



BR0645465

INIS-BR--4046

**AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO**

**EFEITOS DA RADIAÇÃO LASER DE VAPOR DE COBRE NA
PAREDE DE DENTINA DE CANAIS RADICULARES: ESTUDO
IN VITRO POR MEIO DE MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE
VARREDURA E MICROSCÓPIO ESTEREOSCÓPICO.**

MARIA CLAUDIA GARCIA DA SILVEIRA

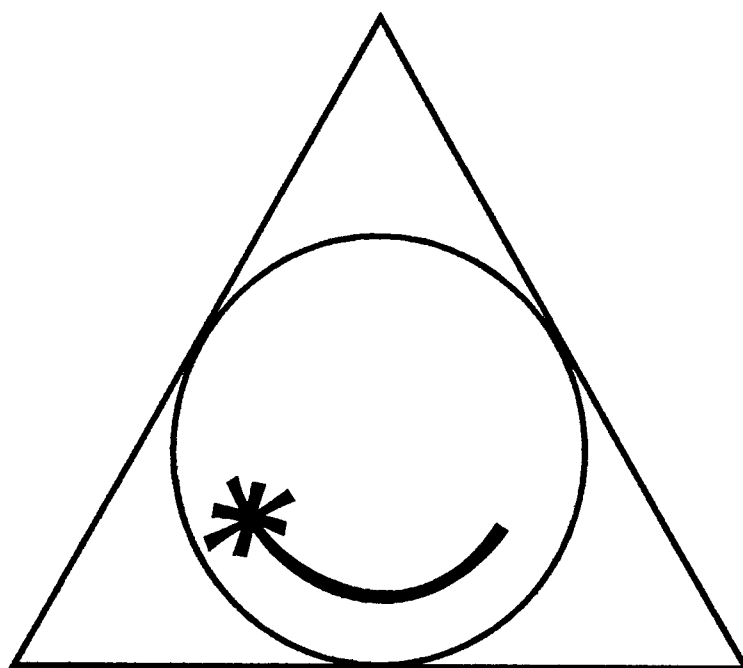
**Dissertação apresentada como parte
dos requisitos para obtenção do Grau
de Mestre Profissional na área de Lasers
em Odontologia.**

**Orientador:
Prof. Adj. Walter D. Niccoli Filho**

**Co-Orientador:
Prof. Dr. Nilson Dias Vieira Jr.**

**São Paulo
2001**



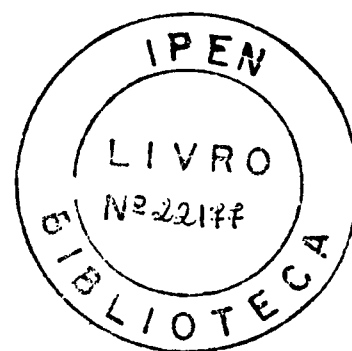


**MESTRADO PROFISSIONALIZANTE DE LASER EM
ODONTOLOGIA**

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

EFEITOS DA RADIAÇÃO LASER DE VAPOR DE COBRE NA
PAREDE DE DENTINA DE CANAIS RADICULARES: ESTUDO *IN*
VITRO POR MEIO DE MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE
VARREDURA E MICROSCÓPIO ESTEREOSCÓPICO.

Maria Claudia Garcia da Silveira



Dissertação apresentada como parte
dos requisitos para obtenção do grau de Mestre
Profissionalizante de laser em odontologia.

Orientador: Prof. Adj. Walter D. Niccoli Filho
Co-orientador: Prof. Dr. Nilson Dias Vieira Jr.

São Paulo
2001

AOS MEUS PAIS,
*pelo amor e a atenção dispensada
ao longo de toda a minha vida.
Dedico este trabalho.*

Agradecimentos

Ao Prof. Adj. Walter D. Niccoli Filho pela amizade, conselhos e orientação desta dissertação.

Ao Prof. Dr. Nilson Dias Vieira Jr. pela co-orientação e pelos esclarecimentos de muitas dúvidas que surgiram no decorrer deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Rudimar Riva pelo apoio para a realização do experimento.

Ao Prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo pelo Mestrado Profissionalizante em Laser em Odontologia, pela dedicação e empenho para o crescimento das pesquisas com laser em odontologia.

Ao Prof. Dr. José Luiz Lage-Marques pela oportunidade e atenção oferecida na Universidade Ibirapuera-UNIB podendo desta forma colocar em prática os conhecimentos adquiridos neste Mestrado Profissionalizante em Laser em Odontologia.

Ao Prof. Dr. Luiz Alberto Plácido Penna por participar na banca examinadora do seminário de área neste Mestrado Profissionalizante em Laser em Odontologia e pela atenção dedicada.

Ao René Ramos de Oliveira e Nildemar do Centro de Ciência e Tecnologia de Materiais-Laboratório de Microscopia Eletrônica de Varredura, pela atenção dedicada para a realização da MEV.

Ao meu irmão Marcos Antonio Garcia da Silveira pelas estadias em seu apartamento durante o decorrer do mestrado.

Ao Rubens Guimarães Filho pela grande amizade, paciência e pelos dias divertidos.

Ao José Augusto Negrão pelo companheirismo neste Mestrado Profissionalizante em Laser em Odontologia na Universidade Ibirapuera-UNIB.

Aos amigos Andréa Avilez Calmon e Alexandre Joseph Sznajder.

Aos amigos e colegas Neusa V. Galvão Pulga, Fabiane G. Pulga e Rafael Ribeiro pela oportunidade oferecida na Clínica Especializada em Laser-CEL.

Ao Prof. Dr. Abílio Albuquerque Maranhão de Moura pela amizade formada no decorrer do mestrado.

Aos demais colegas do mestrado profissionalizante.

A Sandra, Cida e Fernando pela dedicação e atenção dispensada aos alunos do Mestrado Profissionalizante em Laser em Odontologia.

A todos os professores do IPEN e da faculdade de Odontologia deste Mestrado Profissionalizante em laser em Odontologia.

Aos monitores da faculdade de Odontologia.

Ao IPEN (Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares) e a FOUSP (Faculdade de Odontologia de São Paulo) pelo desenvolvimento do Mestrado Profissionalizante em Laser em Odontologia.

Ao CTA-IEaV (Centro Técnico Aeroespacial – Instituto de Estudos Avançados) pela possibilidade de executar a parte experimental desta pesquisa.

EFEITOS DA RADIAÇÃO LASER DE VAPOR DE COBRE NA PAREDE DE DENTINA DE CANAIS RADICULARES: ESTUDO *IN VITRO* POR MEIO DE MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA E MICROSCÓPIO ESTEREOSCÓPICO.

