulação e corte. O cirurgião tem um campo de trabalho limpo e pode atuar com mais precisão, sendo a cirurgia e o pós-operatório frequentemente mais rápidos que os obtidos com outras técnicas cirúrgicas.

A possibilidade de condução da luz laser através de meios líquidos e também através de fibras ópticas, tornam seu acesso possível em regiões como a retina, bexiga e até mesmo, o coração, de forma pouco ou não invasiva, sendo o laser em muitos casos, a única alternativa possível de tratamento.

Na atualidade, praticamente todas as especialidades médicas utilizam o laser como alternativa de conduta. Em Odontologia, em particular, vem sendo utilizado logo após o surgimento do primeiro laser, de rubi, em 1964. Os lasers de neodímio, argônio, dióxido de carbono, hólmio, érbio, hélio-neônio e arseneto de gálio, já são utilizados clinicamente para tratamento de tecidos moles e duros.

O laser de hólmio apresenta emissão em 2  $\mu\text{m}$ , coincidente com um dos picos de absorção da água, maior constituinte do corpo humano. Este comprimento de onda pode ser transmitido por fibras ópticas de sílica comerciais, dando à este laser

a flexibilidade necessária para aplicações biomédicas onde a atuação superficial e precisa é necessária. Nos últimos anos este laser tem obtido destaque sobretudo em aplicações ortopédicas, nas cirurgias artroscópicas de juntas, bem como nas cirurgias de hérnia de disco. Sua aplicação em Odontologia tem se limitado, até o momento, ao corte e hemostasia de tecidos moles e atuação superficial em esmalte.

O desenvolvimento pelo IPEN, de um protótipo de laser de Ho:YLF para aplicações biomédicas com características de emissão diferenciadas em relação aos lasers comerciais, possibilitou a realização de experimentos *in vitro* com obtenção de resultados inéditos.

Esta monografia descreve uma das linhas de pesquisa do Laboratório de Desenvolvimento e Aplicações de Lasers do IPEN, que em colaboração com a Faculdade de Odontologia da USP, tem como objetivo não apenas estudar a nível acadêmico as interações de diversos lasers com os tecidos dentais, mas também contribuir para a implantação do uso clínico destes lasers pela FOUASP.

O objetivo específico deste trabalho é estudar os efeitos da irradiação do laser de hólmio em esmalte e dentina, visando o preparo cavitário com finalidade endodôntica, assim como o preparo cavitário com finalidade restauradora.

A partir deste objetivo foram feitos testes *in vitro*, analisando-se por microscopia eletrônica de varredura as alterações morfológicas causadas no esmalte e dentina; a concentração relativa de cálcio e fósforo nestas superfícies foi avaliada através de microanálise por energia dispersiva de raios-x, e uma avaliação inicial do efeito térmico na cavidade pulpar foi realizada através da monitoração de temperatura por termopar.

O desafio em escrever uma monografia para leitores com formação tão distinta, como físicos e cirurgiões-dentistas, busca satisfazer as diferentes expectativas deste grupo heterogêneo.

Para tanto, os fundamentos da física do laser, suas principais características de emissão e interação com tecidos biológicos, bem como um resumo dos diversos tipos de lasers e suas aplicações, são apresentadas na parte “física” desta tese

(Capítulos 2-6). Os principais riscos ao operador e paciente na utilização de lasers, assim como, procedimentos de segurança são abordados no Apêndice 2. Uma revisão da literatura onde são discutidas as diversas aplicações dos diferentes lasers em Odontologia, é apresentada no Capítulo 7. A importância das condições de irradiação para manutenção da vitalidade pulpar é também discutida no Capítulo 8.

Os Capítulos 9 e 10 apresentam, respectivamente, a proposição e a metodologia empregada.

A descrição dos resultados experimentais e uma discussão qualitativa dos mesmos são feitas nos Capítulos 11-12. Entre outros resultados inéditos, foram obtidas perfurações profundas em dentes, com cerca de 4 mm de profundidade, atingindo a câmara pulpar, sem injúria térmica, indicando a possibilidade do uso do laser de hólmio para preparo cavitário com finalidade endodôntica e restauradora.

## Capítulo 2

# FUNDAMENTOS DA FÍSICA DO LASER

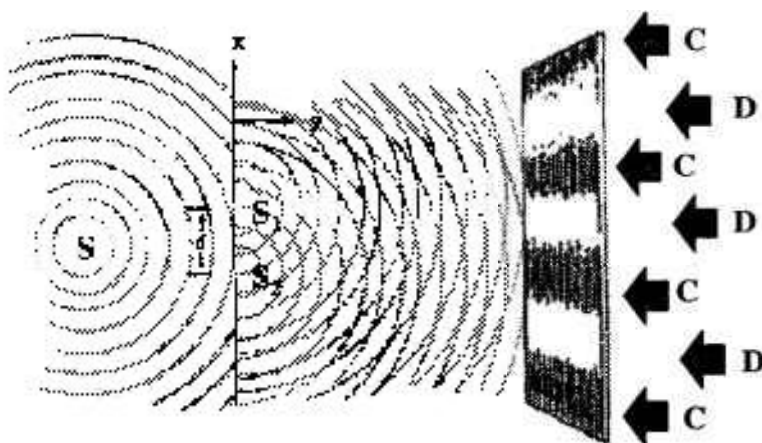
### 2.1 - Luz

A luz consiste em pequenos pacotes de energia - quanta discretos de luz - chamados fótons, que se propagam na forma de ondas, dando à luz um caráter *dual* onda-partícula.

A natureza corpuscular da luz é mostrada por exemplo por fenômenos como o efeito fotoelétrico. Sua natureza ondulatória, descrita a partir do século XVII, por Huygens, Young, Fresnel e Maxwell, pode ser verificada por fenômenos como interferência e difração.

A teoria eletromagnética de Maxwell trata da propagação da luz, enquanto que a teoria quântica descreve a interação da luz e matéria. A teoria combinada que explica todos os fenômenos ópticos é chamada de eletrodinâmica quântica.

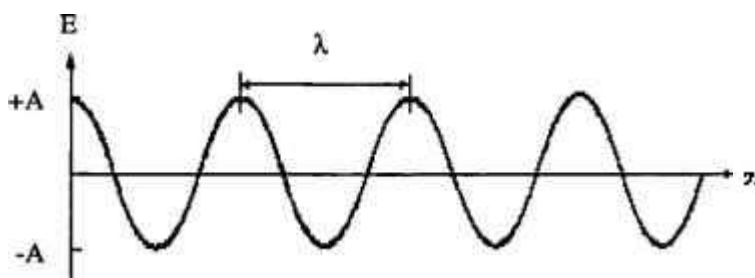
Em um dado meio uniforme, a luz parece se propagar em linha reta. Ao passar por um obstáculo, entretanto, observa-se o espalhamento da luz, chamado de difração. A experiência da fenda dupla de Thomas Young nos permite visualizar este processo. Uma fonte de luz monocromática ao passar por duas fendas provoca interferência, comportando-se do mesmo modo que uma onda elástica produzida, por exemplo, sobre a superfície de um líquido em equilíbrio. Quando estes dois conjuntos de ondas se propagam através das duas fendas em fase, isto é, se interceptam, estas ondas se reforçam (figura 1).



**Figura 1** - Uma fonte pontual ilumina duas fendas que se comportam como duas fontes pontuais secundárias. Áreas de interferência construtiva (C) e destrutiva (D) são formadas.

### 2.1.1 - Propriedades de Propagação Ondulatória

A radiação eletromagnética representa as oscilações do campo eletromagnético. Uma onda eletromagnética é caracterizada por uma determinada frequência, comprimento de onda, amplitude e velocidade (figura 2).



**Figura 2** - Propriedades básicas das ondas eletromagnéticas. Comprimento de onda ( $\lambda$ ), amplitude (A).

O comprimento de onda ( $\lambda$ ) é dado pela distância entre dois picos consecutivos, isto é, quando ocorrer um ciclo completo da onda. A unidade de

medida do comprimento de onda é a unidade de espaço, que pode ser expressa em metros, microns ( $\mu=10^{-6}\text{m}$ ), nanômetros ( $\text{nm}=10^{-9}\text{m}$ ) ou angstroms ( $\text{\AA}=10^{-10}\text{m}$ ).

O número de ondas que passam em um dado ponto (número de oscilações) por segundo é denominado frequência de repetição de pulsos, sendo expressa em ciclos por segundo, pulsos por segundo (PPS) ou Hertz (Hz).

A frequência ( $\nu$ ) está relacionada às propriedades energéticas das ondas eletromagnéticas. Cada fóton possui uma energia  $E$  proporcional à frequência da onda eletromagnética:

$$E = h\nu \quad [1]$$

onde  $h$  é a constante de Planck ( $6,63 \times 10^{-34}\text{J s}$ ).

A relação entre frequência ( $\nu$ ) e comprimento de onda é estabelecida pela equação:

$$\lambda\nu = c \quad [2]$$

onde  $c$  é a velocidade da luz no meio de propagação.

De acordo com [1] e [2] teremos:

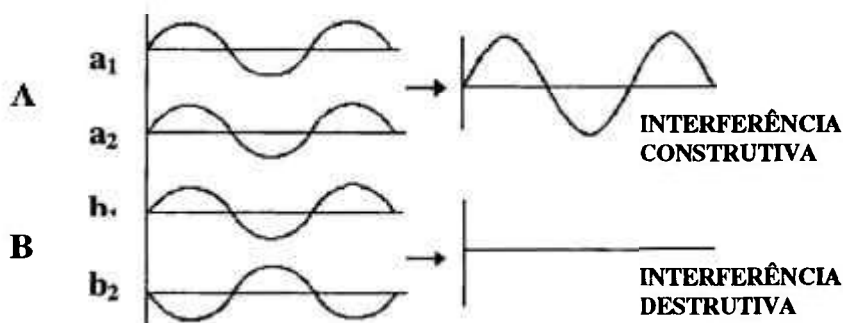
$$E = \frac{hc}{\lambda} \quad [3]$$

de onde podemos concluir que maiores energias são associadas à comprimentos de onda menores.

A partir de [2], vemos que quanto menor o comprimento de onda, maior a frequência, uma vez que teremos maior número de ondas sendo capazes de passar em um ponto do espaço em um determinado intervalo de tempo.

A velocidade de propagação da luz é constante, sendo de  $\sim 3 \times 10^8 \text{ km.s}^{-1}$  no vácuo, e a amplitude da onda é dada pela altura da onda no eixo das ordenadas (figura 2).

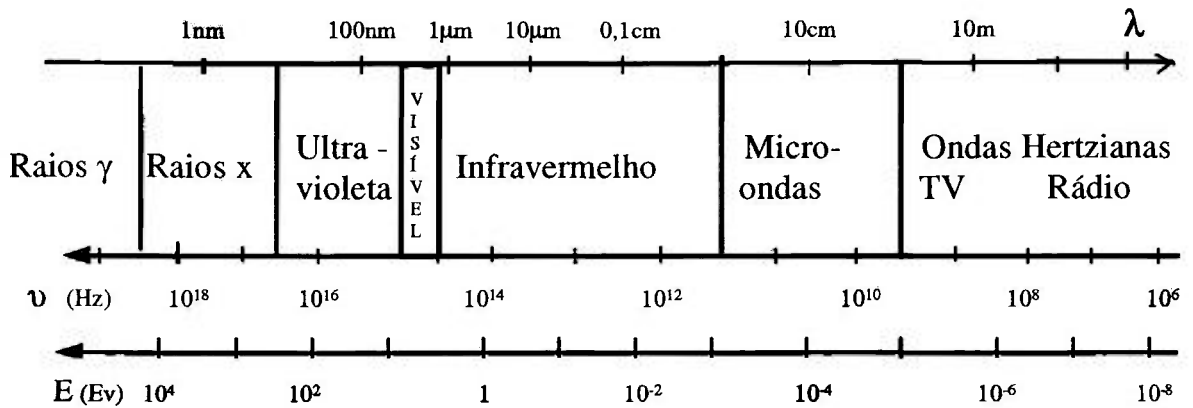
Ondas de mesmo comprimento estão em fase, quando todos os picos e vales caminham da mesma forma no tempo e no espaço (figura 3A). Neste caso, estas ondas podem combinar-se de forma que a energia resultante se distribui uniformemente no espaço, havendo uma duplicação da amplitude e aumento do brilho. Se as ondas não estão em fase (figura 3B), o resultado da combinação é o desaparecimento total ou parcial da onda, isto é, se as ondas estão em fases opostas, a intensidade resultante é menor ou igual a zero. Estes dois processos são denominados de **interferência**.



**Figura 3** - (A) As ondas ( $a_1$ ) e ( $a_2$ ) estão em fase, o que leva à interferência construtiva da onda, tendo sua amplitude duplicada. (B) As ondas ( $b_1$ ) e ( $b_2$ ) não estão em fase, resultando no interferência destrutiva da onda.

### 2.1.2 - Espectro Eletromagnético

O espectro eletromagnético abrange desde as ondas de comprimento longo, como as ondas de rádio (ondas Hertzianas) até ondas de menor comprimento, como a radiação ionizante dos raios x e  $\gamma$ . Entre estas faixas do espectro eletromagnético se situam as microondas, o infravermelho, o visível e o ultravioleta (figura 4). Estas radiações são essencialmente de mesma natureza, porém diferem somente pela quantidade de energia ( $h\nu$ ) que transportam e conseqüentemente diferem no tipo de interação com a matéria.

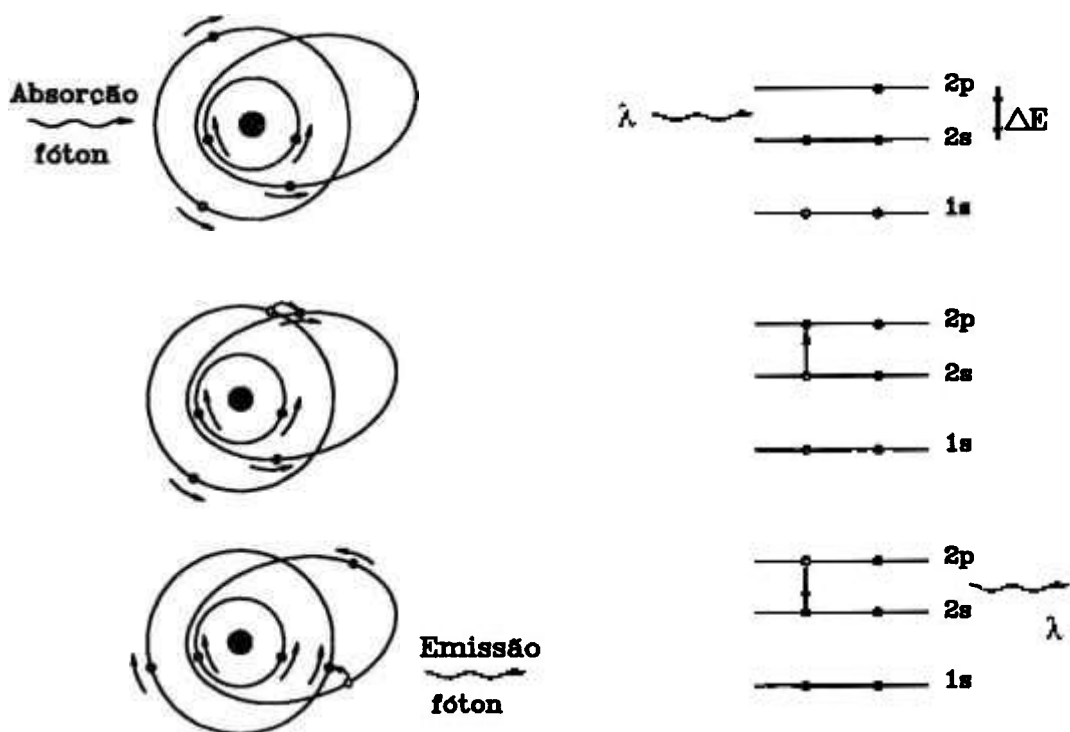


**Figura 4 - Espectro eletromagnético**

A radiação luminosa, por sua vez, abrange as frequências ópticas, ou seja, o infravermelho, o visível e o ultravioleta. A região do visível, porção do espectro de sensibilidade dos receptores eletromagnéticos, o olho humano, engloba comprimentos de onda a partir de cerca de 400 nm (violeta) até aproximadamente 700 nm (vermelho). Os pigmentos das células sensoriais da retina humana absorvem fortemente em comprimentos de onda de 447, 540 e 577 nm, sendo que o máximo da visão ocorre em cerca de 550 nm (verde-amarelo).

## 2.2 - Processos de Interação da Radiação Eletromagnética com um Sistema Atômico

A mecânica quântica estabelece que os elétrons em órbita em torno do núcleo atômico podem possuir apenas energias bem definidas, isto é, quantificadas. A cada uma dessas diferentes energias corresponde um estado do átomo isolado, denominado estado estacionário, caracterizado por um dos valores dos níveis de energia  $E_1, E_2, E_3 \dots E_n$ .



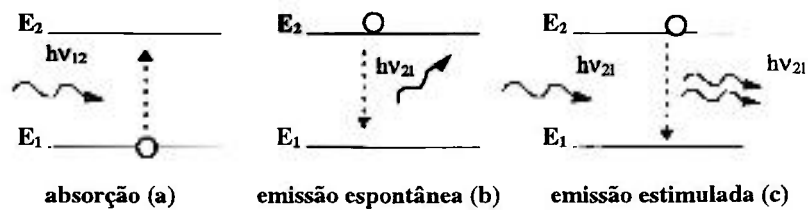
**Figura 5** - Interação da luz com a matéria. Processos de absorção e emissão de fótons.

Os elétrons da nuvem eletrônica ordenam-se em camadas com diferentes valores de energia, sendo o átomo encontrado em configuração estável ao apresentar-se em um estado de energia mínima, dito fundamental. Quando um elétron de uma camada mais externa muda de camada e adquire uma energia maior, o átomo é levado a um estado excitado. O átomo pode efetuar esta transição de energia, através da absorção de um fóton. No caso do processo ser o inverso, ou seja, a transição para um estado de menor energia, podemos ter a emissão de um fóton, ou esta diferença de energia ser transformada em outras formas de energia, como por exemplo, o calor.

O átomo submetido a um campo eletromagnético e na presença de fótons de frequência  $\nu_{12}$ , pode absorver um deles, e o átomo ser conduzido do estado  $E_1$ , de menor energia, para  $E_2$ . Tal processo é denominado absorção (figura 6a).

O processo de emissão atua rapidamente a fim de repor os elétrons do nível  $E_1$ , isto é, os sistemas naturais tendem a buscar a configuração de menor energia,

rapidamente após serem excitados ao nível de maior energia. Em contraste com a absorção, que pode ser induzida por uma energia luminosa incidente, a emissão da energia de um fóton por um átomo excitado pode ocorrer espontaneamente ou pode ser estimulada a ocorrer na presença de uma radiação de determinada frequência.



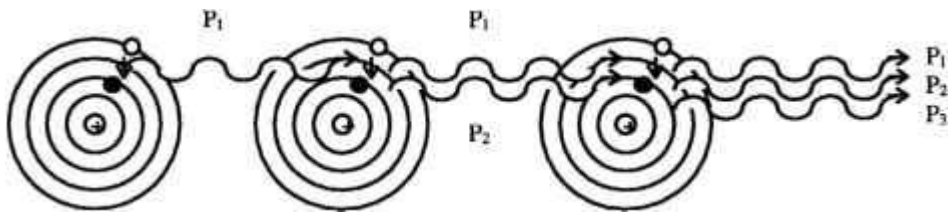
**Figura 6** - Transições radioativas entre dois níveis de energia.

A emissão espontânea (figura 6b) ocorre quando um átomo efetua espontaneamente uma transição de um estado excitado (E<sub>2</sub>) para um estado de menor energia (E<sub>1</sub>), emitindo um quantum de energia (hν<sub>21</sub>), definido pela equação:

$$E_2 - E_1 = h\nu_{21} \quad [4]$$

O tempo de desexcitação é denominado de tempo de vida média do fóton. No processo de emissão espontânea, a amplitude e o comprimento de onda da luz emitida são determinados pela magnitude da mudança de energia, e a direção de sua distribuição ocorre ao acaso, isto é, de forma incoerente.

Na emissão estimulada temos um átomo em presença de um campo eletromagnético, onde um fóton de frequência ν<sub>21</sub> induz um elétron a efetuar a transição de E<sub>2</sub> para E<sub>1</sub>, emitindo um outro fóton com as mesmas características do indutor (frequência, direção, fase). Desta forma, um sistema atômico que recebe um fóton fornece um segundo fóton, agindo como um amplificador de radiação. Este processo é a origem da emissão dos lasers (figuras 6c e 7).



**Figura 7** - Processo de emissão estimulada. ( $P_n$ ) fótons.

## Capítulo 3

### LASER

#### 3.1 - Introdução

Durante muito tempo o sol foi a única fonte de luz intensa. Foram necessários vários séculos de evolução da ciência e estudos sobre o mecanismo de interação entre luz e matéria para que a partir de considerações de EINSTEIN<sup>1</sup> (1917), fosse obtida uma forma de amplificação da luz, denominada laser.

O postulado de Einstein parte do pressuposto de que a emissão de luz por um átomo pode ser estimulada pela própria radiação incidente, o que constituiu a emissão estimulada.

O desenvolvimento do laser, é um magnífico exemplo da sinergia de especialistas de áreas muito diversas. Especialistas em óptica, como Alfred Perot e Charles Fabry, em 1896, demonstraram a utilização, em espectroscopia, de uma cavidade óptica formada por dois espelhos planos paralelos, o que foi mais tarde elemento essencial para a construção dos lasers. O desenvolvimento, na última guerra, do radar permitiu o domínio da interação radiação-matéria no âmbito relacionado à frequência, por especialistas em microondas<sup>2</sup>.

Quarenta anos após o trabalho de Einstein, Charles H. Townes (Columbia University) desenvolveu um projeto o qual passaria a ser chamado MASER (Microwave Amplificated by Stimulated Emission of Radiation - amplificação de microondas por emissão estimulada de radiação) (GORDON et al.<sup>3</sup>, 1955).

SCHAWLOW; TOWNES<sup>4</sup>, em 1958, propuseram estender os princípios do MASER para as regiões do infravermelho e visível do espectro eletromagnético.

Em 1960, MAIMAN<sup>5</sup> publicou o primeiro trabalho relatando a emissão estimulada na faixa do visível do espectro - 694 nm - a partir da excitação de um cristal de rubi através de uma lâmpada flash fotográfica. Surgiu então o LASER (Light Amplificated by Stimulated Emission of Radiation - amplificação da luz por emissão estimulada de radiação).

Vários trabalhos começaram a ser desenvolvidos na área da Oftalmologia, no intuito de reparar retinopatias periféricas. Cirurgiões, como McGULF et al.<sup>6</sup>, investigaram a habilidade do laser de rubi em destruir tumores malignos, em animais. Outros autores como GOLDMAN et al.<sup>7</sup> (1965), MINTON et al.<sup>8</sup> (1965) e KETCHAM et al.<sup>9</sup> (1967), também relataram a viabilidade de utilização do laser em células cancerígenas.

Seis meses após o advento do laser de rubi, uma mistura dos gases hélio e neônio levou à emissão de uma fonte de luz laser, desta forma, caracterizando o chamado laser de hélio-neônio (He-Ne).

O laser de CO<sub>2</sub>, por sua vez, foi desenvolvido em 1964 por PATEL<sup>10</sup> (Bell Telephone Laboratories), operando no infravermelho. A partir de 1965, uma série de outros lasers começaram a ser desenvolvidos, como os lasers de argônio, criptônio, neodímio:vidro, neodímio:YAG, etc., e estudados com relação às suas aplicações.

## **3.2 - Princípios Físicos de Funcionamento do Laser**

Para que a maioria dos lasers possa operar, devem ser satisfeitas três condições fundamentais, isto é, três elementos são simultaneamente necessários: um meio ativo, o bombeamento e a presença de uma cavidade ressonante.

### **3.2.1 - Meio Ativo**

O meio ativo, base atômica ou molecular do sistema, é um meio que possui níveis de energia excitáveis e capaz de armazenar a energia recebida do exterior.

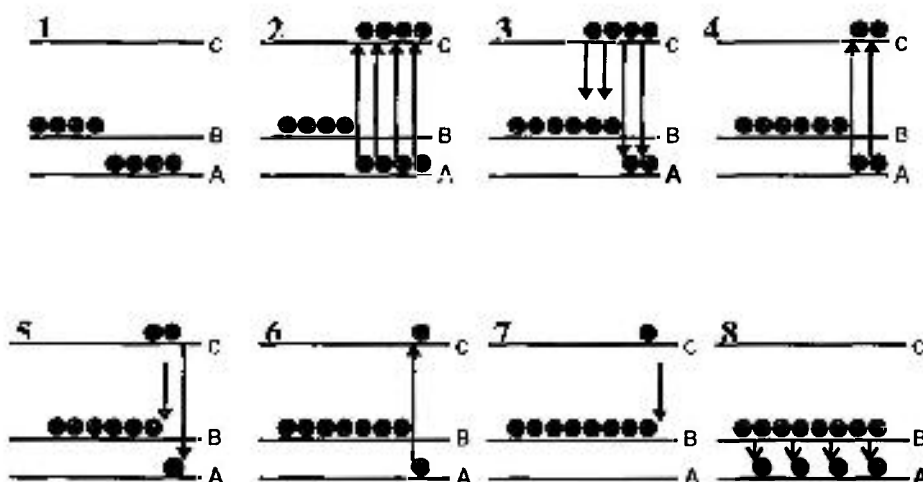
Este meio ativo pode se apresentar em forma sólida, líquida ou gasosa. Nos lasers com meio ativo sólido ocorre a excitação dos átomos introduzidos em uma matriz hospedeira sólida de cristal ou de vidro. Entre os cristais, estão os óxidos: safira ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) e as granadas ( $\text{Y}_3\text{Al}_5\text{O}_{12}$ , correspondente ao YAG e  $\text{Gd}_3\text{Ga}_5\text{O}_{12}$ , correspondente ao GGG). Os fluoretos também são cristais, dos quais podemos destacar o  $\text{YLiF}_4$  (YLF). Como exemplo de lasers de estado sólido, estão os lasers de rubi, hólmio, neodímio, érbio, alexandrita, entre outros. Dentre os lasers com meio ativo líquido, encontramos os lasers de corante, onde um corante orgânico é diluído em um solvente líquido. O meio ativo gasoso, por sua vez, constitui a maior parte dos lasers, tendo em comum a excitação através de descargas elétricas. Como exemplo destes lasers, estão os lasers de  $\text{CO}_2$ , argônio, criptônio, etc.

### 3.2.2 - Bombeamento

No equilíbrio térmico, a população do nível inferior da transição é indiscutivelmente a mais elevada, e a absorção domina a emissão estimulada. Para que esta última predomine sobre a absorção é necessário destruir o equilíbrio termodinâmico, fazendo com que o nível superior da transição seja mais populado. Este processo é denominado inversão de população. Tal condição é obtida através do fornecimento de energia ao meio ativo, por intermédio de uma fonte externa de energia, isto é, um bombeamento. Desta forma, a função desta fonte externa de energia é colocar o máximo de átomos no nível superior da transição.

O processo de bombeamento pode ser exemplificado mais detalhadamente através da figura 8. Este diagrama apresenta um sistema atômico com três níveis de energia A, B e C. Os níveis A e B estão bem próximos em relação a sua energia, apresentando, inicialmente, os átomos distribuídos de forma similar entre estas duas camadas. Os átomos do nível A, ao receber uma excitação através de um feixe de luz (que contém fótons de uma determinada frequência), vão absorver energia e popular o nível C, de maior energia. Permanecem neste nível por um período muito curto de tempo (da ordem de  $10^{-7}$ s), perdendo então energia, o que leva ao seu

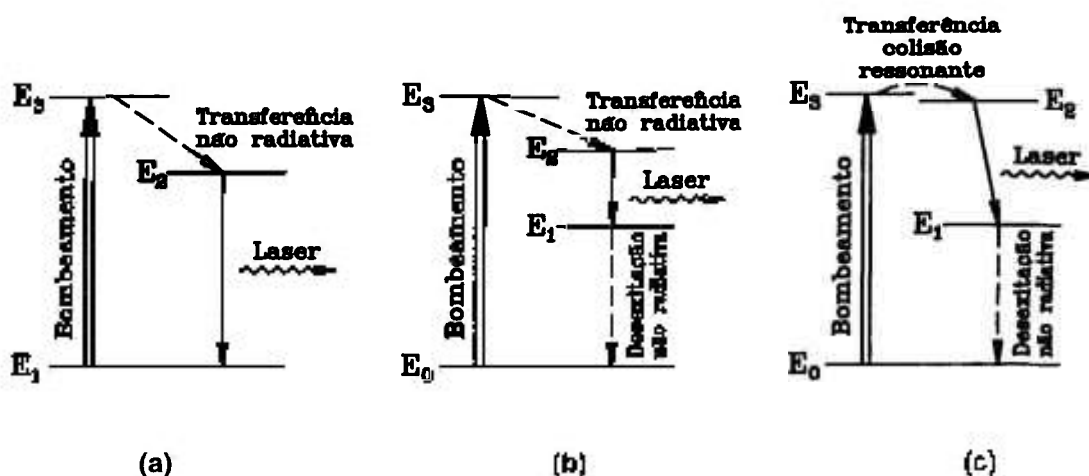
decaimento para o nível B, onde não será excitado novamente. Se alguns átomos retornarem ao nível A, serão novamente levados à C, decaindo posteriormente para o nível B. Com o tempo, os elétrons povoam todo o nível de energia B e sofrem um decaimento simultâneo para A, isto é, se desexcitando através de uma transferência de energia radioativa.



**Figura 8** - Diagrama dos níveis energéticos dos átomos durante o processo de bombeamento.

O meio ativo com apenas dois níveis (estado excitado e estado fundamental) impossibilita a colocação da maioria dos átomos em estado excitado. Desta forma, o sistema de dois níveis de energia não ocorre para lasers, podendo ser utilizado no sistema Maser. Este tipo de amplificação tem um importante valor histórico por ser o primeiro experimento capaz de amplificar a radiação eletromagnética por emissão estimulada, precedendo o que é hoje o Laser.

Desta forma, os sistemas laser funcionam habitualmente em três níveis de energia, em quatro níveis ou ainda com uma transferência ressonante de energia (figura 9).



**Figura 9** - Esquema dos processos de bombeamento, de desexcitação e de emissão laser nos principais sistemas: (a) sistema de três níveis; (b) sistema de quatro níveis; (c) sistema com transferência ressonante de energia.

Em um sistema de três níveis de energia (figura 9a) o nível fundamental ( $E_1$ ) é o nível terminal da fluorescência, isto é, a emissão de fótons ocorre no decaimento de  $E_2$  para  $E_1$ . A inversão da população entre os níveis  $E_2$  e  $E_1$  ocorre, povoando-se o nível  $E_3$  através do bombeamento externo. Este nível  $E_3$  se desexcita rapidamente por um processo não radioativo (colisões, vibrações cristalinas etc.) para um nível metaestável  $E_2$ . Para manter uma população suficiente no nível  $E_2$  é necessário um bombeamento muito intenso, visto que o nível  $E_2$  tende fortemente a se desexcitar devido à sua comunicação direta com o estado fundamental.

Para que ocorra a inversão de população, é preciso que mais da metade dos átomos do nível fundamental estejam armazenados em  $E_2$ . Como exemplo característico de laser de três níveis de energia temos o laser de rubi.

Em um sistema de quatro níveis de energia (figura 9b) não há necessidade do fornecimento de um bombeamento intenso, pois o nível terminal da transição óptica ( $E_1$ ) possui energia superior ao nível fundamental ( $E_0$ ). As transferências não radioativas, de  $E_3$  para  $E_2$  e  $E_1$  para  $E_0$  geralmente ocorrem rapidamente, fazendo com que o nível  $E_1$  permaneça essencialmente vazio, ao passo que o nível metaestável  $E_2$  é constantemente repovoado. Um bombeamento moderado é capaz

de manter a inversão de população. O laser de neodímio é um exemplo de laser com esta característica.

O sistema com transferência ressonante de energia (figura 9c), encontrado basicamente nos lasers de gás (He-Ne, CO<sub>2</sub>-N<sub>2</sub> etc.) se assemelha ao sistema de quatro níveis. Neste sistema temos dois gases e com níveis de energia elevados e em coincidência, isto é, E<sub>3</sub> e E<sub>2</sub> estão muito próximos, apresentando portanto, ressonância. Através de um bombeamento, tanto E<sub>3</sub> como E<sub>2</sub> são povoados. Isto ocorre porque os átomos do estado metaestável E<sub>3</sub> (reservatório para armazenagem de energia), colidem com os átomos de E<sub>2</sub>, permutando diretamente, por ressonância, sua energia. Os átomos de E<sub>3</sub> desexcitam-se, levando os elétrons do outro elemento ao estado excitado E<sub>2</sub>. O nível E<sub>1</sub>, por sua vez, permanece praticamente vazio por sofrer desexcitação (não radioativa) rapidamente. A inversão desejada realiza-se de forma automática. No caso do laser de He-Ne os elétrons metaestáveis de hélio transferem para o neônio energia de excitação.

### 3.2.2.1 - Mecanismos de Bombeamento

A excitação do meio ativo pode ocorrer através de diversos mecanismos de bombeamento, onde podemos incluir até mesmo um outro laser como fonte externa de excitação. Conforme o tipo de meio ativo considerado, um determinado tipo de bombeamento é necessário.

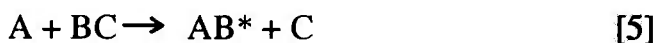
O **bombeamento óptico** vai ocorrer através de uma lâmpadas flash, lâmpadas de arco ou um outro laser. Os lasers de isolante dopados (como o rubi, neodímio e hólmio) e os lasers de corante funcionam através deste tipo de bombeamento.

O **bombeamento eletrônico** abrange as descargas elétricas e os feixes de elétrons, sendo um método utilizado essencialmente nos lasers gasosos. Em seu trajeto entre dois eletrodos (cátodo e ânodo), os elétrons do plasma acelerados por um campo elétrico efetuam colisões com os átomos do meio ativo, transferindo energia cinética para estes, que são levados à estados excitados.

Estas colisões inelásticas representam a transferência de energia cinética eletrônica para energia atômica interna, provocando uma elevação da temperatura do meio gasoso. Esta acentuação de temperatura é prejudicial à manutenção da inversão de população, o que justifica o resfriamento necessário em tais lasers (refrigeração à ar forçada, circulação de líquidos de resfriamento, etc.). Os lasers iônicos de argônio e criptônio, assim como o laser molecular de CO<sub>2</sub>, são exemplos de utilização de bombeamento eletrônico.

Em lasers de semicondutores, a inversão de população ocorre por meio de uma corrente elétrica que leva portadores à banda de condução (nível de maior energia).

Um outro mecanismo de excitação do meio ativo é o **bombeamento químico**, isto é, reações químicas vão formar moléculas diretamente em seus estados excitados, com posterior emissão de radiação laser.



A mistura de A com BC, através de uma reação exotérmica [5], irá formar a molécula AB, que constitui o meio ativo. A energia liberada por esta reação leva à formação de AB, diretamente em estado excitado AB\* (nível superior de energia). A transição para o nível inferior ocorre através da segunda reação [6]. Um exemplo de laser químico é o laser de HF (fluoreto de hidrogênio).

Outros métodos de bombeamento, como o **térmico**; por **partículas pesadas**; por **radiação ionizante**, etc., podem ser utilizados e não serão detalhados nesta dissertação.

### 3.2.3 - Esquema Básico de Funcionamento de um Laser

O meio ativo está localizado em uma cavidade óptica ressonante, denominado ressonador óptico, que constitui-se em dois espelhos refletivos

paralelos, colocados frente a frente<sup>\*\*</sup>. Tais refletores enviam a onda eletromagnética em múltiplas passagens de ida e volta no meio ativo, amplificando o campo eletromagnético na cavidade. Um dos espelhos, sendo semi-transparente ou apresentando um orifício, permite que haja o acoplamento óptico em direção ao exterior.

O comprimento do interferômetro de Fabry-Pérot (ressonador na ausência do meio ativo), deve permitir que as interferências entre as ondas que se propagam, seja construtiva.

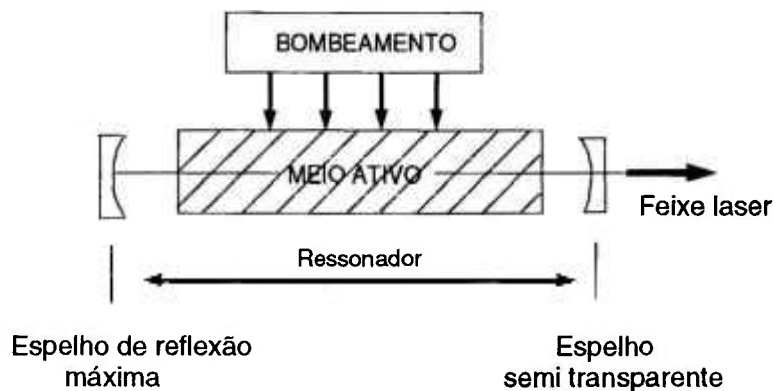
$$L = n \frac{\lambda}{2} \quad n \in \mathbb{Z}^+ \quad [7]$$

onde,

L = distância entre os dois espelhos da cavidade ressonante

Os espelhos de Fabry-Pérot formam assim, uma cavidade ressonante para tal comprimento de onda. Os efeitos de difração situados nas proximidades das bordas dos espelhos resultam em perdas do campo a cada trajeto de ida e volta na cavidade ressonante.

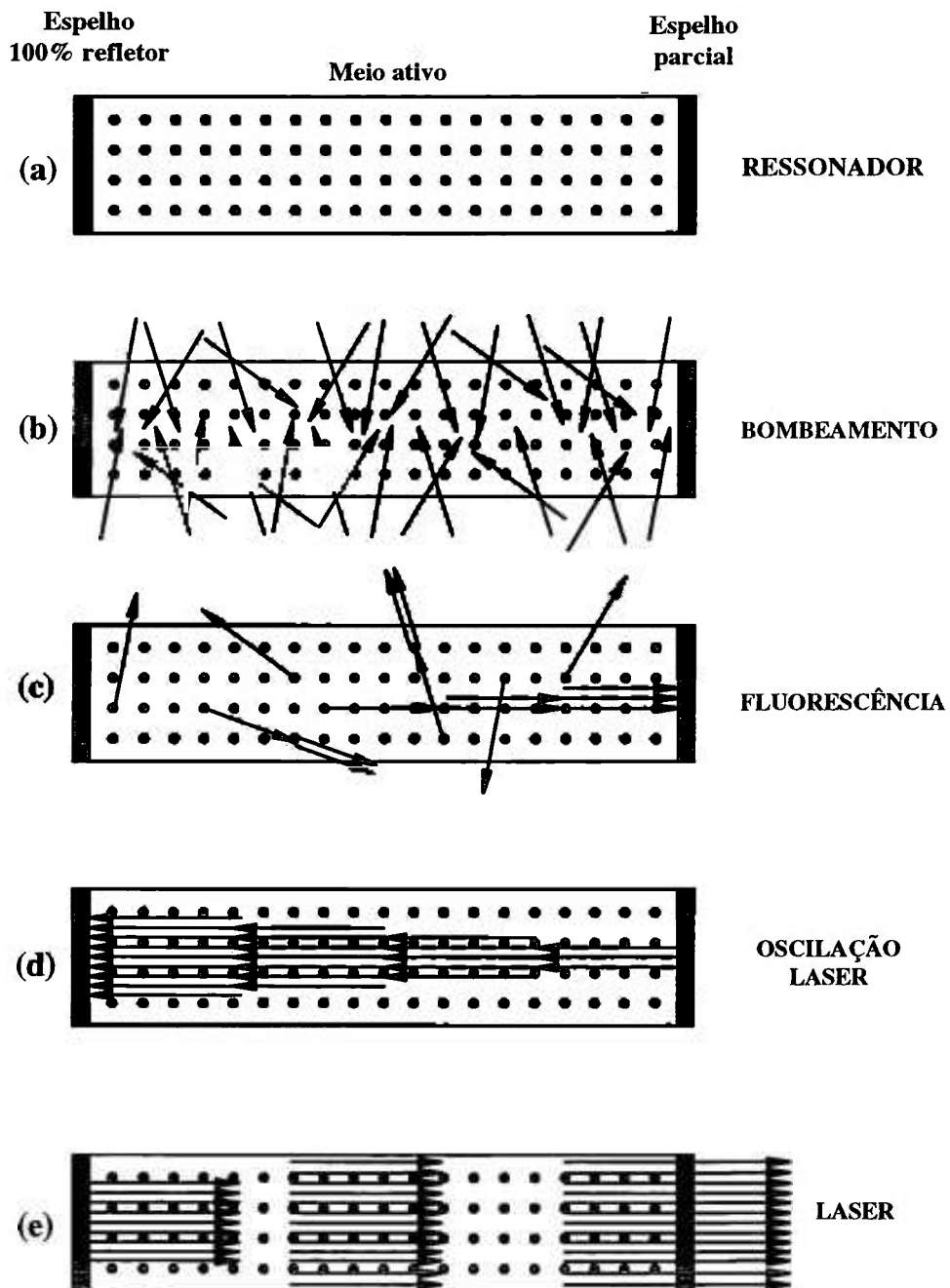
Em um laser em funcionamento (figura 10), os átomos são excitados sob a influência de um bombeamento. A emissão espontânea ocorre em todas as direções, inclusive seguindo o sentido óptico do ressonador.