Maria Claudia Garcia da Silveira

RESUMO

Dez dentes humanos uniradiculares tiveram suas coroas removidas no limite amelo-cementário e, após preparo químico-cirúrgico nos canais radiculares, as raízes foram clivadas longitudinalmente para permitir desta forma a irradiação da superfície da parede de dentina do canal radicular. As hemi-raízes foram separadas em dois grupos: grupo I (controle), com quatro hemi-raízes, não irradiado, e grupo II, com 16 hemi-raízes, subdivididas em quatro grupos com os respectivos tempos de exposição: 0,02 s; 0,05 s; 0,1 s e 0,5 s. Foi utilizado um laser de vapor de cobre, com comprimento de onda de emissão de 510,6nm, potência média total quando emitindo no verde mais amarelo de 11 W, potência média emitindo no verde de 6,5 W, taxa de repetição de 16.000 Hz e duração de pulso de 30 ns, energia por pulso (no verde) de 0,4 mJ e potência de pico de 13,5 kW. A cavidade do laser é do tipo instável ($R_1=3.900$ mm e $R_2=-250$ mm). Foram utilizadas lentes de focalização de $f_1=250$ mm e de $f_2=150$ mm que apresentava um fator $M^2=5$. Os resultados obtidos por meio da análise com microscopia eletrônica de varredura mostraram a ocorrência de formação de uma cavidade no local da incidência do feixe laser, onde a dentina, nas bordas desta cavidade, apresentou-se fundida e resolidificada, além da presença de trincas devido à difusão do calor. Embasados nestes resultados, concluímos que o tamanho da cavidade formada na dentina é diretamente proporcional ao tempo de exposição e quanto mais emissão de radiação laser numa mesma área, maior o comprometimento na parede de dentina do canal radicular. Estas conclusões demonstram a necessidade de novos estudos com diferentes tempos de exposição a fim de estipularmos um protocolo seguro sem nenhum tipo de dano aos tecidos dentários e de suporte.

EFFECTS OF THE COPPER VAPOUR LASER RADIATION IN THE ROOT CANAL
WALL DENTINE: *IN VITRO* EXPERIMENT USING SCANNING ELECTRON
MICROSCOPY AND STEREOSCOPY.

Maria Claudia Garcia da Silveira

ABSTRACT

Ten human uniradicular teeth had their crown removed along the cement-enamel junction and right away a proper chemical-surgical preparation of the radicular canals was done; the roots were longitudinally sectioned in order to allow the irradiation of the surfaces of the root canals wall dentine. The hemi-roots were separated in two groups: group I (control), with four hemi-roots, not irradiated; and group II, with 16 hemi-roots, subdivided in four sub-groups submitted to the following exposition time: 0,02 s; 0,05 s; 0,1 s and 0,5 s. A copper vapour laser was used with a 510,6nm wavelength, total average power of 11 W in green and yellow emissions; average power of 6,5 W in green emission; pulse repetition rate of 16.000 Hz and pulse duration of 30 ns. The pulse energy (green line) is 0,4 mJ and the peak power 13,5 W. The laser cavity is unstable type ($R_1=3.900$ mm and $R_2= -250$ mm). The focusing have focal length lens $f_1=250$ mm and $f_2=150$ mm. The beam quality is of the $M^2=5$. The results obtained by scanning electron microscopy analysis showed the appearance of a cavity in the region of the laser beam incidence in the edges of this cavity, dentin was melt and resolidified presenting also cracks due to heat diffusion. Based on these results, we concluded that the size of the cavity formed in the dentin is directly proportional to the rate of exposure and, the more laser emission in the same area, more damage in the root canals wall dentin occurs. More studies need to be done with different exposition's time in order to obtain a safety protocol that doesn't cause injury in dental and support tissue.

SUMÁRIO

	Página
LISTA DE TABELA.....	ix
LISTA DE FIGURAS.....	x
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS.....	xvi
1. INTRODUÇÃO.....	17
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	19
2.1.Histórico.....	19
2.2.Princípios Físicos do Laser.....	20
2.3.Propriedades da Luz Laser.....	23
2.4.Laser de Vapor de Cobre.....	25
2.5.O Átomo de Cobre e o Laser de Vapor de Cobre.....	28
2.6.Interação Laser com Tecidos Biológicos.....	29
2.7.Características Ópticas dos Tecidos Biológicos.....	31
2.8.Efeitos Biológicos da Radiação Laser.....	33
2.9.Laser no Tratamento Endodôntico.....	33
3. PROPOSIÇÃO.....	41
4. MATERIAL E MÉTODOS.....	42
4.1.Preparo Químico Cirúrgico das Raízes.....	42
4.2.Preparo das Raízes para Receberem a Radiação Laser.....	43
4.3.Fixação das Raízes na Base Posicionadora.....	44
4.4.Aplicação da Radiação Laser.....	46
4.5.Microscópio Estereoscópico.....	49
4.6.Preparo para Microscopia Eletrônica de Varredura.....	50
4.7.Microscopia Eletrônica de Varredura.....	50

	viii
5. RESULTADOS e DISCUSSÃO.....	51
5.1.Grupo I – Controle.....	51
5.2.Grupo II – Irradiados com Comprimento de Onda de 510,6nm.....	52
6. CONCLUSÕES.....	74
APÊNDICE.....	76
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	81

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Tempos de exposições e número de aplicações laser relacionados com número de pulsos laser e energia acumulada.....49

Tabela 2 - Tempos de exposições, número de pulsos e energia total acumulada para uma aplicação laser.....58

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Transição radioativa entre dois níveis de energia-emissão estimulada.....	21
Figura 2 - Esquema básico de um laser.....	21
Figura 3 – Diagrama de níveis de energia do cobre.....	28
Figura 4 – Esquema da interação laser-tecido biológico.....	30
Figura 5 - Absorção óptica dos principais componentes dos tecidos biológicos.....	32
Figura 6 – Esquema da parede de dentina do canal radicular onde foi realizada a irradiação com LVC. No ○ foi feita uma aplicação laser e no ● dez aplicações laser. A distância entre estes foi de um milímetro.....	44
Figura 7– Hemi-raiz fixada em mesa posicionadora em norma lateral.....	45
Figura 8 -Vista do posicionamento da hemi-raiz em norma frontal.....	45
Figura 9 –Esquema do LVC utilizado para o experimento.....	47

Figura 10 – Feixe do laser de vapor de cobre.....	47
Figura 11 – Posicionamento das lentes.....	48
Figura 12 - Incidência da radiação laser sobre a dentina do canal radicular.....	48
Figura 13 – Micrografia de MEV da dentina do canal radicular do grupo controle onde se observa presença dos túbulos dentinários e <i>smear layer</i> (aumento de 500X).....	51
Figura 14 – Micrografia de MEV da dentina do canal radicular do grupo controle onde se observa presença dos túbulos dentinários e <i>smear layer</i> (aumento de 1.000X).....	52
Figura 15 – Fotomicrografia da dentina do canal radicular do grupo irradiado com $\lambda=510,6\text{nm}$ por 0,02s com uma aplicação laser onde se observa cavitação.....	53
Figura 16 – Micrografia de MEV da dentina do canal radicular do grupo irradiado com $\lambda=510,6\text{nm}$ por 0,02s com uma aplicação laser onde se observa cavitação e trincas (aumento de 159X). ➡ indica zona termicamente afetada.....	54
Figura 17 – Micrografia de MEV da dentina do canal radicular do grupo irradiado com $\lambda=510,6\text{nm}$ por 0,02s com uma aplicação laser onde se observa o fundo da cavidade formada verificando a resolidificação da dentina (aumento de 1.279X).....	54

- Figura 18 – Micrografia de MEV da dentina do canal radicular do grupo irradiado com $\lambda=510,6\text{nm}$ por 0,02s com uma aplicação laser onde se verifica a fusão da superfície dentinária da parede da cavidade formada (aumento de 1.000X).....55
- Figura 19 – Fotomicrografia da dentina do canal radicular do grupo irradiado com $\lambda=510,6\text{nm}$ por 0,02s com dez aplicações laser onde se observa cavitação e trincas.....55
- Figura 20 – Micrografia de MEV da dentina do canal radicular do grupo irradiado com $\lambda=510,6\text{nm}$ por 0,02s com dez aplicações laser onde se observa cavitação e trincas (aumento de 150X). ➔ indica zona termicamente afetada.....56
- Figura 21 – Micrografia de MEV da dentina do canal radicular do grupo irradiado com $\lambda=510,6\text{nm}$ por 0,02s com dez aplicações laser onde se verifica a fusão e resolidificação da superfície dentinária da parede da cavidade formada (aumento de 500X).....56
- Figura 22 – Micrografia de MEV da dentina do canal radicular do grupo irradiado com $\lambda=510,6\text{nm}$ por 0,02s com dez aplicações laser onde se verifica a fusão e resolidificação da superfície dentinária da parede da cavidade formada (aumento de 1.000X).....57
- Figura 23 – Esquema do feixe laser não gaussiano.....57
- Figura 24 – Esquema do número de pulsos e a duração de cada pulso com o respectivo tempo entre eles.....59

- Figura 25 – Fotomicrografia da dentina do canal radicular do grupo irradiado com $\lambda=510,6\text{nm}$ por 0,05s com uma aplicação laser onde se observa cavitação e trincas.....60
- Figura 26 – Micrografia de MEV da dentina do canal radicular do grupo irradiado com $\lambda=510,6\text{nm}$ por 0,05s com uma aplicação laser onde se observa cavitação e trincas (aumento de 164X).....61
- Figura 27 – Micrografia de MEV da dentina do canal radicular do grupo irradiado com $\lambda=510,6\text{nm}$ por 0,05s com uma aplicação laser onde se verifica a fusão e resolidificação da superfície dentinária das paredes da cavidade formada (aumento de 500X).....61
- Figura 28 – Fotomicrografia da dentina do canal radicular do grupo irradiado com $\lambda=510,6\text{nm}$ por 0,05s com dez aplicações laser onde se observa cavitação e trincas.....62
- Figura 29 – Micrografia de MEV da dentina do canal radicular do grupo irradiado com $\lambda=510,6\text{nm}$ por 0,05s com dez aplicações laser onde se observa cavitação e trincas (aumento de 159X).....62
- Figura 30 – Micrografia de MEV da dentina do canal radicular do grupo irradiado com $\lambda=510,6\text{nm}$ por 0,05s com dez aplicações laser onde se verifica a fusão e resolidificação da superfície dentinária da borda da cavidade formada (aumento de 1.500X).....63
- Figura 31 – Fotomicrografia da dentina do canal radicular do grupo irradiado com $\lambda=510,6\text{nm}$ por 0,1s com uma aplicação laser onde se observa cavitação e trincas.....64

- Figura 32 – Micrografia de MEV da dentina do canal radicular do grupo irradiado com $\lambda=510,6\text{nm}$ por 0,1s com uma aplicação laser onde se observa cavitação e trincas (aumento de 159X).....64
- Figura 33 – Micrografia de MEV da dentina do canal radicular do grupo irradiado com $\lambda=510,6\text{nm}$ por 0,1s com uma aplicação laser onde se verifica a fusão e resolidificação da superfície dentinária das paredes da cavidade formada (aumento de 500X).....65
- Figura 34 – Fotomicrografia da dentina do canal radicular do grupo irradiado com $\lambda=510,6\text{nm}$ por 0,1s com dez aplicações laser onde se observa cavitação e trincas.....65
- Figura 35 – Micrografia de MEV da dentina do canal radicular do grupo irradiado com $\lambda=510,6\text{nm}$ por 0,1s com dez aplicações laser onde se observa cavitação e trincas (aumento de 159X).....66
- Figura 36 – Micrografia de MEV da dentina do canal radicular do grupo irradiado com $\lambda=510,6\text{nm}$ por 0,1s com dez aplicações laser onde se verifica a fusão e resolidificação da superfície dentinária da borda da cavidade formada (aumento de 500X).....66
- Figura 37 – Micrografia de MEV da dentina do canal radicular do grupo irradiado com $\lambda=510,6\text{nm}$ por 0,1s com dez aplicações laser onde se verifica a fusão e resolidificação da superfície dentinária da borda da cavidade formada (aumento de 1.000X).....67
- Figura 38 – Fotomicrografia da dentina do canal radicular do grupo irradiado com $\lambda=510,6\text{nm}$ por 0,5s com uma aplicação laser onde se observa cavitação e trincas.....67

Figura 39 – Micrografia de MEV da dentina do canal radicular do grupo irradiado com $\lambda=510,6\text{nm}$ por 0,5s com uma aplicação laser onde se observa cavitação e trincas (aumento de 160X).....68

Figura 40 – Fotomicrografia da dentina do canal radicular do grupo irradiado com $\lambda=510,6\text{nm}$ por 0,5s com dez aplicações laser onde se observa cavitação e trincas.....68

Figura 41 – Micrografia de MEV da dentina do canal radicular do grupo irradiado com $\lambda=510,6\text{nm}$ por 0,5s com dez aplicações laser onde se observa cavitação e trincas (aumento de 160X).....69

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

LVC = laser de vapor de cobre

Hz = hertz

kHz = kiloHertz

J = Joules (energia)

J/cm² = Joules por centímetro quadrado (densidade de energia)

W = Watt (potência)

mW = miliWatt

°C = grau Celsius

CO₂ = laser de dióxido de carbono

Nd:YAG = laser de neodímio: ítrio-alumínio-granada

Er:YAG = laser de érbio: ítrio-alumínio-granada

Ho:YAG = laser de hólmio: ítrio-alumínio-granada

cm = centímetro

μm = micrômetro

nm = nanometro

μl = microlitro

mm = milímetro

ml = mililitro

λ = comprimento de onda

h = hora

s = segundo

ms = milisegundo

ns = nanosegundo

% = percentagem

MEV = microscopia eletrônica de varredura

1. INTRODUÇÃO

Laser é um acrônimo da língua inglesa de "*Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*", isto é, "*Amplificação da Luz por Emissão Estimulada de Radiação*".