**Figura 10** - Esquema básico de um laser.

<sup>\*\*</sup>Outras combinações de espelhos planos e curvos podem ser usadas para a cavidade laser, como plano-côncavo, côncavo-côncavo, etc.

Através de múltiplas reflexões entre os espelhos, essa radiação amplifica-se por emissão estimulada a cada passagem no meio ativo (figura 11).



**Figura 11** - (a) meio ativo; (b) bombeamento do meio ativo; (c) fótons emitidos por emissão espontânea; (d) amplificação dos fótons emitidos na direção do eixo; (e) parte dos fótons são emitidos na forma de um feixe laser deixam o ressonador.

Uma fração do campo atravessa o espelho semi-transparente para constituir o feixe laser, enquanto a fração refletida realiza o trajeto inverso, aumentando a intensidade da cavidade (regeneração da radiação). Esta extração de energia pelo espelho semitransparente é um processo contínuo. Desta forma o ressonador, além de ter a função de garantir esta regeneração, também é responsável em filtrar uma ou várias frequências de oscilação desse campo no interior da banda de emissão dos átomos ativos (exemplo: escolha de uma das linhas de emissão do laser de argônio: 5145 Å ou 4880 Å etc.).

### 3.3 - Propriedades da Luz Laser

A luz laser apresenta características particulares que a diferem das demais fontes luminosas.

#### 3.3.1 - Coerência

Uma das propriedades mais importantes da radiação laser é sua coerência, a que se expressa simultaneamente pela coerência temporal (dada por sua característica de monocromaticidade) e pela coerência espacial (presença de uma frente de onda unifásica).

A superfície emissora de um laser é constituída por um espelho semi-refletor que forma uma das extremidades da cavidade ressonante. Devido ao princípio de emissão estimulada associada à presença de uma cavidade ressonante a emissão por esta superfície vai ocorrer em uma mesma fase. A propriedade de vibração em fase, em todos os pontos dessa superfície, denomina-se coerência espacial. Como consequência a radiação laser apresenta enorme direcionalidade .

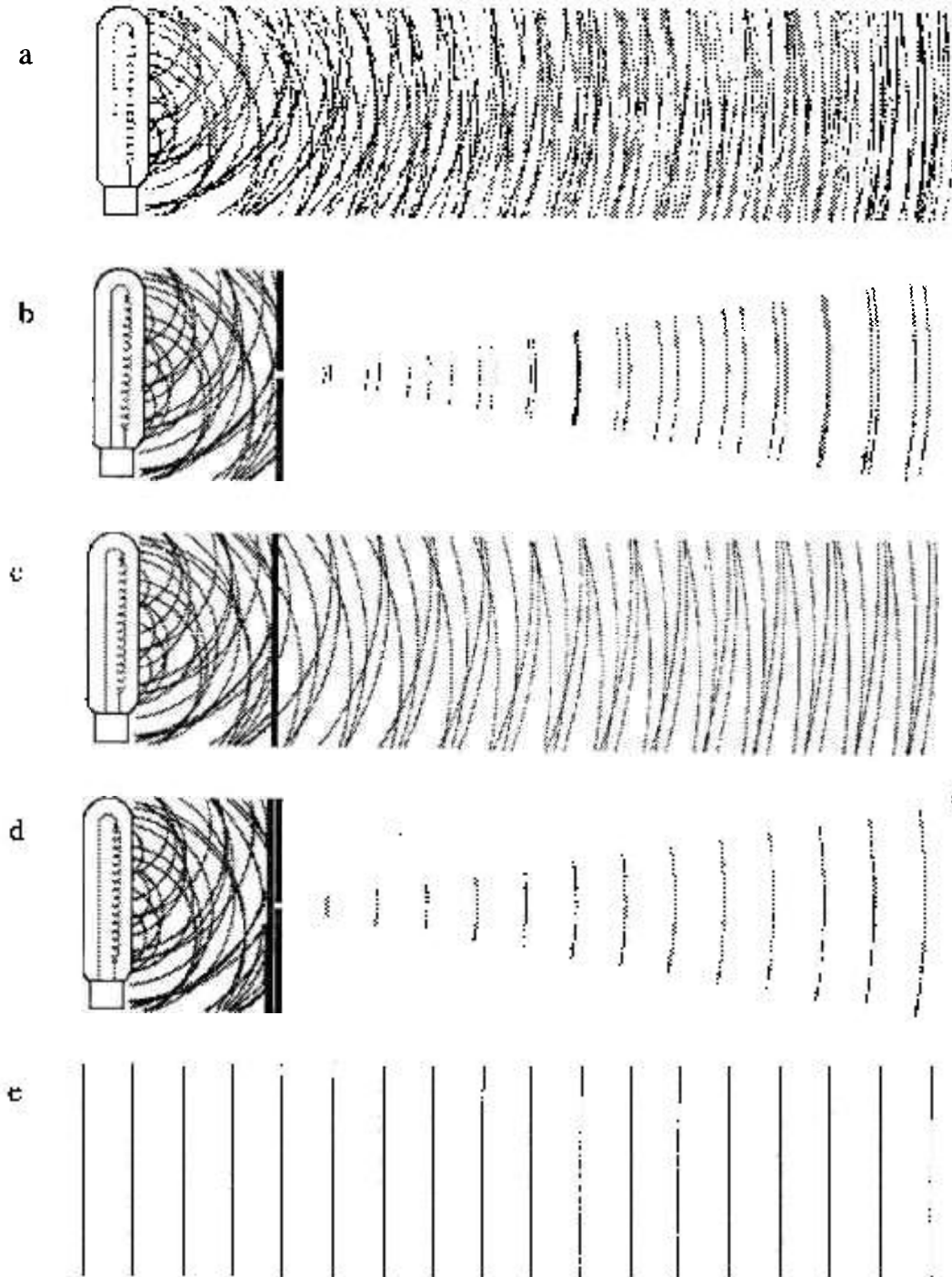
Com relação a coerência temporal, temos que o comprimento de coerência das fontes de luz clássicas não ultrapassam a ordem de grandeza de milímetros,

enquanto que nos lasers esta grandeza é medida em metros, chegando a abranger quilômetros.

A emissão coerente permite que se obtenha enormes concentrações de energia por unidade de superfície. Essa propriedade de concentração superficial permite uma ação muito pontual e energética sobre a matéria, o que nos possibilita uma série de aplicações, como em soldagem, usinagem, em medicina, etc.

A coerência, portanto, ocorre quando se tem ondas de mesmo comprimento e em fase, isto é, as ondas caminham de forma similar em espaço e tempo, como um exército marchando com movimentos sincronizados. Tal característica não ocorre com a luz comum, onde diversas ondas são emitidas, cada qual com seu comprimento de onda e frequência característicos, de forma a viajar no espaço e tempo incoerentemente, como um grupo de indivíduos andando de forma aleatória.

Em uma fonte de luz térmica comum, como uma lâmpada incandescente, os átomos irradiam independentemente, produzindo ondas espacialmente e temporalmente incoerentes (com vários comprimentos de onda) (figura 12a). Um orifício pode ser usado para produzir uma luz espacialmente coerente a partir desta fonte de luz, mas sacrificando-se a maior parte da energia gerada pela lâmpada (figura 12b). A coerência temporal pode ser obtida através da utilização de um filtro, perdendo-se também grande parte da potência da luz (figura 12c). Com a utilização de ambos simultaneamente obtemos uma luz espacial e temporalmente coerente é obtida, mas com uma mínima porcentagem da potência gerada inicialmente (figura 12d). Em contraste, a luz produzida por um laser já apresenta estas características desejadas (figura 7).



**Figura 12** - (a) luz comum; (b) produção de luz espacialmente coerente pela passagem por um orifício; (c) produção de luz temporalmente coerente pela passagem por um filtro; (d) produção de luz espacial e temporalmente coerente pela passagem por orifício e filtro com baixo rendimento; (e) luz laser espacial e temporalmente coerente.

### 3.3.2 - Monocromaticidade

Nenhuma fonte de luz, incluindo o laser, é capaz de produzir uma luz monocromática absoluta, no entanto, o laser se aproxima muito deste ideal.

O bombeamento dos átomos do meio ativo do laser, os levam para o estado excitado. Com um predomínio destes átomos neste estado, o sistema pode ser estimulado a produzir uma cascata de fótons, todos com um único comprimento de onda, sendo esta cascata produzida pelo decaimento dos átomos em nível decrescente de energia. Além disto, uma vez que o arranjo dos dois espelhos forma uma cavidade ressonante, a oscilação só pode ocorrer nas frequências de ressonância desta cavidade [eq. 7].

A monocromaticidade é caracterizada por esta emissão de fótons, todos com o mesmo comprimento de onda, e portanto, com uma única cor, conforme explica a tabela 1.

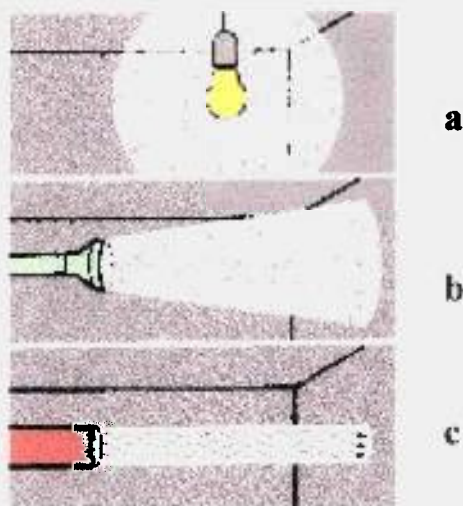
**Tabela 1** - Comprimentos de onda principais de emissão de alguns lasers.

LASER	COR	$\lambda$ (nm)
Argônio	azul	488,0
	verde	514,5
Criptônio	verde	530,9
	amarelo	568,2
	vermelho	647,1
Rubi	vermelho	694,3
Nd:YAG	infravermelho	1064
CO <sub>2</sub>	infravermelho	10600

A luz proveniente de filamentos incandescentes ou lâmpadas, por sua vez, é constituída de uma mistura de vários comprimentos de onda, o que pode ser visualizado através de sua incidência em um prisma.

### 3.3.3 - Direcionalidade e Colimação

Os espelhos presentes na cavidade ressonante apresentam alta refletividade, fazendo com que as ondas reflitam muitas vezes ao longo do eixo entre eles. Funcionam como colimadores da onda, isto é, a luz emergente se apresentará paralela, com pequena divergência a relativa distância. A colimação também significa que há uma distribuição mínima de energia ao longo da emissão laser, o que é uma das justificativas da luz laser ser tão potente. A luz de uma lanterna ou uma lâmpada, por sua vez, não é colimada, ocorrendo então, divergência.



**Figura 13** - Espalhamento da luz de uma lâmpada (a) e lanterna (b); colimação da luz laser (c).

A luz laser, por ser altamente colimada, dá lugar à numerosas aplicações, como a sinalização de uma direção no espaço para alinhar elementos, transmissão de energia luminosa à distância, etc.

### 3.3.4 - Brilhância

Brilhância é definida como a potência emitida por unidade de área por unidade de ângulo sólido.

Os lasers apresentam em relação às fontes convencionais vantagens na formação de imagens de grande brilhância, ou seja, com grande intensidade de energia. Em uma fonte luminosa comum, a energia é emitida em direções aleatórias. A frente de onda unifásica da radiação produzida por um laser é criada na cavidade amplificadora de forma que todas estas se somem quando o feixe estiver focalizado. A sua alta brilhância é função da alta direcionalidade e pequena largura de banda espectral, responsáveis pela coerência temporal e espacial da luz laser. A grande concentração de energia por unidade de superfície, por sua vez, faz com que o laser apresente uma brilhância consideravelmente maior que a mais brilhante das fontes clássicas incoerentes.

### 3.4 - Propagação da Luz Laser

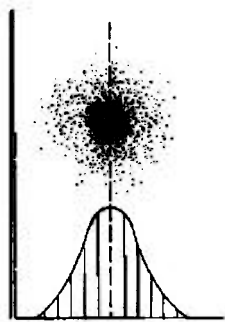
A potência de um laser é medida em Watt (energia/unidade de tempo: Joule/segundo), mas de suma importância para suas diferentes aplicações, é a quantidade de energia que pode ser focalizada em um ponto. A densidade de energia ou irradiância de um laser é o número de  $J/cm^2$  na região do ponto de incidência (*spot*), sendo o parâmetro de controle mais importante para um resultado efetivo da aplicação de um laser. O diâmetro desta região de incidência do feixe depende de uma série de variáveis, como o distância focal das lentes utilizadas, o modo de emissão e o comprimento de onda do laser. Quanto menor a distância focal das lentes, menor o tamanho do spot e portanto maior a sua densidade de energia.

O modo de emissão se refere a distribuição da energia sobre a área incidente (*spot*). Denomina-se modo transversal, a distribuição estável do feixe laser em um plano perpendicular ao eixo da cavidade. Isto significa que a amplitude e a fase da

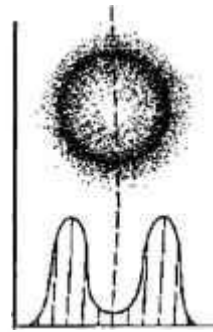
onda permanecem inalteradas em uma secção transversal da cavidade, após a propagação entre os dois espelhos.

As configurações espaciais do campo eletromagnético denominam-se Modos Eletromagnéticos Transversais (*Transversal Eletromagnetic Mode*),  $TEM_{mnq}$ , onde os índices  $m$  e  $n$  enumeram os zeros da distribuição espacial segundo dois eixos ortogonais de coordenadas em uma secção transversal, e o  $q$  é o índice do modo longitudinal associado.

O modo  $TEM_{00q}$ , chamado simplesmente de  $TEM_{00}$ , em qualquer que seja a distribuição considerada ( $m=n=0$ ), é axialmente simétrico. Este, é o modo fundamental do ressonador plano, sendo a distribuição do campo gaussiana. Com relação à distribuição espacial da energia sobre o *spot*, temos, neste modo fundamental, a maior parte de sua energia na região central (figura 14). Com este modo de emissão, pode-se produzir o menor diâmetro focalizado de incidência da luz laser.



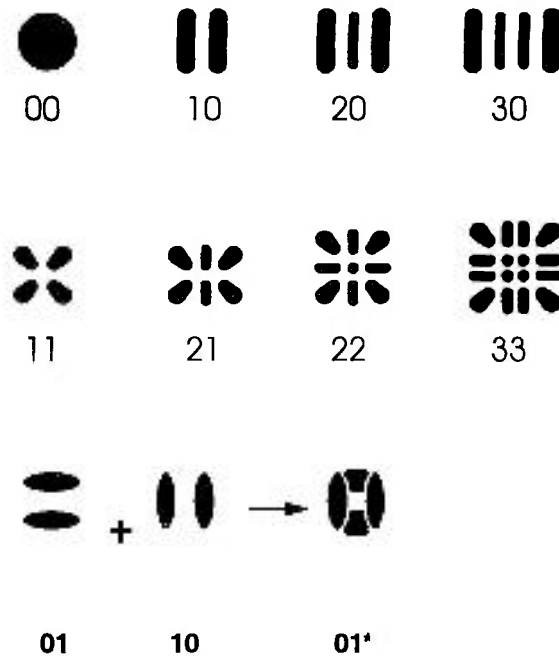
**Figura 14 - Modo  $TEM_{00}$**



**Figura 15 - Modo  $TEM_{01+}$**

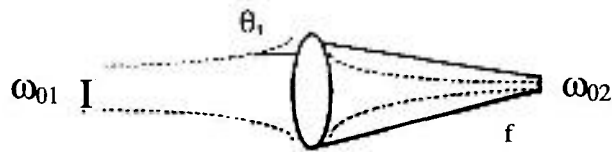
Quando a energia não é distribuída desta maneira, podemos ter a emissão em Modos de ordem superior ou uma distribuição multimodo, com a presença simultânea de vários modos. Um exemplo de modo de ordem superior, o  $TEM_{01+}$ , denominado modo *doughnut*, que exhibe uma região de ausência de radiação laser no centro do feixe (figura 15). O efeito cirúrgico da utilização de um laser emitindo modo desta natureza será análogo ao de uma faca cega, no caso do efeito desejado ser o corte, embora ainda haja suficiente energia para outros tipos de procedimentos, como no caso de ruptura de membranas em Oftalmologia. Desta forma, a estrutura

do modo é importante para determinar os usos potenciais da laser. Diferentes modos eletromagnéticos transversais podem ser visualizados através da figura 16.



**Figura 16** - Diagrama representativo dos principais modos de emissão laser.

Para determinar a densidade máxima de potência (potência por unidade de superfície) disponível em um ponto, é preciso considerar o diâmetro sobre o qual é possível focalizar um feixe (figura 17). Com efeito, não é possível focalizar um feixe em um ponto arbitrariamente pequeno, pois as leis da difração impõem um limite. Para um feixe gaussiano, o limite é da ordem de um comprimento de onda. Na prática, isto não é atingido devido a imperfeições do sistema óptico, e o diâmetro do feixe pode ser consideravelmente maior (eq. 8-10).



**Figura 17** - Focalização de um feixe gaussiano.

$$\omega_{02} = f\theta_1 \quad [8]$$

sendo,

$$\theta_1 = \frac{\lambda}{\pi\omega_{01}} \quad [9]$$

$$\omega_{02} = \frac{f\lambda}{\pi\omega_{01}} \quad [10]^{**}$$

onde,

$\omega_{01}$  = diâmetro de saída do feixe laser;

$f$  = distância focal da lente;

$\theta_1$  = ângulo de divergência do feixe laser com a lente de focalização;

$\omega_{02}$  = diâmetro de focalização do feixe laser

### 3.4.1 - Modos de Funcionamento

#### 3.4.1.1 - Emissão Contínua

A distribuição temporal da radiação laser ocorre através de ondas contínuas ou ondas pulsadas. Para que a radiação laser seja emitida através de uma onda contínua é necessário um balanço entre as populações que estão entrando e saindo do nível laser terminal ( $N_1$ ), de modo que, as oscilações laser satisfaçam a equação [11]. Os lasers gasosos são exemplos de lasers que emitem, em geral, ondas contínuas.

---

\*\*Expressão válida para cintura de feixe ( $\omega_{01}$ ) distante da lente.

$$\frac{N_1}{\tau_1} = \frac{N_2}{\tau_2} \quad [11]$$

onde,

$$N_2 > N_1 \rightarrow \tau_1 < \tau_2 \quad [12]$$

$N_1$  = população nível laser terminal

$N_2$  = população nível laser inicial

$\tau_1$  = tempo de vida do nível 1

$\tau_2$  = tempo de vida do nível 2

Se a desigualdade dada pela equação [12] não for satisfeita, a ação laser só é possível na forma pulsada, com pulso de bombeio com tempo de vida ( $\tau$ ) menor ou igual ao do nível laser superior.

### 3.4.1.2 - Emissão Pulsada

Quase todos os lasers podem funcionar em regime pulsado. Este regime de funcionamento é dirigido pelo modo de bombeamento e depende da duração média dos pulsos e sua frequência. Os lasers pulsados geralmente têm duração que varia entre centenas de microsegundos e dezenas de milisegundos. A taxa de repetição está ligada à capacidade do meio amplificador de retornar ao equilíbrio térmico entre dois pulsos e a potência média é dada pela equação [13].

$$P_m = Ef \quad [13]$$

onde,

$P_m$  = potência média

$E$  = energia

$f$  = frequência de repetição de pulsos

A técnica de chaveamento  $Q$ , também chamado de *Q-Switching*, permite produzir oscilações laser muito intensas (milhões de watts ou maiores) e muito rápidas (da ordem de nanosegundos), dando origem à pulsos gigantes.

Atrasando o início da oscilação, é possível obter uma maior inversão de população e deste modo uma saída maior de energia será obtida. Isto pode ser conseguido inserindo na cavidade um chaveador óptico (obturador) adequado (conhecido como chaveador Q), dentro da cavidade ressonante. O obturador está fechado no início do pulso de bombeio e aberto quando a inversão de população é máxima.

Durante o bombeamento, o limiar de inversão de população aumenta, atingido um valor mais elevado, sem o aparecimento de oscilação. Quando a inversão alcança o seu limite, toda a energia está armazenada no nível superior de transição, sendo então emitida na forma de fótons, que agora circulam no ressonador. O pulso desencadeado produz uma potência de pico consideravelmente maior do que a de um pulso normal. Assim, são facilmente gerados pulsos de alguns Joules durante períodos de ordem de ns, o que ocasiona potências de pico da ordem de megawatts, especialmente vantajosa para numerosas aplicações.

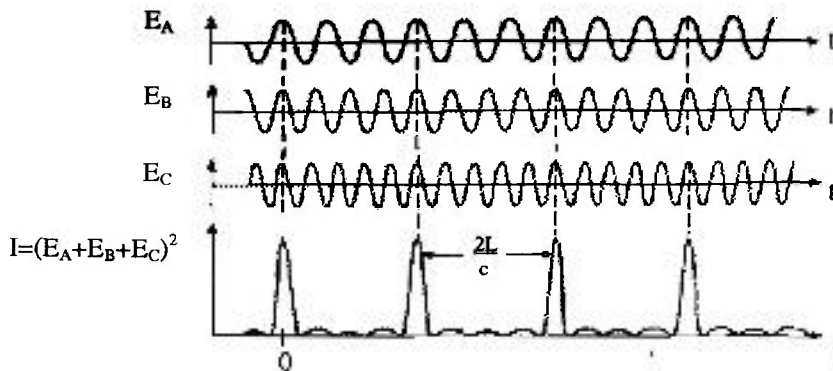
Este tipo de funcionamento pode ser desenvolvido em lasers com regime de operação contínua ou pulsada, sendo muito utilizado em lasers de materiais isolantes dopados como o de rubi, Nd:YAG e Nd:vidro.

Para possibilitar o *Q-Switching*, utiliza-se dispositivos como o prisma giratório, um absorvedor saturável, uma célula eletro-óptica ou acusto-óptica.

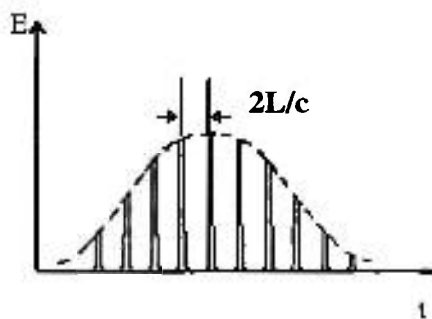
Uma técnica alternativa para produzir pulsos de alta energia e ultra-curta duração (da ordem de femtosegundos a picosegundos) é a técnica de *mode locking*, também chamado de travamento de modos ou modos acoplados.

O travamento de modos se refere a situação onde os modos longitudinais da cavidade oscilam com amplitudes comparáveis e fases travadas. O feixe de saída consiste de um trem de pulsos, sendo dois pulsos consecutivos separados pelo tempo de vôo da cavidade ( $2L/c$ ). Lasers operando em regime de travamento de modos podem ter bombeamento contínuo ou pulsado, como esquematizado nas figura 18 e 19).

Este regime pode ser obtido por intermédio de modulares eletro-ópticos ou acusto-ópticos (*mode locking* ativo) ou por absorvedores saturáveis rápidos (*mode locking* passivo) intracavidade.



**Figura 18** - Perfil temporal da amplitude do campo eletromagnético  $E_i$  ( $i = A, B, C$ ) no regime de travamento de modos para bombeamento contínuo. Observa-se que nos tempos  $t=0, 2L/c, 4L/c, \dots$  existe uma coincidência dos picos dos campos  $E_A, E_B, E_C$  (interferência construtiva). Neste instante as amplitudes se somam, dando origem à última figura. Nos outros instantes existe interferência destrutiva, onde a intensidade é zero.  $(2L/c)$  tempo de voo do fóton na cavidade.



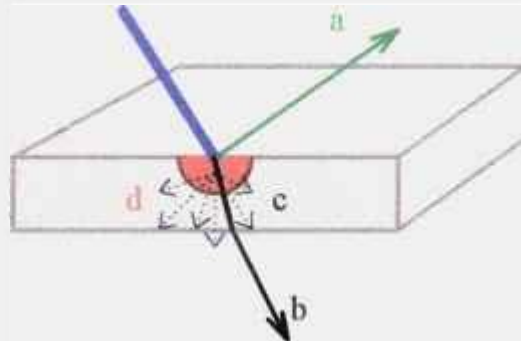
**Figura 19** - Perfil temporal da amplitude do campo eletromagnético  $E$ , no regime de travamento de modos para bombeamento pulsado.

## Capítulo 4

### INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO LASER COM A MATÉRIA VIVA

#### 4.1 - Processos de Interação

A luz laser, ao incidir em um tecido, pode sofrer quatro tipos de processos ópticos: reflexão, transmissão, espalhamento e absorção. Desta forma, quando a luz laser incide em um tecido biológico, parte da luz pode ser refletida pela superfície tecidual, não provocando efeito sobre este (figura 20a); parte pode ser transmitida através do tecido, não interagindo com o mesmo (figura 20b).



**Figura 20** - Interação da radiação laser com o tecido biológico. (a) reflexão; (b) transmissão; (c) espalhamento; (d) absorção.

Quando o feixe laser é espalhado pelo tecido, sendo assim absorvido por uma vasta área (figura 20c), os efeitos causados são difusos e fracos, embora possa levar, em alguns casos, a danos distantes da área de focalização. A luz restante pode ser absorvida pela água, como também por algum cromóforo absorvedor (substância fotossensível extrínseca ou intrínseca) presente no tecido. No entanto, para que a luz

provoque um efeito sobre o tecido, é necessário que ela seja absorvida, isto é, se o feixe laser for absorvido por um pequeno volume de tecido, causará um efeito específico neste volume (figura 20d).

Uma vez que somente a luz absorvida é útil nas aplicações biomédicas, torna-se importante determinar a absorção óptica dos vários tecidos do corpo em função do comprimento de onda. O espectro de absorção dos diferentes tecidos, em função do comprimento de onda, revela variações notáveis no percentual de energia absorvida. Em um mesmo tecido, a energia absorvida pode ser, por exemplo, de 65% para o laser de argônio, 50% para o de rubi e apenas 40% para o laser de neodímio. A variação na penetração da radiação nos tecidos, conforme o comprimento de onda utilizado também é outro fator importante a ser considerado quando da escolha de um laser para determinada aplicação.

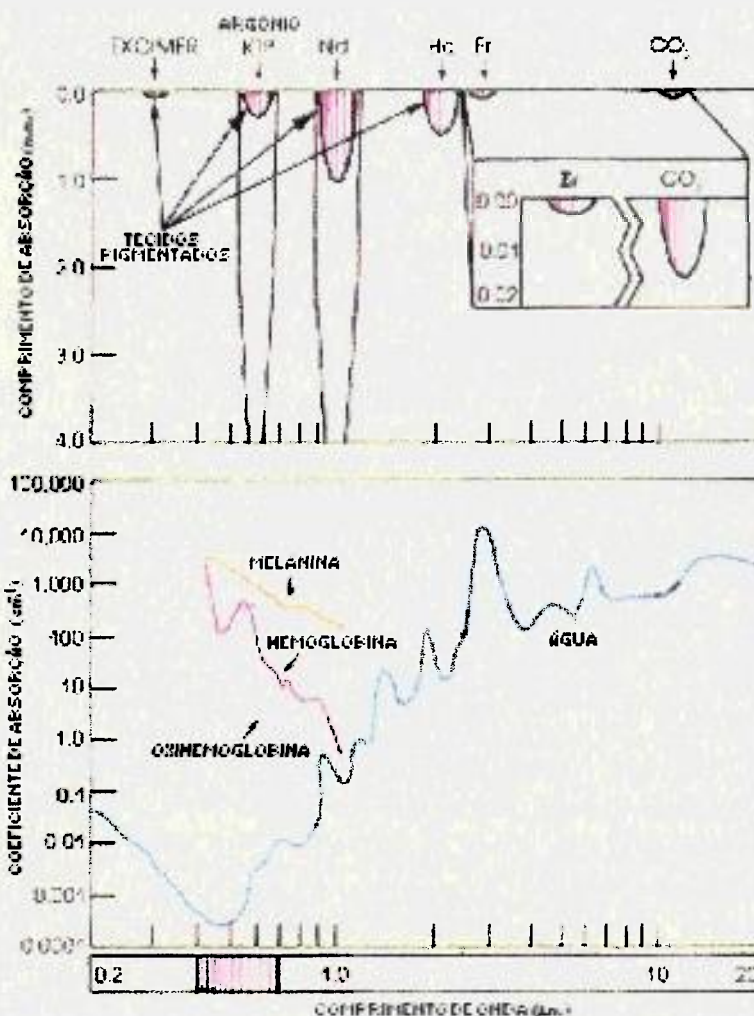
Os principais cromóforos absorvedores do organismo são as proteínas, a hemoglobina e a melanina.

Devido a sua alta afinidade pela água, o laser de CO<sub>2</sub> é facilmente absorvido por tecidos com grande conteúdo de água, independentemente de sua coloração, apresentando uma penetração bastante superficial (figura 21). Desta forma, a pigmentação não afeta a atuação deste laser<sup>11,12</sup>.

O laser de Nd:YAG, por sua vez, é mais eficientemente absorvido na presença de pigmentos, por isso, em Odontologia, utiliza-se corantes (iniciadores) para tratar tecidos duros, com intuito de aumentar sua absorção. É relativamente bem absorvido pela hemoglobina e melanina e atua em maior profundidade quando comparado ao laser de CO<sub>2</sub> por ser transmitido pela água (figura 21). O comprimento de extinção da radiação laser (*extinction length*), profundidade em que 90% da energia do laser é absorvida com relação à água, para o laser de CO<sub>2</sub>, é de 0,01 mm, enquanto que para o Er:YAG é 0,001 mm<sup>13</sup>.

A medida mais utilizada é o comprimento de absorção, que se refere à profundidade em que ocorre absorção de 63% da luz. O laser de neodímio é um dos lasers com comprimento de onda apresentando maior comprimento de absorção,

atingindo cerca de 1 mm. Para o laser de hólmio este comprimento é menor que 0,5 mm.



**Figura 21** - Absorção da luz laser e penetração tecidual em função do comprimento de onda.

A hemoglobina e a melanina são cromóforos que absorvem bem a luz do visível, faixa do espectro eletromagnético em que a água apresenta fraca absorção. O laser de argônio, emitindo na região do verde, é bem absorvido pelos tecidos orais e permite excelente hemostasia, uma vez que estes tecidos são pigmentados por hemoglobina. Desta forma o laser de argônio não é indicado para o tratamento de

tecidos não pigmentados como ossos, cartilagens e tecidos duros dentais devido a sua fraca absorção pelos mesmos<sup>14,15</sup>.

O laser de érbio, emitindo na região de 3  $\mu\text{m}$ , é bem absorvido pela água, ou seja, coincide com um dos máximos de sua absorção, apresentando deste modo, uma ação tecidual mais superficial ao ser comparado ao laser de  $\text{CO}_2$  (figura 21).

O laser de excimer, emitindo radiação na região do ultravioleta, onde as proteínas apresentam alta absorção, atua superficialmente em tecido quebrando ligações químicas.

O comprimento de onda, a quantidade de energia, o tempo de interação e as propriedades do tecido determinam a qualidade ou tipo de reação entre laser e tecido, assim como a quantidade ou extensão desta reação.

#### **4.2 - Tipos de Efeitos da Luz Laser em Tecidos Biológicos**

Os efeitos causados pela absorção da radiação laser sobre os tecidos podem ser térmicos (coagulação, vaporização, corte ou carbonização tecidual) ou não térmicos (fotoquímicos, elétricos, fotomecânicos, entre outros).

Uma vez absorvida a luz, a energia do feixe é entregue ao meio absorvedor. A maior parte das aplicações médicas se utilizam de fótons menos energéticos (região do infravermelho), que podem fazer com que átomos ou moléculas vibrem muito mais rapidamente, levando à um aumento de temperatura.

Os efeitos térmicos resultam da absorção pelos tecidos da energia transportada pelo feixe laser e da degradação local em calor, isto é, conversão de energia eletromagnética em energia térmica. A ação térmica é modulada então pela condutividade térmica dos tecidos atingidos e pela vascularização local. O calor flui do tecido aquecido para os tecidos circunvizinhos à região de incidência do feixe laser. Este fluxo deve ser minimizado, a fim de que o dano térmico seja reduzido. Desta forma, idealmente, deve ser depositada energia suficiente em tempo menor ao

que levaria para o calor difundir para o tecido vizinho por condução (relaxação térmica).

O feixe de luz, em função de suas características, pode ser focalizado sobre a superfície tissular, em áreas entre vários  $\text{mm}^2$  e alguns  $\mu\text{m}^2$ . O aquecimento dos tecidos depende da densidade superficial de energia ( $\text{J}/\text{cm}^2$ ), podendo ocorrer coagulação, vaporização, corte ou carbonização tecidual.

A coagulação é um processo que se inicia quando há um aquecimento tecidual acima de  $60^\circ\text{C}$ . Macroscopicamente observa-se um esbranquiçamento da superfície irradiada, isto é, ocorre a reflexão de todos os comprimentos de onda visíveis, esta causada por mudança estrutural do tecido. Analogamente, este mecanismo de reflexão é responsável pela cor branca das nuvens e da neve, ou mesmo, pela aparência da clara de ovo, que se torna branca ao ocorrer a coagulação da clara, transparente, com o aumento da temperatura.

O mecanismo de coagulação se baseia na desnaturação de proteína, em particular, a desnaturação do colágeno que compõem a matriz tecidual e as paredes do vaso sanguíneo. Com a elevação da temperatura acima de  $60^\circ\text{C}$ , o arranjo estrutural trihelicoidal do colágeno é quebrado, sendo acompanhado pela contração de veias a cerca de  $70^\circ\text{C}$ , e artérias por volta de  $75^\circ\text{C}$ . Experimentos isolados mostram que mesmo acima de  $90^\circ\text{C}$  os vasos não permanecem ocluídos<sup>16</sup>.

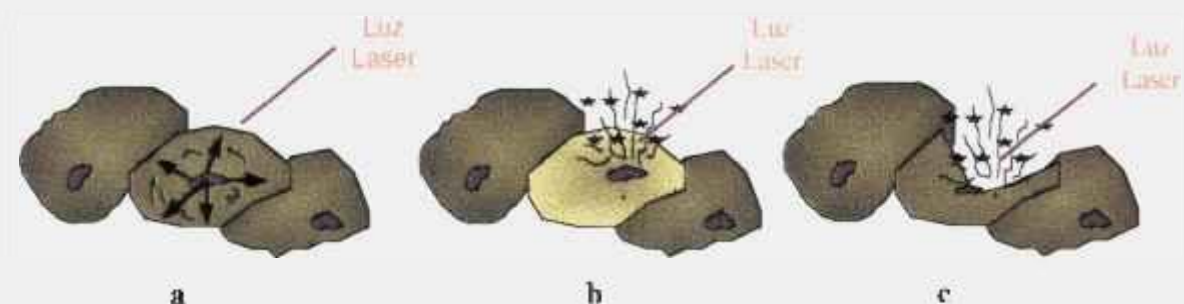
Os procedimentos cirúrgicos com laser, geralmente são acompanhados de hemostasia, ou mesmo, em muitas vezes, o laser é utilizado somente com este intuito. Na realidade, o aumento de temperatura irá levar à uma contração das veias, além da participação dos tecidos vizinhos (matriz de colágeno contraída) no selamento destas veias.

Devido à maior penetração nos tecidos do laser de Nd:YAG que o laser de argônio, o primeiro provoca uma melhor coagulação em camadas profundas, enquanto que o laser de argônio coagula melhor em tecidos superficiais.

Outro fator relevante na hemostasia é a trombose. Trombócitos são atraídos por eritrócitos, lesados pelo aumento da temperatura, formando rapidamente um

coágulo. Este processo ocorre secundariamente, pois há hemostasia imediatamente após a irradiação do tecido.

Quando a energia é depositada rápido o suficiente para evitar significativo fluxo de calor e alta o suficiente para aquecer o tecido acima de  $100^{\circ}\text{C}$ , ocorre ebulição da água celular, isto é, a célula se rompe explosivamente, permitindo o escape do vapor, processo denominado de vaporização (figura 22).



**Figura 22** - Processo de vaporização. A célula absorve a luz laser (a), ebulição da água intercelular (b) e rompimento da célula (c).

Após este processo, a irradiação continuada, aumenta a temperatura do material residual, atingindo temperaturas entre  $300^{\circ}\text{C}$  e  $400^{\circ}\text{C}$ , ponto no qual começa a ocorrer a carbonização do tecido, provocando a saída de gás ou fumaça. Acima de  $500^{\circ}\text{C}$  e na presença do oxigênio atmosférico, o tecido se queima e evapora<sup>16</sup>.

No caso do corte ou destruição de tumores é necessário que o volume de interação seja o menor possível. Desta forma, utiliza-se um feixe focalizado com um impacto sobre a menor superfície possível e com uma radiação pouco penetrante, como é o caso do laser de  $\text{CO}_2$  contínuo.

A produção local de calor não depende apenas da densidade de energia, mas também da profundidade de tecido atingida pela radiação.

A difusão térmica local, que determina a extensão da alteração dos tecidos vizinhos a área alvo, é desejada ser a menor possível. Para limitar o dano térmico, lasers com operação em modo pulsado são preferidos. No entanto, quando a frequência da emissão laser é muito rápida, o resfriamento destes tecidos não é suficiente. Isto é, o suprimento calórico do segundo pulso acumula-se ao resquício do primeiro pulso, e assim sucessivamente, de forma que o resultado final acaba por assemelhar-se àquele proporcionado por períodos de longa exposição por lasers contínuos. A frequência de emissão pulsada deve, portanto, ser um parâmetro variável, se adaptando ao tecido visado em função das propriedades de resfriamento (vascularização e condutividade térmica).

O laser de CO<sub>2</sub> e Nd:YAG são arquetipos de sistemas apresentando interação térmica com os tecidos.

O efeito termogênico se refere à absorção de energia efetuada de forma global pelos tecidos irradiados. Esta absorção pode ser muito mais seletiva, em alguns casos, envolvendo uma das substâncias constituintes da célula. Devido a sua composição química, certas substâncias absorvem seletivamente um ou vários comprimentos de onda do espectro eletromagnético. A maioria dos aminoácidos, por exemplo, têm seu pico de absorção centrado em 280 nm, enquanto a vitamina B<sub>12</sub> apresenta três picos de absorção, a 278, 361 e 550 nm.

Desta forma, quando um feixe de luz laser incide sobre uma determinada substância, com um comprimento de onda correspondente à seu pico de absorção, ocorre absorção característica da maior parte da energia que a atinge, assim, consegue-se a destruição ou desnaturação, in vivo, de um certo componente celular, sem provocar morte celular.

Quando se irradia uma molécula, de forma ressonante, esta absorve a energia seletivamente, passando para o estado excitado. O retorno ao estado fundamental pode ocorrer por degradação térmica ou emissão de radiação de fluorescência, ou ainda por transferência de energia, causando reações químicas (efeito não térmico).

A utilização do laser, que possibilita a irradiação dessas moléculas com um grande número de fótons de mesmo comprimento de onda, amplifica tais **efeitos fotoquímicos**.

Analisando os efeitos do espectro óptico da radiação em tecidos biológicos, temos que para comprimentos de ondas menores que 400 nm, os efeitos no tecido são predominantemente fotoquímicos, de forma que a energia dos fótons é suficiente para produzir mudanças químicas diretamente, podendo ser quebradas ligações químicas de átomos ou moléculas. Nesta região temos alta absorção nas proteínas. Para comprimentos de ondas maiores que 750 nm, os efeitos são predominantemente térmicos, onde a energia individual dos fótons é menos importante e os efeitos dependem do número de fótons atingindo o alvo.

A luz laser é utilizada para ativar fotoquimicamente drogas, como o derivado da hematoporfirina (HpD), que assim se tornam citotóxicas. Esta droga é retida por tecidos malignos e absorve mais profundamente em 630 nm, região do vermelho, sendo este comprimento de onda necessário para ativação do processo fotoquímico. Neste processo ocorre a excitação seletiva de um cromóforo previamente aplicado, com subsequente interação deste pigmento com o oxigênio molecular, destruindo o tumor<sup>17</sup>.