A emissão estimulada foi concebida teoricamente pela primeira vez em 1917, por Albert Einstein, onde afirma que os fótons ao incidirem sobre átomos podem induzi-los a emitir uma grande quantidade de luz. É um processo no qual, um fóton de energia exatamente igual à diferença de energia entre dois níveis discretos, induz um átomo a efetuar uma transição do estado excitado para o estado fundamental; o átomo emite um segundo fóton, do qual não apenas a frequência, como também todas as outras características (direção, fase, polarização) são idênticas às do fóton indutor. Assim, o sistema atômico que recebe um fóton, fornece um segundo fóton idêntico age como um amplificador de radiação. Esta é a origem do funcionamento dos lasers (MAILLET, 1987).

A luz laser apresenta características que a difere das demais fontes luminosas, tais como: coerência, monocromaticidade, brilhância, direcionalidade e colimação. Isto significa que as ondas da luz laser mantêm uma relação fixa de fase no espaço e no tempo (coerência espacial e temporal), emite um único comprimento de onda, permitindo a focalização em pequenas dimensões, assim podendo atingir grandes intensidades ou ainda se propagando sem significativa dispersão espacial por grandes distâncias (CECCHINI, 1995).

Devido a estas características, torna-se possível a aplicação do laser, tanto para o diagnóstico como para terapias na área médico-odontológica.

Os microrganismos são os principais agentes etiológicos das alterações pulpares, podendo alcançá-la por diferentes vias, sendo a cárie a mais observada na prática odontológica.

As alterações pulpares são de natureza inflamatória e a intensidade da resposta varia conforme o tipo e a intensidade do agente agressor.

O canal principal é constituído em toda a sua extensão por canalículos ou túbulos dentinários. Sendo assim, os microrganismos alojam-se no interior de cada um destes. O sistema de canais radiculares apresenta uma complexa anatomia pela presença de canais laterais, secundários, acessórios e delta apical (PUCCI e REIG, 1944).

Desta forma o sucesso do tratamento endodôntico consiste em eliminar os microrganismos e seus produtos do sistema de canais radiculares em toda a sua extensão, bem como da matéria orgânica resultante da decomposição do tecido pulpar, pela correta terapêutica instituída.

Frente a este fato, o preparo do canal radicular pela instrumentação das paredes dentinárias necessita do emprego de substâncias químicas e medicação intra-canal pela inacessibilidade do instrumento a toda esta trama anatômica com a finalidade de promover a sanificação do sistema destes canais. As substâncias químicas, devido à baixa tensão superficial, aumentam a permeabilidade da dentina com o intuito de promover a limpeza e desinfecção em profundidade, isto é, na intimidade da massa dentinária.

Recentemente têm se pesquisado a utilização de diferentes tipos de irradiação laser no intuito de desinfetar os canais radiculares, pelo efeito térmico (ROONEY et al., 1994; HARDEE et al., 1994; FEGAN e STEIMAN, 1995; LAGE-MARQUES et al., 1995; LAGE-MARQUES, 1997; GUTKNECHT et al., 1996a, 1996b; MORITZ et al., 1997, 1999; KLINKE et al., 1997).

A natureza da resposta da dentina frente à irradiação laser depende da absorção específica do comprimento de onda e características de densidade, intensidade, taxa de repetição e tempo de exposição do feixe.

Tendo em vista esses fatos e a ausência de pesquisas nesta área na bibliografia concernente, constitui proposta deste estudo, verificar os efeitos da radiação do Laser de Vapor de Cobre (LVC) na parede de dentina de canais radiculares.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1. Histórico

A partir das postulações do físico dinamarquês NIELS BOHR em 1913 sobre o átomo de hidrogênio, o físico alemão ALBERT EINSTEIN, em 1917 propôs o conceito da emissão estimulada. Publicou um estudo onde afirma que os fótons, ao incidirem sobre átomos, podem induzir a emissão de uma grande quantidade de luz. É o princípio do laser-amplificação da luz pela emissão estimulada da radiação (MAILLET, 1987).

Em 1950, o professor A. KASTLER havia aperfeiçoado, juntamente com J. BROSSEL, o "bombeamento óptico". Esta técnica foi utilizada por MAIMAN em 1960, e ainda é a única maneira de fazer funcionar todos os lasers de estado sólido e numerosos outros (MAILLET, 1987).

Em 1954, na Universidade de Colúmbia, o físico americano CHARLES TOWNES, desenvolveu uma maneira prática de produzir essa energia. Usando um campo elétrico, ele conseguiu estimular o gás amônia a produzir um feixe de microondas, um tipo de luz fora do nosso espectro visível. Estava criado o MASER (*Microwave Amplificated by Stimulated Emission of Radiation* – amplificação de microondas por emissão estimulada de radiação), o pai do laser (GORDON et al., 1955).

ARTHUR SCHAWLOW e CHARLES TOWNES, em 1958, publicam um artigo onde demonstraram que é possível usar o princípio do maser para produzir luz visível. Dois anos depois, em 1960 o americano THEODORE MAIMAN criou a primeira máquina capaz de emitir raios laser. Para isso usou um cristal de rubi e

uma lâmpada de flash, obtendo uma luz vermelha, de comprimento de onda de 694nm.

As primeiras publicações da utilização do laser na odontologia datam de 1964, quando STERN e SOGNAES 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.

As pesquisas *in vitro* com lasers em odontologia se iniciaram na década de 60, e as primeiras aplicações clínicas ocorreram na década de 80, apenas em tecidos moles. Atualmente é ampla a utilização dos lasers na odontologia, e muitas das grandes aplicações dizem respeito aos tecidos duros, como remoção de cárie, condicionamento do esmalte, selamento de fôssulas e fissuras, redução da hipersensibilidade dentinária e redução bacteriana intra-canal e em bolsa periodontal. 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.

2.2. Princípios Físicos do Laser

Um fóton de energia exatamente igual à diferença de energia dos níveis $E_2 - E_1$ induz um átomo a efetuar uma transição do nível superior E_2 para o nível E_1 quando o nível E_2 está mais densamente populado (inversão de população): o átomo emite um segundo fóton, do qual não apenas a frequência ν , como também todas as outras características (direção, fase, polarização) são idênticas às características do fóton "indutor" (FIG. 1). O sistema atômico que recebe um fóton fornece um segundo fóton; portanto, ele age como amplificador da radiação. Este

é o processo de emissão estimulada, que está na origem do funcionamento dos lasers.

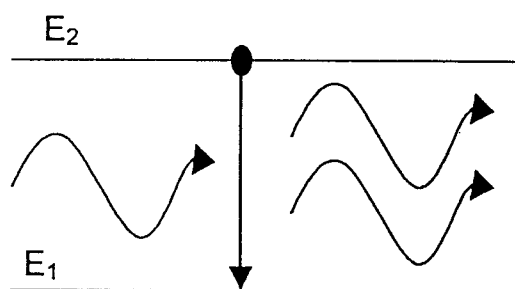


Figura 1 – Transição radioativa entre dois níveis de energia-emissão estimulada.

Para que a maioria dos lasers possam funcionar, devem ser satisfeitas três condições fundamentais, simultaneamente. Em primeiro lugar, é necessário dispor de um meio ativo, ou seja, de uma coleção de átomos, moléculas ou íons que emitam radiação na parte “óptica” do espectro. Em segundo lugar, deve ocorrer a inversão de população, gerada por um processo de excitação denominado bombeamento. E por fim, é indispensável dispor de uma cavidade óptica para que o sistema composto por essa cavidade óptica e pelo meio ativo seja a sede de uma oscilação laser (MAILLET, 1987), conforme pode ser observado na FIG. 2.

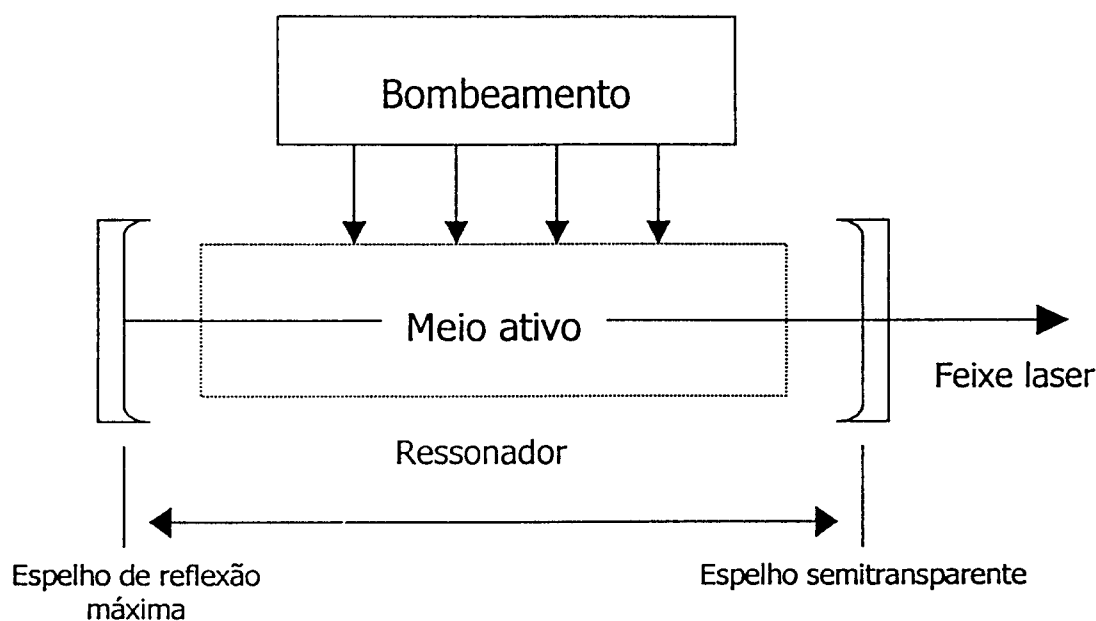


Figura 2 – Esquema básico de um laser.

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 vidro. Entre os cristais, estão os óxidos: safira (Al_2O_3) e as granadas ($\text{Y}_3\text{Al}_5\text{O}_{12}$, correspondente ao YAG). Também cristais de fluoretos, dos quais podemos destacar o YLiF_4 (YLF) e lasers de cristais semicondutores. Como exemplo de lasers de estado sólido, estão os de rubi, neodímio, érbio, hólmio. Entre os lasers com meio ativo líquido, encontramos os 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, estão os de CO_2 , argônio, hélio-neônio, criptônio (CECCHINI, 1995).

Para que a emissão estimulada predomine sobre a absorção, é necessário produzir uma situação que não existe naturalmente: é necessário destruir o equilíbrio termodinâmico e fazer com que o nível superior da transição seja o mais povoado. Na termodinâmica, para realizar tal condição, será necessário fornecer energia ao meio ativo por intermédio de uma fonte exterior de energia: é o bombeamento (MAILLET, 1987).

Os tipos de excitação ou bombeamento mais empregados são: bombeamento óptico, eletrônico, térmico, químico, por injeção de portadores, por partículas pesadas e por radiação ionizante.

O mecanismo de bombeamento, que fornece energia aos átomos de maneira seletiva, promove a inversão de população. Diz-se que há inversão de população porque no estado excitado E_2 existe uma densidade de átomos maior que no nível E_1 .

O ressonador óptico, além de influenciar nas propriedades espectrais e de potência da radiação laser, também é responsável pela distribuição espacial da amplitude e da fase do campo eletromagnético desta radiação.

A cavidade de Fabry-Pérot, exemplo mais simples de um ressonador óptico, é constituída por dois espelhos planos e perfeitamente paralelos entre si, perpendicularés ao eixo do meio ativo e situados de cada lado deste meio. A

normal aos dois espelhos é denominada eixo do ressonador. Todo raio de luz que penetre na cavidade formada por estes espelhos na direção do seu eixo, se propagará entre eles por sucessivas reflexões. Pelo menos um desses dois espelhos é semitransparente, de forma a permitir a saída de parte da radiação gerada no oscilador. Esta cavidade pode apresentar algumas variantes. No caso de um laser de estado sólido, os espelhos podem ser as faces terminais do cilindro de material ativo. Em um laser de gás, eles podem ser constituídos por espelhos colocados diretamente nas extremidades do recipiente ou tubo. O espelho oposto à lâmina semitransparente de saída do feixe pode ser constituído por um prisma de reflexão total.