Os **efeitos fotomecânicos** são limitados à energias altas e pulsos curtos, como os desenvolvidos pelos sistemas laser operando em regime *Q-Switched* ou *mode-locked*.

Quando um elétron acumula energia suficiente, é capaz de ionizar um átomo por colisão, produzindo dois elétrons lentos, e assim subsequentemente. Este processo resulta em uma cascata de elétrons responsáveis pela formação de um plasma ionizado. Uma vez criado, este plasma continua a absorver energia do feixe laser, o que pode ser detectado pela diminuição de transmissão da luz laser além do plasma. A onda de choque hidrodinâmica seguida da formação do plasma, rompe o tecido, como é o caso do laser de Nd:YAG em aplicações Oftalmológicas. Este

efeito é útil para a remoção de membranas e outras estruturas opacas resultantes de prévias e extensas cirurgias de cataratas<sup>17</sup>.

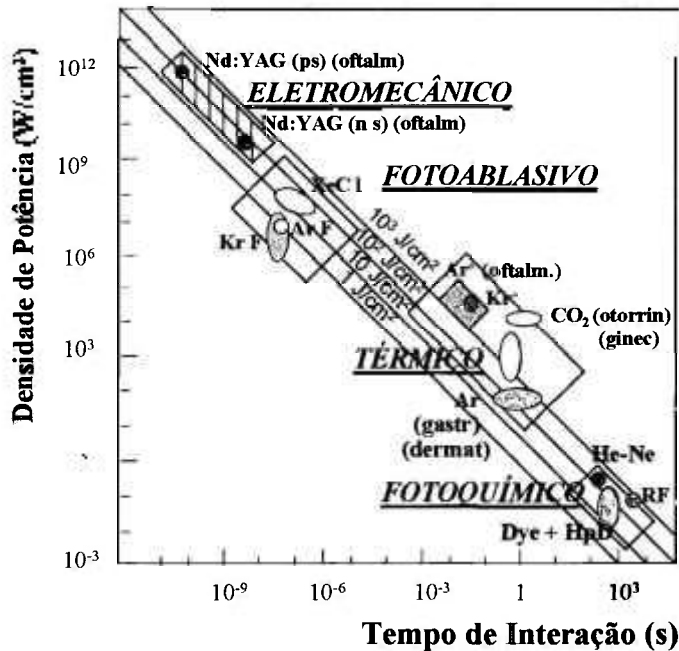
O plasma é um gás super aquecido formado sobre a superfície do tecido alvo quando ocorre incidência de um laser pulsado com energia de pico alta. Este plasma absorve a energia que continua a ser incidida, de forma a transmitir rapidamente o calor à superfície do tecido podendo causar efeitos como a ablação<sup>18</sup>. Ondas acústicas e ondas de choque são produzidas devido à criação de um gradiente térmico de rápida evolução. O dano térmico, por sua vez, é confinado à região de ruptura mecânica.

Cada fóton constituinte do feixe laser está associado à uma onda eletromagnética sinusoidal, formada por um campo elétrico e um campo magnético. Devido à coerência espacial, todos os fótons que constituem um feixe laser estão em fase, e em cada ponto somam-se os valores dos campos elétricos e magnéticos, atingindo valores consideravelmente altos, da ordem dos valores de campo elétrico que predominam nos átomos e unem elétrons e núcleos. Isto propicia, sob irradiação laser, a possibilidade de ruptura de ligações e geração de radicais livres, assim como, provoca modificações na condutividade e constante dielétrica de tecidos. Estes fenômenos **fotoelétricos** são muito potentes, podendo também ser responsáveis pela produção, no ponto de impacto, de uma bolha de gás ionizado ou plasma que interage sobre o meio biológico ao nível do qual é produzido.

Os efeitos **multifotônicos** ocorrem devido à soma da energia de vários fótons, de forma a produzir um efeito físico-químico.

A figura 23 sumariza os diferentes efeitos em função da densidade de potência e tempo de interação para os lasers mais comumente usados.

Estes efeitos mencionados estão ligados entre si, estando presentes em maior ou menor grau, conforme o tipo de laser utilizado, a natureza do alvo e o modo de operação.



**Figura 23** - Interação de lasers nas áreas biomédicas. Aplicações clínicas e experimentais dos lasers.

Nd:YAG, laser de neodímio:YAG; XeCl, laser de cloreto de xenônio; ArF, laser de fluoreto de argônio; KrF, laser de fluoreto de criptônio; Ar<sup>+</sup>, laser de argônio; Kr<sup>+</sup>, laser de criptônio; CO<sub>2</sub>, laser de dióxido de carbono; He-Ne, laser de hélio-neônio; HpD, derivado de hematoporfirina; RF, rádio frequência; ps, picosegundo; ns, nanosegundo; oftalm, Oftalmologia; otorrin, Otorrinolaringologia; ginec, Ginecologia; gastr, Gastroenterologia; dermat, Dermatologia.

A penetração de diferentes comprimentos de onda, por exemplo na pele, é pequena na região do ultravioleta (315 a 400 nm) e infravermelho médio, e se torna mais profunda na região do visível do espectro eletromagnético (figura 24). Esta penetração é pronunciada quando da incidência de comprimentos de onda situados no final da região do vermelho do espectro eletromagnético, atingindo o seu máximo no infravermelho próximo e se tornando progressivamente mais superficial na região mediana e longínqua do infravermelho<sup>19</sup>.

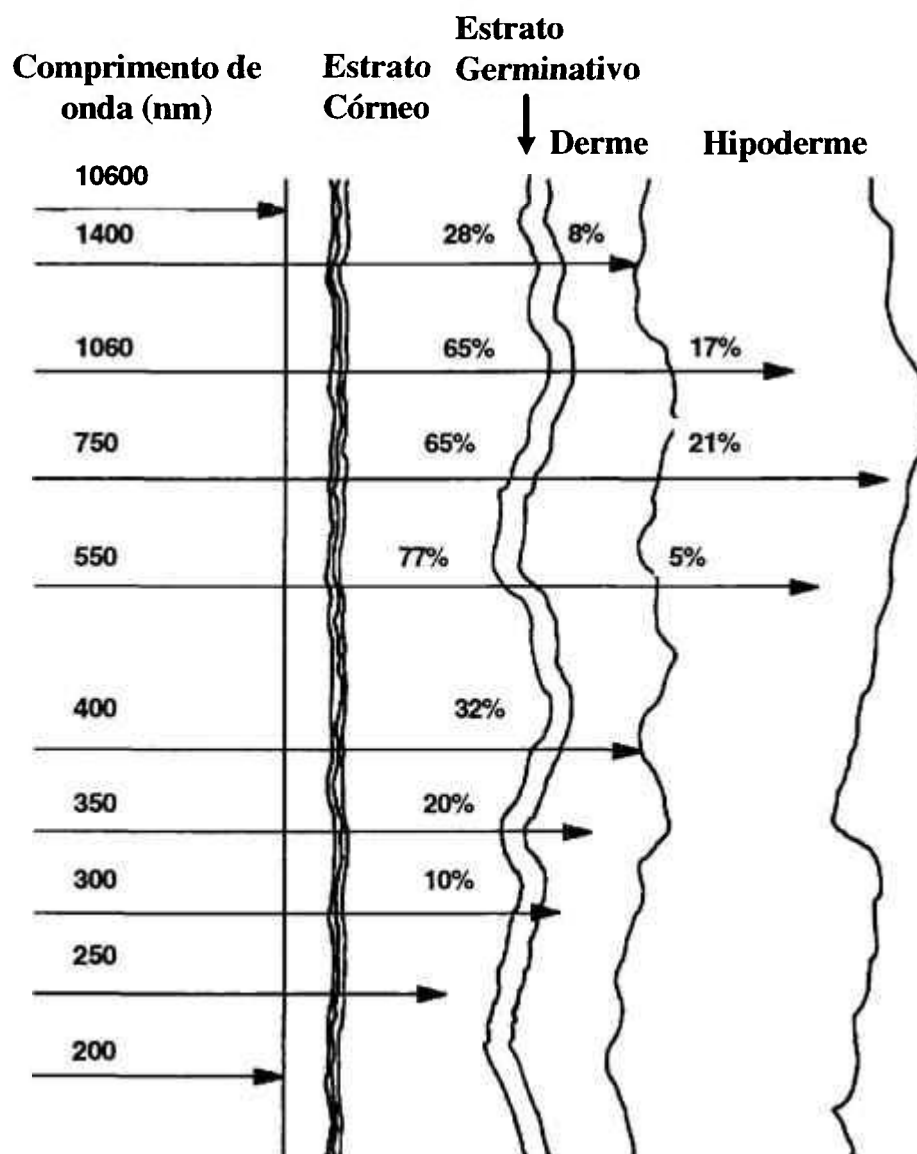


Figura 24 - Penetração na pele de diferentes comprimentos de onda<sup>19</sup>.

## Capítulo 5

### TIPOS DE LASERS E PRINCIPAIS APLICAÇÕES

#### 5.1 - Lasers de Estado Sólido:

Os lasers de estado sólido são lasers que apresentam como meio ativo um cristal ou um vidro. O bombeio óptico do meio ativo é realizado normalmente por lâmpadas ou outros lasers. Os lasers semicondutores, embora também apresentem matriz sólida, são considerados separadamente por apresentarem mecanismos de ação e bombeio diferentes.

##### 5.1.1 - Laser de Rubi

O laser de rubi foi o primeiro laser a ser desenvolvido, por MAINMAN<sup>5</sup>, em 1960, e desde então vem sendo largamente utilizado. O rubi é um cristal de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  onde alguns íons de  $\text{Al}^{3+}$  são substituídos por íons  $\text{Cr}^{3+}$ . O meio laser ativo é obtido através do crescimento de cristais a partir de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  com uma pequena porcentagem de  $\text{Cr}_2\text{O}_3$ .

A emissão do laser de rubi ocorre em 694,3 nm e 692,8 nm, sendo que a primeira linha é mais intensa. Constitui um sistema de três níveis de energia e seu modo de operação é geralmente pulsado, podendo também operar na forma contínua.

Em Oftalmologia, o laser de rubi estabeleceu um novo rumo para o tratamento de uma série de patologias. Devido ao seu comprimento de onda, não é

absorvido diretamente pelos vasos sanguíneos, sendo substituído pelo laser de argônio nestes tipos de intervenções.

Foi o primeiro laser a ser investigado em Dermatologia sendo atualmente substituído na maioria destas intervenções. Entretanto, ainda é utilizado para o tratamento de lesões pigmentadas e remoção de tatuagens azuis e pretas.

Em Odontologia, assim como nas demais áreas biomédicas, uma série de estudos e aplicações foram realizadas logo após seu surgimento, que mais tarde foram adequados à outros tipos de lasers, de acordo com seus comprimentos de onda e portanto conforme suas indicações clínicas.

### **5.1.2 - Laser de Neodímio**

Os lasers de neodímio são os lasers de estado sólido mais utilizados. O meio ativo é usualmente um cristal de  $Y_2Al_5O_{12}$  (YAG - ítrio, alumínio, granada), onde alguns íons  $Y^{3+}$  são substituídos por íons  $Nd^{3+}$ . Outras matrizes cristalinas como o YLF ( $YLiF_4$ ), o YALO ( $YAlO_3$ ) e GSGG ( $Gd_3Sc_2Ga_3O_{12}$ ), além de vidros de fosfato ou sílica dopados com  $Nd^{3+}$  são também utilizados como meios ativos. Constituem um sistema de quatro níveis de energia e operam de forma pulsada ou contínua.

Desenvolvido em 1964 por GEUSIC, emite fluorescência no infravermelho, em três principais comprimentos de onda diferentes: 0,9  $\mu m$ ; 1,06  $\mu m$  e 1,35  $\mu m$ . Apresenta uma linha mais intensa em 1,06  $\mu m$ , sendo necessária uma luz guia para sua localização e aplicações, que usualmente é o laser de hélio-neônio.

O feixe laser de Nd:YAG é transmitido pela água, o que permite sua utilização em órgãos como os olhos ou outras cavidades preenchidas por água, como a bexiga. Em Oftalmologia é utilizado mais comumente para reparação de cirurgias de catarata, onde uma membrana presente no olho se torna opaca após a troca da lente ocular natural por um implante. É realizada uma janela na membrana

posterior da lente ocular opacificada, através da incidência deste laser, proporcionando o restabelecimento da visão.

Quanto mais escuro o tecido alvo, maior é a absorção do laser de neodímio pelo mesmo. A absorção da emissão neodímio pela hidroxiapatita, presente nos tecidos duros dentais é pequena, havendo necessidade do pincelamento de um iniciador (nanquin) quando da incidência deste laser sobre o esmalte e dentina. O laser de neodímio é relativamente bem absorvido pela melanina e hemoglobina propiciando sua aplicação em gengiva e outros tecidos moles.

Em Odontologia, entre as aplicações do Nd:YAG em tecidos moles, podemos citar a realização de gengivoplastias, aumento de coroa clínica, frenectomias, operculectomias, redução de microorganismos intracanal e em cirurgias apicais, assim como a atuação coadjuvante na reparação de úlceras aftosas e lesões herpéticas. Em tecido duros dentais tem atuado clinicamente finalizando a remoção de cáries, na remoção de detritos de fóssulas e fissuras e redução da sensibilidade dentinária (de colo ou após preparo cavitário), entre outras aplicações (EDUARDO<sup>20</sup>, 1994; EDUARDO et al.<sup>21</sup>, 1995).

Segundo WIGDOR et al.<sup>22</sup> (1995), o laser de Nd:YAG também tem sido utilizado para soldagem dos elementos de estruturas protéticas de titânio a serem suportadas por implantes.

### **5.1.3 - Laser de Érbio**

O íon érbio, assim como o íon neodímio, pode dopar diferentes cristais, tais como o YAG e o YLF.

O laser de érbio:YAG, emitindo no comprimento de onda de 2,94  $\mu\text{m}$ , apresenta grande absorção pela água e desta forma não pode ser guiado por fibras ópticas de quartzo ou sílica, que apresentam alto teor de OH. São, então, empregadas fibras cristalinas (por exemplo: de safira) a fim de que não haja perda de energia pela fibra.

A grande absorção pela água e hidroxiapatita faz com que o laser de érbio atue superficialmente, de modo a promover uma ablação mais precisa nos tecidos duros, como esmalte e dentina. KELLER; HIBST<sup>23, 24</sup>, em 1989, demonstram o efeito produzido por este laser sobre os tecidos duros dentais. Segundo KELLER; HIBST<sup>25</sup>, em 1992, o laser de Er:YAG se mostra efetivo também para a realização de osteotomias e apicectomias.

A força de união de materiais resinosos à estrutura dental está relacionada à natureza e condições criadas na superfície do esmalte. Desta forma, muitos trabalhos têm sido realizados com intuito de promover de um ataque à superfície do esmalte através do laser. KUMAZAKI<sup>26</sup>, em 1992, relata a efetividade do laser de Er:YAG, quando comparada ao ataque promovido pelo ácido fosfórico, método realizado convencionalmente.

Segundo MORIOKA<sup>27</sup> (1994), o laser de Er:YAG parece ser favorável para a realização de perfurações nos tecidos duros dentais. De acordo com WIGDOR et al.<sup>22</sup> (1995), pesquisas estão sendo realizadas visando a utilização do laser de Er:YAG na remoção de materiais restauradores, como resina, amálgama e cimentos, além da remoção da estrutura dental.

## **5.2 - Lasers Gasosos:**

Os lasers gasosos apresentam como meio ativo um gás e são geralmente excitados através de descarga elétrica.

### **5.2.1 - Laser de Hélio-Neônio**

O helio-neônio é certamente o mais importante laser cujo meio ativo é composto por um gás nobre. A luz laser é obtida através da transição do átomo de neônio, enquanto que o hélio é adicionado à mistura gasosa a fim de facilitar o processo de bombeamento do meio ativo.

O laser de hélio-neônio emite em vários comprimentos de onda, sendo o mais intenso, em 632,8 nm (vermelho). É amplamente usado para aplicações onde um laser de baixa potência é necessário, como para alinhamento, metrologia, holografia, apontadores laser, etc.

Nas áreas biomédicas apresenta uma série de indicações devido ao seu efeito bioestimulante. O laser de He-Ne tem sido empregado, por POURREAU-SCHNEIDER et al.<sup>28</sup> (1992), com resultados promissores na reparação de mucosites presentes na cavidade oral, que decorrem do tratamento quimioterápico em pacientes portadores de câncer. Também tem sido utilizado na redução da sintomatologia dolorosa presentes em quadros de disfunção da articulação têmporo-mandibular (LOPEZ<sup>29</sup>, 1986).

Trabalhos clínicos da literatura apontam o He-Ne como acelerador na reparação de lesões cutâneas (KARU<sup>30</sup>, 1989; RIBEIRO<sup>31</sup>, 1991). O efeito ocorre principalmente pelo aumento na velocidade de produção do colágeno e fibroblastos, mas uma explicação mais completa do fenômeno de bioestimulação ainda não foi reportada.

### **5.2.2 - Laser de Argônio**

O laser de argônio apresenta emissão mais intensa na faixa do visível do espectro eletromagnético, sendo as principais linhas em 488 nm e 514,5 nm (azul, verde). Apresenta condução por fibra-óptica, operando com emissão contínua, sendo possível a sua operação no regime *mode-locked*.

A primeira significativa utilização de lasers em Medicina foi o tratamento de retinopias diabéticas com o laser de argônio, em 1965. Uma série de experimentos resultaram na eleição deste laser para o tratamento de distúrbios da retina. Em Dermatologia encontramos outra grande aplicação do laser de argônio. Pigmentos como melanina e hemoglobina absorvem esta luz laser eficientemente. Este

princípio de absorção seletiva é utilizado para fotocoagulação de lesões pigmentadas.

Em Odontologia, o laser de argônio tem aprovação do FDA (*Federal and Drug Administration*) para aplicações em tecidos moles e para a fotopolimerização de resinas.

### 5.2.3 - Laser de Dióxido de Carbono

O laser de CO<sub>2</sub> utiliza em seu meio ativo uma mistura de CO<sub>2</sub>, N<sub>2</sub> e He. O N<sub>2</sub> e o He são responsáveis pelo aumento da sua eficiência. Sua emissão, em geral, é contínua e no caso do TEA CO<sub>2</sub>, pulsada.

Este laser foi inicialmente desenvolvido por PATEL<sup>10</sup>, em 1964, emitindo no infravermelho, com linha mais intensa em comprimento de onda de 10,6 µm, sendo necessária uma luz guia para sua localização, que normalmente é um laser de He-Ne.

Devido ao seu comprimento de onda, a transmissão deste laser é realizada, em geral, através de um sistema de espelhos presentes em um braço articulado. Recentemente foi desenvolvido um sistema de transmissão utilizando um cabo oco espelhado e calibroso, denominada *hollow fiber*, o que permite uma maior mobilidade para acesso ao local de aplicação. Fibras ópticas cristalinas com transmissão neste comprimento de onda são muito frágeis, além de apresentarem custo elevado.

A emissão em 10,6 µm apresenta alta absorção pela água, sendo pouco absorvido por tecidos pigmentados. Quando seu feixe é focalizado em uma região pequena, pode realizar incisões precisas. Quando este se apresenta desfocalizado, é capaz de promover remoção tecidual através da vaporização (remoção de lesões), além de promover a coagulação de vasos sanguíneos (hemostasia). Assim como o laser de argônio e de rubi, o laser de CO<sub>2</sub> tem sido usado na remoção de tatuagens.

Em Otorrinolaringologia, o laser de CO<sub>2</sub> têm sido empregado promovendo a vaporização de lesões benignas (papilomas, nódulos traumáticos, pólipos, etc.) e malignas (carcinomas) presentes na laringe, não havendo dano aos tecidos normais adjacentes.

Em Odontologia, foi o primeiro laser a ser aprovado pela FDA para procedimentos cirúrgicos na cavidade oral. De acordo com MELCER<sup>32</sup> (1992), a partir de 1980, o laser passou a ser utilizado como um instrumento complementar em uma série de procedimentos na cavidade oral, como na remoção de lesões, frenectomia e gengivoplastia.

Com relação aos tecidos duros dentais, autores como POGREL et al.<sup>33</sup> (1993) e TANJI; MATSUMOTO<sup>34</sup> (1994) realizaram estudos visando observar alterações morfológicas decorrentes da incidência do laser de CO<sub>2</sub> em esmalte e dentina. A carbonização destas estruturas e presença de trincas, muitas vezes, têm se mostrado presentes, durante a incidência com o laser de CO<sub>2</sub>.

### 5.2.3.1 - Lasers de TEA CO<sub>2</sub>

Os lasers de TEA CO<sub>2</sub> (*Transversely Excitated Atmospheric Pressure*) apresentam sistema de bombeio que permite a obtenção de emissão pulsada de alta energia com pulsos da ordem de  $\mu$ s. Embora não seja o caso de todos os lasers gasosos, no laser de CO<sub>2</sub> a energia de saída pode ser aumentada simplesmente pelo aumento da pressão do CO<sub>2</sub>. Estes lasers são feitos de modo a operar sob pressão atmosférica ou mesmo acima deste valor. Para que isto se torne viável, é necessário que as descargas elétricas ocorram em um número de pontos em direção transversal da cavidade ressonante, ao invés de longitudinalmente. Desta forma, gigawatts de potência de pico podem ser obtidas em pulsos muito curtos (na ordem de ns e  $\mu$ s). Para aplicações biológicas, o efeito de elevação térmica, problema este apresentado acentadamente pelo laser de CO<sub>2</sub> convencional, é evitado através destes pulsos de curta duração. Ambos os lasers, emitindo em 10,6  $\mu$ m apresentam uma grande

absorção pela água e pela hidroxiapatita, composto inorgânico presente no esmalte e dentina.

Segundo KOORT; FRENTZEN<sup>35</sup> (1992), a ablação do tecido dentinário é efetiva com o laser de TEA CO<sub>2</sub> (10,6 μm). MELCER et al.<sup>36</sup>, em 1992, salientam a promissora utilização do laser de TEA CO<sub>2</sub> na remoção de tecido cariado e em preparos cavitários.

#### 5.2.4 - Laser de Excimer

O termo excimer é derivado de *excited dimer* e se refere à moléculas composta de dois átomos da mesma espécie, que são consideravelmente estáveis quando excitadas, mas após ocorrer a emissão laser, a molécula atinge o estado fundamental e imediatamente se dissocia (os átomos se repelem). Isto significa que o nível fundamental estará sempre vazio. Os gases Xe<sub>2</sub>, Kr<sub>2</sub> e Ar<sub>2</sub> são exemplos de excimers que promovem a emissão laser.

Os lasers de excimer emitem na faixa do ultravioleta do espectro eletromagnético, com energias de cerca de 1 J em um pulso de cerca de 20 nanosegundos.

Como exemplo destes lasers temos o fluoreto de argônio (ArF) que emite em 193 nm; o fluoreto de criptônio (KrF), em 248 nm, o cloreto de xenônio (XeCl), em 309 nm e o fluoreto de xenônio (XeF), em 351 nm.

Estes lasers promovem uma ablação precisa de materias em aplicações relacionadas à circuitos eletrônicos, Medicina (ceratotomia de córnea) e pesquisa. O laser de ArF, apresenta aplicações em Oftalmologia, sendo capaz de remover porções teciduais da córnea de forma precisa, com profundidade controlada. É fortemente absorvido pelas proteínas e apresenta efeito não térmico, sendo seu mecanismo de ação através do rompimento de ligações intramoleculares do tecido da córnea (efeito fotoquímico). Em Cardiologia, placas encontradas em vasos de pacientes com arteriosclerose podem também ser removidas com o laser de excimer.

Em Odontologia, segundo WIGDOR<sup>22</sup> et al. (1995). o laser de cloreto de xenônio apresenta uma fraca absorção pela hidroxiapatita, enquanto o laser de fluoreto de argônio apresenta uma absorção maior, atuando mais superficialmente nos tecidos duros dentais. O laser de fluoreto de criptônio não é utilizado na cavidade oral devido ao risco de efeito mutagênico ou carcinogênico, relacionados à sua forte absorção por proteínas.

Por apresentarem fraca absorção pela água, permitem a utilização desta para refrigerar o tecido alvo durante a sua incidência.

ARIMA; MATSUMOTO<sup>37</sup>, em 1993, realizam um estudo incidindo o laser de ArF sobre esmalte e dentina, no intuito de remover tecido cariado presente. De acordo com MELCER<sup>38</sup> (1992), numerosos trabalhos têm demonstrado a aplicabilidade do laser de ArF em tecidos dentais e em osso. Este laser pode cortar o esmalte e dentina como uma faca não térmica, já que rompe ligações químicas. Embora tenha se mostrado promissor, seu alto custo inviabiliza sua utilização clínica (em consultórios ou em larga escala).

### **5.3 - Lasers Líquidos (lasers de corante)**

Os laser líquidos apresentam como meio ativo uma solução de corantes orgânicos dissolvidos em um solvente líquido como álcool etílico, álcool metílico ou água. O corante fluoresce em um amplo espectro de cores, mas um comprimento de onda específico pode ser obtido, introduzindo-se, por exemplo um elemento de sintonia na cavidade. Este tipo de laser é utilizado quando a absorção seletiva do tecido confere vantagens terapêuticas. Por exemplo, a hemoglobina tem um pico de absorção em 577 nm, assim como as lesões vasculares, o que propicia a absorção da radiação laser, enquanto que no tecido não vascularizado, não haverá absorção e o mesmo não sofrerá efeito. Os lasers de corante também são usados na Terapia Fotodinâmica de Tumores, na Dermatologia e Oftalmologia.

#### **5.4. - Lasers Químicos**

Os lasers químicos são aqueles onde a inversão de população é diretamente produzida por uma reação química. Geralmente envolvem reações químicas entre elementos gasosos, sempre relacionados a dissociação ou associação de uma reação química exotérmica. São potencialmente capazes de produzir grandes energias e potências de saída., isto porque a quantidade de energia alcançada em uma reação exotérmica é usualmente muito grande. Como exemplos de lasers de corantes temos o laser de fluoreto de hidrogênio (HF).

#### **5.5 - Lasers Semicondutores**

Dois tipos básicos de lasers semicondutores podem ser distinguidos: o laser de homojunção e o de dupla heterojunção (DH). O primeiro apresenta um significado histórico, enquanto que o laser DH torna possível a operação do laser semicondutor de forma contínua em temperatura ambiente, ampliando a aplicabilidade deste laser.

O bombeamento dos lasers semicondutores pode ser realizado de várias formas, entre elas, o emprego de um outro laser. A forma mais usual, entretanto, é utilização do semicondutor na forma de um diodo, com excitação produzido por uma corrente.

Os lasers semicondutores apresentam potência de pico de alguns Watts, em pulsos curtos e comprimento de onda na faixa do infravermelho, em cerca de 900nm.

Como exemplo de laser semicondutor temos o laser de emissão contínua, de arseneto de gálio (GaAs) e arseneto de gálio-alumínio (GaAlAs), ambos emitindo na região entre 780 a 830 nm. O desenvolvimento de laser semicondutor na faixa do visível, com comprimentos de onda menores, foi alcançado com o laser de GaInP (680 nm).

Atualmente os lasers de semicondutor apresentam uma série de aplicações, sendo a principal em telecomunicações, e outras que vão desde à leitura óptica dos *compact disks*, realizada pelos lasers de GaAs, até como fonte de bombeio de outros lasers.

Em Odontologia, o laser de GaAlAs, emitindo baixas densidades de potência, apresenta um número vasto de aplicações, utilizando o efeito de bioestimulação. As aplicações mais usuais são: o pós-operatório de cirurgias, em casos de quelite angular, trismos, parestesia, hipersensibilidade dentinária, após intervenções endodônticas e também na reparação de úlceras aftosas e lesões herpéticas. De acordo com YAMAGUSHI et al.<sup>39</sup> (1990); GROTH<sup>40</sup> (1993), o laser de GaAlAs é efetivo na redução da sintomatologia dolorosa em pacientes com hipersensibilidade dentinária.

## 5.6 - Outros Lasers

Alguns lasers não serão discutidos, mas apenas mencionados nesta dissertação.

O laser de alexandrita ( $\text{Cr}^{+3}:\text{BeAl}_2\text{O}_4$ , 680 nm) apresenta aplicações em Dermatologia; o laser de túlio ( $\text{Tm}:\text{YAG}$ , 1,9  $\mu\text{m}$ ) em cirurgias de tecidos com alto teor de água; lasers de vapor metálico, com aplicações militares e em Dermatologia; laser de elétrons livres, com aplicações em Metalurgia; lasers de titânio safira, lasers de centro de cor e lasers de raio-x, com aplicações em pesquisa básica, entre outras.

O laser de hólmio apresenta muitas aplicações nas áreas biomédicas. Um protótipo de laser de  $\text{Ho}:\text{YLF}$  desenvolvido pelo IPEN, foi utilizado em aplicações experimentais, nesta dissertação. Suas características e principais aplicações serão abordados detalhadamente em um capítulo posterior (cap. 6).

## Capítulo 6

### O LASER DE HÓLMIO

#### 6.1 - Lasers de Isolantes Dopados

A radiação proveniente de uma lâmpada flash ou de um outro laser, excita opticamente a emissão de átomos sob a forma de íons metálicos ( $\text{Cr}^{+3}$ ,  $\text{V}^{+3}$ , etc) ou de terras raras ( $\text{Nd}^{+3}$ ,  $\text{Ho}^{+3}$ ,  $\text{Sm}^{+3}$ , etc) em uma matriz sólida isolante de cristal ou de vidro. A densidade de dopantes de cerca de  $10^{19}$  átomos/ $\text{cm}^3$ , propicia a emissão desses lasers com potências muito elevadas. Os átomos do cristal não participam diretamente na produção do laser, mas servem de hospedeiros, onde o dopante reside. O cristal hospedeiro é muito importante na determinação das características de emissão e absorção apresentadas pelo dopante.

No caso do laser de rubi, um cristal de safira transparente ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) é a matriz hospedeira para íons de cromo  $\text{Cr}^{+3}$ . Um outro exemplo de laser de isolante dopado é o laser de neodímio:vidro, onde o meio ativo é composto por uma matriz amorfa de silicato ou fosfato, dopados por íons de neodímio.

#### 6.2 - Lasers de Matrizes Sólidas Dopados com Terras Raras

As terras raras compõe a série dos lantanídeos da tabela periódica, sendo a areia monazítica sua principal fonte de obtenção. Dentre estes elementos encontramos o neodímio, hólmio, érbio, túlio, etc (figura 25).

58	140.12	59	140.907	60	144.24	61	(147)	62	160.36	63	161.86	64	167.26	65	168.924	66	162.50	67	164.930	68	167.26	69	168.934	70	173.05	71	174.97
Ce	70	Pr	82	Nd	104	Pm	108	Sm	137	Eu	152	Gd	157	Tb	158	Dy	163	Ho	165	Er	167	Tm	169	Yb	173	Lu	175
(Xe) 6s <sup>2</sup> 5d <sup>1</sup>	(Xe) 6s <sup>2</sup> 5d <sup>1</sup>	(Xe) 6s <sup>2</sup> 5d <sup>1</sup>	(Xe) 6s <sup>2</sup> 5d <sup>1</sup>	(Xe) 6s <sup>2</sup> 5d <sup>1</sup>	(Xe) 6s <sup>2</sup> 5d <sup>1</sup>	(Xe) 6s <sup>2</sup> 5d <sup>1</sup>	(Xe) 6s <sup>2</sup> 5d <sup>1</sup>	(Xe) 6s <sup>2</sup> 5d <sup>1</sup>	(Xe) 6s <sup>2</sup> 5d <sup>1</sup>	(Xe) 6s <sup>2</sup> 5d <sup>1</sup>	(Xe) 6s <sup>2</sup> 5d <sup>1</sup>	(Xe) 6s <sup>2</sup> 5d <sup>1</sup>	(Xe) 6s <sup>2</sup> 5d <sup>1</sup>	(Xe) 6s <sup>2</sup> 5d <sup>1</sup>	(Xe) 6s <sup>2</sup> 5d <sup>1</sup>	(Xe) 6s <sup>2</sup> 5d <sup>1</sup>	(Xe) 6s <sup>2</sup> 5d <sup>1</sup>	(Xe) 6s <sup>2</sup> 5d <sup>1</sup>	(Xe) 6s <sup>2</sup> 5d <sup>1</sup>	(Xe) 6s <sup>2</sup> 5d <sup>1</sup>	(Xe) 6s <sup>2</sup> 5d <sup>1</sup>	(Xe) 6s <sup>2</sup> 5d <sup>1</sup>	(Xe) 6s <sup>2</sup> 5d <sup>1</sup>	(Xe) 6s <sup>2</sup> 5d <sup>1</sup>	(Xe) 6s <sup>2</sup> 5d <sup>1</sup>	(Xe) 6s <sup>2</sup> 5d <sup>1</sup>	
3,4	3,4	3,4	3,4	3	3	3,2	3,2	3,2	3,2	3,2	3,2	3,2	3,2	3,2	3,2	3,2	3,2	3,2	3,2	3,2	3,2	3,2	3,2	3,2	3,2	3,2	3,2

Figura 25 - Série dos Lantanídeos ou Terras Raras da tabela periódica.

Os materiais a serem utilizados como meios laser ativos, para obtenção de alta potência, devem possuir linhas fluorescentes estreitas, bandas de absorção intensas e tempos de decaimento de estado metaestável longos para armazenamento de energia. Ao se incorporar pequenas quantidades de impurezas em algumas matrizes sólidas, tais características podem ser obtidas.

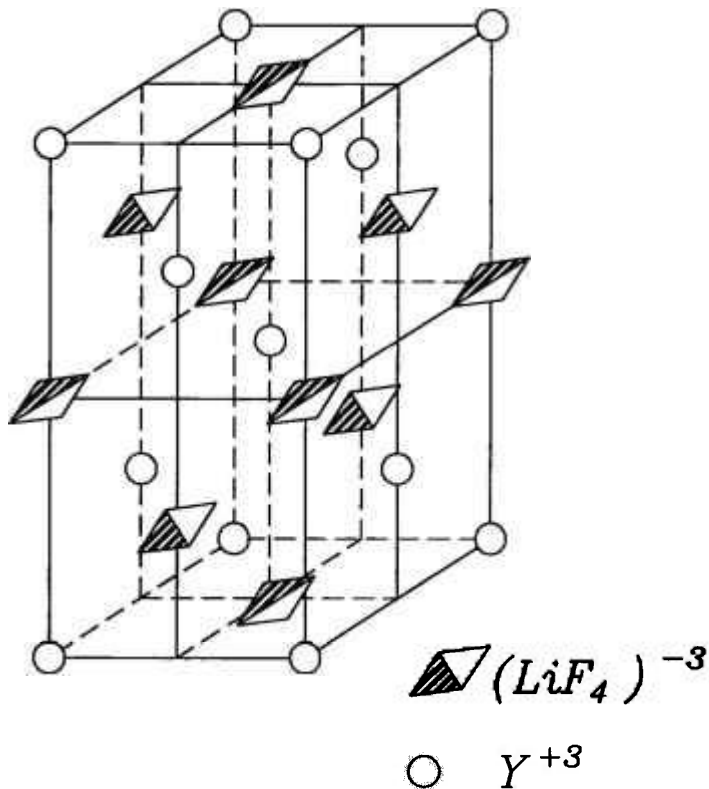
A matriz hospedeira deve possuir propriedades ópticas, térmicas e mecânicas, de forma a resistir às severas condições de operação laser. A impureza incorporada, por sua vez, deve possuir propriedades ópticas, assim como tamanho comparável e valência igual ao íon que irá substituir.

Dentre as matrizes hospedeiras ou meios ativos a serem dopados com terras raras encontramos o YAG ( $Y_3Al_5O_{12}$ : ítrio - alumínio - granada), o YLF ( $YLiF_4$ : fluoreto de lítio - ítrio) e o YVO ( $YVO_4$ : ítrio-vanádio-oxigênio). Dos lasers de YAG dopados com terras raras, como o Nd:YAG, Er:YAG, Ho:YAG, etc. O Nd:YAG tem sido um dos meios ativos mais utilizados, embora apresente dificuldades de obtenção da matriz hospedeira, pelo seu alto ponto de fusão e problemas térmicos quando em operação.

O  $YLiF_4$  (YLF), por sua vez, tem mostrado uma importante alternativa como matriz hospedeira, por apresentar características térmicas e estruturais que permitem a obtenção de uma qualidade de feixe superior ao YAG.

### 6.3 - Matriz Hospedeira YLF

A síntese do cristal de YLF ocorre a partir da mistura de  $YF_3$  e  $LiF$ , possuindo uma estrutura tetragonal denominada Scheelita (figura 26), onde o ítrio pode ser substituído por qualquer íon trivalente de terra rara.



**Figura 26** - Estrutura do cristal de YLF.

Os níveis de dopagem, para as terras raras com raios iônicos próximos ao do ítrio, podem atingir 100%, sendo possível a introdução de várias terras raras simultaneamente. Como limites experimentais de dopagem para cristais laser temos: 3 mol% para o neodímio e 100 mol% para o érbio. Com relação ao hólmio, pode ser obtida uma dopagem até de 10 mol% ou de 100 mol%.

Por ser um cristal uniaxial positivo, o YLF apresenta birrefringência natural capaz de compensar aquela induzida termicamente durante o funcionamento do

laser. Desta forma esta matriz se comporta mais adequadamente para operar em alta potência, quando comparada ao YAG.

As terras raras normalmente utilizadas como íons ativos são : neodímio, hólmio, túlio, érbio, itérbio, európio, praseodímio, entre outros. A dopagem com os respectivos fluoretos de terras raras, em geral, é feita no processo de crescimento do cristal.

Os fluoretos de ítrio e de terras raras utilizados para o crescimento destes cristais são sintetizados a partir de óxidos ultra puros, através do processo de hidrofluorinação sob atmosfera de ácido fluorídrico e argônio, a alta temperatura.

#### 6.4 - Laser de Hólmio

A terra rara hólmio pode dopar cristais de óxidos de estrutura ordenada como o YAG, fluoretos simples de estrutura ordenada como o YLF entre outros óxidos e fluoretos mistos de estrutura desordenada. O íon ativo  $\text{Ho}^{+3}$  apresenta quatro níveis de fluorescência, o que leva à um aumento da energia de limiar para este íon com relação ao neodímio, que apresenta apenas um nível de fluorescência (figura 27).

A introdução do dopante hólmio não é possível experimentalmente em concentrações intermediárias a 10 mol% e 100 mol%, sendo sua transição laser ativa de interesse constituinte de um sistema de quasi - três níveis (figura 28). O nível laser terminal ( $N_1$ ) está apenas  $250 \text{ cm}^{-1}$  acima do nível fundamental ( $N_0$ ). Este nível laser mais baixo ( $N_1$ ) tem população térmica relativamente alta à temperatura ambiente. Este fato faz com que a transição apresente uma energia de limiar altíssima sendo praticamente impossível a operação do laser em temperatura ambiente.

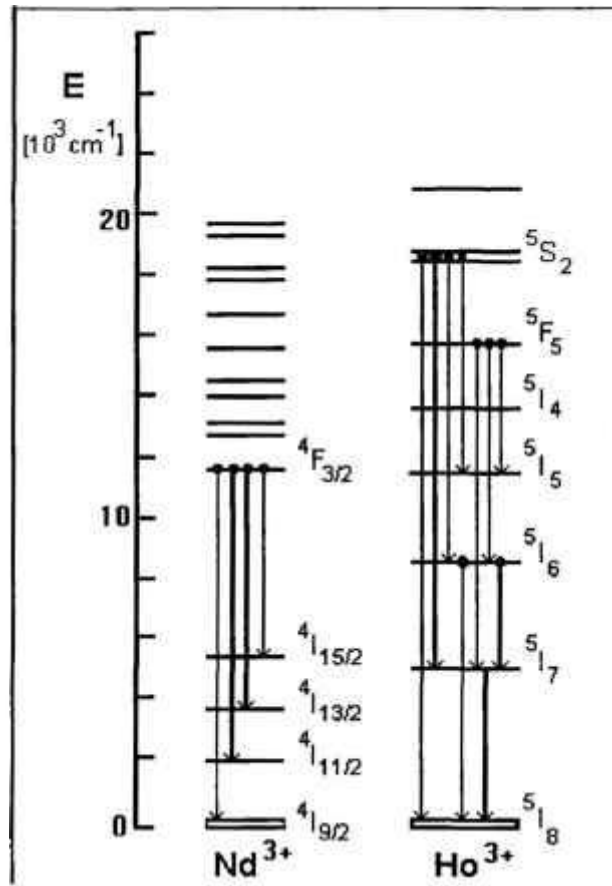


Figura 27 - Diagrama de níveis do  $\text{Nd}^{3+}$ ,  $\text{Ho}^{3+}$ .

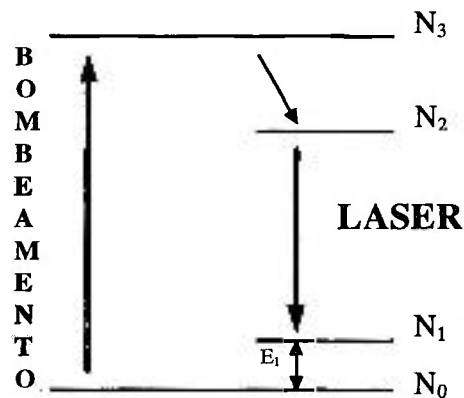


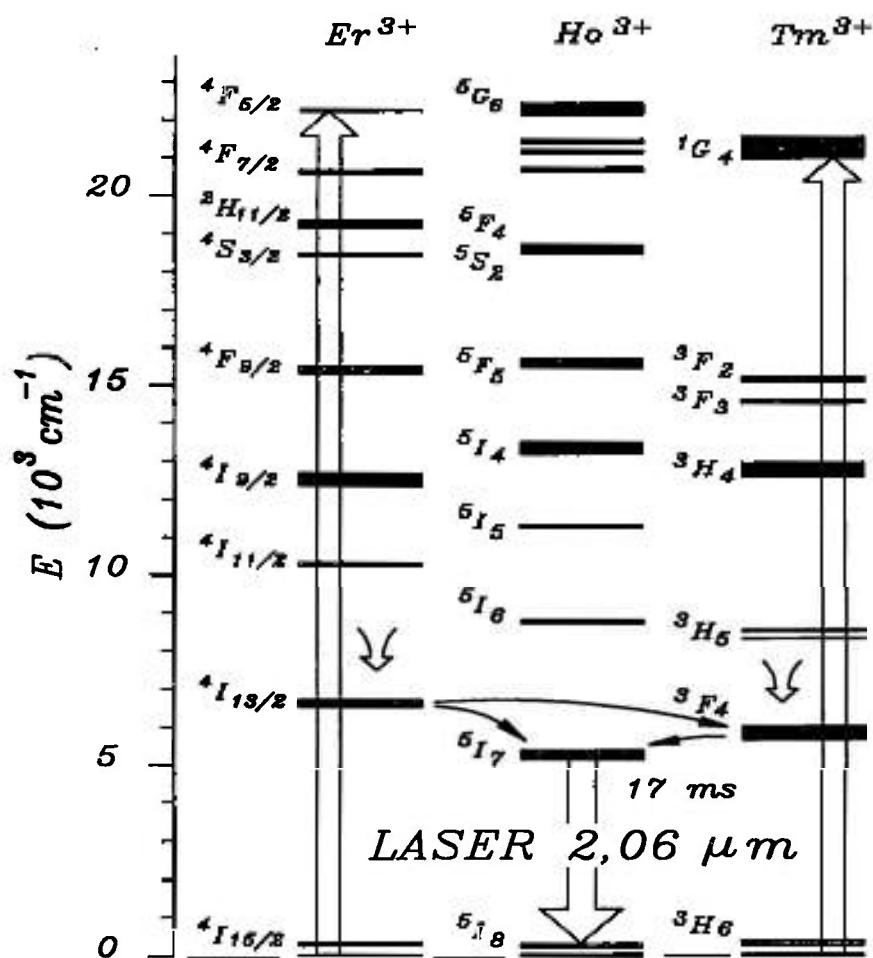
Figura 28 - Níveis energéticos de um sistema de quasi-três níveis. ( $N_0$ ) nível fundamental; ( $N_1$ ) nível laser terminal; ( $N_2$ ) nível metaestável; ( $N_3$ ) nível de absorção.

Para que ocorra a inversão da população em temperatura ambiente é necessário introduzir outros íons de terras raras, em concentrações muito maiores

que a do íon laser ativo, que por sua vez vão atuar como sensitizadores ou codopantes, aumentando a eficiência de transferência de energia.

Para o hólmio, os codopantes ideais na matriz de YLF são o érbio, em concentração de 30 a 40 mol%, e o túlio, em concentração de 6 a 10 mol%. Estes codopantes vão absorver a energia de excitação da lâmpada de bombeio, transferindo-a eficientemente para o íon laser ativo de hólmio, viabilizando a ação laser pulsada a 300K (temperatura ambiente).

O processo de transferência de energia dos primeiros estados excitados do  $\text{Er}^{3+}$  ( $^4I_{13/2}$ ) e do  $\text{Tm}^{3+}$  ( $^3F_4$ ) para o nível  $^5I_7$  do  $\text{Ho}^{3+}$  estão representadas na figura 29.



**Figura 29** - Esquema de transferência de energia dos íons  $\text{Tm}^{3+}$  e  $\text{Er}^{3+}$  para o  $\text{Ho}^{3+}$  no YLF.

A emissão do laser de hólmio em 2,065  $\mu\text{m}$  é originada a partir do nível  $^5\text{I}_7$  finalizando no nível fundamental  $^5\text{I}_8$ .

Em lasers de alta potência média (acima de 2 KW de bombeio), uma lente térmica é provocada no bastão devido ao alto gradiente de temperatura. No regime de operação multimodo, utiliza-se um ressonador plano-côncavo com grande raio de curvatura, o qual proporciona uma grande estabilidade à ação laser. O efeito de lente termicamente induzido é particularmente importante no caso de lasers que utilizam a matriz de YAG, sendo pequeno no caso do YLF, pois é compensado pela birrefringência natural desta matriz.

Além disso, o  $\text{Ho}^{+3}$  exibe relativo tempo de vida longo de emissão no nível  $^5\text{I}_7$  (2,065  $\mu\text{m}$ ), o que resulta no possível armazenamento de grandes quantidades de energia e um eficiente funcionamento pelo sistema Q-switched.

O bombeamento de um laser de estado sólido pulsado é efetuado por um laser de diodo semicondutor ou por lâmpadas de baixa pressão, como a lâmpada de xenônio. A energia necessária para o bombeio é armazenada pela fonte de alimentação (capacitores). A formação do pulso de descarga é produzida por capacitores e indutores para que haja máxima transferência de energia. Para cada pulso laser, a energia necessária para o bombeio é transferida da fonte de alimentação para a lâmpada em um curto intervalo de tempo.

## 6.5 - Aplicações Clínicas do Laser de Hólmio

A absorção do comprimento de onda de emissão de um determinado laser depende das propriedades específicas de cada tecido, sua pigmentação e porcentagem de água.

A forte absorção pela água em 2  $\mu\text{m}$ , coincidente com a emissão do laser de hólmio, leva à uma atuação superficial (camadas externas do tecido), tornando o hólmio excelente para cirurgias de precisão, por exemplo, em cartilagens.

A partir do início dos anos 90, muitas pesquisas de aplicações biomédicas se concentraram em lasers de estado sólido pulsados operando no comprimento de onda do infravermelho. Estes estudos têm investigado especialmente os efeitos qualitativos e quantitativos dos lasers de hólmio e érbio.

O laser de hólmio apresenta aplicações em comunicações ópticas; telemetria; processos industriais; nas áreas mais diversificadas da Medicina e na Odontologia. Dentre elas podemos citar sua utilização em ortopedia, oftalmologia, otorrinolaringologia, neurologia, gastroenterologia, urologia e ginecologia.

Na Ortopedia, a primeira tentativa de utilização do laser foi feita em 1973, passando a ser empregado em cirurgias artroscópicas e experimentalmente em tecido ósseo (BUHELDT et al.<sup>41</sup>, 1992; BUCHELT et al.<sup>42</sup>, 1993).

Desde o início dos anos 80 diferentes grupos têm desenvolvido cirurgias artroscópicas a laser. A tecnologia laser é ideal para o uso em cirurgias endoscópicas devido a facilidade de transporte de relativas potências por fibras ópticas, entre outras vantagens. A partir de 1990, autores como SIEBERT; FLAME<sup>43</sup> (1993), realizam cirurgias artroscópicas com o laser de hólmio em articulações como ombros, cotovelos, joelhos e tornozelos. Segundo os mesmos autores, o laser de hólmio pode ser utilizado com sucesso para corte de ligamentos e meniscos, para hemostasia em sinovectomias e especialmente para o alisamento de cavidades. Como uma das vantagens, este sistema se mostra menos invasivo que os procedimentos convencionais.

O laser de hólmio também se mostrou um instrumento seguro e efetivo segundo SISTO et al.<sup>44</sup> (1993) e MÖLLER et al.<sup>45</sup>, (1992) em condroplastias e meniscectomias laterais e sinovectomias parciais do joelho. SCHWARTZ et al.<sup>46</sup> (1993) estudam as propriedades ópticas do menisco humano e salientam que a luz laser pode ser refletida pelo menisco, o que é pertinente ao diagnóstico, ou acumulada pelo tecido, pertinente a terapia.

GOTTLOB et al.<sup>47</sup> (1992) demonstraram que para o tratamento de hérnia de disco, a remoção controlada de tecido do disco é conseguida através do laser de

Ho:YAG. O possível dano térmico pode ser evitado controlando-se a quantidade de energia empregada.

Segundo DUFFY et al.<sup>48</sup> (1992) o laser de Ho:YAG pode oferecer um grande progresso devido ao sistema de distribuição através de fibras ópticas, permitindo o acesso às cavidades intra-uterina e abdominal através da visão endoscópica direta. Entre suas aplicações podemos citar a remoção de tecido do endométrio, sem dano térmico profundo; cirurgia laparoscópica e o tratamento de endometrioses.

Em Urologia, JONHSON et al.<sup>49,50</sup>, em 1992, relata aplicações do laser de Ho:YAG em animais, obtém adequado controle hemostático em todos os procedimentos realizados, entre os quais, nefrectomia parcial e incisão transuretral da próstata. Embora preliminares, os resultados foram favoráveis.

A litotripsia a laser é um procedimento onde a energia laser é usada para fragmentar pedras, pequenas o suficiente para serem aspiradas, retiradas por um tubo-T ou eliminadas naturalmente através do esfíncter. O mecanismo de fragmentação dessas pedras pela luz laser ocorre em duas etapas. Inicialmente a radiação absorvida pelo alvo gera um plasma que durante sua expansão induz a formação de uma onda de choque, causando sua fragmentação. De acordo com SPINDEL et al.<sup>51</sup> (1992), a energia laser para uma fragmentação eficiente obtida com os lasers de corante variam significativamente enquanto que esta energia para o laser de hólmio é a mesma para qualquer pedra. Além disso, a absorção pela água em 2  $\mu\text{m}$  é bem maior quando comparada ao laser de Nd:YAG. Este fato é responsável pelo decréscimo no risco de dano aos tecidos vizinhos, o que é de fundamental importância para a litotripsia.

Estudo realizado por WHITE et al.<sup>52</sup>, em 1992, indica a utilização do laser de hólmio, guiado por ultra-sonografia intravascular, permitindo a recanalização de artérias obstruídas. A visualização prévia à recanalização previne perfurações ou dissecação da parede da veia.

Em Oftalmologia, trabalhos como o de SMITHPETER et al.<sup>53</sup> (1993) relatam a correlação entre mudanças na refletância e dinâmica de coagulação da córnea.

Estas mudanças que ocorrem após a incidência do laser de hólmio são fruto da desnaturação do colágeno, podendo ser usadas como controle em procedimentos cirúrgicos a laser, como a termoceratoplastia.

De MARCHENA et al.<sup>54</sup> (1994) e MYAZAKI et al.<sup>55</sup> (1994) relatam a efetividade do laser de Ho:YAG em angioplastias e no tratamento de doenças das artérias coronárias.

Em Odontologia, HENDLER et al.<sup>56</sup>, em 1992, reporta que o laser de Ho:YAG pode cortar o tecido cartilaginoso com precisão e rapidez, com moderada necrose, podendo atuar em meio salino e ser transmitido através de fibra óptica de quartzo, sendo um sistema útil para cirurgia artroscópica da articulação têmporo-mandibular. PICK<sup>12</sup>, em 1993, também salienta a utilização do laser de Ho:YAG em cirurgias maxilo-faciais como a cirurgia artroscópica têmporo-mandibular.

PASSES et al.<sup>57</sup>; PASSES<sup>58, 59</sup> relatam as aplicações do laser de hólmio em tecidos moles (biópsias excisionais de fibromas, etc), descrevendo também em seu trabalho as propriedades deste laser, como a grande absorção pela água e desta forma, penetração em pequena profundidade; a remoção rápida tecidual e além disso, a condução por fibras ópticas de quartzo.

O estudo das mudanças morfológicas na superfície do esmalte, após a irradiação com o laser de hólmio, foi reportada por MATSUMOTO et al.<sup>60</sup> (1990), WHITE et al.<sup>61</sup> (1992), GOODIS et al.<sup>62</sup> (1992); LIPPAS et al.<sup>63</sup> (1992) e ZEZELL et al.<sup>64</sup> (1995), entre outros.

MATSUMOTO et al.<sup>60</sup> (1990) obtiveram perfurações superficiais no esmalte com o laser de Ho:YAG.

WHITE et al.<sup>61</sup>, em 1992, relatam que o laser de Ho:YAG mostra-se promissor à modificações no esmalte dentário. A microdureza da superfície do esmalte irradiada pelo laser de Ho:YAG aumentou em 16% em relação aos controles.

GOODIS et al.<sup>62</sup> (1992) concluíram que o laser de Nd:YAG e Ho:YAG atuam na remoção da camada de resíduos (*smear layer*) e redução de microorganismos no canal radicular.

Análises de dentes irradiados com laser de Ho:YAG, realizadas por LIPPAS et al.<sup>63</sup>, em 1992, resultaram em superfícies de esmalte cavitadas e rugosas, com mínima carbonização.

As modificações na superfície dentinária, segundo WHITE et al.<sup>64</sup> (1993), produzidas pelo laser de Nd:YAG apresentaram uma coloração escurecida. O laser de Ho:YAG, entretanto, produziu superfícies claras em aparência. Isto pode indicar uma melhor combustão do colágeno, sem carbonização.

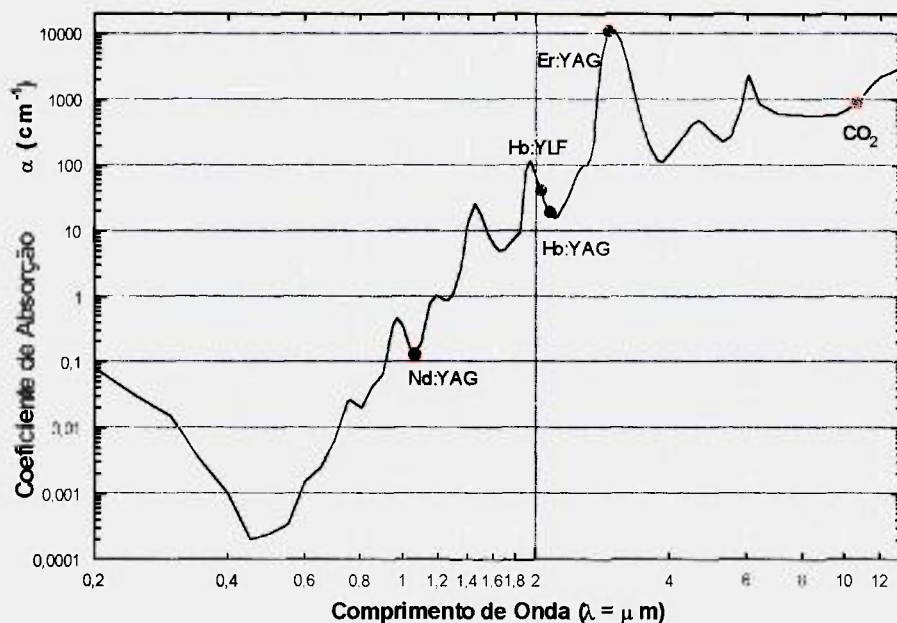
Os resultados dos estudos realizados por HOLT; NORDQUIST<sup>65</sup> (1994), indicaram que o laser de Ho:YAG, no comprimento de onda de 2,12  $\mu\text{m}$ , pode ser segura e eficientemente usado para atacar a superfície dentária.

Em estudos realizados por CERNAVIN<sup>66</sup>, em 1994, considerável fusão e recristalização do esmalte foi produzida pelos lasers de Nd:YAG e Ho:YAG. O comprimento de onda do laser de Ho:YAG se mostra mais capaz de cortar o esmalte e dentina, que o laser de Nd:YAG.

STEVENS et al.<sup>67</sup>, em trabalho realizado em 1994, demonstra que o laser de hólmio é capaz de remover tecido dentinário, sendo o grau de remoção diretamente relacionado ao nível de energia emitido pelo laser. Embora o comprimento de onda permaneça constante para cada tipo de laser, a distância da ponta fibra óptica em relação ao tecido alvo, assim como o seu diâmetro, a emissão contínua ou pulsada e os níveis de energia são algumas das diversas variáveis a serem consideradas.

De acordo com EDUARDO et al.<sup>68</sup> (1994); ZECELL et al.<sup>69</sup> (1995), a irradiação de sulcos e fissuras com o laser de hólmio pode ser útil em prevenção de cáries. Causa vaporização de substâncias orgânicas e ataca o esmalte, podendo promover uma melhor adesão de selantes. Perfurações com aspecto homogêneo e liso, foram obtidos com altas densidades de energia, indicando sua potencial utilização em cirurgia de acesso endodôntico e preparo cavitário.

O laser de Ho:YLF emitindo radiação luminosa no comprimento de onda de 2,065  $\mu\text{m}$  coincide com um dos picos de máxima absorção da água, o que propicia uma menor profundidade de penetração de ablação, sem a necessidade da introdução de pigmentos. Desta forma o Ho:YLF apresenta maior absorção pela água quando comparado ao Ho:YAG que emite em 2,1  $\mu\text{m}$  (figura 28).



**Figura 30** - Espectro de absorção da água.

O laser de  $\text{CO}_2$ , cuja emissão contínua no comprimento de onda de 10,6  $\mu\text{m}$  propicia uma maior absorção pela água (figura 30), no entanto, caracteriza-se por um gradiente elevado de temperatura induzido à estrutura dental. Trincas e carbonização são observadas por microscopia eletrônica de varredura na superfície dental após a incidência do laser de  $\text{CO}_2$  (figura 31)<sup>70</sup>, o que não ocorre com o laser de hólmio.



**Figura 31** - Microscopia eletrônica de varredura da superfície dentinária após a irradiação com o laser de CO<sub>2</sub> de emissão contínua (20W, 50ms; 160X)<sup>70</sup>.

## Capítulo 7

### LASER EM ODONTOLOGIA

Os primeiros relatos da utilização do laser na Odontologia datam de 1964, quando STERN; SOGNAES<sup>71</sup> reportaram a vaporização do esmalte pelo laser de rubi. Foram obtidas crateras onde o esmalte foi fundido e vitrificado. Na dentina as mesmas condições de irradiação causaram crateras maiores, com sinais de carbonização.

A partir da incidência do laser de rubi em dentes humanos, GORDON<sup>72,73</sup>, em 1966, relata a formação de uma nuvem, pluma de ablação, composta por estrutura dental vaporizada em estado ionizado, como resultado da incidência do laser. O mesmo autor descreve a preparação de cavidades, assim como a formação de material denso e amorfo na superfície do esmalte, após a incidência da luz laser. O laser é referido como um possível substituinte das brocas dentárias, o que era entretanto insustentável pela ausência de trabalhos significantes com relação a possibilidade de dano pulpar.

Diferentes resultados são obtidos, em função da energia, distância de incidência e foco do feixe laser, e características do tecido alvo, como sua espessura e pigmentação. Além disso, dentes armazenados a seco apresentam características de absorção da energia diferentes, especialmente da dentina, quando comparados à dentes recém-extraídos mantidos em solução<sup>74</sup>.

As diferenças estruturais e mecânicas da dentina e esmalte talvez sejam fatores contribuintes para as diferentes respostas destes tecidos com relação a energia do laser. O laser provoca inicialmente a remoção, na forma de vapor, da

água presente no tecido alvo. Além disso, a vaporização da água pode induzir a um stress mecânico nestas estruturas<sup>75</sup>.

Nenhuma mudança havia sido observada com relação a configuração da hidroxiapatita ou dureza do esmalte, após a incidência do laser de rubi. Entretanto, alterações foram observadas na estrutura dos prismas de esmalte (definição: apêndice 1) em microscopia óptica e sob luz polarizada, por LOBENE; FINE<sup>76</sup> (1966).

Estes primeiros estudos mostraram uma ausência de uniformidade dos efeitos do laser, de forma a reiterarem a necessidade de um monitoração dos parâmetros de radiação, como densidade de energia para cada exposição à luz laser, além da determinação dos limiares de dano aos tecidos duros e moles.

A aparência amorfa (vitrificada) do esmalte após a irradiação laser sugeriu provável alteração na solubilidade e penetrabilidade do esmalte, que por sua vez, estão ligadas diretamente a resistência desta estrutura à processos cariosos. Experimentos de STERN et al.<sup>77</sup>, em 1966, comparando a capacidade de desmineralização do esmalte após a incidência do laser de rubi e na sua ausência, demonstraram um menor grau de desmineralização dos primeiros, quando sujeitos a ação de um meio ácido. Embora tenha sido obtida uma maior resistência à caries incipientes\* produzidas *in vitro*, foram observadas grandes alterações na superfície do esmalte.

Visando minimizar a formação de uma superfície irregular, o laser de rubi foi incidido no esmalte de forma desfocalizada, por STERN et al.<sup>78</sup>, em 1967. O efeito da desfocalização é o fornecimento de menor densidade de energia. Uma superfície resistente à desmineralização, com menor grau de formação de crateras, foi obtida.

VAHL<sup>79</sup> descreveu, em 1968, de forma detalhada, a microestrutura das crateras formadas pelo laser de rubi, mostrando a configuração do esmalte, fusionado e resolidificado, causada pelo calor gerado pela luz laser.

---

\* Região de desmineralização do esmalte, que precede a cavitação ainda passível de remineralização.

O laser de rubi pulsado, por ser o primeiro a ser desenvolvido, apresenta um grande número de pesquisas em Odontologia. O seu comprimento de onda, no entanto, não possui uma boa absorção pelo esmalte dental, tendo sido utilizados recursos como pigmentos para aumentar sua absorção. O laser de CO<sub>2</sub> passou a ser investigado, para aplicações em tecidos duros dentais, visto que seu comprimento de onda (10,6 μm), coincide com um dos picos de absorção da hidroxiapatita. Os primeiros lasers de CO<sub>2</sub>, sendo de emissão contínua submetida à passagem de um obturador, apresentavam por sua vez, pulsos muito largos e portanto com possibilidade de induzir danos ao tecido pulpar<sup>80,81</sup>.

STERN; SOAGNNAES<sup>82</sup>, em 1970, reportam estudos com o laser de CO<sub>2</sub> pulsado, que se mostrou mais promissor que o laser de rubi, com relação às alterações na superfície do esmalte.

STERN et al.<sup>83</sup>, em 1972, reportaram a utilização do laser de CO<sub>2</sub> pulsado com baixas densidades de energia. Microespaços formados no esmalte irradiado apresentaram-se preenchidos por uma substância amorfa que provavelmente seria constituída de numerosos núcleos de cristalização, capazes de crescer formando cristais maiores, durante o processo de recristalização.

STERN; SOGNNAES<sup>84</sup>, também em 1972, realizam testes in vivo, com objetivo de observar a resistência à cáries do esmalte dentário após a incidência do laser de CO<sub>2</sub>. O grupo irradiado por este laser se mostrou mais resistente à desmineralização em meio ácido, fator este responsável pela cárie dental.

Os efeitos do laser sobre os tecidos moles, como membranas mucosas, gengiva e tecido pulpar devem também ser considerados.

TAYLOR et al.<sup>85</sup>, em 1965, realizou experimentos in vivo, em incisivos de hamsters. Exames histológicos realizados no tecido pulpar após a irradiação do laser de rubi no esmalte dental, mostraram áreas de necrose, com presença de edema e ruptura da camada de odontoblastos, próximo da área de incidência do laser. No entanto, danos mínimos ao tecido pulpar foram observados por STERN et al.<sup>86</sup> (1969), após a irradiação do esmalte de macacos, com o laser de rubi. Uma série de

outros artigos passaram a ser realizados, visando estabelecer parâmetros de irradiação laser no tecido pulpar. Os diferentes parâmetros de energia e o tipo de laser empregados, estão diretamente relacionados às diferentes respostas deste tecido.

## **7.1 - Pesquisas e Aplicações Clínicas**

As primeiras aplicações clínicas da luz laser somente foram observadas no início da década de oitenta. Estas aplicações inicialmente se concentraram em tecidos moles. Mais recentemente, muitas das grandes aplicações do laser dizem respeito aos tecidos duros, como remoção de cáries, preparação de cavidades etc.

Pioneiros como FISHER e FRAME (Reino Unido), PECARO e PICK (Estados Unidos) e MELCER (França) iniciaram trabalhos clínicos utilizando o laser de CO<sub>2</sub> em cirurgias teciduais. MELCER também estendeu as aplicações do laser de CO<sub>2</sub> aos tecidos duros. Alguns dos pesquisadores voltaram sua atenção para o laser de Nd:YAG, em função do seu comprimento de onda, aplicando-o em tecidos moles e duros. Incluem-se à eles MYERS e MYERS (Estados Unidos), MIDDIA (Reino Unido), YAMAMOTO (Japão). Outros contribuidores para a evolução da utilização de lasers na Odontologia são MATSUMOTO (Japão), POWELL e BLANKENAU, MISERANDINO, WHITE, MUNGO, FEATHERSTONE, POGREL e REMPFER (Estados Unidos), DEDERICH e ZACKARIASEN (Canadá), LEVY (França, atualmente Estados Unidos), HIBST e KELLER (Alemanha)<sup>12</sup>.

Uma outra fase importante das aplicações de lasers na Odontologia se deu através de sua utilização em cirurgias orais. A remoção de lesões e tumores da cavidade oral passaram a ser possíveis com os lasers de rubi, argônio, Nd:YAG e CO<sub>2</sub>. A retenção de corantes como o azul de toluidina por lesões malignas da cavidade oral é de grande valor para o diagnóstico, a partir do momento que este

corante, permite a localização mais precisa da lesão e auxilia a absorção do laser nestas áreas<sup>87</sup>.

Em tecidos moles dentais, os lasers encontram um vasto campo para estudos e aplicações.

O laser de CO<sub>2</sub> foi o primeiro laser a ser aprovado pelo órgão americano denominado FDA (*Federal and Drug Administration*) para procedimentos cirúrgicos na cavidade oral, sendo utilizado em aplicações em tecidos moles como gengivectomias, frenectomias, remoção de lesões, biópsias, etc.

Segundo LEADERMAN; FELDMAN<sup>88</sup>, a utilização do laser em cirurgias periodontais muitas vezes não requer colocação de cimento cirúrgico na área em questão, conduzindo também à um pós-operatório menos doloroso.

A aplicação de lasers, como o laser de neodímio para realização de gengivectomias<sup>89</sup>, e com o laser de argônio para remoção da pigmentação de melanina do tecido gengival, são realizadas em tecidos moles<sup>90</sup>.

A utilização de lasers em Implantologia se restringe clinicamente à exposição de implantes e cirurgias gengivais, ambos com os lasers de CO<sub>2</sub> e Er:YAG, e a nível de laboratório, na soldagem de implantes metálicos (Nd:YAG) e no desgaste e soldagem de implantes cerâmicos (Nd:YAG e CO<sub>2</sub>)<sup>91</sup>.

No campo da Dentística, os lasers têm atuado na remoção de cáries e detritos de sulcos, fóssulas e fissuras, ataque ao esmalte, na fotopolimerização de materiais restauradores resinosos, etc.

MEYERS; MEYERS<sup>92,93</sup>, 1985 e 1988; KUMAZAKI et al.<sup>94</sup>, 1992; demonstram a possibilidade de remoção de tecido cariado com o laser de Nd:YAG, enquanto que KELLER; HIBST<sup>95</sup>, em 1992, obtiveram bons resultados com o laser de Er:YAG.

Com intuito de análise dos aspectos morfológicos e conseqüente vedamento de fóssulas e fissuras, MYAKI<sup>96</sup> (1994) realizou estudos dos efeitos da incidência do laser de Nd:YAG nestas áreas.

A transiluminação de cáries com o laser de argônio, visando a detecção da presença de tecido cariado na estrutura dental, tem se mostrado como um recurso adicional de diagnóstico ao cirurgião-dentista<sup>97</sup>.

Através da incidência do laser de argônio, a fotopolimerização de selantes e materiais restauradores resinosos tem se mostrado eficiente. Em experimento realizado por KELSEY et al.<sup>98</sup> (1989), melhores propriedades físicas (resistência compressiva, módulo de flexibilidade, entre outros) foram apresentadas pelas resinas fotopolimerizadas pelo laser de argônio, além da redução do tempo de polimerização para um quarto do empregado, quando comparados com a técnica convencional.

A força de união de materiais resinosos à estrutura dental está relacionada à natureza e condições criadas na superfície do esmalte. Desta forma, diversos trabalhos têm sido realizados, visando promover um ataque à superfície do esmalte através da utilização de lasers. KUMAZAKI<sup>25</sup>, em 1992, relata a efetividade do laser de Er:YAG, quando comparada ao ataque promovido pelo ácido fosfórico, método realizado convencionalmente. MYAKI et al.<sup>99</sup>, em 1994, obtiveram resultados de qualidade inferior com o Nd:YAG do que com o ácido fosfórico, nos parâmetros de irradiação empregados. No entanto, em trabalhos realizado por MYERS; RENDDLÉ<sup>100</sup>(1990) e EDUARDO et al.<sup>101</sup> (1995), o laser de Nd:YAG mostrou resultados promissores com relação ao ataque ao esmalte. A utilização deste laser no intuito de atacar a superfície do esmalte para a colagem de braquetes ortodônticos foi relatada por ROBERTS-HARRY<sup>102</sup>, em 1992. A obtenção de diferentes resultados pelos autores se deve, em grande parte, aos diferentes parâmetros de irradiação empregados.

Desde que SOGNAES; STERN<sup>103</sup> (1965) demonstraram que a incidência laser aumenta a resistência do esmalte dental à ácidos, muitas pesquisas têm sido realizadas na área de prevenção de cáries.

Em 1985, MORIOKA et al.<sup>104</sup> demonstrou o aumento de resistência do esmalte à desmineralização produzida por ácidos (produtos do metabolismo dos

microorganismos da cavidade oral) quando da irradiação do laser de Nd:YAG. A análise histopatológica do tecido pulpar após incidência laser no esmalte, foi também realizada, demonstrando que os parâmetros de irradiação são de fundamental importância para manutenção da vitalidade deste tecido.

Os efeitos dos lasers de argônio (OHO; MORIOKA<sup>105</sup>, em 1987) e Nd:YAG (MORIOKA et al.<sup>106</sup>, 1989; MORIOKA, TAGOMORI<sup>107</sup>, 1989; BAHAR; TAGOMORI<sup>108</sup>, 1994), assim como, os lasers de érbio (NARA et al.<sup>109</sup>, 1990; MORIOKA et al.<sup>110</sup>, 1991) têm sido estudados, mostrando resultados promissores com relação à prevenção de lesões cariosas. A associação com a aplicação de flúor, têm trazido resultados ainda mais efetivos.

De acordo com MATSUMOTO et al.<sup>111</sup> (1993), nos últimos anos, vários estudos têm sido desenvolvidos para a utilização clínica de lasers em Endodontia. Desde 1978, estudos têm sido realizados com relação ao tratamento com laser, não somente em aplicações cirúrgicas e no tratamento de cáries primárias, mas também, para hipersensibilidade dentinária, amputação parcial da polpa, vaporização de tecido pulpar residual, redução microbiana de canais radiculares, efeitos antiinflamatórios, obturação e preparo de canais, onde se inclui a vaporização de resíduos dentinários.

A utilização do laser de argônio para fotopolimerizar materiais resinosos, no intuito de obturar os canais radiculares, mostrou bons resultados, estes apresentados por POTTS; PETROU<sup>112</sup>, em 1990.

GUTKNECHT<sup>113</sup>, 1991 e GUTKNECHT et al.<sup>114</sup>, 1991, salientaram a capacidade do laser de Nd:YAG em promover a fusão das substâncias inorgânicas presentes na superfície dentinária, no interior de canais radiculares. Em baixas densidades de energia, os túbulos dentinários ainda permaneciam abertos, enquanto que em densidades de energia mais elevadas, praticamente todos os túbulos, na área de incidência do laser, eram obliterados. Segundo STABHOLZ et al.<sup>115</sup> (1992), quando a apicectomia é a conduta de escolha, a luz laser pode agir como um

importante coadjuvante neste tratamento, a partir da redução da permeabilidade da raiz seccionada.

GOODIS et al.<sup>116,117</sup> (1992) relataram a completa remoção da camada de resíduos (*smear-layer*) remanescente no canal radicular, com o laser de Nd:YAG, assim como a redução de microorganismos em comparação com canais tratados convencionalmente, na ausência da irradiação deste laser. EDUARDO et al.<sup>118</sup> (1993), relataram a associação do laser de Nd:YAG, aplicado no interior de canais radiculares visando a redução microbiana, e o laser de GaAlAs, que opera em baixa potência, de modo a atuar no processo de reparação tecidual.

Segundo MATSUMOTO<sup>119</sup> (1992), o diagnóstico de vitalidade pulpar com a técnica Doppler usando o laser de He-Ne, capaz de medir o fluxo da corrente sanguínea da área em questão, e o clareamento dental promovido pelo aquecimento de peróxido de hidrogênio com o laser de Nd:YAG, são também recursos oferecidos ao cirurgião dentista na área da Endodontia.

Lasers operando com baixas potências de emissão, como o He-Ne e o arseneto de gálio, constituem uma vasta área para pesquisas e aplicações clínicas em Odontologia. O seu mecanismo de atuação, a bioestimulação, ainda não se encontra totalmente esclarecido. De acordo com KARU<sup>30</sup> (1989), o efeito de bioestimulação dos lasers de baixa potência, que provocam uma aceleração no processo cicatricial, se deve ao aumento na proliferação celular, assim como à uma mudança na atividade fisiológica das células excitadas pelo laser. NARA et al.<sup>120</sup>, em 1990, em estudo realizado com fibroblastos obtidos de polpas dentais, relata uma aceleração na proliferação destas células.

Os lasers de baixa potência, como o de GaAlAs e He-Ne apresentam grande aplicabilidade na cavidade oral: no controle de dores pós-operatórias, quadros de hipersensibilidade dentinária, em queilites angulares, trismos, parestesias, hipersensibilidade dentinária, sensibilidade pós-preparo cavitário, pós-cirurgias e pós-intervenções endodônticas e estimulando a reparação tecidual de lesões bucais como úlceras aftosas e herpes simples (SAITO et al.<sup>121</sup>, 1994; EDUARDO et al.<sup>122</sup>, 1995; CECCHINI et al.<sup>123</sup>, 1995).

## **Capítulo 8**

# **CONSEQÜÊNCIAS DA IRRADIAÇÃO LASER PARA O TECIDO PULPAR**

Para avaliar os efeitos da irradiação laser sobre os tecidos dentais deve ser considerado que este órgão é composto por diferentes estruturas, como o esmalte, a dentina e o tecido pulpar, sendo este último uma massa de tecido conjuntivo altamente vascularizada, que exerce funções de formação de dentina, nutrição, defesa e sensorial. Desta forma, é de suma importância o conhecimento dos efeitos causados pela incidência da fonte de luz laser, mesmo que indiretamente, sobre este tecido, de modo a se estabelecer padrões de irradiação que não induzam efeitos danosos aos tecidos dentais.

Dentre os diversos efeitos da irradiação laser para o tecido pulpar, salientamos o aumento da temperatura na câmara pulpar (local onde se situa o tecido pulpar - polpa), o aumento da microcirculação neste tecido, a formação de dentina mineralizada (ativação dos odontoblastos), assim como a formação de uma barreira aos estímulos conduzidos à este tecido (redução da hipersensibilidade dentinária).

### **8.1 - Aumento de Temperatura na Câmara Pulpar**

Durante a incidência da luz laser com relativamente alta densidade de energia, obter-se-á a elevação de temperatura na área alvo, assim como, nos tecidos vizinhos à esta.

As substâncias duras do dente são pobres condutores de calor, isto é, atuam como verdadeiros isolantes térmicos. Os valores para condutividade e difusão térmica do esmalte e dentina, obtidos por BROWN et al.<sup>124</sup> (1970), são apresentados na tabela 2.

**Tabela 2** - Densidade, condutividade térmica e difusão térmica do esmalte e dentina<sup>108</sup>.

Medidas	densidade (g/cm <sup>3</sup> )	condutividade térmica - [cal/(s.cm.°C)]	difusão térmica (cm <sup>2</sup> /s)
Estrutura			
Esmalte	2,8	2,23 X 10 <sup>-3</sup>	4,69 X 10 <sup>-3</sup>
Dentina**	1,96	1,39 X 10 <sup>-3</sup>	1,87 X 10 <sup>-3</sup>

Os valores obtidos através da difusão térmica indicam que condução térmica ocorre mais rapidamente no esmalte do que na dentina. Em um dente, sujeito, por exemplo, à baixas temperaturas, o esmalte irá sofrer um stress intenso devido à contração da dentina. Se a mudança de temperatura for muito grande, trincas e rachaduras podem ocorrer no esmalte.

Estudo realizado por ZACK; COHEN<sup>125</sup>, em 1965, de verificação do aumento de temperatura intrapulpar, ressaltou que com elevação de aproximadamente 2,2<sup>0</sup>C, o tecido pulpar permanece histologicamente idêntico ao controle (normal). Com a elevação térmica de cerca de 5,5<sup>0</sup>C, inicia-se um processo de destruição dos odontoblastos, havendo 15% de necrose do tecido pulpar. Grande destruição dos odontoblastos e 60% de necrose são obtidos, elevando-se a

\*\*Valores para medidas obtidas perpendicularmente aos túbulos dentinários. As medidas obtidas paralelamente aos túbulos dentinários têm valores ligeiramente menores, diferença esta não significativa.

temperatura em 11,0<sup>0</sup>C. Com cerca de 17,0<sup>0</sup>C de aumento, tem-se 100% de necrose do tecido pulpar.

SELTZER; BENDER<sup>126</sup>, em 1973, também ressaltaram que a temperatura pulpar quando aumentada acima de 5,0<sup>0</sup>C causa sérios danos à vitalidade pulpares.

A partir dos primeiros relatos de aplicações de laser em Odontologia datados de 1964, autores como TAYLOR et al.<sup>85</sup>, realizaram experimentos in vivo, no intuito de observar os efeitos do laser de rubi no tecido pulpar. Áreas de necrose pulpar e ruptura da camada de odontoblastos, nas proximidades do local de incidência do laser de rubi foram relatadas.

Deve ser considerado que o tecido pulpar se encontra envolvido por tecidos duros, sendo a difusão do calor na câmara pulpar limitada. Desta forma, as alterações histopatológicas no tecido pulpar diferem dos que se obtém em pele e mucosa.

A energia da luz laser é transmitida para a polpa, sendo a elevação de temperatura na cavidade pulpar diretamente proporcional à energia aplicada, e portanto, de fundamental importância, o tempo de exposição. A exposição à altas densidades de energia por períodos curtos causa menores danos pulpares<sup>127</sup>.

O efeito do aumento da taxa de repetição da emissão laser na curva de temperatura é muito pronunciado, quando comparado à um aumento equivalente da energia incidente. Em estudo realizado por HIBST; KELLER<sup>128</sup>, em 1990, foi obtido um aumento de 5 graus como resposta ao aumento da energia de incidência do laser de érbio:YAG de 3 vezes, enquanto que ao aumentar a frequência de emissão deste laser em 3 vezes, obteve-se um aumento térmico de 14 graus.

A espessura dos tecidos (esmalte e dentina) também são fatores a serem analisados quando do estudo destas mudanças térmicas. Dentes com uma menor espessura de remanescente dentinário apresentam uma maior elevação de temperatura do tecido pulpar (WHITE et al.<sup>129</sup>, 1990; JEFFREY et al.<sup>130,131</sup>, 1990; PAGHDIWALA et al.<sup>132</sup>, 1993).

WHITE et al.<sup>133</sup>, em 1992, através de monitorações de temperatura máxima de superfície, diâmetro de aquecimento, variação térmica no esmalte e dentina, compararam os efeitos térmicos provocados por uma turbina refrigerada, por café quente e pela incidência do laser de Nd:YAG. Como conclusões, os autores relataram que a variação térmica introduzida pelo laser de Nd:YAG em esmalte e dentina foi menor que com turbinas refrigeradas, para períodos curtos de exposição e reduzidas energias e frequências (1W, 10 Hz, 100 mJ/p). As temperaturas de superfície geradas por esta incidência do laser de Nd:YAG foram suficientes para a remoção de tecido orgânico e fusão de substância inorgânica do esmalte e dentina.