2.3. Propriedades da Luz Laser

As características de propagação de um feixe laser são: coerência, monocromaticidade, brilhância, colimação e direcionalidade.

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

A saída luminosa 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 vai ocorrer com 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 à coerência temporal, temos que o comprimento de coerência das fontes de luz clássico não ultrapassa a ordem de grandeza de

milímetros, enquanto 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, odontologia etc.

A coerência, portanto, ocorre quando se tem ondas de mesmo comprimento e em fase, isto é, as ondas caminham de forma similar no espaço e no tempo, como um exercito 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.

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.

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

Os lasers apresentam em relação às fontes convencionais vantagens na formação de imagem com grande brilhância, ou seja, com grande intensidade e baixa divergência. Em uma fonte luminosa comum, a energia é emitida em direções aleatórias. À 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.

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 do perfil do feixe, o que lhe confere grande intensidade (CECCHINI, 1995).

2.4. Laser de Vapor de Cobre

O laser de vapor de cobre (LVC) emite, simultaneamente, radiação verde, cujo comprimento de onda é 510,6nm, e amarela com comprimento de onda de 578,2nm. Portanto é uma fonte de radiação eletromagnética que opera na faixa do visível no espectro eletromagnético, e tem nessa faixa espectral elevada potência média (10 – 100W).

Os lasers de gás funcionam com base em uma excitação, geralmente de natureza elétrica (descarga elétrica), mas ocasionalmente também de natureza química, de meios gasosos atômicos neutros, ionizados ou moleculares.

Este laser pertence à classe dos lasers chamados cíclicos, isto é, o nível inferior do laser é metaestável e, portanto, este só pode operar em regime pulsado (KUSHNER, 1981). Portanto o LVC, bem como os lasers de sua família de laser a vapor metálico, é caracterizado por transições lasers auto-terminadas, onde, o nível laser superior é fortemente conectado ao nível fundamental por transições ópticas e o nível laser inferior, é um estado metaestável. Desta forma, a excitação por impacto eletrônico deverá ocorrer de forma a produzir um aumento preferencial na população do nível laser superior. Por outro lado, uma

vez que o mecanismo de emissão estimulada tenha se iniciado, a população do nível laser inferior irá aumentar até a inversão cessar. A interrupção da ação laser é devida a essa característica intrínseca do sistema quântico do átomo de cobre (MOTTA, 1996).

Seu meio ativo é formado por vapor atômico de cobre, tendo como gás tampão o neônio. O vapor de cobre é gerado pelo aquecimento do tubo de descarga pela própria descarga elétrica, que por sua vez aquece peças de cobre sólido depositado no seu interior até que a densidade desejada de vapor do metal seja alcançada. Isto ocorre a temperaturas próximas de 1500°C, o que acarreta um cuidadoso projeto de isolamento térmico e obriga a utilização de materiais que suportem altas temperaturas e, freqüentemente, grandes gradientes de temperatura.

Usualmente o tubo de descarga é composto por várias camadas concêntricas, de dentro para fora: a) alumina de alta pureza, b) lã de alumina para isolamento térmico, e c) pirex para vedação do vácuo. Nas duas extremidades são colocadas as flanges de vedação, suporte das janelas ópticas, e dos eletrodos de tungstênio. Há ainda uma camisa d'água para refrigeração que serve também de retorno coaxial para o circuito elétrico de excitação. O circuito de excitação consiste basicamente de um circuito pulsador LC inversor clássico, onde a chave é uma *thyatron*. Existem ainda vários circuitos elétricos acessórios, tais como o *thyatron driver*, os de segurança, o automático de controle de operação etc.

A ação do LVC foi demonstrada pela primeira vez em 1966 por WALTER et al., 1966. Desde então, a potência média do oscilador evoluiu de 20mW, numa taxa de repetição de pulso de 660Hz, para um tubo de descarga elétrica de 1cm de diâmetro, para mais de 400W, numa taxa de repetição de pulso de 5kHz, para um tubo de 8 cm de diâmetro, segundo WARNER et al., 1980. Recentemente foi publicado por TANABA et al., 1992, a obtenção de potência média superior a 210W, através da adição de uma pequena quantidade de hidrogênio molecular a mistura Ne-Cu,

Com este tipo de laser podem-se obter potências médias da ordem de dezenas de watts, com duração de pulsos da ordem de dezenas de nanosegundos, com taxas de repetição da ordem de 5kHz. Este laser apresenta

uma grande inércia térmica devido ao grande volume de material isolante utilizado (SCHWAB, 1998).

O laser utilizado para esta pesquisa possui uma característica importante que é a de operar em temperaturas aproximadamente de cinco vezes mais baixas que os equipamentos convencionais (400°C contra 1500°C dos LVC convencionais), e menor tempo de aquecimento para operar (5 minutos) (SCHWAB, 1998).

Recentemente (década de 90) o LVC tem despertado bastante interesse porque pode gerar alta potência (média e de pico) de radiação coerente na região visível do espectro, com alta eficiência de conversão de energia elétrica em radiação, quando comparado com outros lasers operando na mesma faixa de espectro (GOLDMAN et al, 1987; KIM, 1991).

O LVC opera em regime pulsado, a uma faixa de repetição que pode variar de alguns milhares a perto de cem mil pulsos por segundo, dependendo do sistema específico. Com duração de pulsos muito curta (10 a 50ns) este laser tem encontrado várias aplicações para procedimentos que requerem curta duração temporal.

Do ponto de vista das aplicações médicas, o LVC tem sido indicado para substituir o laser de argônio, tendo como vantagem a conversão da energia elétrica em luminosa com maior eficiência (MESSENGER, 1990; NEUMANN et al., 1992).

As pesquisas com este laser concentram-se apenas na área dermatológica, mais especificamente indicados no uso em pacientes portadores de telangectasia e manchas tipo vinho do Porto (PICKERING et al., 1990; NEUMANN et al., 1992; SHEEHAN-DARE e COTTERILL, 1993; JONELL e LARKO, 1994; SOMYOS et al., 1996; GOLDMAN e FITZPATRICK, 1998).

PENNA (2000) realizou pesquisa com laser de vapor de cobre em esmalte e dentina utilizando potência de 7W variando o tempo de exposição. Verificou que não houve alterações morfológicas nos tempos de 500 e 600ms. Apenas quando a exposição foi de 800ms e 1s na dentina e de 1s no esmalte foram observadas alterações morfológicas macroscópicas e ultra-estruturais.