Testes de vitalidade foram empregados por GOODIS et al.<sup>134</sup> (1992) e WHITE et al.<sup>135</sup> (1993) em dentes submetidos à irradiação do laser de Nd:YAG na superfície do esmalte e da dentina. Todos os dentes apresentaram-se vitais e assintomáticos durante o acompanhamento.

Com o intuito de minimizar a elevação térmica provocada na estrutura dental, jatos de ar e de água são utilizados durante a incidência da luz laser, nos tratamentos clínicos.

Estudos realizados com o laser de argônio, por POWELL et al.<sup>136</sup>, em 1993, confirmam resultados obtidos por ZACK; COHEN<sup>125</sup>, onde danos pulparem são obtidos quando a temperatura intrapulpar é superior a 5.5<sup>o</sup>C. Temperaturas menores que 6<sup>o</sup>C foram obtidas com a utilização do laser de argônio, com densidades de energia de cerca de 900 J/cm<sup>2</sup>.

Além da avaliação do aumento de temperatura na cavidade pulpar, outros autores como BLANKENAU et al.<sup>137</sup>, em 1994, realizaram estudos com intuito de medir o aumento de temperatura na superfície externa do dente, na região de junção cimento - dentina e ápice radicular, quando da remoção de tecido pulpar pelo laser de argônio. A incidência do laser de argônio não provocou excessivo aumento de temperatura na superfície externa do dente.

## 8.2 - Microcirculação

Uma vez que as patogenias pulparestão associadas à alterações na microcirculação pulpar, vários estudos enfocando a atuação de diferentes fontes laser neste tecido são necessários.

O efeito do laser de CO<sub>2</sub> na microcirculação pulpar foi estudado por FRIEDMAN et al.<sup>138</sup> (1991), FRIEDMAN et al.<sup>139</sup> (1992). A verificação do fluxo sanguíneo pulpar foi realizada através de uma técnica Doppler à Laser, durante a irradiação do esmalte com o laser de CO<sub>2</sub> em densidades de energia de 304 - 1440 J/cm<sup>2</sup>. Obteve-se um aumento do fluxo sanguíneo de 23% a 47% e o retorno a linha base após 2 a 3 minutos. A polpa foi termicamente afetada, sendo o aumento de temperatura dependente da espessura do remanescente dentinário.

## 8.3 - Dentinogênese

A dentinogênese, ou seja, formação de tecido dentinário por células denominadas odontoblastos, presentes no tecido pulpar, ocorre durante o processo de formação do elemento dental e durante a vida do indivíduo frente à estímulos, como elevação de temperatura, processos cariosos, etc.

MELCER et al.<sup>140</sup>, em 1985, em experimento realizado em dentes de cães e macacos, incidiu o laser de CO<sub>2</sub> (3W, 1s) na parede pulpar de cavidades previamente confeccionadas. A extração foi realizada após 30 dias, sendo observada a neoformação de tecido dentinário, como possível resultado da ativação de odontoblastos, causada indiretamente pelo laser de CO<sub>2</sub>. Nenhuma alteração pulpar foi evidenciada.

A avaliação das reações pulparestão após a incidência do laser de CO<sub>2</sub> também foi conduzida por FRANQUIN; SALOMON<sup>141</sup> (1986). Nos períodos observados, de 15 a 80 dias, não houve sintomatologia clínica pós operatória, sendo observado

histologicamente a produção de dentina terciária e ausência de processo degenerativo pulpar. MELCER et al.<sup>142</sup> (1987), relata a formação de dentina (dentinogênese) por odontoblastos localizados nas proximidades do local de incidência do laser, e odontoblastos provenientes da região central da polpa, em substituição àqueles destruídos pela elevação de temperatura.

ASCORIA et al.<sup>143</sup>, em 1991, estudando a resposta pulpar após a incidência de um laser coaxial CO<sub>2</sub> - Nd:YAG, demonstram a formação de dentina terciária (reparativa), em função do estímulo gerado por este laser no tecido pulpar.

Estudos da reação pulpar decorrente da irradiação do laser de Er:YAG, em dentes de cães, conduzidos por HIBST; KELLER<sup>144</sup>, em 1991, mostraram uma neoformação de dentina pelos odontoblastos três a cinco semanas após a incidência deste laser na superfície dentinária previamente preparada, próxima a cavidade pulpar.

#### **8.4 - Redução da Hipersensibilidade Dentinária**

A hipersensibilidade dentinária é causada pela exposição de túbulos dentinários à cavidade oral por processos como abrasão ou erosão do esmalte principalmente na região cervical. A produção de estímulos dolorosos por alteração na condução hidráulica dos fluidos intratubulares é uma das teorias que buscam justificar a presença de sensibilidade dolorosa (teoria termodinâmica de Brannstrom).

De acordo com RENTON-HARPER; MIDDA<sup>145</sup> (1992), o tratamento da hipersensibilidade dentinária com o laser de Nd:YAG mostrou resultados promissores. O fechamento parcial dos túbulos dentinários provocado pela incidência do laser de Nd:YAG, através da fusão e recristalização da dentina, formando uma superfície vítrea e sem porosidades foi relatada por GELSKEY et al.<sup>146</sup>, em 1993. O decréscimo da condução hidráulica nos túbulos dentinários e com isto, a diminuição de estímulos dolorosos à polpa levam à uma conseqüente diminuição na sensibilidade deste dente.

## Capítulo 9

### PROPOSIÇÃO

O objetivo específico deste trabalho é estudar os efeitos da irradiação do laser de hólmio em esmalte e dentina, visando o preparo cavitário com finalidade endodôntica, assim como o preparo cavitário com finalidade restauradora.

A partir deste objetivo foram feitos testes *in vitro*, analisando-se por microscopia eletrônica de varredura as alterações morfológicas causadas no esmalte e dentina; a concentração relativa de cálcio e fósforo nestas superfícies foi avaliada através de microanálise por energia dispersiva de raios-x, e uma avaliação inicial do efeito térmico na cavidade pulpar foi realizada através da monitoração de temperatura por termopar.

## Capítulo 10

### MATERIAIS E MÉTODOS

#### 10.1 - Características do Laser

Um protótipo de laser de Er:Tm:Ho:YLiF<sub>4</sub> (Ho:YLF) foi desenvolvido para aplicações biomédicas no Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN-CNEN/SP), figura 32.

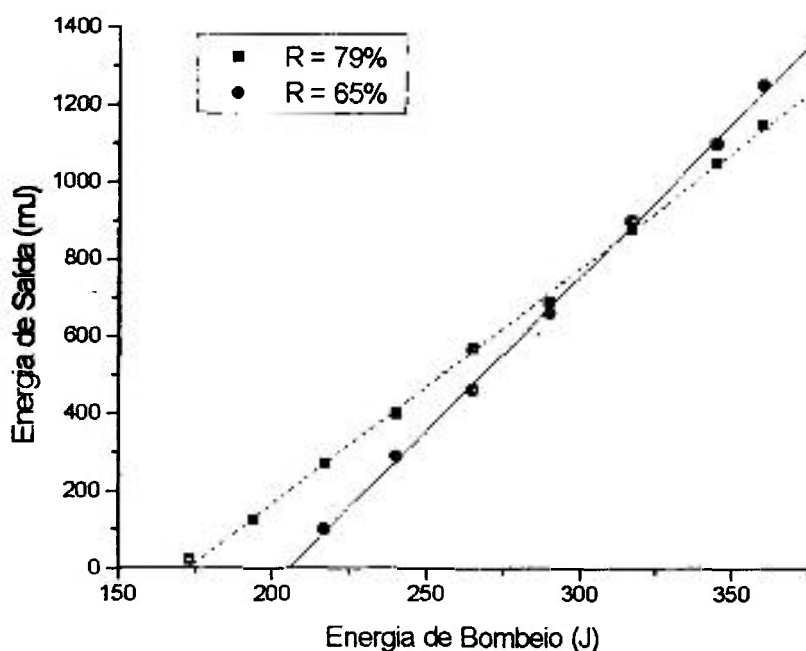


**Figura 32** - Protótipo de laser de Er:Tm:Ho:YLiF<sub>4</sub> (Ho:YLF).

O cristal de Er:Tm:Ho:YLiF<sub>4</sub> para a confecção de bastões para o protótipo foi crescido em concentrações de 35 mol% de érbio, 6 mol% de túlio e 0,5 mol% de hólmio. As características do bastão obtido são: diâmetro do bastão de 5,8 mm, com 53 mm de comprimento.

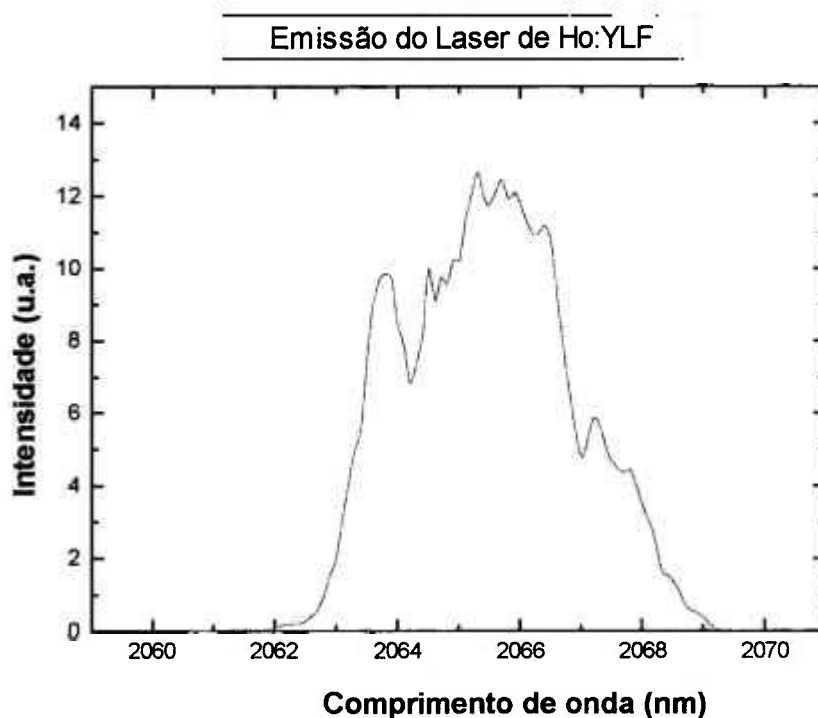
O bombeio do bastão é feito através de duas lâmpadas flash de xenônio com baixa pressão, sendo o conjunto refrigerado por circulação de água deionizada. O comprimento do ressonador utilizado foi de 98 cm e a temperatura da água de refrigeração de 20°C.

Espelhos planos transmissores, para o comprimento de onda de 632 nm, de forma a permitir o alinhamento com o laser de He-Ne, foram empregados. As energias de emissão do laser de Ho:YLF em relação às diferentes energias de bombeio e espelhos de saída encontram-se descritas na figura 33. Energias de saída maiores que 1,2 J foram obtidas com espelho de 65% de reflexão e energias maiores que 1 J, com espelho de 79% de reflexão. O espelho de saída com 65% de reflexão foi utilizado neste protótipo.



**Figura 33** - Energia de saída para o laser de Ho:YLF em relação à energia de bombeio com diferentes espelhos de saída e temperatura do fluido de refrigeração de 20°C.

O laser de Ho:YLF emite no comprimento de onda de 2,065  $\mu\text{m}$ , largura de linha de 2,0 nm (figura 34), com pulsos únicos de largura de 250  $\mu\text{s}$  ( $\dagger$  FWHM) e energias máximas de 1,250 J/pulso. A energia de saída foi observada por um medidor de energias marca Scientech Energy / Power Meter modelo 373.



**Figura 34** - Largura de linha de emissão do laser de hólmio.

## 10.2 - Descrição das Amostras e Condições de Irradiação

Quatro dentes humanos secos e seis dentes recém extraídos foram utilizados neste estudo. Após a extração, os últimos foram mantidos em solução salina (NaCl 0,9%). Todos os dentes foram limpos em solução de acetona com auxílio do ultrassom, antes de serem irradiados. Foram observados em microscopia óptica, no microscópio Zeiss model POHII (40x), antes e após a irradiação e fotografados no

$\dagger$  FWHM - full width at the half maximum

microscópio estereoscópico cirúrgico D.F. Vasconcelos após a irradiação. Energias entre 120-700 mJ por pulso foram usadas e o feixe laser incidiu perpendicularmente aos dentes através de lentes de vidro biconvexas com distâncias focais de 40 a 100 mm, produzindo densidades de energia de 679 a 2263 J/cm<sup>2</sup>. O diâmetro das lesões foi determinado por micrometria.

Com o intuito de estabelecer padrões de irradiação com o laser de Ho:YLF incidiu-se com reduzidas densidades de energia evoluindo de forma crescente. Foram selecionados para discussão os espécimes da tabela 03.

O espécime 1 foi irradiado pelo laser de Ho:YLF com 120 mJ/p, 1 pulsos por posição, através de uma lente de  $f = 100$  mm e densidade de energia de 679 J/cm<sup>2</sup>/p, na superfície oclusal de um dente molar recém-extraído.

O espécime 2 (dente molar recém-extraído) foi irradiado na superfície vestibular com 300 mJ/pulso, 1 pulso por posição, através de uma lente de  $f=100$  mm apresentando 755 J/cm<sup>2</sup>/p.

O espécime 3 foi irradiados com 400 mJ/pulso, 1 pulso por posição, através de uma lente de  $f = 100$  mm, abrangendo de forma ampla a superfície vestibular de um dente molar (recém-extraído), com densidade de energia de 2.263 J/cm<sup>2</sup>/p.

O espécime 4 (seco) foi irradiado na superfície oclusal de um incisivo central inferior com 600 mJ/pulso, 2 pulsos por posição, através de uma lente de  $f=40$ mm, apresentando densidade de energia de 1.910 J/cm<sup>2</sup>/p.

Os espécimes 5 ao 7 (secos) e 8 ao 10 (recém extraídos) foram irradiados sobre a superfície oclusal de dentes molares e pré-molares com 700 mJ/pulso, 30 pulsos por posição, através de uma lente de  $f = 40$  mm, com densidade de energia de 2.228 J/cm<sup>2</sup>/p.

**Tabela 03 - Condições de irradiação com laser de Ho:YLF**

<b>Espécime</b>	<b>Energia por pulso (mJ)</b>	<b>Pulsos por posição</b>	<b>Distância focal (mm)</b>	<b>Densidade de energia por pulso (J/cm<sup>2</sup>/p)</b>
1	120	2	100	679
2	300	1	100	755
3	400	1	100	2.263
4	600	20	40	1.910
5	700	30	40	2.228
6	700	30	40	2.228
7	700	30	40	2.228
8	700	30	40	2.228
9	700	30	40	2.228
10	700	30	40	2.228

Para a análise em microscopia eletrônica de varredura, as amostras foram desidratadas em soluções de concentrações crescentes de álcool (70-100%) e submetidas à secagem na Hipachi Critical Point Dryer- HCP2. Em seguida foram montadas em bases metálicas para receber uma cobertura de platina ou ouro. Os espécimes foram observados em microscópio de varredura JEOL - J.S.M. T220A e JEOL - JXA 6400, do Departamento de Endodontia da Universidade de Showa, no Japão e no Laboratório de Caracterização de Materiais (LACAN) na Cordenadoria de Projetos Especiais do Ministério da Marinha.

Dois dos espécimes, irradiados com densidade de energia de 2.228 J/cm<sup>2</sup>/p, foram seccionados longitudinalmente (método descrito posteriormente), a fim de

que fossem observados internamente por microscopia óptica, microscopia eletrônica de varredura e realizada microanálise por energia dispersiva de raios-x

### **10.3 - Microanálise por Energia Dispersiva de Raios-x (EDX)**

A fim de que fossem identificadas alterações na composição de esmalte e dentina após a incidência do laser de Ho:YLF, foram mensuradas as quantidades relativas de cálcio e fósforo das amostras antes e após sua incidência. Para realização destas medidas foi empregada a microanálise por energia dispersiva de raios-x.

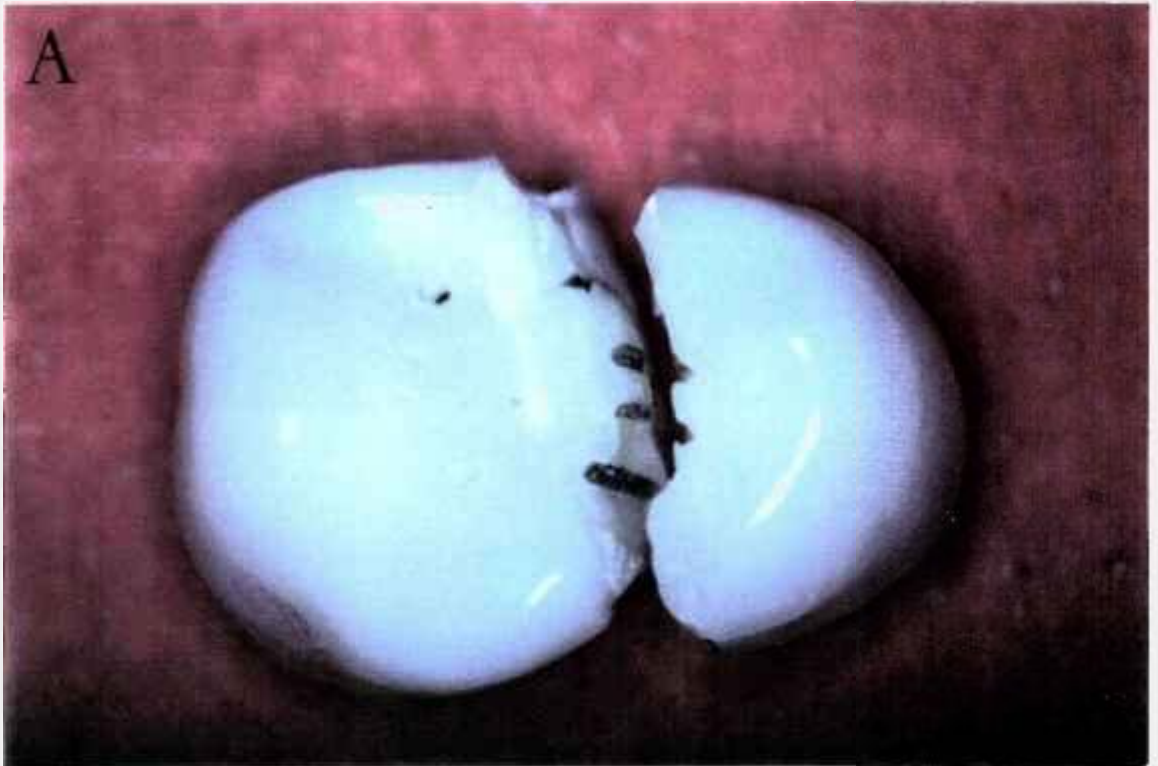
Um dos processos de interação possíveis durante a incidência de um feixe de elétrons em uma amostra sólida é a emissão de raios-x. A energia dos fótons emitidos a partir da área irradiada é proporcional ao número atômico dos elementos presentes. O feixe primário de elétrons ao incidir com o núcleo do átomo, sofre espalhamento, emitindo raios-x. O volume de raios-x produzidos é determinado pela energia do feixe primário, entretanto, o formato deste volume depende particularmente do número atômico, permitindo a identificação, além de quantificar os elementos presentes.

O espécime 10, irradiado com  $2.228 \text{ J/cm}^2/\text{p}$ , 30 pulsos por posição, foi fraturado longitudinalmente no sentido disto-lingual. Inicialmente foi seccionada a raiz através de uma broca diamantada em turbina de alta rotação, refrigerada com água. A seguir foram realizados sulcos nas faces distal e mesial utilizando-se o método descrito anteriormente, a fim de orientar a linha de fratura, posteriormente executada mecanicamente com auxílio de um alicate turquesa. Deste modo foi realizada uma análise ao longo das perfurações obtidas com o laser de Ho:YLF, assim como nas áreas onde o laser não incidiu (figuras 35A e 35B). O espécime foi fixado em uma base metálica e recebeu um recobrimento de carbono e a microanálise por energia dispersiva de raios-x foi realizada através do equipamento NORAN série II.

Os dados foram agrupados em tabelas e realizada análise estatística através da prova de U de Mann-Whitney, a fim de avaliar a existência de diferenças significantes ao nível de 1% ( $\alpha = 0,01$ ), isto é, na condição de que uma diferença na concentração relativa de átomos de cálcio e fósforo não ocorra em apenas 1% dos resultados obtidos.

#### **10.4 - Monitoração do Aumento de Temperatura da Câmara Pulpar**

O aumento de temperatura no interior da câmara pulpar foi monitorado utilizando-se um termopar do tipo T (Cobre - Constatan), de espessura 0,0013 mm, colocado intracanal e tocando a parede pulpar do espécime. Dois grupos de dentes (pré-molares recém-extraídos) foram utilizados. Em um grupo, a câmara pulpar se encontrava vazia e no segundo grupo, a câmara pulpar foi preenchida com uma pasta térmica desenvolvida pelo Departamento de Energia da Faculdade de Engenharia Mecânica da UNICAMP (material este que apresenta mudança de fase resultante da alteração de temperatura). Os dois grupos foram irradiados com 500 mJ/pulso, 30 pulsos por posição, através de uma lente de  $f = 40$  mm, apresentando densidade de energia de  $2079 \text{ J/cm}^2/\text{p}$ . A monitoração foi realizada por um amplificador de tensão com ganho de 800 vezes e faixa passante de frequências de 10 Hz e registrada em um registrador gráfico do tipo x-t, modelo HP17501A.



**Figuras 35 - (A) e (B): espécime 10 seccionado longitudinalmente.**

## Capítulo 11

### RESULTADOS

#### 11.1 - Análise Morfológica por Microscopia Óptica e Eletrônica de Varredura

No espécime 1, irradiados com  $679 \text{ J/cm}^2/\text{pulso}$ , 1 pulso por posição, observados por microscopia eletrônica de varredura, várias cavidades foram produzidas na superfície do esmalte, com cerca de  $150 \mu\text{m}$  de diâmetro e pequena profundidade (figura 36).

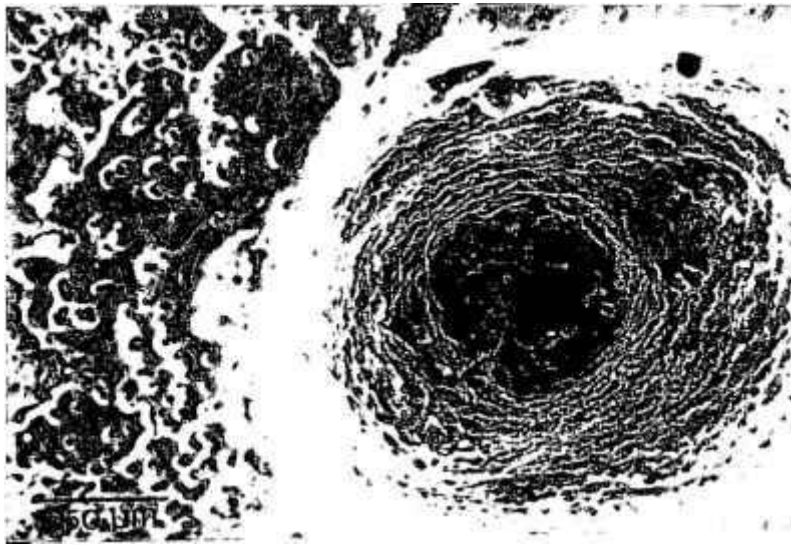


**Figura 36** - Microscopia eletrônica de varredura do espécime 1 ( $679 \text{ J/cm}^2/\text{p}$ , 2 pulsos por posição). (200X) \*\*

---

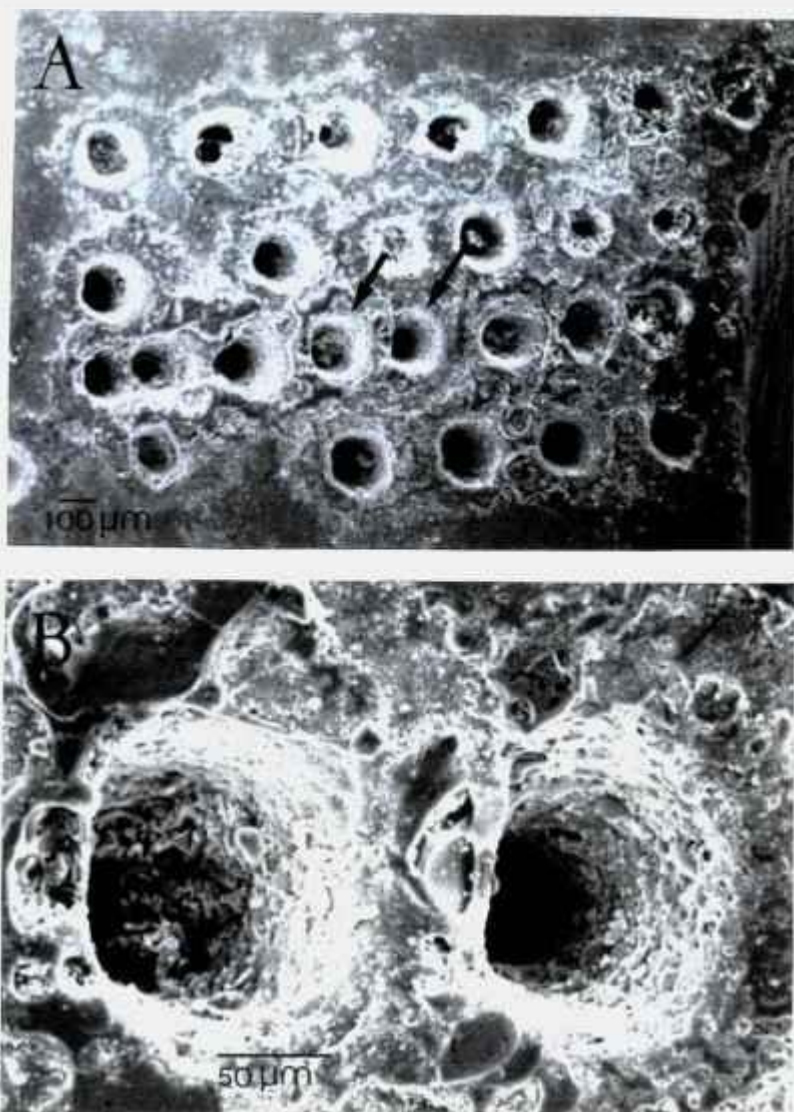
\*\* As fotos em microscopia eletrônica de varredura e óptica, figuras 36-42, foram realizadas pelos professores Carlos de Paula Eduardo e Koukichi Matsumoto na Universidade de Showa, Japão.

O espécime 2, irradiado com  $755 \text{ J/cm}^2/\text{pulso}$ , 1 pulso por posição, apresenta uma cavidade com características similares às da figura 33, embora com maior profundidade de penetração devido a maior densidade de energia empregada. Pode ser notado material fundido e recristalizado em toda a sua extensão, formando uma superfície uniforme e clara (figura 37).



**Figura 37** - Espécime 2 ( $755 \text{ J/cm}^2/\text{p}$ , 1 pulsos por posição). Material fundido e recristalizado nas bordas e em toda a extensão da cavidade. (500X)

Várias cavidades foram obtidas na superfície vestibular do espécime 3, irradiado com  $2.263 \text{ J/cm}^2/\text{pulso}$ , 1 pulso por posição (figura 38A). Algumas das cavidades se encontram preenchidas com um material fundido em seu centro, o que foi provocado pela ausência de uniformidade na distribuição de energia do laser, cujo perfil espacial apresentou menor energia na região central. Em um maior aumento da mesma figura, podemos observar a formação de uma superfície vitrificada nestas cavidades devido à fusão e recristalização do esmalte nas áreas de incidência do laser de hólmio (figura 38B).

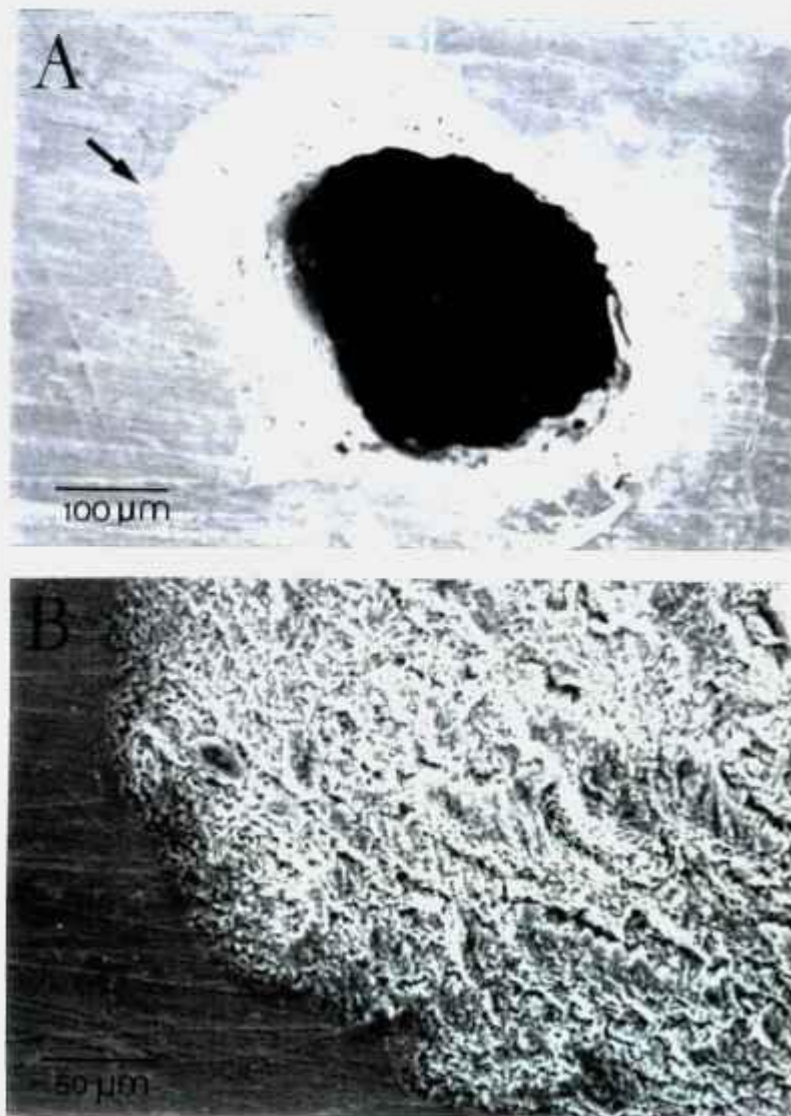


**Figura 38** - (A) Espécime 3. Cavidades obtidas com o laser de Ho:YLF, 2.263 J/cm<sup>2</sup>/p, 1 pulsos por posição. (75X)

(B) Aumento das cavidades indicadas na figura 38A. Presença de esmalte fundido e recristalizado.(350X)

No espécime 4, irradiado com alta densidade de energia (1.910 J/cm<sup>2</sup>/pulso, 20 pulsos por posição), uma cavidade profunda foi produzida (figura 39A). Uma superfície rugosa foi obtida nas bordas desta cavidade (figura 39B), como resultado da vaporização, fusão e recristalização do esmalte durante a incidência do laser de Ho:YLF. Apesar dos indicativos da possibilidade de melhor adesão de resinas

compostas (restaurações) e selantes à estas áreas rugosas produzidas pelo laser de hólmio, este tópico deverá ser estudado profundamente no futuro, no intuito de compará-la ao ataque até então realizado na superfície do esmalte com ácido fosfórico. Observa-se também a ausência de carbonização na superfície irradiada pelo laser, resultado que difere dos apresentados com os lasers de CO<sub>2</sub> e Nd:YAG com a mesma densidade de energia.



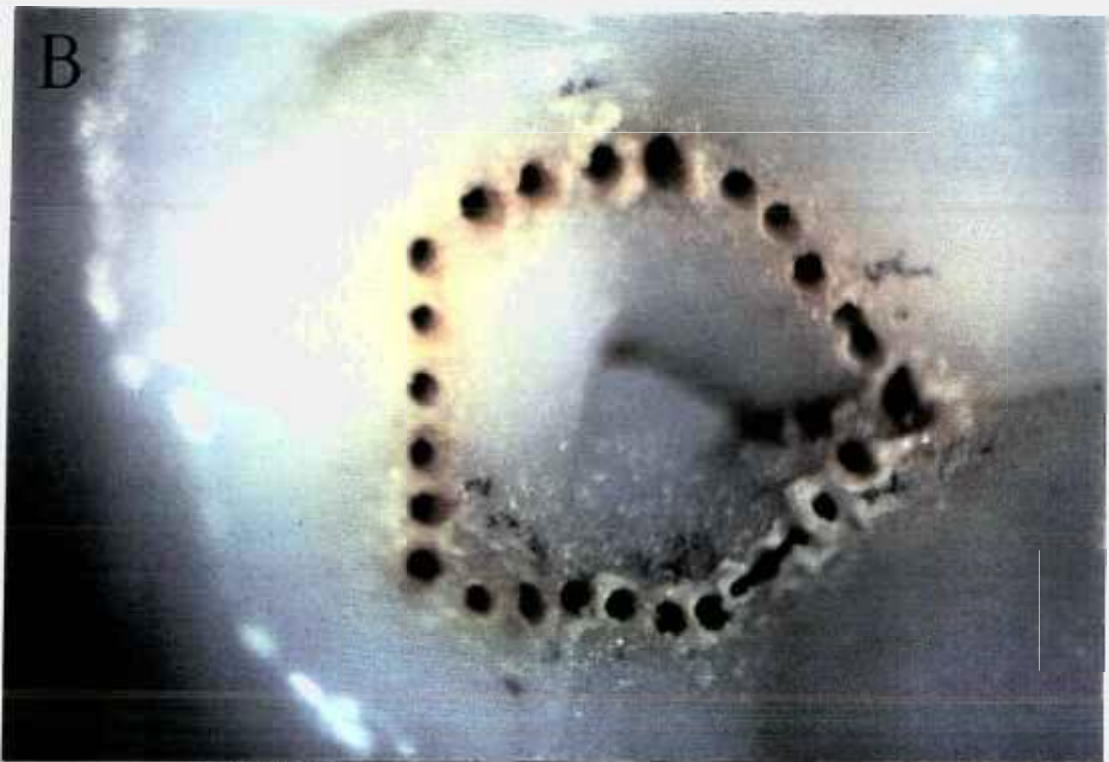
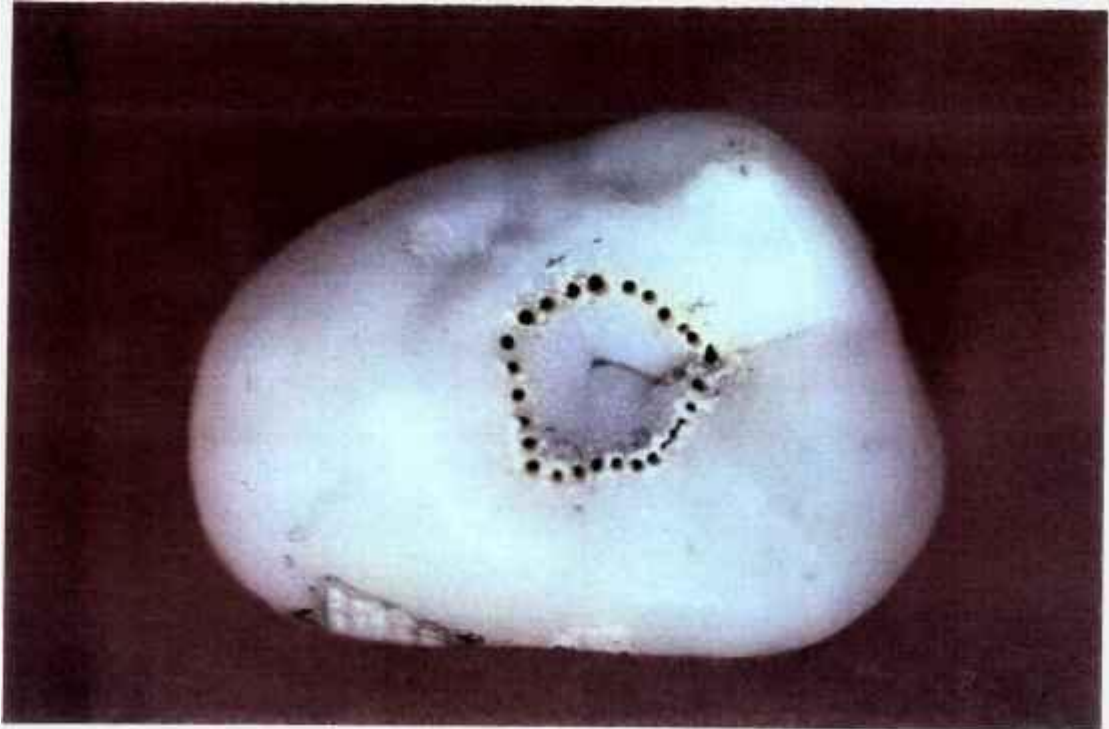
**Figura 39** - (A) Espécime # 4 ( $1910 \text{ J/cm}^2/\text{p}$ , 20 pulsos por posição). Obtenção de uma cavidade com maior profundidade. (200X)

(B) Aumento da região indicada na figura 39A. Superfície do esmalte irradiada pelo laser. (350X)

A superfície oclusal do espécime 5 foi irradiada pelo laser de hólmio com  $2.228 \text{ J/cm}^2/\text{pulso}$ , 30 pulsos por posição foi observada através de microscopia óptica. Uma série de perfurações, realizadas no intuito de simular o procedimento de acesso à câmara pulpar são observadas na figura 40A. Cavidades profundas com bordas claras, uniformes e sem carbonização foram produzidas (figura 40B). A fim de que fossem observadas as paredes das cavidades formadas, o espécime foi cortado longitudinalmente. O aspecto homogêneo das paredes, assim como a profundidade das perfurações (cerca de 4 mm) são visualizadas na figura 41. A câmara pulpar foi atingida pelo laser, o que demonstra a figura 42.

As perfurações obtidas com as mesmas condições de irradiação no espécime 10 ( $2.228 \text{ J/cm}^2/\text{pulso}$ , 30 pulsos por posição) e com aspecto similar podem ser observadas nas figuras 43A e 43B.

As radiografias dos espécimes 1 (figura 44a) e 10 (figura 44b) demonstram a profundidade das cavidades. A presença de perfurações profundas e a uniformidade de suas paredes são melhor visualizadas através da microscopia óptica do espécime 10 seccionado longitudinalmente (figura 45). As diferenças nas perfurações presentes nestas figuras se devem à desigual linha de fratura promovida nas cavidades durante o seccionamento do espécime. Uma ligeira carbonização da superfície irradiada é observada apenas quando da inciência do laser de hólmio no tecido dentinário. As cavidades no esmalte se apresentam claras e uniformes, sem qualquer evidência de carbonização (figura 46).

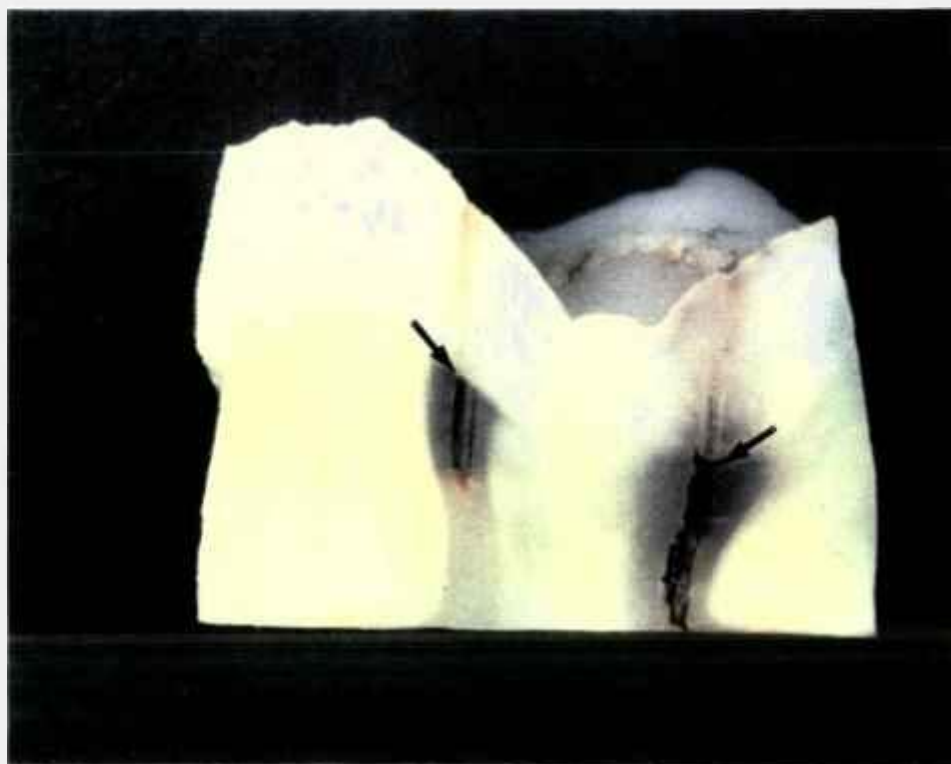


**Figura 40** - (A) Espécime 5 ( $2.228 \text{ J/cm}^2/\text{p}$ , 30 pulsos por posição).

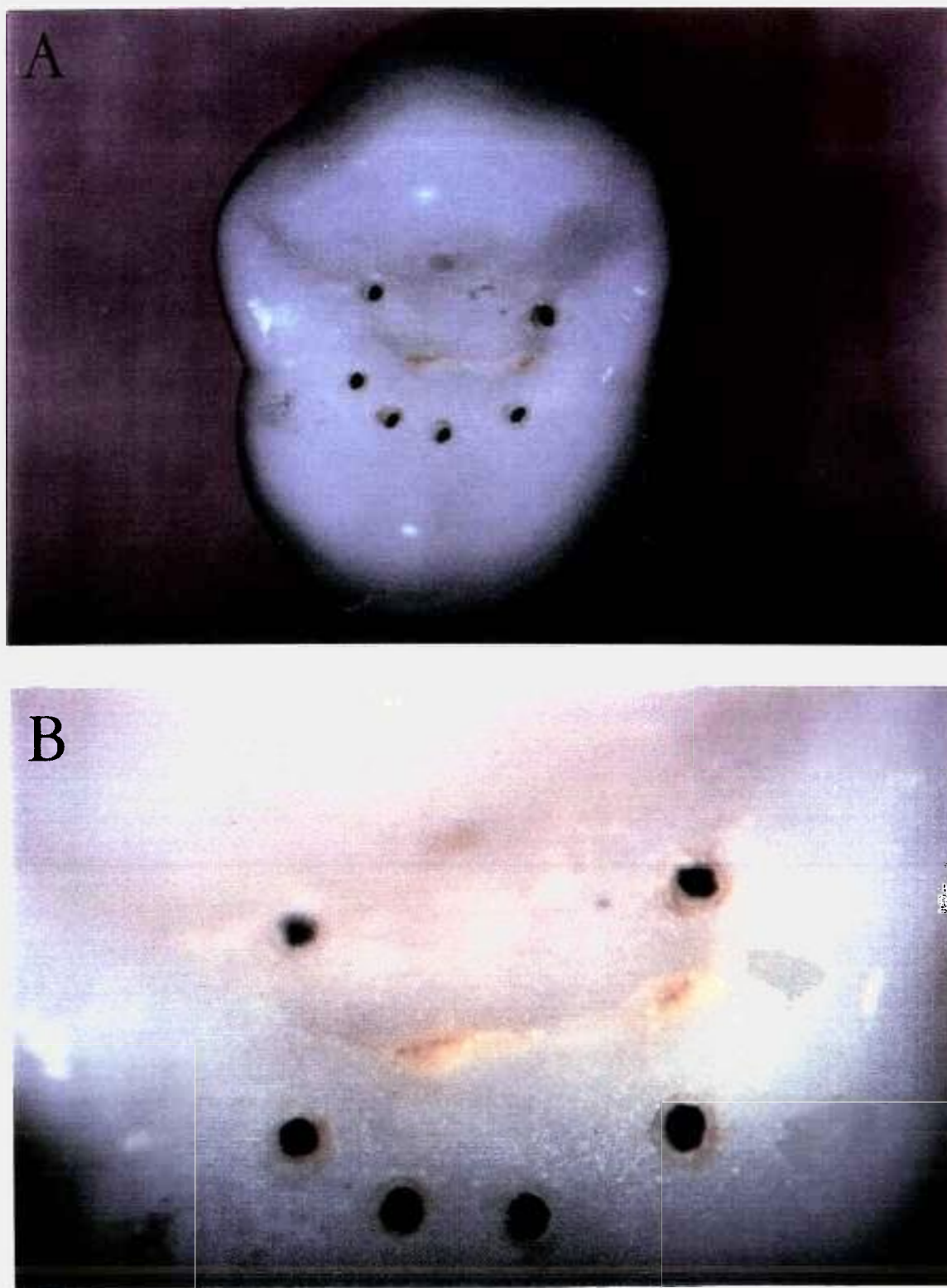
(B) Aumento da figura 40A. Cavidades profundas e uniformes, sem carbonização. Microscopia óptica. (30X)



**Figura 41** - Corte longitudinal do espécime 5. Perfurações com cerca de 4 mm de profundidade. Aspecto homogêneo da parede das cavidades. Microscopia óptica. (60X)

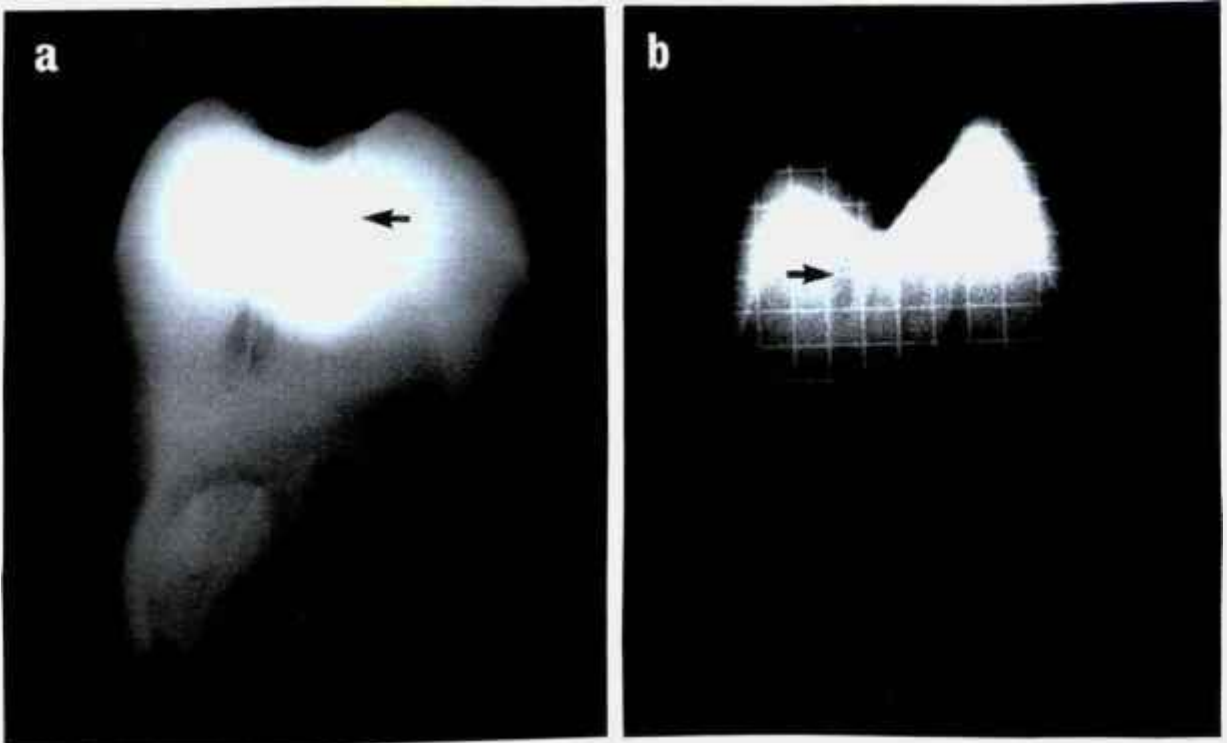


**Figura 42** - Corte longitudinal do espécime 5. Observa-se que a câmara pulpar foi alcançada devido a profundidade das perfurações.

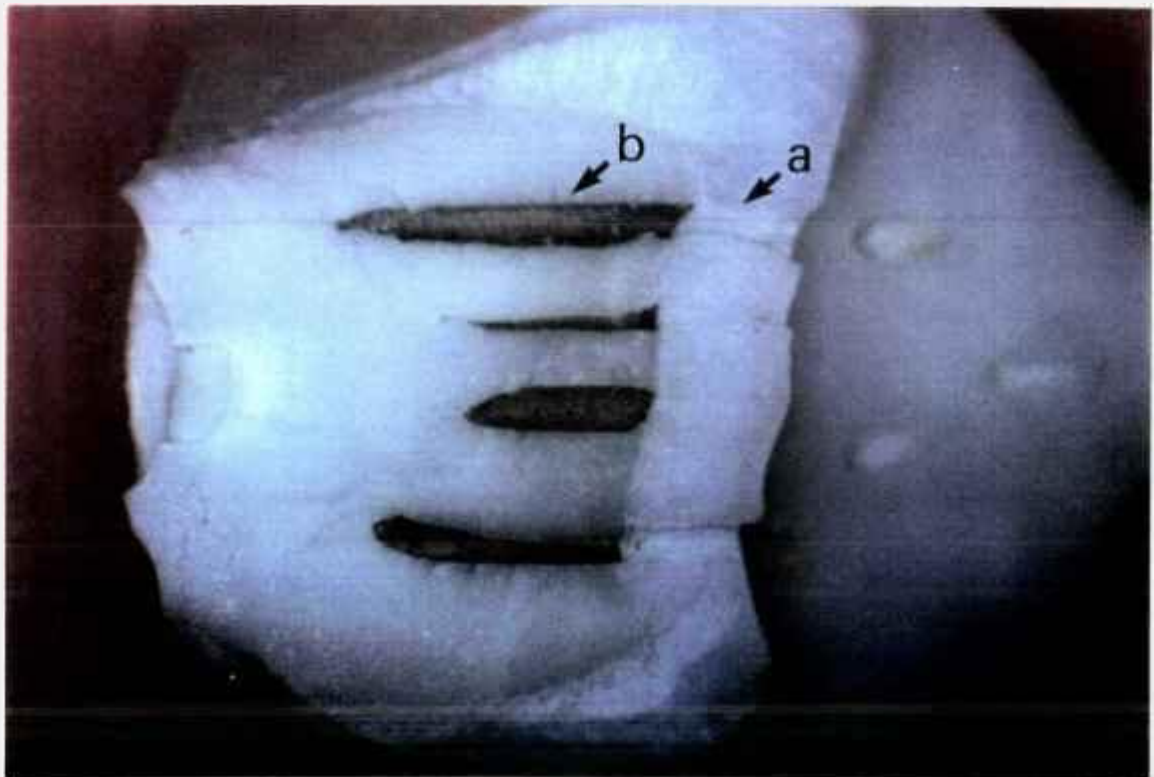


**Figura 43** - (A) Pré-molar irradiado com  $2.228 \text{ J/cm}^2/\text{p}$ , 30 pulsos por posição (espécime 10). Microscopia óptica. (25X)

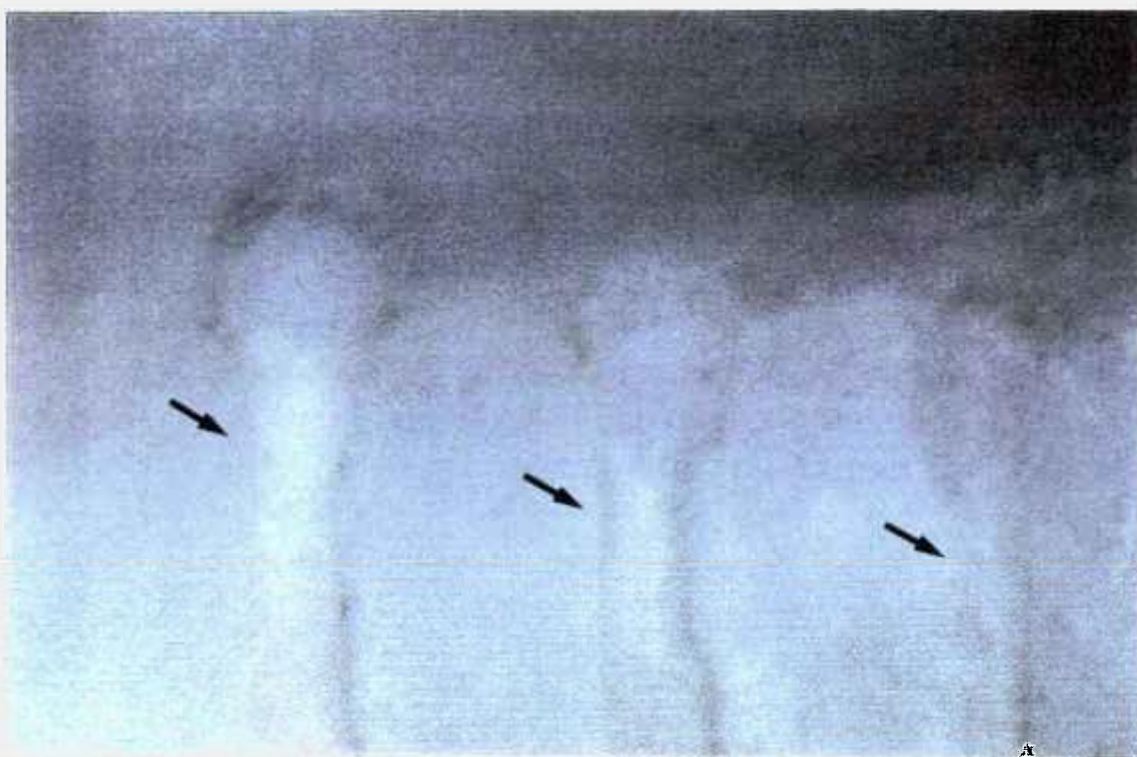
(B) Aumento da figura 43A. Aspectos similares aos apresentados pelo espécime 10. (62,5X)



**Figura 44** - Radiografias: (a) espécime 1; (b) espécime 10. ( $2.228 \text{ J/cm}^2/\text{p}$ , 30 pulsos por posição). Pode ser visualizada a profundidade das perfurações.



**Figura 45** - Corte longitudinal do espécime 10,. Perfurações profundas produzidas no (a) esmalte; (b) dentina, pelo laser de Ho:YLF com  $2.228 \text{ J/cm}^2/\text{p}$ , 30 pulsos por posição. Microscopia óptica (39X).



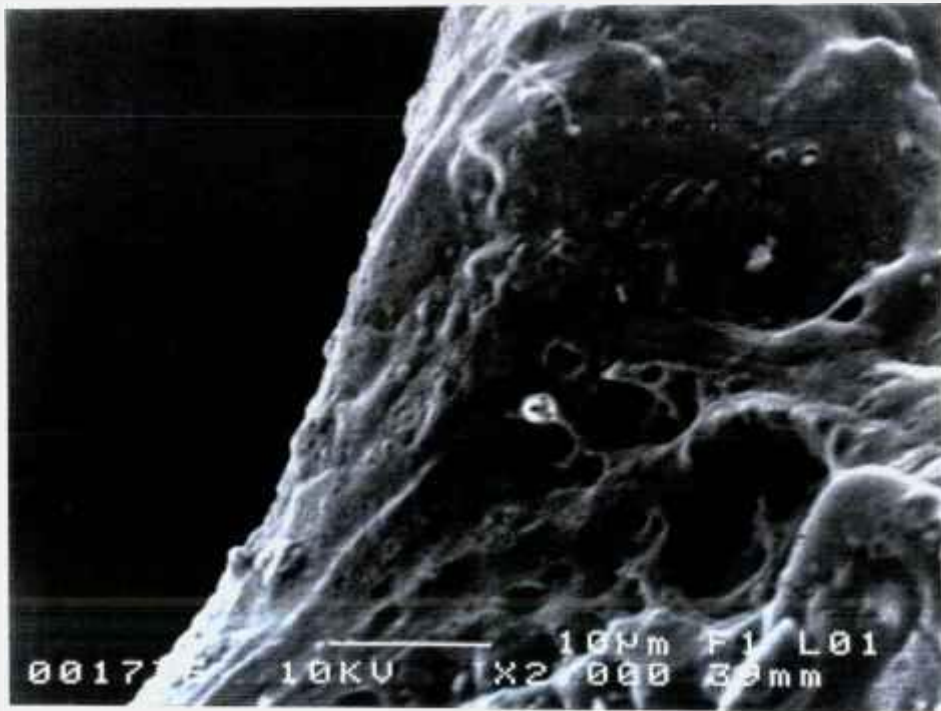
**Figura 46** - Corte longitudinal do espécime 10. Observe a parede clara e uniforme das perfurações produzidas no esmalte, pelo laser de Ho:YLF ( $2.228 \text{ J/cm}^2/\text{p}$ , 30 pulsos por posição).

O espécime 10 seccionado longitudinalmente propiciou a realização da microscopia eletrônica de varredura visualizando-se, em uma das hemiseções, a face oclusal do dente (superfície da cavidade) e na outra, a face interna à linha de fratura.

Através de microscopia eletrônica de varredura foi observada a uniformidade das perfurações produzidas pelo laser de Ho:YLF no espécime #5 (figura 47). As bordas da cavidade apresentam uma grande quantidade de esmalte fundido e recristalizado, de forma a constituir uma cinta de material vitrificado em torno de quase toda a cavidade (figura 48 e 49). Núcleos de recristalização presentes nas bordas da cavidade são visualizados na figura 50.



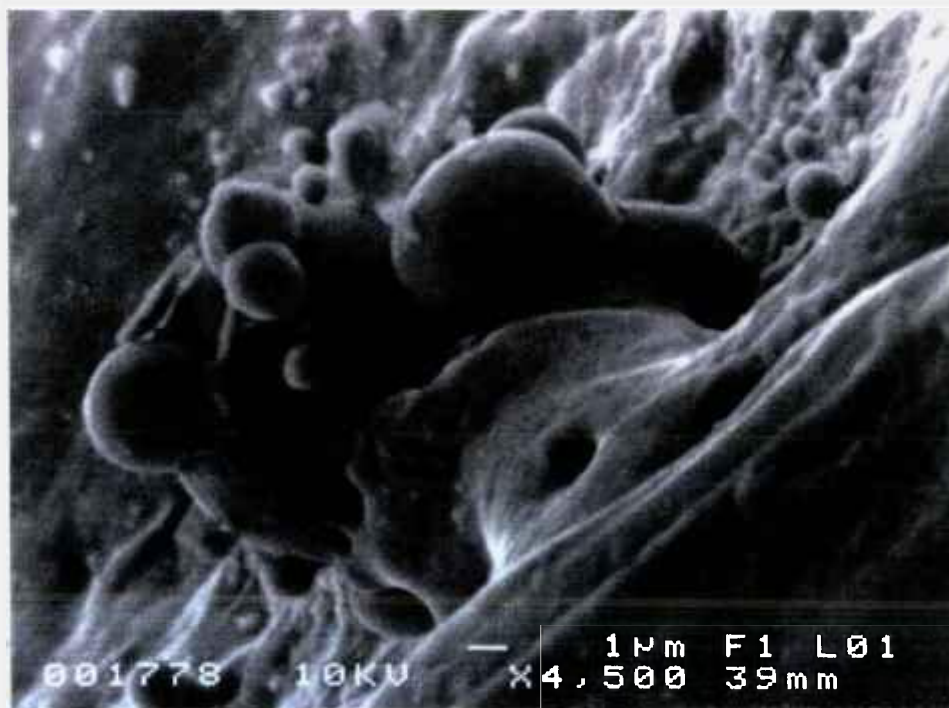
**Figura 47** - Microscopia eletrônica de varredura. Cavidade profunda produzida na face oclusal do espécime 10 pelo laser de Ho:YLF.



**Figura 48** - Aumento da região (a) indicada na figura 44. Borda da cavidade. Esmalte fundido e recristalizado.



**Figura 49** - Aumento da região (b) indicada na figura 44. Borda da cavidade formando uma cinta de material vitrificado em torno da cavidade.



**Figura 50** - Aumento da figura 46, região de borda da cavidade. Núcleos de recristalização de esmalte presentes em toda esta superfície.

A extensão de uma das perfurações pode ser visualizada em microscopia eletrônica de varredura, através da figura 51. As irregularidades presentes nas regiões circunvizinhas à perfuração se devem à ausência de uniformidade da linha de fratura produzida durante o seccionamento do espécime.

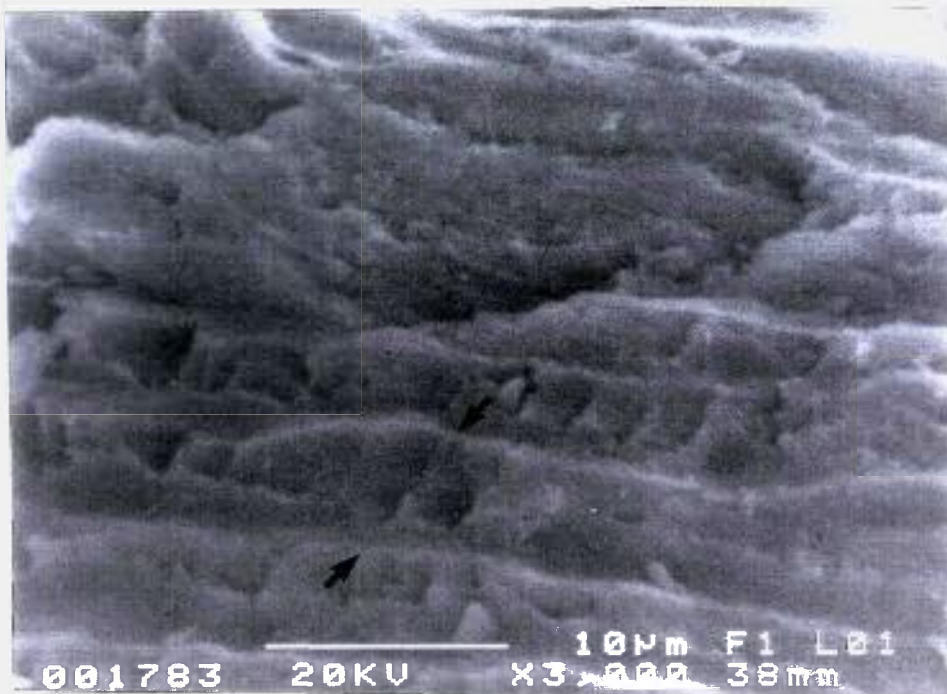


**Figura 51** - Perfuração produzida pelo laser de Ho:YLF ( $2.228 \text{ J/cm}^2/\text{p}$ , 30 pulsos por posição); região dentinária. Microscopia eletrônica de varredura.

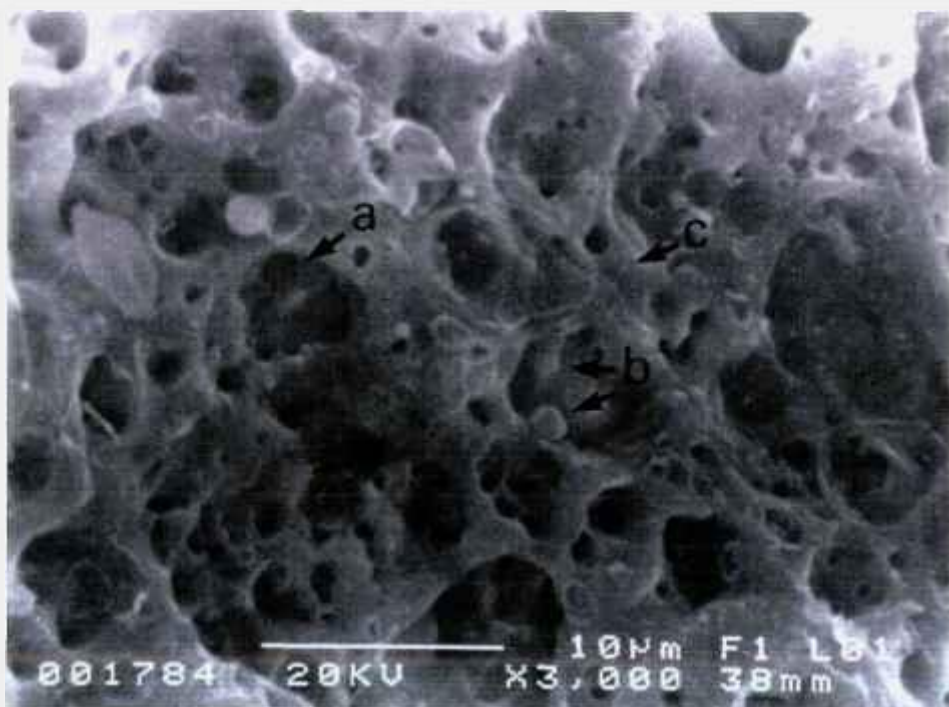
A região de esmalte próxima à perfuração, onde não houve a incidência do laser de Ho:YLF (figura 52), assim como o esmalte presente no interior destas cavidades (figura 53) foram observadas por microscopia eletrônica de varredura. Na figura 52, a superfície do esmalte fraturado revela a disposição de prismas de esmalte, enquanto que na figura 53, o esmalte encontra-se com uma formação estrutural diferenciada. Ocorreu uma fusão do esmalte durante a incidência do laser

de hólmio e uma recristalização deste, de modo a formar uma superfície irregular, com pequenas cratera, núcleos de cristalização e áreas fundidas. Em ambas as áreas abrangidas pelas figuras 52 e 53, foi realizada a microanálise da concentração relativa de átomos de cálcio e fósforo, através de energia dispersiva de raios-x (EDX), resultados estes apresentados posteriormente.

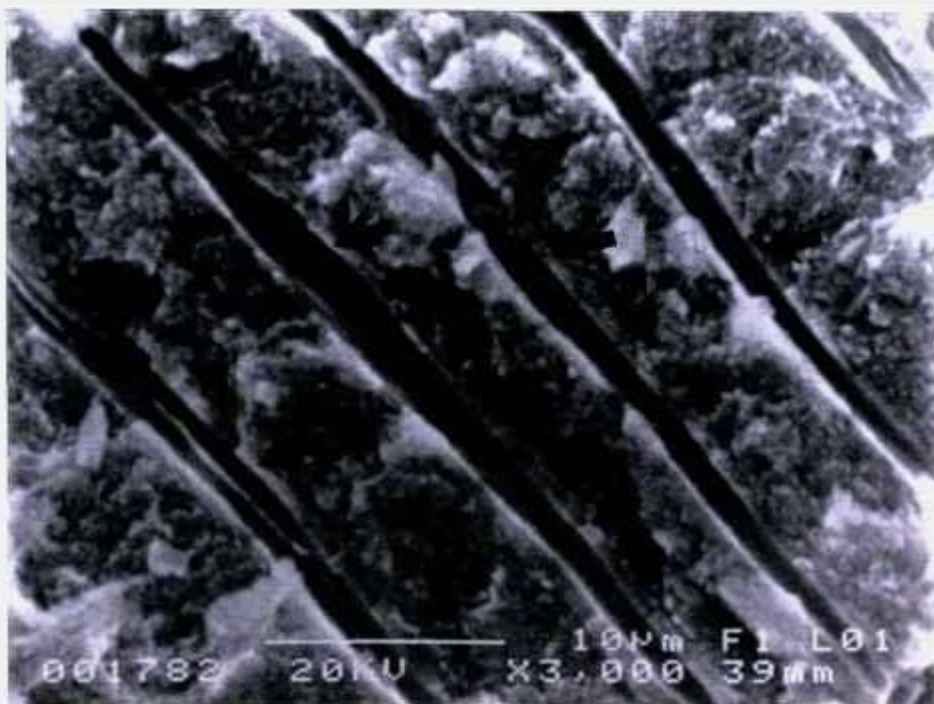
Na superfície dentinária, onde não houve irradiação do laser de hólmio, estão presentes uma grande quantidade de túbulos ou canalículos dentinários, visualizados longitudinalmente na figura 54. Na superfície dentinária irradiada, tecido fundido e recristalizado pode ser observado na parede das perfurações (figura 55), de forma a obliterar os tubúlos dentinários. Tal fato pode ser também visualizado nas figuras 56 e 57, que apresentam a superfície da dentina dentro das perfurações, isto é, onde houve a incidência do laser de Ho:YLF. Nas áreas abrangidas pelas figuras 54 e 55, foi realizada a microanálise da concentração relativa de átomos de cálcio e fósforo, através de energia dispersiva de raios-x (EDX), com resultados apresentados posteriormente.



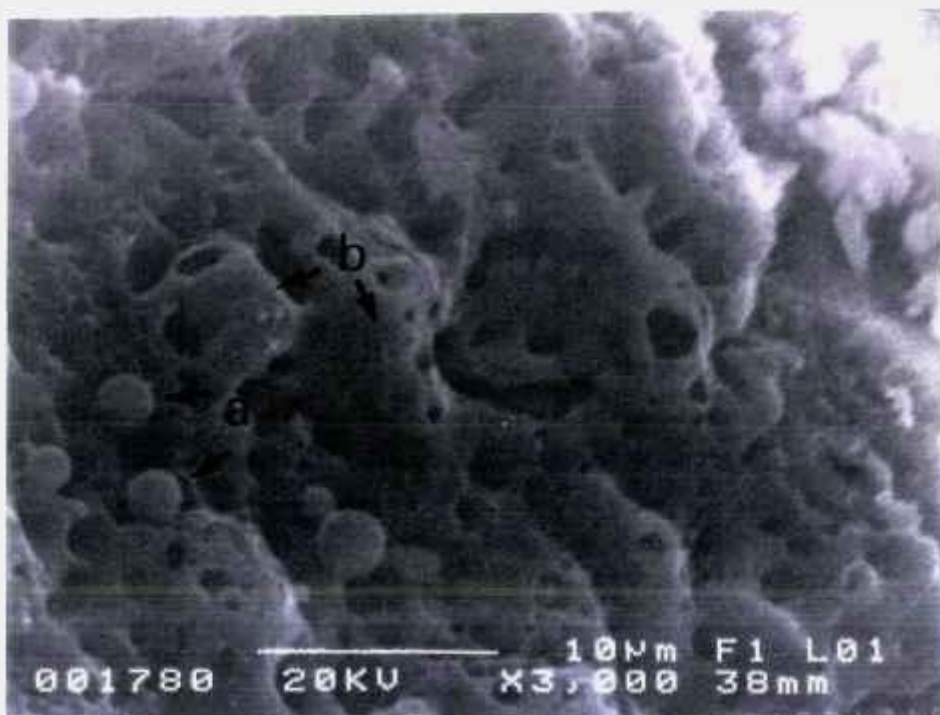
**Figura 52** - Microscopia eletrônica de varredura de uma região de esmalte próxima à perfuração, onde não houve a incidência do laser de Ho:YLF. Disposição de prismas de esmalte. (EDX)



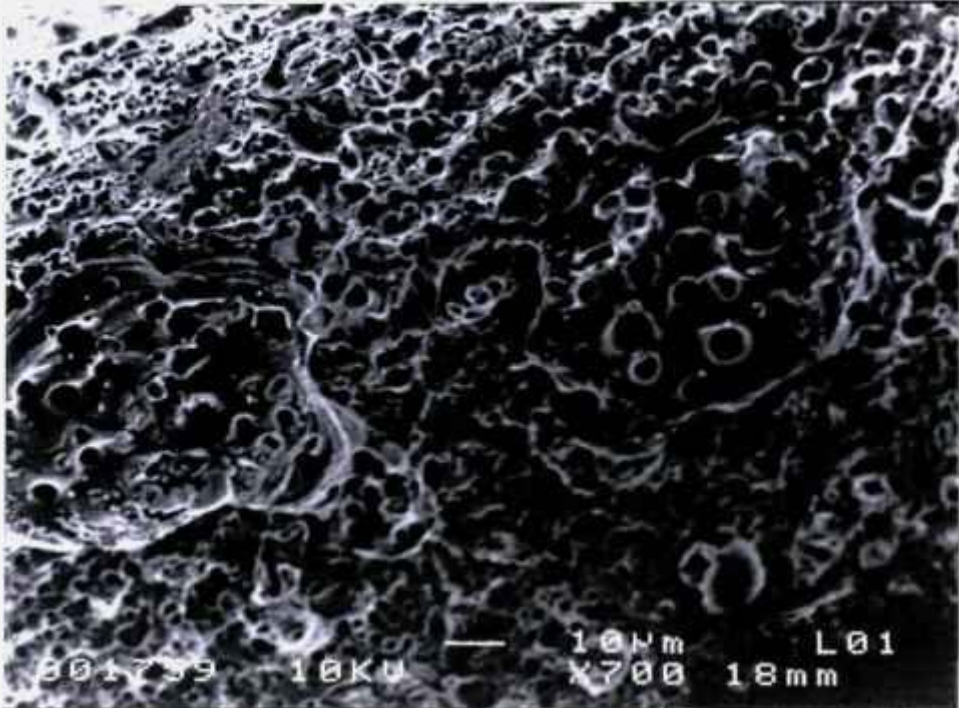
**Figura 53** - Microscopia eletrônica de varredura do esmalte presente no interior de uma das cavidades. Superfície irregular, com pequenas cratera (a), núcleos de cristalização (b) e áreas fundidas (c). (EDX)



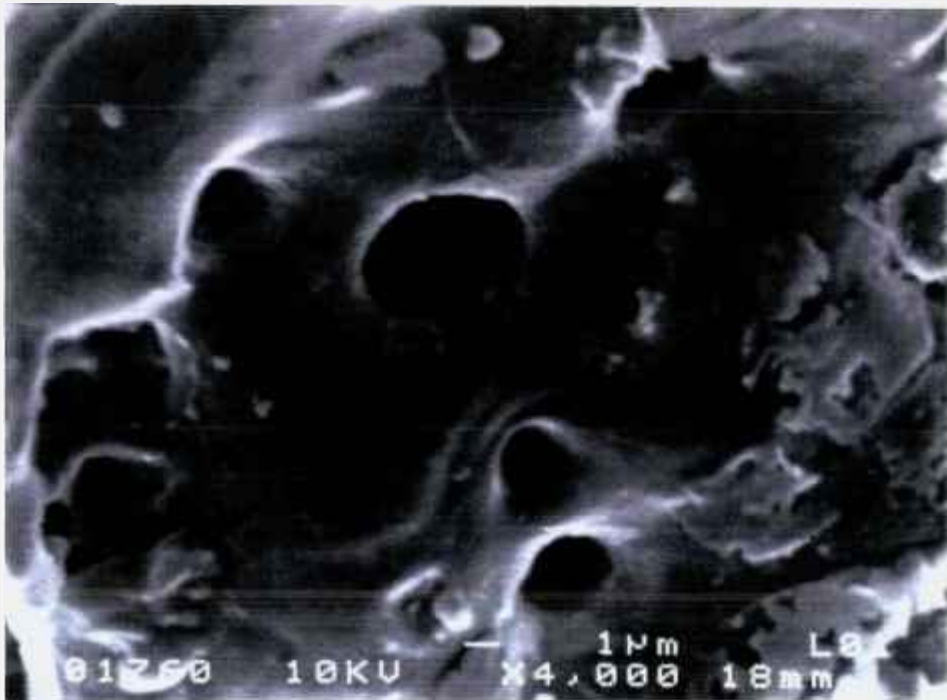
**Figura 54** - Superfície dentinária na ausência de incidência do laser de Ho:YLF. Túbulos dentinários visualizados longitudinalmente. (EDX)



**Figura 55** - Superfície dentinária presente na parede de uma das perfurações. Presença de núcleos de recristalização (a), e áreas de dentina fundida (b), obliterando os tubúlos dentinários.(EDX)



**Figura 56** - Superfície dentinária na parede de uma das perfurações. Tecido dentinário fundido em diferentes planos e de forma irregular.



**Figura 57** - Superfície dentinária na parede de uma das perfurações. Tecido fundido e recristalizado, formando uma superfície vitrificada.

As diferenças morfológicas observadas na superfície do esmalte dependeram, não apenas das densidades de energia utilizadas, mas também de variáveis apresentadas pelos espécimes, como a variação na espessura do esmalte na região de aplicação e a presença ou não de tecido cariado

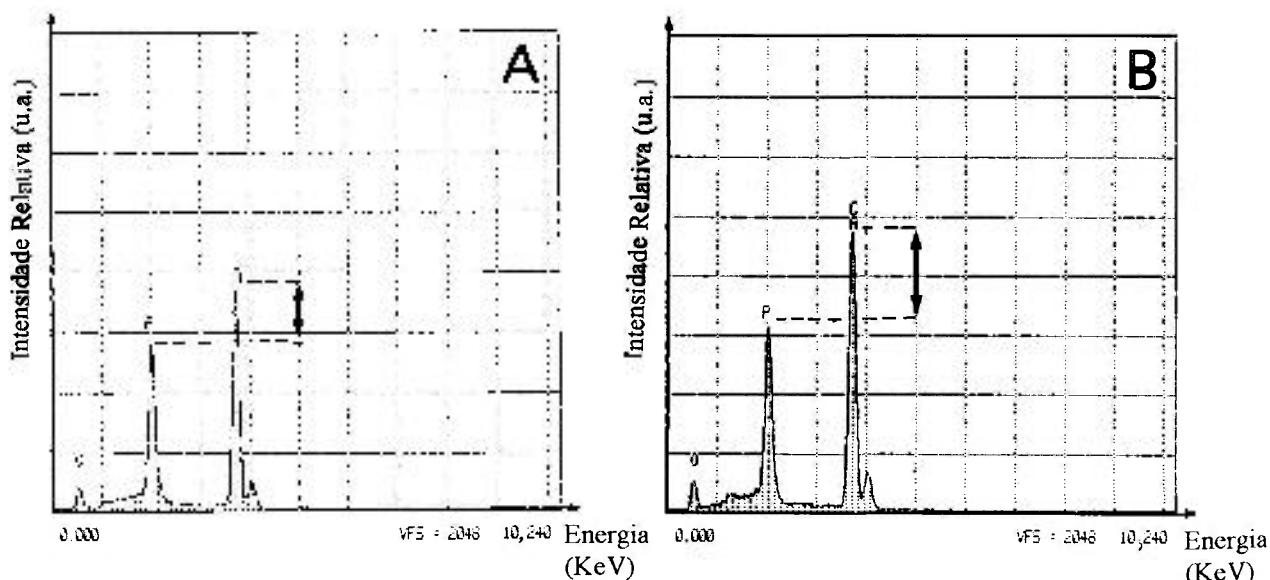
### 11.2 - Microanálise por Energia Dispersiva de Raios-x (EDX)

Alguns espécimes foram submetidos à microanálise por energia dispersiva de raios-x, no intuito avaliar a proporção relativa de átomos de cálcio e fósforo do esmalte e dentina, durante a análise por microscopia eletrônica de varredura. Os valores obtidos são apresentados na tabela 4

**Tabela 4** - Microanálise de cálcio e fósforo no esmalte e dentina antes e após a incidência do laser de Ho:YLF, obtida através de energia dispersiva de raios-x.