2.5. O Átomo de Cobre e o Laser de Vapor de Cobre

O cobre é essencialmente um sistema de três níveis de energia como ilustra o diagrama de níveis de energia simplificado (FIG. 3). Os níveis laser superiores 2P são níveis ressonantes, fortemente conectados ao estado fundamental. Os níveis laser inferiores 2D são estados metaestáveis e não são conectados opticamente ao estado fundamental por transições de dipolo elétrico. Os níveis inferiores da transição laser apresentam tempos de vida da ordem de $270\mu\text{s}$, caracterizando um esquema de transição de três níveis. Dentre as transições permitidas do multipletto $^2P \rightarrow ^2D$, duas são muito intensas, dando origem, as emissões nas linhas do verde (510,6nm) e nas linhas do amarelo (578,2nm) (MOTTA, 1996).

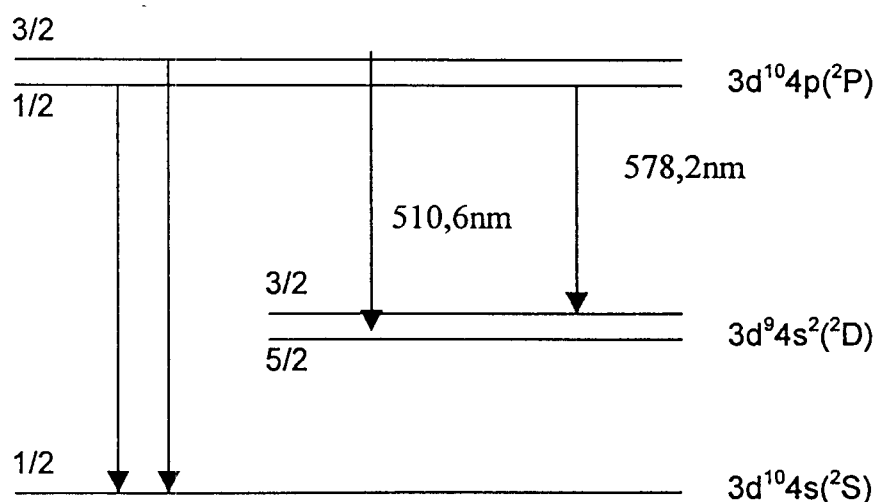


Figura 3 – Diagrama de níveis de energia do cobre
MOTTA, C.C. (1996), p.72.

Este tipo de estrutura de três níveis conduz por si só, a uma eficiente produção transiente de inversão de população numa descarga elétrica de alta voltagem (MOTTA, 1996).

O laser de vapor de cobre é um laser cíclico e segundo WALTER et al., 1966, os três critérios que definem o laser cíclico são:

1. O nível laser superior deve ser um nível ressonante, preferivelmente o nível mais intensamente conectado ao nível fundamental por uma transição radiativa.

2. O nível laser inferior deve ter transições ópticas fracas para o nível fundamental. Portanto, o nível laser inferior será um nível metaestável e a inversão de população será inerentemente transitória.

Estas duas condições são satisfeitas pela seguinte seqüência de níveis de energia: nível fundamental, um nível laser inferior com mesma paridade que o nível fundamental, e um nível laser superior tendo paridade oposta.

3. O tempo de vida do nível superior laser deve ser maior do que a constante de tempo para a subida do pulso elétrico de excitação. Se o tempo de vida radiativo da transição é menor que o tempo de subida do pulso de corrente, então a emissão espontânea depopulará o nível laser superior antes que uma suficiente inversão de população seja alcançada.

2.6. Interação Laser com Tecidos Biológicos

O que determinam as interações laser-tecido são: as propriedades da radiação laser e as propriedades ópticas do tecido biológico. Estas determinam a natureza e a extensão da resposta do tecido à incidência da radiação laser.

As características do laser que interferem na absorção pelo tecido são o comprimento de onda utilizado, a densidade de energia ou potência, duração do pulso, freqüência de repetição de pulso e tempo de exposição. E as propriedades do tecido biológico são as propriedades ópticas (coeficiente de reflexão, absorção

e espalhamento) e propriedades térmicas (condutividade térmica e capacidade térmica).

A radiação laser interage com um tecido biológico de quatro formas, parte da luz pode ser refletida, transmitida, espalhada e absorvida (FIG. 4).

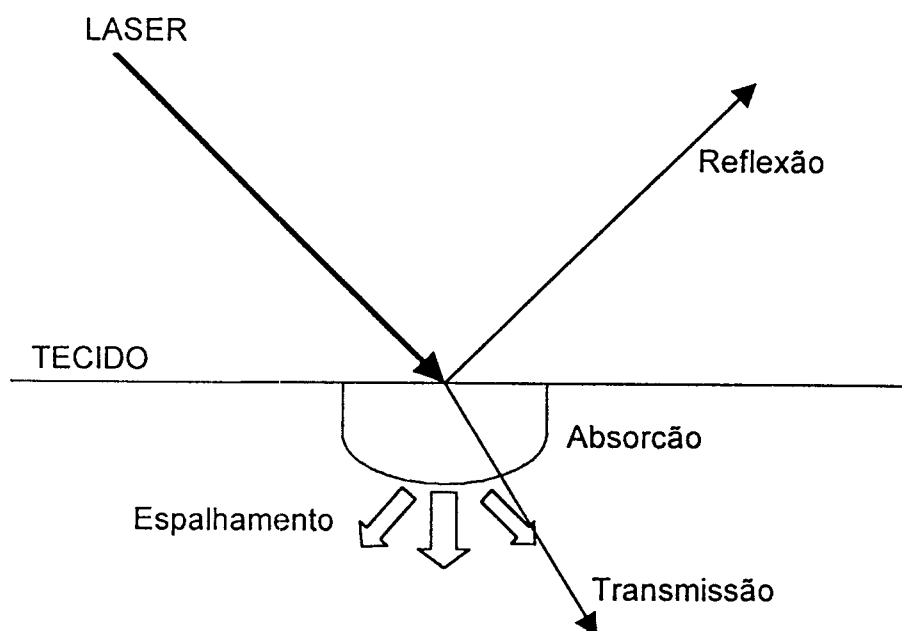


Figura 4 – Esquema da interação laser-tecido biológico.

Desta forma quando a radiação laser incide em um tecido biológico, parte da radiação pode ser refletida pela superfície tecidual, não provocando efeito sobre este, parte pode ser transmitida através do tecido, não interagindo com o mesmo.

Quando o feixe laser é espalhado dentro do tecido, sendo assim absorvido por uma vasta área, os efeitos causados são difusos e fracos, embora possa levar, em alguns casos, a danos térmicos em regiões distantes da área de focalização. A radiação restante é absorvida pelos componentes do tecido, levando neste caso a uma transferência de energia para o tecido.