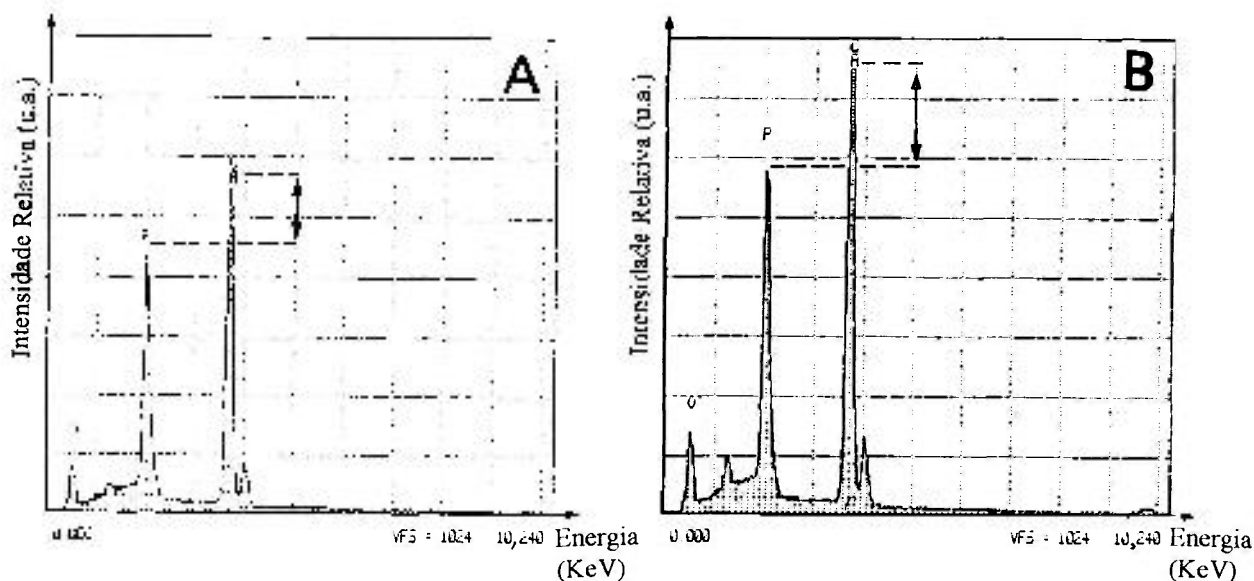
	ESMALTE		DENTINA	
	Ca-20 Átomos %	P-15 Átomos %	Ca-20 Átomos %	P-15 Átomos %
<b>SEM LASER</b>	59,91	40,09	60,01	39,99
	59,06	40,94	59,61	40,39
	60,47	39,53	59,13	40,87
	58,68	41,32	58,47	41,53
	59,26	40,74	57,96	42,04
	60,11	39,89	57,70	42,30
<b>média</b>	59,58	40,42	58,81	41,19
<b>desvio padrão</b>	0,69	0,69	0,92	0,92
<b>APÓS LASER Ho:YLF</b>	63,87	36,13	61,72	38,28
	64,85	35,15	61,10	38,90
	62,89	37,11	59,55	40,45
	64,07	35,93	61,61	38,39
	62,53	37,47	61,53	38,47
	62,96	37,04	60,12	39,88
<b>média</b>	63,53	36,47	60,94	39,06
<b>desvio padrão</b>	0,88	0,88	0,90	0,90

As diferenças na proporção de átomos de cálcio e fósforo existentes antes e após a incidência do laser podem ser visualizadas através dos gráficos obtidos durante a microanálise de dispersão de raios-x. A figura 58A, constitui um gráfico representativo de uma das medidas obtidas no esmalte, em uma região onde não houve incidência do laser de Ho:YLF (Ca-20: 59,91 átomos%; P-15: 40,09 átomos%). Os valores obtidos na parede interna de uma perfuração, em esmalte, realizada como laser de hólmio são visualizados na figura 58B (Ca-20: 63,87 átomos%; P-15: 36,16 átomos%). Para o tecido dentinário, a figura 59A representa os valores obtidos em uma região onde não houve incidência do laser de Ho:YLF (Ca-20: 59,61 átomos%; P-15: 40,39 átomos%). Os valores obtidos na parede interna de uma perfuração, em dentina, são visualizados na figura 59B (Ca-20: 61,61 átomos%; P-15: 38,39 átomos%). Evidencia-se um enriquecimento de átomos de cálcio em relação aos átomos de fósforo, quer seja no esmalte ou na dentina. Estes resultados são compatíveis com uma mudança de compostos presentes nestas estruturas.



**Figura 58** - (A) EDX: esmalte; ausência de irradiação laser (Ca-20: 59,91 átomos%; P-15: 40,09 átomos%).

(B) EDX: esmalte; local de incidência do laser de Ho:YLF (Ca-20: 63,87 átomos%; P-15: 36,16 átomos%).



**Figura 59** - (A) EDX: dentina; ausência de irradiação laser (Ca-20: 59,61 átomos%; P-15: 40,39 átomos%).

(B) EDX: dentina; local de incidência do laser de Ho:YLF 59B (Ca-20: 61,61 átomos%; P-15: 38,39 átomos%).

Os dados foram analisados estatisticamente através da prova de Mann-Whitney (prova U), de forma a estabelecer a existência de diferenças nos valores obtidos antes e após a incidência do laser de Ho:YLF. A prova de Mann-Whitney foi empregada, por se tratar de uma variável quantitativa, não normal (não paramétrica), com duas amostras independentes. Os valores de U e a probabilidade associada ao U de Mann-Whitney para amostras com seis repetições são apresentados na tabela 5.

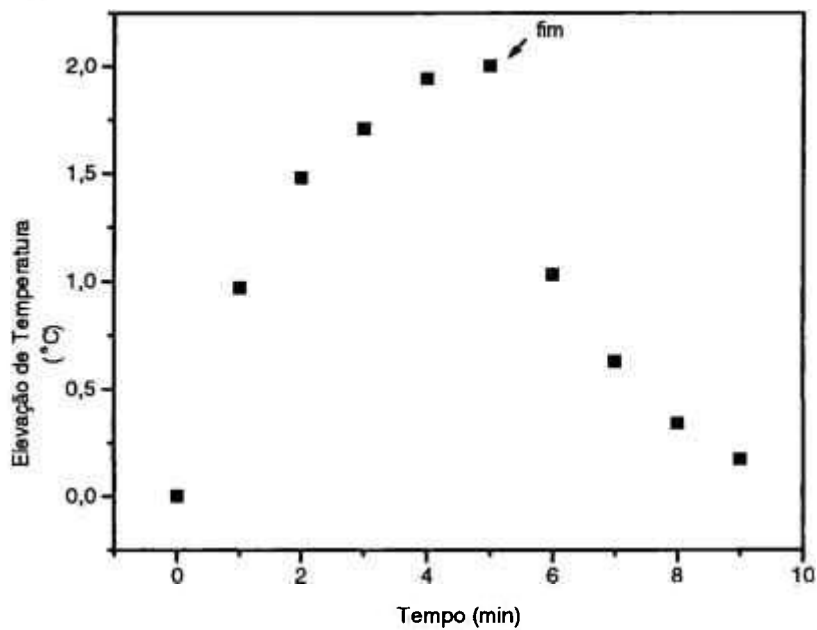
De acordo com a prova de U de Mann-Whitney, o menor valor de U deve ser utilizado a fim de se obter a probabilidade (apresentada na tabela 5). Com base nas probabilidades obtidas, temos que as diferenças na proporção de átomos % de Ca-20 e P-15 no esmalte e dentina, antes e após a irradiação do laser de Ho:YLF, são significativas ao nível de 1% ( $\alpha = 0,01$ ).

**Tabela 5** - Valores de U obtidos através da prova de Mann-Whitney e a probabilidade associada à estes valores.

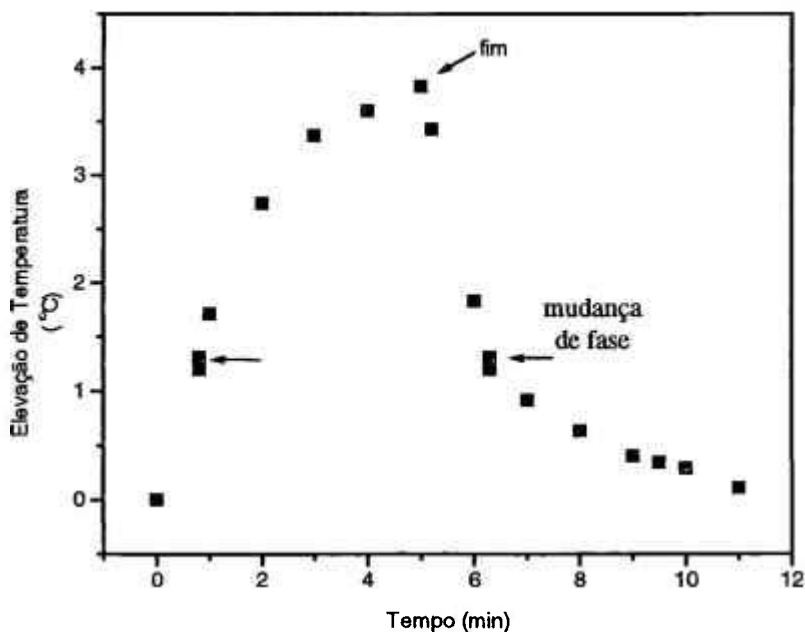
	ESMALTE		DENTINA	
	Ca-20	P-15	Ca-20	P-15
<b>Valor de U</b>	U(1) = 0 U(2) = 36	U(1) = 36 U(2) = 0	U(1) = 2 U(2) = 34	U(1) = 34 U(2) = 2
<b>Probabilidade</b>	P(U) = 0,02	P(U) = 0,02	P(U) = 0,08	P(U) = 0,08
<b>Significância</b>	Significante ao nível de 1%		Significante ao nível de 1%	

### 11.3 - Monitoração do Aumento de Temperatura da Câmara Pulpar

Os resultados da monitoração do aumento de temperatura no interior da câmara pulpar com a irradiação do laser de Ho:YLF com energia de 500 mJ, 30 pulsos por posição ( $2079 \text{ J/cm}^2/\text{p}$ ), em pré-molares, podem ser visualizados na figura 60 (câmara pulpar vazia) e figura 61 (câmara pulpar preenchida com pasta térmica). A elevação de temperatura, após o término da irradiação foi de  $2,0^\circ\text{C}$  e  $3,8^\circ\text{C}$ , respectivamente. A pasta térmica foi colocada em um dos grupos, a fim de simular as condições *in vivo*, sendo observadas suas mudanças de fase (sólida-líquida-sólida), indicadas na figura 61.



**Figura 60** - Evolução temporal da temperatura dentro da câmara pulpar vazia de um pré-molar irradiado com Ho:YLF (500mJ, 30 pulsos). A seta indica o fim da irradiação.



**Figura 61** - Evolução temporal da temperatura dentro da câmara pulpar preenchida com pasta térmica de um pré-molar irradiado com Ho:YLF (500mJ, 30 pulsos). As setas indicam o fim da irradiação e as mudanças de fase da pasta térmica.

## Capítulo 12

### DISCUSSÃO

De acordo com nossos resultados, baixas densidades de energia (menores que  $800 \text{ J/cm}^2$ ) levam à uma remoção mais superficial de tecido, o que pode ser interessante para a remoção parcial de detritos orgânicos e um possível ataque ao esmalte em sulcos, fóssulas e fissuras, a fim de promover uma melhor adesão de selantes.

Os microorganismos cariogênicos presentes na cavidade oral, através da fermentação de açúcares produzem substâncias ácidas, responsáveis pela desmineralização da estrutura dental e formação de processos cariosos. A incidência do laser de Ho:YLF no esmalte dental produziu uma superfície vitrificada, a qual pode estar diretamente relacionada à maior resistência desta estrutura à desmineralização em meio ácido. A aplicação de flúor após a irradiação deste laser, é promissora na obtenção de estrutura mais resistente à desmineralização do que a obtida apenas com a incidência do laser.

MORIOKA<sup>147</sup> (1993) trabalhou com a associação da incidência do laser de Nd:YAG no esmalte, seguida de aplicação de flúor fosfato acidulado, obtendo maior resistência desta estrutura em meio ácido. Os resultados aqui apresentados indicam que o efeito obtido com o laser de Ho:YLF é similar ao obtido com o laser de Nd:YAG, entretanto, um estudo mais profundo e específico deve ser conduzido.

A limpeza de sulcos, obtenção de superfície mais resistente, aliados à aplicação de flúor, são de suma importância para a prevenção de cáries. Frente a um país onde quarenta milhões de dentes são extraídos anualmente, onde a cárie e as doenças gengivais são consideradas endemias, nos encontramos como recordistas

mundiais em número de cáries, superados apenas pela Jamaica, Uruguai e Costa Rica. A implementação de técnicas adicionais à prevenção, como poderá ser o laser de hólmio, é importante para a obtenção, no futuro, de uma população com melhores condições de saúde bucal. Enquanto não se atinge tais condições de prevenção, tratamentos com enfoque curativo ainda se fazem necessários.

O preparo cavitário com finalidade restauradora consiste essencialmente da remoção das estruturas alteradas, dando forma a cavidade, em função do material restaurador a ser utilizado. O preparo cavitário com finalidade endodôntica, por sua vez, torna os canais radiculares diretamente acessíveis, de modo a permitir o preparo químico-cirúrgico (instrumentação, limpeza e desinfecção) destes canais para posterior inserção do material restaurador. Estes dois procedimentos convencionalmente são realizados através de turbinas de alta e baixa rotação.

Diferentes lasers têm se proposto a realizar o preparo cavitário. Em nosso experimento, nos dentes irradiados com o laser de Ho:YLF, com maior densidade de energia ( $2.228 \text{ J/cm}^2$ ), foram obtidas perfurações profundas (cerca de 4 mm) cujas paredes são regulares. Nas paredes destas cavidades observamos material fundido e recristalizado. Este material fundido ao selar ou fechar túbulos abertos, poderá reduzir a sensibilidade dolorosa, assim como, aumentar a resistência desta estrutura à processos cariosos.

Durante o processo de ablação, ondas de choque são produzidas, e estas podem ser responsáveis pela formação de trincas na estrutura dental. A ausência de trincas no esmalte e dentina após a incidência do laser de Ho:YLF é um resultado positivo para sua utilização em tecidos duros dentais.

Após a irradiação do laser, modificações na superfície do esmalte e dentina são observadas. Iniciado o processo de evaporação da estrutura dentária, começam a ocorrer microexplosões que lançam a distância materiais cristalinos. Desta forma as estruturas duras do dente são removidas por um processo contínuo de evaporação e através de microexplosões. Parte do material evaporado se condensa sobre a estrutura dentária, formando uma superfície vitrificada. Um dos fatores

responsáveis por modificações na superfície dentinária após a incidência da luz laser, possivelmente, é a desnaturação da matriz de colágeno, seguida de mudanças químicas na matriz inorgânica presentes na dentina.

O aumento de temperatura nas diferentes estruturas dentárias, provocado pela irradiação laser é fundamental para a determinação da extensão de mudanças morfológicas e na estrutura química do tecido irradiado. As regiões do visível e do infravermelho próximo do espectro eletromagnético são absorvidas fracamente pela dentina e esmalte, e como existe espalhamento, a distribuição de energia depositada no tecido ocorre em um volume muito maior.

O esmalte é composto por aproximadamente 96% de compostos inorgânicos como a hidroxiapatita -  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ - e tricalciofosfato -  $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ , e a dentina por aproximadamente 69% destes mesmos compostos. Estes, apresentam fortes bandas de absorção na região do infravermelho, devido ao fosfato, carbonato e grupos hidroxila presentes neste cristal<sup>148, 22</sup>. Assim, na região do infravermelho, a absorção é o principal responsável pelos efeitos causados nestas estruturas.

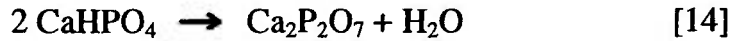
Um aumento de temperatura de cerca de  $700^{\circ}\text{C}$  é suficiente para provocar a fusão da hidroxiapatita<sup>148</sup>. Após a irradiação com o laser de Ho:YLF foi observada fusão do esmalte e dentina, por microscopia eletrônica de varredura. A coloração escurecida produzida na dentina está provavelmente associada aos produtos da combustão do colágeno (componente orgânico). A área escura é fruto, portanto, da combustão incompleta do colágeno, formando produtos como o carbono. Nas áreas onde não houve escurecimento do tecido após a irradiação laser, a combustão foi completa, produzindo dióxido de carbono e água. A natureza dos produtos e suas quantidades são dependentes dos parâmetros de irradiação laser, ocorrendo uma quantidade variável de produtos depositados na dentina<sup>64</sup>. Com o intuito de evitar grandes elevações de temperatura na estrutura dental, jatos de ar e água podem ser utilizados durante a incidência da luz laser, minimizando a ocorrência da decomposição de componentes da estrutura dental.

Em nosso estudo pudemos verificar o enriquecimento de átomos de cálcio com relação aos átomos de fósforo, tanto no esmalte, como na dentina, após a irradiação com o laser de hólmio. Tais alterações são compatíveis à uma modificação de compostos presentes nestas estruturas dentais. Exemplos dessas modificações de compostos seriam: do  $\text{CaHPO}_4$  (hidrogenofosfato de cálcio) e  $\text{Ca}(\text{H}_2\text{PO}_4)_2$  (dihidrogenofosfato de cálcio), cujas proporções de átomos de cálcio e fósforo, respectivamente, são de 1 para 1 e de 1 para 2; para compostos do tipo:  $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$  (fosfato de cálcio) e  $\text{Ca}_2\text{P}_2\text{O}_7$  (pirofosfato), cujas proporções, respectivamente, são de 3 para 2 e de 1 para 1.

Não foi possível tornar a superfície interna do dente seccionado longitudinalmente, onde se situavam as perfurações, completamente lisa e uniforme para que fossem realizadas as medidas de forma mais apropriada. A ausência de regularidade da amostra deve ser considerada, no que tange a obtenção de medidas mais apuradas da microanálise por energia de dispersão de raios-x. A análise estatística ao nível de significância de 1% foi realizada no intuito de verificar de forma mais apurada, se estas modificações eram relevantes. Apesar da irregularidade das amostras, os resultados foram indicativos da presença de uma alteração de compostos, tanto do esmalte, como da dentina, após a incidência do laser de Ho:YLF.

A literatura apresenta os compostos que sofrem modificações segundo as várias faixas de temperatura alcançadas durante o aquecimento do esmalte dental. A partir de 100 a 650<sup>0</sup> C, tem-se a perda de água e de carbonato, rearranjo das posições dos íons fosfato e hidroxila. Ocorre também uma modificação de hidrogenofosfatos formando o pirofosfato, assim como a decomposição e desnaturação de proteínas. Entre 650 a 1100<sup>0</sup> C se obtém recristalização e crescimento de cristais de  $\beta\text{-Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ , decréscimo de hidroxilas, perda de água e carbonato. Acima de 1100<sup>0</sup> C, ocorre conversão de  $\alpha\text{-Ca}_3(\text{PO}_4)_2$  em  $\beta\text{-Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ , isto é, modificação em sua estrutura cristalina<sup>149</sup>.

O pirofosfato produzido, por exemplo, pela conversão de  $\text{CaHPO}_4$  [eq. 14], é capaz de reduzir a taxa de dissolução da hidroxiapatita<sup>149,150,151</sup>.



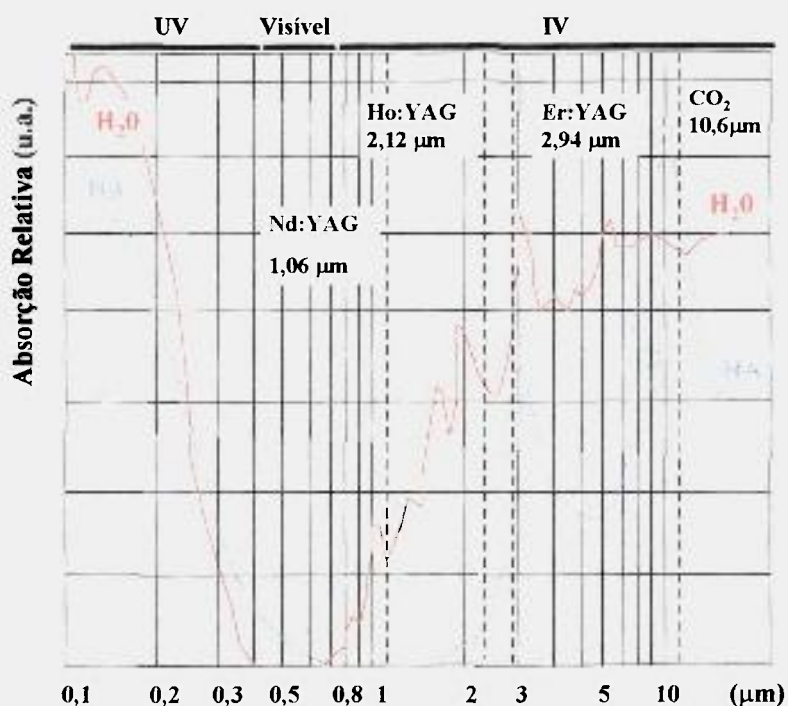
Muitos estudos com diferentes tipos de laser, como o excimer, TEA  $\text{CO}_2$ , Er:YAG e Ho:YAG, estão sendo realizados no intuito de cortar ou fotoablasionar o esmalte, a dentina e até mesmo o tecido ósseo.

O laser de TEA  $\text{CO}_2$  é promissor na remoção de tecido cariado e em preparos cavitários. No entanto, este laser parece induzir a formação de maior quantidade de plasma, quando comparado à outros lasers situados na faixa do infravermelho do espectro eletromagnético. A formação de plasma durante a incidência laser, deve ser minimizada por ser responsável pela produção de ondas de choque que podem ser lesivas à estrutura dental. Além disto, o plasma absorve a luz laser incidente antes que esta possa atingir a superfície dental, de modo a diminuir o seu efeito de ablação<sup>22</sup>.

Outro laser que apresenta boa interação com os tecidos dentais é o laser de Er:YAG. Emitindo em  $2,94 \mu\text{m}$ , se encontra no pico de absorção da água, além de apresentar uma alta absorção pela hidroxiapatita do esmalte e dentina (figura 62)<sup>81</sup>. O laser de Er:YAG provoca menor elevação de temperatura na estrutura dental durante a sua incidência, quando comparado à outros lasers, atuando efetivamente na remoção de tecidos duros dentais<sup>22</sup>. No entanto apresenta desvantagens com relação ao laser de hólmio no que se refere a sua condução por fibra óptica. O laser de érbio, devido sua alta absorção pela água requer a utilização de uma fibra óptica especial, como as cristalinas (por exemplo: safira) de custo muito elevado, ou uma fibra óptica oca espelhada, denominada *hollow fiber*. O laser de hólmio, por sua vez, permite a utilização de fibras ópticas de sílica ou quartzo, que permitem fácil acesso à cavidade oral e possuem baixo custo. Além disso, os parâmetros de irradiação necessários para ablasionar a estrutura dental, diferem dos valores

responsáveis pela formação de trincas. O laser de érbio, no entanto, apresenta estes parâmetros próximos<sup>22</sup>.

Durante a realização dos experimentos com o laser de hólmio, a fibra óptica adequada ainda não havia sido adquirida, e portanto utilizamos um sistema de lentes para conduzir a luz laser até os elementos dentais. O acoplamento da fibra óptica possibilitará a irradiação deste laser *in vivo*, para que posteriormente ele possa ser utilizado clinicamente.



**Figura 61** - Absorção relativa da água e hidroxiapatita<sup>81</sup>.

Uma das grandes vantagens da utilização de lasers em preparo cavitário é a possível redução bacteriana da superfície dentinária precedendo a confecção da restauração. O uso de lasers para o preparo cavitário pode ser danoso caso injúria térmica resulte de irradiação excessiva.

O conhecimento das alterações térmicas provocadas pela incidência da luz laser, assim como, o estabelecimento de parâmetros de irradiação, são de suma importância, a fim de viabilizar a exposição segura da radiação laser. O aumento de temperatura intrapulpar de aproximadamente 5,5°C, de acordo com ZACK; COHEN<sup>125</sup>, provoca a destruição de odontoblastos, assim como ocorre 15% de necrose pulpar.

Com o laser de hólmio:YLF, altas densidades de energia (2.079J/cm<sup>2</sup>), provocaram o aumento de temperatura interna de no máximo 3,8°C, o que viabiliza suas aplicações na estrutura dentária, nestes padrões estabelecidos. Deve ser considerado que os resultados obtidos do aumento da temperatura intrapulpar *in vivo* são menores que as obtidas *in vitro*, devido à existência de tecido mole circunvizinho e a presença de um suprimento sanguíneo através do tecido pulpar nos dentes com vitalidade, situados na cavidade oral. Desta forma, ocorre uma dissipação do calor gerado pela incidência do laser. A utilização de uma pasta térmica, neste estudo, buscou simular esta situação real, *in vitro*.

O tecido cariado pode ser removido mais rapidamente, o que leva à um menor gradiente de temperatura na estrutura dental. Esta taxa de ablação mais rápida é obtida durante a remoção de tecido cariado devido à sua pigmentação e a fraca união à estrutura dental, quando comparado ao tecido sadio circunvizinho, seja este esmalte ou dentina.

## Capítulo 13

### CONCLUSÕES

Como resultado principal desta monografia, a irradiação do laser de hólmio produziu perfurações profundas no esmalte e dentina, com ausência de trincas e atingindo a câmara pulpar.

Os resultados apontam uma mudança morfológica no esmalte e dentina irradiados, com produção de material fundido e recristalizado, formando uma superfície vítrea.

Constatou-se um enriquecimento de átomos de cálcio em relação aos átomos de fósforo presentes no esmalte e dentina. Tais alterações são compatíveis à modificações de compostos presentes nestas estruturas.

Os resultados da monitoração do aumento de temperatura no interior da câmara pulpar mostram que a irradiação de Ho:YLF com energia de 500 mJ, 30 pulsos por posição, em pré-molares, provoca o aumento de temperatura interna de no máximo 3,8<sup>o</sup>C. O aumento de temperatura não indica injúria térmica pulpar durante a realização de preparos cavitários com laser de hólmio, nas condições de irradiação estabelecidas.

A análise morfológica da estrutura do esmalte e dentina observada por microscopia óptica e microscopia eletrônica de varredura aliada aos valores de temperatura pulpar medidos durante a irradiação dos espécimes *in vitro* são fortes indicadores da viabilidade do uso do laser de Ho:YLF nas condições padronizadas para preparo cavitário e cirurgia de acesso endodôntico.

A possibilidade de obtenção de uma técnica inovadora de substituição de pontas montadas, em certas intervenções, visa melhorar a qualidade de tratamento, aumentando o bem estar do paciente.

O grupo interdisciplinar do Laboratório de Aplicações Biomédicas de Lasers do IPEN tem como um de seus objetivos dar continuidade à este trabalho, testando condições aqui estabelecidas *in vivo*, medida esta que só será possível quando da instalação de uma fibra óptica no protótipo. Os resultados deste trabalho *in vitro* e dos trabalhos futuros *in vivo* poderão, então, ser definitivos na indicação clínica do uso do laser de hólmio.

Utilizou-se neste trabalho um protótipo de laser construído no IPEN e não um equipamento comercial. Como consequência, pudemos obter condições de irradiação diferenciadas, levando aos resultados inéditos na literatura.

**REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

1. EINSTEIN, A. Zur quantum theorie der strhlung. **Phys Z**, v.18, p.121, 1917 apud CARRUTH, J.A.S.; MCKENZIE, A.L. **Medical Lasers**. England: Adam Hilger, 1986. p.1.
2. MAILLET, H. **Laser: princípios e técnicas de aplicação**. Trad. Maria Ermantina G.G. Pereira; Rosemary C. Abílio. São Paulo: Manole, 1987. p.IX-XI.
3. GORDON, J.P.; ZEIGER, H.J.; TOWNES, C.H. The maser: new type of microwave amplifier, frequency standard, and spectrometer. **Phys Rev**, v.99, n.4, p.1264-74, Aug. 1955.
4. SCHAWLOW, A.L.; TOWNES, C.H. Infrared and optical masers. **Phys Rev**, v.112, n.6, p.1940-49, Dec. 1958.
5. MAIMAN, T.H. Stimulated optical radiation in rubi. **Nature**, v.187, n.4736, p.493-4, Aug. 1960.
6. MCGUFF, P.E.; DETERLING, R.A.; GOTTLIEB, L.S.; FAHIMI, H.D.; BUSHNELL, D.; ROEBER, F. Laser surgery malignant tumours. **Dis Chest**, v.48, n.2, p.130-9, Aug. 1965.
7. GOLDMAN, L.; WILSON, R.; HORNBY, P.; MAYER, R. Laser radiation of malignancy in man. **Cancer**, v.18, n.5, p.533-45, May 1965.

8. MINTON, J.P.; CARLTON, D.M.; DEARMAN, J.R.; McKNIGHT, W.B.; KETCHMAN, A.S. An evaluation of the physical response of malignant tumours implants to pulsed laser radiation. **Surg Gynecol Obstet**, v.121, n.3, p.538-44, Sept. 1965.
9. KETCHAM, A.S.; HOYE, R.C.; RIGGLE, G.C. A surgeon's appraisal of the laser. **Surg Clin North Am**, v.47, n.5, p.1249-63, Oct. 1967.
10. PATEL, C.K.N. Continuous-wave laser action on vibrational-rotational transitions of CO<sub>2</sub>. **Phys Rev**, v.136, p.1187-93, 1964.
11. MILLER, M.M.; TRUHE, T. Lasers in dentistry: an overview. **J Am Dent Assoc**, v.124, n.2, p.32-5, Feb. 1993.
12. PICK, R.M. Using lasers in clinical dental practice. **J Am Dent Assoc**, v.124, n.2, p.37-47, Feb. 1993.
13. GITOMER, S. J.; JONES, R.D. Laser - produced plasmas in medicine. **IEEE Trans Plasma Sci**, v.19, n.6, p. 1209-19, Dec. 1991.
14. KUTSCH, V.K. Lasers in dentistry: comparing wavelenghts. **J Am Dent Assoc**, v.124, n.2, p.49-54, Feb. 1993.
15. YARBOROUGH, J.M. Taking the confusion out of the matching medical lasers to applications. Understanding the principles of the laser- tissue interaction holds the key to choosing the right laser for the job. **Med Lasers**, v.26, n.10, p. 88-94, Oct. 1992.
16. CARRUTH, J.A.S.; McKENZIE, A.L. **Medical Lasers**. England: Adam Hilger, 1986. 269p.
17. COLLES, M.J. Medical lasers. **J Biomed Eng**, v.10, p.569-75, Nov. 1988.
18. DEDERICH, D.N. Laser/tissue interaction: what happens to laser light when it strikes tissue? **J Am Dent Assoc**, v.124, n.2, p.57-61, Feb. 1993.

19. MOSELEY, H.; HAYWOOD, J.K. **Medical laser safety**. Oxford: Bocardo, 1987. 65p.
20. EDUARDO, C.P. Nd:YAG laser - cinco casos clínicos. **Dental Outlook.**, p.29-34, dez. 1994.
21. EDUARDO, C.P.; CECCHINI, S.C.M.; CECCHINI, R.C.M.; ZECELL, D.M. Benefícios do laser em dentística. *J Grupo Bras Prof Dent*, n.4, p.4-5, julho/set. 1995.
22. WIGDOR, H.A.; WALSH, J.T.; FEATHERSTONE, J.D.B.; VISURI, S.R.; FRIED, D.; WALDVOGEL, J.L. Lasers in dentistry. **Lasers Surg Med**, v.16, n.2, p.103-133, 1995.
23. HIBST, R.; KELLER, U. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate. **Lasers Surg Med**, v.9, n.4, p.338-44, 1989.
24. HIBST, R.; KELLER, U. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: II. Light microscopic and SEM investigation. **Lasers Surg Med**, v.9, n.4, p.345-51, 1989.
25. KELLER, U.; HIBST, R. Effects of erbium:YAG laser osteotomy. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 3. Salt Lake City, Aug. 6-8, 1992. **Proceedings**. s.l. International Society of Lasers in Dentistry. 1992. p.239-40.
26. KUMAZAKI, M. Results of etching with Er:YAG laser. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 3. Salt Lake City, Aug.6-8, 1992. **Proceedings**. s.l. International Society of Lasers in Dentistry.1992. p.141-2.
27. MORIOKA,T. Drilling of dental hard tissues by an irradiation of erbium:YAG laser. **Oogaki women's junior college research bulletin**, 35. 1994.

28. POURREAU-SCHNEIDER, N.; SOUDRY, M.; FRANQUIN, J.C.; ZATTARA, H.; MARTIN, P.M.; CIAIS, G.; NAMER, M.; SCHNEIDER, M.; CHAUVEL, P.; DEMARD, F. Soft-laser therapy for iatrogenic mucositis in cancer patients receiving high-dose fluorouracil: a preliminary report. **J Natl Cancer Inst**, v.84, n.5, p.358-9, Mar. 1992.
29. LOPEZ, V.J. The laser in the treatment of TMJ-dysfunctions. **Rev Actual Estomat Clin**, v.7, p.35-9, 1986.
30. KARU, T. Photobiology of low-power laser effects. **Health Phys**, v.56, n.5, p.691-704, May 1989.
31. RIBEIRO, M. S. **Estudo teórico-experimental dos efeitos não-térmicos da radiação laser polarizada em tecidos vivos**. São Paulo, 1991, 110p. Dissertação (Mestrado) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares.
32. MELCER, J. The CO<sub>2</sub> laser in everyday use. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 3. Salt Lake City, Aug.6-8, 1992. **Proceedings**. s.l. International Society of Lasers in Dentistry.1992. p.273-4.
33. POGREL, M.A.; MUF, D.F.; MARSHALL, G.W. Structural changes in dental enamel induced by high energy continuous wave carbone dioxide laser. **Lasers Surg Med**, v.13, n.1, p.89-96, 1993.
34. TANJI, E.Y.; MATSUMOTO, K. The comparative study of the morphological changes of dentin surface after Nd:YAG, CO<sub>2</sub> and Argon lasers irradiation. **J Jap Endod Assoc**, v.15, n.1, p.14-20, June 1994.
35. KOORT, H.J.; FRENTZEN, M. The effect of TEA-CO<sub>2</sub>-laser on dentin. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 3. Salt Lake City, Aug. 6-8, 1992. **Proceedings**. s.l. International Society of Lasers in Dentistry. 1992. p.251-2.

36. MELCER, J.; FARCY, J.C.; HELIAS, G.; BADIANE, M. Preparation of cavities using TEA CO<sub>2</sub> laser. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 3. Salt Lake City, Aug. 6-8, 1992. **Proceedings**. s.l. International Society of Lasers in Dentistry. 1992. p.249-50.
37. ARIMA, M.; MATSUMOTO, K. Effects of ArF:excimer laser irradiation on human enamel and dentin. **Lasers Surg Med**, v.13, n.1, p.97-105, 1993.
38. MELCER, J. The laser age in dentistry: past and present. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 3. Salt Lake City, Aug. 6-8, 1992. **Proceedings**. s.l. International Society of Lasers in Dentistry. 1992. p.3-13.
39. YAMAGUSHI, M.; ITO, M.; MIWATA, T.; HORIBA, N.; MATSUMOTO, T.; NAKAMURA, H.; FUKAYA, M. Clinical study on the treatment of hypersensitive dentin by Ga-Al-As laser diode using the double blind test. **Aichi-Gakuin J Dent Sci**, v.28, n.2, p. 703-7, June 1990.
40. GROTH, E.B. **Contribuição para o estudo da aplicação do laser de baixa-potência de Ga-Al-As no tratamento da hipersensibilidade dentinária**. São Paulo, 1993. 60p. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.
41. BUCHELT, M.B.; KUTSCHERA, H-P; KATTERSCHAFKA, T; KISS, H.; SCHNEIDER, B.; ULLRICH, R. Erb:YAG and Hol:YAG laser ablation of meniscus and intervertebral discs. **Lasers Surg Med**, v.12, n.4, p.375-81, 1992.
42. BUCHELT, M.B.; KUTSCHERA, H-P; KATTERSCHAFKA, T; KISS, H.; LANG, S. Ablation of polymethyl methacrylates by Ho:YAG, Nd:YAG, and Er:YAG lasers. **Lasers Surg Med**, v.13, n.6, p.638-46, 1993.
43. SIEBERT, N.; FLAME, C. Lasersystems for arthroscopy surgery. In: AMERICAN SOCIETY FOR LASER MEDICINE & SURGERY, 13. New Orleans, Apr. 18-20, 1993. **Abstracts of papers. Laser Surg Med**, 1993. v.5, p.37. [Resumo n.179]

44. SISTO, J.; BLAZINA, M.E.; HIRSH, L.C.; OAKS, S. Ho:YAG laser arthroscopy of the knee. In: AMERICAN SOCIETY FOR LASER MEDICINE & SURGERY, 13. New Orleans, Apr. 18-20, 1993. **Abstracts of papers. Laser Surg Med**, 1993. v.5, p.37-8. [Resumo n.181]
45. MÖLLER, K.O.; LIND, B.M.SCHRAMM, U.; TRAUTMANN, C.; HOHLBACH, G. Holmium laser synovectomy of immune synovitis in rabbits. **Lasers Surg Med**, v.12, n.4, p.382-9, 1992.
46. SCHWARTZ, J.; JACQUES, S.; VANGSNES JR, C.T. Optical properties of human meniscus. In: AMERICAN SOCIETY FOR LASER MEDICINE & SURGERY, 13. New Orleans, Apr. 18-20, 1993. **Abstracts of papers. Laser Surg Med**, 1993. v.5, p.36-7.[Resumo n.178]
47. GOTTLÖB, C.; KOPCHOK, G.E.; PENG, S.K.; TABBARA, M.; CAVAYE, D.; WHITE, R.A. Holmium:YAG laser ablation of human intervertebral disc: preliminary evaluation. **Lasers Surg Med**, v.12, n.1, p.86-91, 1992.
48. DUFFY, S.M.; SHARP, F.; STAMP, J.; GINSBERG, R. Preliminary observations of holmium:YAG laser tissue interaction using human uterus. **Lasers Surg Med**, v.12, n.2, p.147-52, 1992.
49. JOHNSON, D.E.; CROMEENS, D.M.; PRICE, R.E. Use of holmium:YAG laser in urology. **Lasers Surg Med**, v.12, n.4, p.353-63, 1992.
50. JOHNSON, D.E.; CROMEENS, D.M.; PRICE, R.E. Transurethral incision of the prostate using holmium:YAG laser. **Lasers Surg Med**, v.12, n.4, p.364-69, 1992.
51. SPINDEL, M.L.; MOSLEM, A.; BHATIA, K.S.; JASSEMNEJAD, B.; BARTELS, K.E.; POWELL, R.C.; O'HARE, C.M.; TYTLE, T. Comparison of holmium and flashlamp pumped dye lasers for use in lithotripsy of biliary calculi. **Lasers Surg Med**, v.12, n.5, p.482-9, 1992.

52. WHITE, R.A.; KOPCHOK, G.E.; TABBARA, M.R.; CAVAYE, D.M.; CORMIER, F. Intravascular ultrasound guided holmium:YAG laser recanalization of occluded arteries. **Lasers Surg Med**, v.12, n.3, p.239-45, 1992.
53. SMITHPETER, C.; CHAN, E.K.; WELCH, A.J. Measurement of reflectance in corneal tissue irradiated with a unique cw holmium laser. In: AMERICAN SOCIETY FOR LASER MEDICINE & SURGERY, 13. New Orleans, Apr. 18-20, 1993. **Abstracts of papers. Laser Surg Med**, 1993. v.5, p.32. [Resumo n.157]
54. De MARCHENA, E.; CICCONE, J.; PARR, K.L.; COHEN, M.D. Holmium:YAG laser coronary angioplasty: results of a multicenter registry. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON BIOMEDICAL OPTICS. Los Angeles, Jan. 22, 1994. **Proceedings**. California : The International Society for Optical Engineering, 1994. v.2128, p.58. [Resumo 2130-25]
55. MYAZAKI, S.; NONOGI, H.; GOTO, Y.; ITOH, A.; DAÏKOKU, S.; HAZE, K. Stenosis of the coronary stenotic lesions treated by holmium:YAG laser coronary angioplasty. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON BIOMEDICAL OPTICS. Los Angeles, Jan. 22, 1994. **Proceedings**. California : The International Society for Optical Engineering, 1994. v.2128, p.58. [Resumo 2130-25]
56. HENDLER, B.H.; GATENO, J.; MOOAR, P; SHERK, H.H. Holmium:YAG laser arthroscopy of the temporomandibular joint. **J Oral Maxillo Fac Surg**, v.50, p.931-4, Sept. 1992.
57. PASSES, H.; WEINBERG, B.; KAUFMAN, P.; WEINBERG, J. **Case study: the removal of multiple epulis: fissuratum with the holmium laser.** s.l.: s.n., s.d., 6p.
58. PASSES, H. **Excisional biopsy of a traumatic fibroma using the holmium laser.** s.l.: s.n., s.d. 1 p.
59. PASSES, H. **The holmium laser: what is it and what are its dental applications?** s.l. : s.n., s.d. 1 p.

60. MATSUMOTO K, NAKAMURA Y, WAKABAYASHI H. A morphological study on the cavity preparation by pulsed holmium: YAG laser. **J Showa Dent Cong**, v.10, p.279-82, 1990.
61. WHITE, J.M.; GOODIS, H.E.; MARSHALL, S.J.; MARSHALL, G.W. Caries removal in enamel and physical threshold identification of dentin with Nd & Ho:YAG lasers. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 3. Salt Lake City, Aug. 6-8, 1992. **Proceedings**. s.l. International Society of Lasers in Dentistry. 1992. p.121-2.
62. GOODIS, H.E.; WHITE, J.M.; MARSHALL, S.J.; MARSHALL, G.W. Evaluation of the Nd:YAG and Ho:YAG laser in root canal preparation and sterilization. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 3. Salt Lake City, Aug. 6-8, 1992. **Proceedings**. s.l. International Society of Lasers in Dentistry. 1992. p. 79-80.
63. LIPPAS, M.G.; ARCORIA, C.J.; KHADEMI, J.A. Surface analyses of Ho:YAG, CO<sub>2</sub>, Nd:YAG & Ar:F lasers. In: International Congress on Lasers in Dentistry, 3. Salt Lake City, Aug. 6-8,1992. **Proceedings**. s.l. International Society of Lasers in Dentistry. 1992. p.139-40.
64. ZECELL, D.M.; CECCHINI, S.C.M.; EDUARDO, C.P.; MATSUMOTO, K.; DE ROSSI, W.; NOGUEIRA, G.E.C.; BERRETTA, J.R.; VIEIRA Jr., N.D.; MORATO, S.P. Experimental studies of the applications of the holmium laser in dentistry. **J Clin Laser Med Surg**, v.13, n.4, p.283-9, 1995.
65. WHITE, J.M.; GOODIS, H.E.; MARSHALL, G.W.; MARSHALL, S.L. Identification of the physical modification threshold of dentin induced by neodymium and holmium YAG lasers using scanning electron microscopy. **Scanning Microsc**, v.1, n.1, p.239-46. 1993.

66. HOLT, R.A.; NORDQUIST, R.E. Holmium:YAG laser in dentistry: photoconditioning of dentinal surface. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON BIOMEDICAL OPTICS. Los Angeles, Jan. 22, 1994. **Proceedings**. California : The International Society for Optical Engineering, 1994. v.2128, p.34. [Resumo]
67. CERNAVIN, I. A comparison of the effects of the Nd:YAG and Ho:YAG laser irradiation on dentine and enamel: a preliminary study. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY. 4. Singapore, August 6-10, 1994. **Abstracts of papers**. Singapore, s.n., 1994. p.23. [Resumo]
68. STEVENS, B.H.; TROWBRIDGE, H.O.; HARRISON, G.; SILVERSTON, S.F. Dentin ablation by Ho:YAG laser: correlation of energy versus volume using stereophotogrammetry. **J Endod**, v.20, n.5, p.246-9, May. 1994.
69. EDUARDO, C.P.; ZECELL, D.M.; CECCHINI, S.C.M.; de ROSSI, W.; RANIERI, I.M.; MORATO, S.P.; MATSUMOTO, K. Scanning electron microscopy analysis of enamel and dentine irradiated by holmium laser. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY. 4. Singapore, Aug. 6-10, 1994. **Abstracts of papers**. Singapore, s.n., 1994. p.35.
70. KaVo KEY Laser. Germany, 1993. 6p. (DS - n.2938/2 - folheto)
71. STERN, R.H.; SOGNAES, R.F. Laser beam on dental hard tissues. In: INTERNATIONAL ASSOCIATION FOR DENTAL RESEARCH. General Meeting, 42. Los Angeles, Mar. 19-22, 1964. **Abstracts of papers**. Chicago, **J Dent Res**, v.43, n.5, p.873, 1964. [Resumo n.307]
72. GORDON Jr., T.E. Laser interaction with extracted human teeth: a preliminary report. **Dent Digest**, v.72, n.4, p.154-8, Apr. 1966.
73. GORDON Jr., T.E. Some effects of laser impacts on extracted teeth. **J Dent Res**, v.45, n.2, p.372-5, Mar./Apr. 1966.

74. KINERSLY, T.; JARABAK, J.P.; PHATAK, N.M.; DeMENT, J. Laser-induced microperforations in teeth sections. **J Dent Res**, v.45, n.1, p.199-203, Jan./Feb. 1965.
75. PECK, S.; PECK, H. Laser radiation: some specific dental effects and a evaluation of its potential in dentistry. **J Prosthet Dent**, v.17, n.2, p.195-203, Feb. 1967.
76. LOBENE, R.R.; FINE, S. Interaction of laser radiation with oral hard tissues. **J Prosthet Dent**, v.16, n.3, p.589-97, May/June 1966.
77. STERN, R.H.; SOGNAES, R.F.; GOLDMAN, F. Laser effect on in vitro enamel permeability and solubility. **J Am Dent Assoc**, v.73, n.4, p.838-43, Oct. 1966.
78. STERN, R.H.; SOGNAES, R.F. Laser induced alteration of surface enamel. In: ANNUAL SYMPOSIUM ON ELECTRON, AND ION AND LASER BEAL TECHNOLOGY, 9. California : R.W. Pease, 1967. p.402-6 apud WOLBARSHT, M.L. **Laser applications in medicine and biology**. New York : Plenum, 1971. v.1, p.100-1.
79. VAHL, J. Electron microscopic x-ray crystallographic investigations of teeth exposed to laser rays. **Caries Res**, v.2, n.1, p.10-8, 1968.
80. WOLBARSHT, M.L. **Laser applications in medicine and biology**. New York : Plenum, 1971. v.1, p.105-6.
81. FRENTZEN, M.; KOORT, H.J. Histological investigation of mid infrared laser ablation of dental hard tissues. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 3. Salt Lake City, Aug. 6-8, 1992. **Proceedings**. s.l. International Society of Lasers in Dentistry. 1992. p.243-4.

82. STERN, R.H.; SOGNAES, R.F. Comparison of several lasers in effecting enamel surface alterations. In: INTERNATIONAL ASSOCIATION FOR DENTAL RESEARCH. General Meeting, 48. New York, Mar. 16-19, 1970. **Abstracts of papers.** Chicago, **J Dent Res**, p.152. [Resumo n.416]
83. STERN, R.H.; SOGNAES, R.F.; VAHL, J. Lased enamel ultrastructural observations of pulsed carbone dioxide. **J Dent Res**, v.51, p.455, 1972.
84. STERN, R.H.; SOGNAES, R.F. Laser inibition of dental caries suggested by first tests in vivo. **J Am Dent Assoc**, v.85, n.5, p.1087-90, Nov. 1972.
85. TAYLOR, R.; SHKLAR, G.; ROEBER, F. The effects of laser radiation on teeth, dental pulp, and oral mucosa of experimental animals. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**, v.19, n.6, p.776-95, June 1965.
86. STERN, R.H.; RENGGER, H.L.; HOWELL, F.V. Laser effects on vital dental pulps. **Br Dent J**, v.127, n.1, p.26-8, July 1969.
87. GOLDMAN, L. **Applications of the laser.** Cliveland : CRC, 1973. p.200.
88. LEADERMAN, R.N.; FELDMAN, S.J. **Painless periodontal laser surgery using the Nd:YAG laser.** s.l. : s.n., s.d. 12p.
89. TSENG, P.; LIEW, V.; CHAN, A.; GILKESON, C. Minor periodontal surgery using the Nd:YAG dental laser: case reports, SEM and LM studies. In: NORTH AMERICAN ACADEMY OF LASER DENTISTRY. Banff, May 23, 1991. **Abstracts of papers.** Michigan, The Nd:YAG American Dental Laser: Abstracts of Selected Scientific Studies, 1992. [Resumo AS4]
90. OHO, T.; NARA, Y.; MORIOKA, T. Removal of gingival melanin with an irradiation of argon laser. In: JAPANESE CONGRESS OF MEDICAL LASER, 7. **Proceedings.** Jpn J Med Laser, v.7, n.3, p.207-8, 1987.

91. WALSH, L. The use of lasers in implantology: an overview. **J Oral Implant**, v.8, n.4, p.335-40, 1992.
92. MYERS, T.D.; MYERS, W.D. The use of a laser for debridement of incipient caries. **J Prosthet Dent**, v.53, n.6, p.776-9, June 1985.
93. MYERS, T.D.; MYERS, W.D. In vitro caries removal. **Cal Dent Assoc J** , p.9-10, May 1988.
94. KUMAZAKI, M.; FUJIWARA, H.; MATSUDA, T.; ZENNYU, K.; KUMAZAKI, M., TOYODA, K.; FUGII, B. Excision of dental caries. **J Jap Soc Laser Dent**, v.3, n.1, p. 23-7, 1992.
95. KELLER, U.; HIBST, R. Erbium:YAG laser in caries therapy: indications and first clinical results. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 3. Salt Lake City, Aug. 6-8, 1992. **Proceedings**. s.l. International Society of Lasers in Dentistry. 1992. p.151-2.
96. MYAKI, S.I. **Efeitos da irradiação da luz laser Nd:YAG nos sulcos e fissuras de pré-molares humanos: estudo "in vitro", empregando o microscópio eletrônico de varredura**. São Paulo, 1995. 101p. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.
97. KUTSCH, V.K. Dental Caries Illumination with the argon laser. **J Clin Laser Med Surg**, v.11, n.6, p.323-7, 1993.
98. KELSEY, W.P.; BLANKENAU, R.J.; POWELL, G.L.; BARKMEIER, W.W; CAVEL, W.T.; WHISENANT, B.K. Enhancement of physical properties of resin restorative materials by laser polymerization. **Lasers Surg Med**, v.9, n.6, p.623-7, 1989.

99. MYAKI, S.I.; IMPARATO, J.C.P.; OLIVEIRA Jr., W.T.; EDUARDO, C.P.; WATANABE, LI-SEI. Comparison of etched surface of enamel with Nd:YAG laser and phosphoric acid. **J Jap Soc Laser Dent**, v.5, p.59-65, 1994.
100. MYERS, T.D.; RENDLE, J.M. Effects morphologiques comparatifs de l'attaque de l'émail à l'acide phosphorique et au pulsé Nd:YAG. In: CONGRESS MONDIAL, 12. Paris, 28-31 mai 1990. **Actes. , Innov Technol Biol Med**, 1990. [Resume].
101. EDUARDO, C.P.E.; CECCHINI, R.C.M.; MARQUES, J.L.L.; MATSUMOTO, K. Scanning electron microscopy study on enamel etching with Nd:YAG laser and phosphoric acid. **J Clin Laser Med Surg**, v.13, n.2, p.81-5, 1995.
102. ROBERTS-HARRY, D.P. Laser etching of teeth for orthodontic bracket placement: a preliminary clinical study. **Lasers Surg Med**, v.12, n.5, p.467-70, 1992.
103. SOGNAES, R.F.; STERN, R.H. Laser effect on resistance of human dental enamel to demineralization in vitro. **J S C State Dent Assoc**, v.33, n.8, p.328-9, Aug. 1965.
104. MORIOKA, T.; TAGOMORI, S.; TSUTSUMI, H. Increase in acid resistance of hamsters enamel by using a normal pulse Nd:YAG laser. **Fukuoka Acta Med**, v.76, n.2, p.49-53, Feb. 1985.
105. OHO, T.; MORIOKA, T. Ar laser irradiation increases the acid resistance of human enamel. **J Dent Health**, v.37, n.3, p.283-9, July 1987.
106. MORIOKA, T.; TAGOMORI, S. Enhancing effects of Nd:YAG laser on remineralization of incipient dental caries. In: LASER SURGERY: ADVANCED CHARACTERIZATION THERAPEUTICS, AND SYSTEMS. Los Angeles, Jan. 15-18, 1989. **Proceedings**. California : The International Society for Optical Engineering, 1989. v.1066, p.217-20.
107. MORIOKA, T.; TAGOMORI, S.; YOSHIO, N. Application of Nd:YAG laser and fluoride in the prevention of dental caries. In: INTERNATIONAL CONGRESS

- OF LASERS IN DENTISTRY. Tokyo, Aug. 5-6, 1988. **Proceedings.**  
YAMAMOTO, H.; ATSUMI, K.; KUSAKARI, H. **Lasers in Dentistry.**  
Amstredam, Excerpta, 1989. p.55-61.
108. BAHAR, A.; TAGOMORI, S. The effect of normal pulsed nd:YAG laser irradiation on pits and fissures in human teeth. **Caries Res**, v.28, n.6, p.460-7, Nov./Dec. 1994.
109. NARA, Y.; TAGOMORI, S.; NUMATA, Y.; MORIOKA, T. Effect of erbium:YAG laser irradiation on acid resistance of human tooth enamel. **Surg Med Lasers**, v.3, n.4, p.208-10, 1990.
110. MORIOKA, T.; TAGOMORI, S.; OHO, T. Acid resistance of lased human enamel with erbium:YAG laser. **J Clin Laser Med Surg**, p.215-217, June 1991.
111. MATSUMOTO, K.; WATANABE, M.; TACHIBANA, H.; WAKABAYASHI, H. Laser treatment in endodontics: basic and clinical researches. **Int Endod J**, v.26, n.1, p.24, Jan. 1993.
112. POTTS, T.V.; PETROU, A. Laser photopolimerization of dental materials with potential endodontic applications. **J Endod**, v.16, n.6, p.265-8, June 1990.
113. GUTKNECHT, N. Alteration of the surface morphology of root canals. In: **INTERNATIONAL ACADEMY OF LASER DENTISTRY.** Geneva, Oct., 1991. **Abstracts of papers.** Michigan, The Nd:YAG American Dental Laser: Abstracts of Selected Scientific Studies, 1992. [Resumo AE9]
114. GUTKNECHT, N.; BEHRENS, V.G. Die bearbeitung der wurzelkanalwände mit dem Nd:YAG laser. **Zahnärztl Welt, Zahnärztl Rundsch, Zahnärztl Reform**, v.100, n.10, p.748-55, Jan. 1991.
115. STABHOLZ,A.; KHAUAT,A.; RAVANSHAD,S.; McCARTY, D.W.; NEEV, J.; MAHMOUD, T. Effects of Nd:YAG laser on apical seal of teeth after apicoectomy and retrofill. **J Endod**, v.18, n.8, p.371-5, Aug. 1992.

116. GOODIS, H.E.; WHITE, J.M.; MOSKOWITZ, E.; MARSHALL, S.J. Root canal system preparation: conventional versus laser methods in vitro. In: **LASER SURGERY: ADVANCED CHARACTERIZATION THERAPEUTICS, AND SYSTEMS III**. Los Angeles, Jan. 21-23, 1992. **Proceedings**. California : The International Society for Optical Engineering, 1992. v.1643, p.412-22.
117. GOODIS, H.E.; WHITE, J.M.; YEE, B.; MARSHALL, S.J.; MARSHALL, G.W. Evaluation of the Nd:YAG laser in root canal systems sterilization. In: **NORTH AMERICAN ACADEMY OF LASER DENTISTRY**, Wesley Chapel, Apr. 1992. **Abstracts of papers**. Michigan, The Nd:YAG American Dental Laser: Abstracts of Selected Scientific Studies, 1992. [Resumo AE10]
118. EDUARDO, C.P.; CECCHINI, R.C.M.; CECCHINI, S.C.M. o papel coadjuvante do Nd:YAG laser em endodontia. Caso clínico. **Rev Assoc Bras Odontol Nac**, v.1, n.2, p.102-4, set./out. 1993.102.
119. MATSUMOTO, K. Laser treatment in endodontics. In: **INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY**, 3. Salt Lake City, Aug. 6-8, 1992. **Proceedings**. s.l. International Society of Lasers in Dentistry, 1992. p.23-38.
120. NARA, Y.; FUKUTANI, S.; OKAMOTO, H.; YAMAGUSHI, N.; UEKI, S.; HIGASHI, Y.; TSUKAMOTO, Y. Growth acceleration of human dental pulpal fibroblasts by semiconductor laser. **Surg Med Lasers**, v.3, n.4, p.200-3, Dec. 1990.
121. SAITO, T.; MEZAWA, S.; KON, K. Laser semiconductor - Osada Diotron. **Dental Outlook**, p.211-20, dez. 1994.
122. EDUARDO, C.P.; CECCHINI, R.C.M.; CECCHINI, S.C.M.; ZEZELE, D.M. Os benefícios do laser ao cirurgião dentista - uma nova realidade. **J Assoc Paul Cir Dent**, p.24-5, mar. 1995.

123. CECCHINI, R.C.M.; CECCHINI, S.C.M.; EDUARDO, C.P. Uma nova alternativa para o tratamento da úlcera aftosa e herpes labial. Caso clínico. **Âmbito Odont**, Ano IV, n.21, p.21-4, jan./fev. 1995.
124. BROWN, W.S.; DENEY, A.; JACOBS, H.R. Thermal properties of teeth. **J Dent Res**, v.49, n.4, p.752-5, July/Aug. 1970.
125. ZACK, L.; COHEN, G. Pulp response to externally applied heat. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**, v.19, n.4, p.515-30, Apr. 1965.
126. SELTZER, S.; BENDER, I. **The dental pulp. Biologic considerations in dental procedures**. 3. ed. Philadelphia : Lippencott, 1973. p.201.
127. SEREBRO, L.; NORDENBERG, D.; GORFIL, C.; BAR-LEV, M. Examination of tooth pulp following laser beam irradiation. **Lasers Surg Med**, v.7, n.3, p.236-9, 1987.
128. HIBST, R.; KELLER, U. Heat effect of pulsed Er:YAG laser radiation. In: **LASER SURGERY: ADVANCED CHARACTERIZATION, THERAPEUTICS AND SYSTEMS II**, 1990. **Proceedings**. California : The International Society for Optical Engineering, 1990. v.1200, p.379-86.
129. WHITE, J.M.; GOODIS, H.E.; ROSE, C.M., DANIELS, T.E. Effects of Nd:YAG laser on pulps of extracted human teeth. In: **INTERNATIONAL ASSOCIATION FOR DENTAL RESEARCH. General Session, 68. Cincinnati, Mar. 7-11, 1991. Abstract of papers**. Chicago, **J Dent Res**, v.69, p.300, 1991. [Resumo n.1534]
130. JEFFREY, I.W.M.; LAWRENSEN, B.; SAUNDERS, E.M.; LONGBOTTOM, C. Dentinal temperature transients caused by exposure to CO<sub>2</sub> laser irradiation and possible pulpal damage. **J Dent**, v.18, n.1, p.31-6, 1990.
131. JEFFREY, I.W.M.; LAWRENSEN, B.; LONGBOTTOM, C.; SAUNDERS, E.M. CO<sub>2</sub> laser application to the mineralized dental tissues - the possibility of iatrogenic sequelae. **J Dent**, v.8, n.1, p.24-36, 1990.

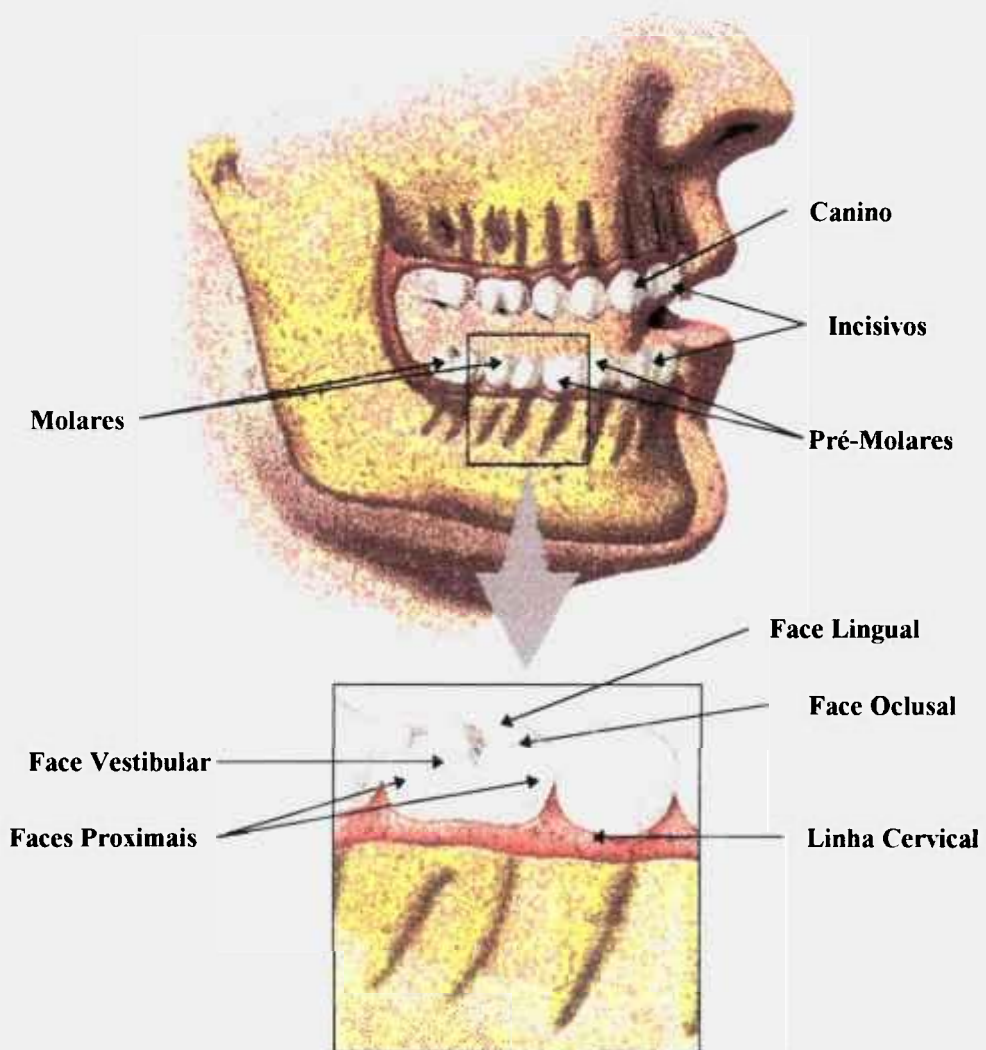
132. PAGHDIWALA, A.F.; VAIDYANATHAN, T.K.; PAGHDIWALA, M.F. Evaluation of erbium:YAG laser radiation of hard dental tissues: analysis of temperature changes, depth of cuts and structural effects. **Scanning Microsc**, v.7, n.3, p.989-97, 1993.
133. WHITE, J.M.; NEEV, J.; GOODIS, H.E.; BERNS, M. Surface temperature thermal penetration dentin of Nd:YAG laser applied to enamel and dentin. In: **LASER SURGERY, Proceedings**. California : The International Society for Optical Engineering, 1992. v.1643, p.423-36.
134. GOODIS, H.E.; WHITE, J.M.; HARLAN, L. Absence of pulpal response from Nd:YAG laser exposure on enamel. **J Dent Res**, v.71, p.162, 1992. [Resumo n.449].
135. WHITE, J.M.; GOODIS, H.E.; SETCOS, J.C.; EAKLE, W.S.; HULSCHER, B.E.; ROSE, C.L. Effects of pulsed Nd:YAG laser energy on human teeth: a three year follow-up study. **J Am Dent Assoc**, v.124, p.45-51, July 1993.
136. POWELL, G.L.; MORTON, T.H.; WHISENANT, B.K. Argonlaser oral safety parameters for teeth. **Lasers Surg Med**, v.13, n.5, p.548-55, 1993.
137. BLANKENAU, R.J.; KELSEY, W.P.; POWELL, G.L.; CAVEL, W.T.; ANDERSON, D.M. Power density and external temperature of laser-treated root canals. **J Clin Laser Med Surg**, v.12, n.1, p.17-9, 1994.
138. FRIEDMAN, S.; LIU, M.; DÖRSCHER-KIM, J.; KIM, S. In situ testing CO<sub>2</sub> laser on dental pulp function: effects on microcirculation. **Lasers Surg Med**, v.11, n.4, p.325-30, 1991.
139. FRIEDMAN, S.; LIU, M.; IZAWA, T.; MOYNIHAN, M.; DÖRSCHER-KIM, J.; KIM, S. Effects of CO<sub>2</sub> laser irradiation on pulpal blood flow. **Proc Finn Dent Soc**, v.88, n.1, p.167-71, 1992.

140. MELCER, J.; CHAUMETTE, M.T.; MELCER, F.; ZEBOULON, S.; HASSON, R.; MERARD, R.; PINAUDEAU, Y.; DEJARDIN, J.; WEILL, R. Preliminary report on the effect of the CO<sub>2</sub> laser beam on the dental pulp of the *Macaca Mulatta* primate and the beagle dog. **J Endod**, v.11, n.1, p.1-5, Jan. 1985.
141. FRANQUIN, J.C.; SALOMON, J.P. Réactions pulpo-dentaires après traitement de la dentine au laser à CO<sub>2</sub>. **J Biol Buccale**, v.14, n.1, p.53-64, mars. 1986.
142. MELCER, J.; CHAUMETTE, M.T. Dental pulp exposed to the CO<sub>2</sub> laser beam. **Lasers Surg Med**, v.7, p.347-52, 1987.
143. ARCORIA, C.J.; STEELE, R.E.; WAGNER, M.J.; JUDY, M.M.; MATTHEWS, J.L.; HULTS, D.F. Enamel surface roughness and dental pulp response to coaxial dioxide-neodymium:YAG laser irradiation. **J Dent**, v.19, p.85-91, 1991.
144. KELLER, U.; HIBST, R. Tooth pulp reaction following Er:YAG laser application. In: **LASERS IN ORTHOPEDIC, DENTAL, AND VETERINARY MEDICINE**. Jan. 23-24, 1991. **Proceedings**. California : The International Society for Optical Engineering, 1991. v.1424, p.127-33.
145. RENTON-HARPER, P.; MIDDHA, M. Nd:YAG laser treatment of dentinal hypersensitivity. **Br Dent J**, v.172, n.1, p.13-6, Jan. 1992.
146. GELSKEY, S.C.; WHITE, J.M.; PRUTHI, V.K. The effectiveness of the Nd:YAG laser in the treatment of dental hypersensitivity. **J Can Dent Assoc**, v.59, n.4, p.377-86, 1993.
147. MORIOKA, T. Lasers in preventive dentistry - prevention of dental caries. In: **JAPAN CONGRESS MEDICAL LASER**, 14. **Proceedings**. Oct. 1993. **Jpn J Med Laser**, p.247-50, 1993.

148. KELLER, U; HIBST, R. Ultrastructural changes of enamel and dentin following Er:YAG laser radiation on teeth. In: **LASER SURGERY: ADVANCED CHARACTERIZATION THERAPEUTICS, AND SYSTEMS II**. 1990. **Proceedings**. California : The International Society for Optical Engineering, 1990. v.1200, p.408-15.
149. FOWLER, B.O.; KURODA, S. Changes in heated and in laser irradiated human tooth enamel and their probable effects on solubility. *Calcif Tissue Int*, v. 38, p.197-208, 1986.
150. CHRISTOFFERSON, J; CHRISTOFFERSON, M.R. Kinetics of dissolution of calcium hydroxyapatite: IV. The effect of some biologically important inhibitors. *J Crystal Growth*, v.53, p.42-54, 1981.
151. DUVAL, C. **Inorganic thermogravimetric Analysis**. New York : Elsevier, 1963. 722 p.
152. SLINEY, D.H. Laser safety. **Lasers Surg Med**, v.16, n.3, p.215-25, 1995.
153. WHITE, J.M.; FOSTER, J.; WEISER, M.T.; KUDLER, J.; BRAHAM, R.; PASSES, H.; GOLDSTEIN, A.; SHULMAN, M.A.; GOODIS, H.; McCARTHY, D.; ZASLOFF, E.; RICE, J.W.; FIORILLO, T.; MYERS, T.D.; GREGG, B.; JAVID, B.; O'GRADY, K.; PIETRINI, D.; BURBACH, G.; PALLANTE, E.; CHITTIN, K.; ROSE, C.; YESSIK, M.; COLE, R.E.; PLOTKIN, D.; BARR, R.; KUTSCH, K.; OCHS, W.; FERWERDA, P.; BATTERTON, E.; LACKEY, A. Curriculum guidelines and standards for dental laser education. **J Clin Laser Med Surg**, v.12, n.1, p.39-48, 1994.

## Apêndice 1 ESTRUTURAS DENTÁRIAS

A figura 63 esquematiza a posição na arcada dentária dos diferentes elementos dentários (incisivos, caninos, pré-molares e molares), assim como faces (vestibular, lingual, oclusal e proximais) em que é dividido um elemento dental.



**Figura 63-** Elementos dentários e classificação de suas faces.

O entendimento dos efeitos dos lasers nas estruturas dentais seria dificultada na ausência de uma breve discussão de sua constituição.

Os dentes são constituídos por um tecido conjuntivo frouxo, a polpa, contida e protegida por dois tecidos mineralizados denominados dentina e esmalte (figura 64).

O esmalte é a estrutura mais mineralizada do corpo humano, sendo composto por 96-98% de sais inorgânicos e o restante 2-4% de matéria orgânica e água. Os elementos minerais se encontram na forma de cristais de hidroxiapatita. Estes cristais formam prismas (unidade estrutural do esmalte) de secção pentagonal ou hexagonal, com 2-2,5  $\mu$ m de comprimento e 4  $\mu$ m de espessura. Os prismas mantêm-se unidos pela pequena porção orgânica do esmalte.

Os ameloblastos, células precursoras do esmalte, degeneram-se após sua formação, razão pela qual este tecido não possui propriedade regenerativa, mantendo-se inalterado morfológicamente.

A espessura do esmalte varia de acordo com a porção do dente que é encontrada, adelgando-se a medida que se aproxima da linha cervical (figura 63).

A dentina participa da constituição da coroa e da raiz, apresentando uma cavidade central (constituída pela câmara coronária, e câmara radicular - figura 64), onde se encontra a polpa. Na porção coronária a dentina encontra-se recoberta pelo esmalte enquanto que a porção situada no interior do osso (raiz) é revestida por um tecido denominado cemento (figura 64).

As substâncias minerais constituem 65 - 75% da dentina, 25% são substâncias orgânicas e 10% de água. As substâncias orgânicas (colágenos) conferem uma maior resistência e certa elasticidade à dentina. Os componentes inorgânicos são semelhantes aos do esmalte.

Estruturalmente a dentina é constituída por canalículos ou túbulos dentinários onde se situam os prolongamentos de Tomes (prolongamento dos

odontoblastos - células precursoras de dentina, com importante papel na condução de estímulos sensitivos) e por uma matriz de fibras colágenas.

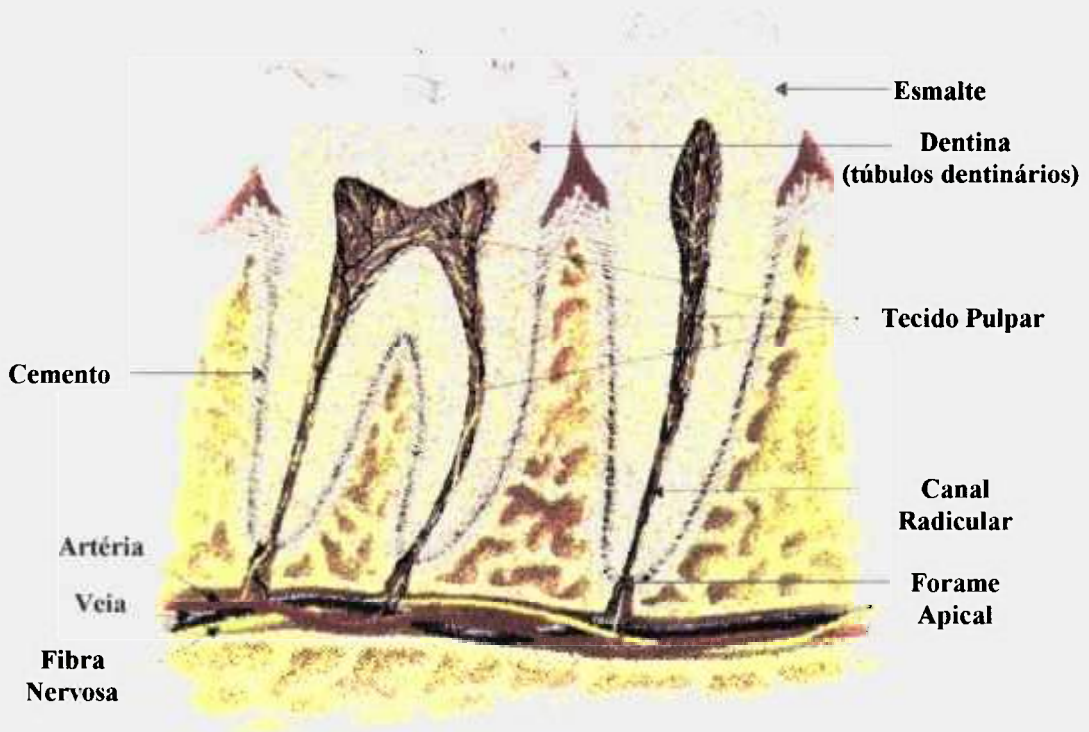
A espessura da dentina varia entre 2 - 5 mm, apresentando-se maior na região das cúspides (figura 63) e borda incisal do dente, em correspondência com o esmalte. Durante a vida do indivíduo a espessura da dentina aumenta, de forma a reduzir as dimensões da cavidade pulpar. Isto se deve à atividade dos odontoblastos que formam dentina secundária em resposta à estímulos funcionais.

A polpa apresenta-se ricamente vascularizada e innervada, sendo composta por substância fundamental, fibras e células (componentes do tecido conjuntivo).

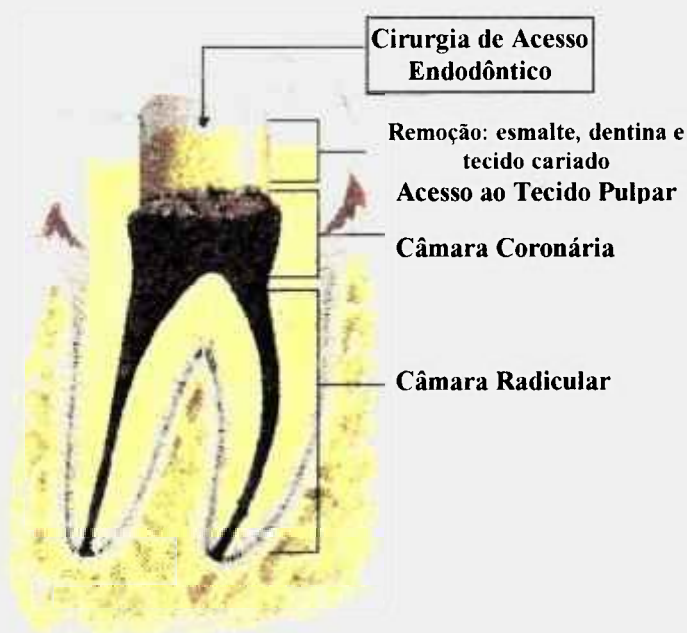
Os vasos arteriolas e os filetes nervosos penetram na cavidade pulpar através do forame apical (figura 63) e de foraminas também presentes no ápice radicular. Os odontoblastos dispõem-se em uma fileira forrando o interior da cavidade pulpar.

As funções do tecido pulpar são: defesa (pela formação de dentina secundária); formativa (constante formação de dentina); sensitiva e nutritiva. O tecido pulpar é sensitivo à alterações mecânicas, térmicas e químicas.

Devido ao comprometimento do tecido pulpar, seja em função de uma patologia, ou mesmo, por motivo protético, é necessário o tratamento endodôntico (remoção do tecido pulpar, preparo químico-cirúrgico do canal e seu preenchimento com material obturador). Para que se tenha acesso ao tecido pulpar é necessária a remoção de esmalte, dentina e tecido cariado presentes sobre a câmara coronária (figura 65).



**Figura 64-** Desenho esquemático das estruturas dentárias e circunvizinhas (corte longitudinal).



**Figura 65** - Corte longitudinal de um molar. Cirurgia de acesso necessária para realização do tratamento endodôntico. Câmara coronária e radicular que compõem a cavidade pulpar.

## Apêndice 2

### NORMAS DE SEGURANÇA

A utilização segura do laser depende do conhecimento dos princípios físicos que regem o funcionamento de cada laser, assim como sua interação com os diferentes tecidos. Além disso, há necessidade de um treinamento apropriado do operador do equipamento, o qual deve também ter amplo conhecimento do protocolo de operação (normas de segurança, etc).

Os principais riscos da utilização de laser nas áreas biomédicas são:

1. - Em função do equipamento em si, cujas normas para segura operação e manutenção são similares às de quaisquer equipamentos elétricos e eletrônicos. Uma vez que a maior parte dos lasers usa fontes de alta voltagem, que contêm grandes capacitores, existe perigo de eletrochoque. Durante o funcionamento, perigos de explosão, fogo, liberação de substâncias tóxicas e produção de raios-x, entre outros, devem ser considerados, dependendo do tipo de laser em uso.

2. - Em função da incidência direta ou indireta do feixe laser fora da região desejada, onde os principais alvos biológicos são os olhos, e de menor importância, a pele. Neste caso, as normas internacionais de máxima exposição permissível devem ser observadas.

3. - Em função das características patológicas do tecido irradiado, já que pode ocorrer inalação da pluma de vaporização do tecido alvo, e esta pode carregar células ainda viáveis. Em procedimentos cirúrgicos este risco é minimizado através da aspiração por bomba de vácuo e utilização de máscaras cirúrgicas.

Dano aos olhos do operador, do paciente e de outras pessoas que estiverem no mesmo ambiente, podem ocorrer por emissão direta da luz laser ou pela reflexão de uma superfície especular, como instrumentais.

O sítio de injúria é diretamente dependente da absorção seletiva de vários comprimentos de onda por estruturas específicas dos olhos. O dano primário nos tecidos oculares, resultante de um acidente com a radiação laser é a queimadura da retina ou da córnea.

A radiação luminosa proveniente da região do ultravioleta pode ser lesiva à córnea, esclera e cristalino, pois é absorvida nestes tecidos e não atinge a retina. O visível e o infravermelho próximo, por sua vez, são focalizados próximo à retina ou sobre ela, havendo uma amplificação da radiação. Estes comprimentos de onda, ao passarem pela pupila e cristalino, são focalizados, aumentando a sua concentração na retina em cerca de 100.000 vezes.

A injúria na córnea é normalmente superficial, envolvendo o seu epitélio, que apresenta uma alta taxa metabólica, reparando-se rapidamente. Entretanto, se camadas mais profundas forem afetadas, com dano severo à córnea, ocorrerá perda de visão.

A percepção de injúria das estruturas oculares são diferentes, isto é, o tecido mais superficial do olho é muito sensível à materiais estranhos ou mesmo à radiação luminosa. No cristalino não há receptores de dor e injúrias provocadas pela radiação ultravioleta (UVA) podem permanecer desapercibidas por muitos anos. A retina também não apresenta receptores de dor.

A perda permanente da visão somente ocorre, se o feixe laser incidir no centro da visão, ou seja, se a radiação laser for direcionada nos olhos e focalizada na fóvea. Se infortunadamente o feixe de luz laser sofrer reflexão e incidir perifericamente, uma queimadura na retina poderá ocorrer<sup>152</sup>.

Desta forma, precauções devem ser tomadas ao se manipular uma fonte de luz laser, ou mesmo, ao se presenciar sua manipulação.

A exposição máxima permissível é definida como o nível de radiação laser, o qual, em circunstâncias normais, as pessoas podem ser expostas sem que sofram efeitos adversos. Os valores para os vários tecidos diferem entre si, dependendo do

comprimento de onda empregado, duração do pulso, assim como, o tempo de interação laser/tecido alvo.

As normas de segurança visam reduzir todos os níveis de exposição abaixo do máximo permissível. O protocolo britânico (1983), BS 4803, intitulado “Segurança da Radiação Proveniente de Produtos e Sistemas Laser” contém regras para a adequada utilização destes sistemas. Além deste protocolo podemos salientar o DHSS (1985), “Guia de Utilização Segura de Lasers na Prática Médica”<sup>18</sup>.

A *American National Standards Institute (ANSI)* e a *Safety and Health Administration (OSHA)* descrevem padrões gerais e clínicos que servem como guia para o uso seguro de lasers em Odontologia e Medicina<sup>18,153</sup>.

Para a escolha de local e instrumental apropriados, assim como, pessoal de apoio qualificado para utilização dos sistemas laser, há necessidade de conhecimento dos recursos a serem empregados e evitados durante o procedimento.

## **A. - Procedimentos Básicos para Segurança**

### **A.1 - Protetores Oculares**

A utilização de óculos protetores pelo operador e paciente, assim como, pelos demais presentes no local é imprescindível. Diferentes comprimentos de onda requerem a utilização de diferentes óculos protetores.

A densidade óptica é um dos mais importantes fatores a serem considerados na escolha de um óculos protetor. A densidade óptica especifica o grau de atenuação da radiação incidente dado por um material óptico, de forma a reduzir a exposição dos tecidos oculares a níveis relativamente seguros. Por exemplo, para o laser de CO<sub>2</sub> (10,6 μm) são empregados óculos com lentes plásticas transparentes ou de quartzo. O laser de Nd:YAG (1,06 μm), por sua vez, requer óculos com lentes azul/verde e o laser de argônio, dependendo da sua faixa de emissão compreende a utilização de protetores de coloração laranja/amarelo.

## **A.2 - Materiais Refletores**

A utilização de instrumentos refletores devem ser evitadas. Estes materiais devem receber uma pigmentação escura ou opaca a fim de evitar a reflexão do feixe laser incidente.

## **A.3 - Materiais Inflamáveis**

Produtos inflamáveis como o cloreto de polivinila (PVC) utilizado em tubos endotraqueais devem ser substituídos, assim como deve se ter cuidado com a mistura anestésica empregada. Especial atenção é necessária com relação a outros produtos inflamáveis a serem utilizados durante a manipulação de sistemas laser para evitar o risco de fogo.

## **A.4 - Aspiração dos Produtos no Ambiente**

Aspiração constante através de uma bomba de vácuo deve ser realizada durante o procedimento a fim de evitar a inalação de produtos provenientes da vaporização tecidual, além de minimizar os efeitos térmicos produzidos. Além disto, máscaras cirúrgicas devem ser utilizadas pela equipe.

## **A.5 - Placa de Advertência**

A manipulação do aparelho deve ser realizada em ambiente fechado, empregando-se sempre uma placa de aviso externa a fim de impedir a entrada de pessoas não qualificadas ou desavisadas no local.