Sistemas biológicos são complexos e compostos de uma grande variedade de elementos celulares e fluídos teciduais, cada qual com diferentes características de absorção. Uma vez que o corpo humano é, majoritariamente, constituído por água, a absorção da luz pela água é de fundamental importância para aplicações biomédicas. Os elementos do tecido que exibem um alto

coeficiente de absorção de um particular comprimento de onda ou por uma região do espectro são chamados cromóforos. Além da água, cromóforos como a melanina, a hemoglobina, as proteínas, e no caso de tecidos dentais duros, a hidroxiapatita, exercem significativa influência sobre a interação da radiação e o tecido.

A profundidade de penetração para o qual 63% da radiação é absorvida por um tecido é chamado de comprimento de absorção, e para 90% é chamado de coeficiente de extinção. Caso a radiação absorvida contenha fótons suficientemente energéticos, ligações químicas de átomos ou moléculas do tecido absorvedor podem ser quebradas (em geral na região do ultravioleta). Para os procedimentos biomédicos mais usuais, fótons menos energéticos são usados (infravermelho). A absorção destes fótons leva átomos e moléculas a vibrar muito mais rapidamente e conseqüentemente ocorrerá elevação da temperatura.

O tecido circundante ao tecido aquecido pelo laser estará mais frio, de forma que o fluxo de calor ocorrerá da região irradiada para a circunvizinha. Para minimizar os danos térmicos é necessário minimizar o fluxo de calor, depositando energia suficiente no volume absorvedor para vaporizá-lo em menos tempo que o calor leva para se difundir (NIEMZ, 1996).

2.7. Características Ópticas dos Tecidos Biológicos

Os tecidos moles da cavidade oral são largamente compostos por água, que determina, predominantemente, os efeitos dos lasers emitindo no infravermelho. Desta forma o laser de CO₂ emitindo em 10,6 μ m tem pouca penetração no tecido, sendo fortemente absorvido. Esta característica faz com que o laser de CO₂ seja excelente para corte e vaporização. Na região de emissão do laser de Nd:YAG (1,064 μ m) a água é praticamente transparente,

levando a uma penetração mais profunda no tecido, (FIG. 5). Devido a este fato, alguns procedimentos em odontologia, utilizam corantes (iniciadores) para tratar tecidos duros com a intenção de aumentar sua absorção.

A hemoglobina e a melanina são cromóforos que absorvem bem a radiação 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 compostos por hemoglobina. Desta forma o laser de argônio não é indicado para tratamento de tecidos como osso, cartilagem e tecidos duros dentais por não apresentarem cromóforo absorvedor para este comprimento de onda.

O laser de érbio emite comprimento de onda de $2,94\mu\text{m}$, é bem absorvido pela água e hidroxiapatita, portanto apresenta uma ação tecidual mais superficial (NIEMZ, 1996).

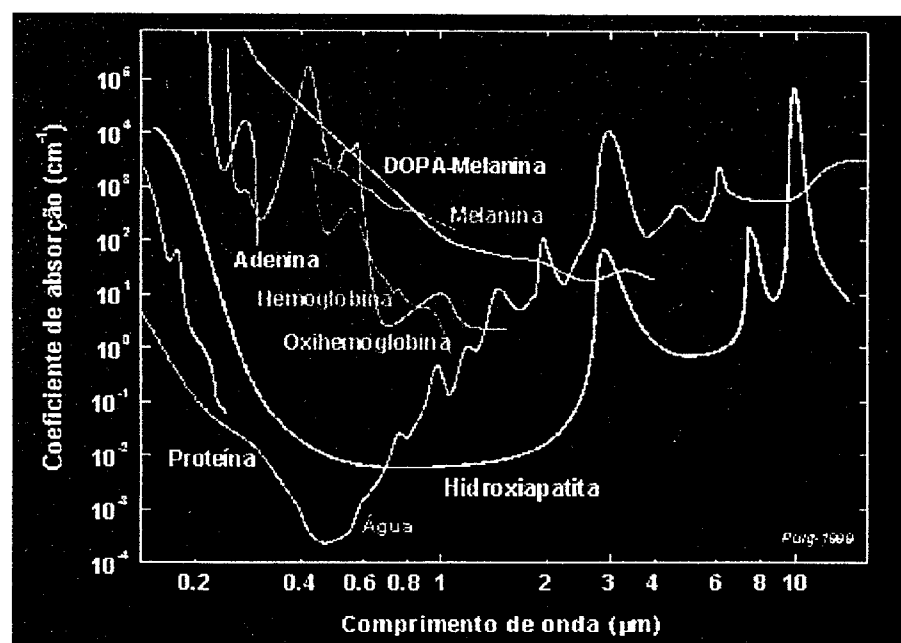


Figura 5 – Absorção óptica dos principais componentes dos tecidos biológicos.

NIEMZ apud MALDONADO, 1999, p.4.

2.8. Efeitos Biológicos da Radiação Laser

A natureza da resposta de um tecido para a radiação é dependente não apenas da absorção específica do comprimento de onda e características de densidade, taxa de repetição e tempo de exposição do laser, assim como da propagação da radiação laser até o alvo, no caso de aplicação intra tecidual.

A extensão da interação do feixe com o tecido produz efeitos que podem ser divididos em térmicos, mecânicos e químicos. Os efeitos químicos são provenientes de rompimentos diretos das ligações químicas através de comprimentos de onda na faixa do ultravioleta. O efeito mecânico pode ser proveniente da formação de ondas de choque originárias da produção de fônons no tecido irradiado. O efeito térmico que é o mais presente nas aplicações de lasers em tecidos duros pode ser o aquecimento, carbonização, ablação ou fusão (BACHMANN, 2000).

2.9. Laser no Tratamento Endodôntico

No intuito de promover a desinfecção do sistema de canais radiculares, basicamente na última década, as radiações lasers mais utilizadas para este fim são as de Neodímio, Hólmio e Érbio.

O laser de Neodímio se caracteriza por ser de estado sólido, cuja matriz hospedeira mais comum é o YAG – *yttrium aluminum garnet*. Emitem comprimento de onda na região do infravermelho do espectro eletromagnético,

1,064 μ m, cuja absorção dos tecidos biológicos é principalmente devido a melanina e hemoglobina, com pobre absorção da água. Neste comprimento de onda, pode-se cortar tecidos moles com velocidades baixas a moderadas, podendo-se na dependência da energia de saída e tempo de exposição, obter hemostasia e coagulação. O laser Nd:YAG pulsado, com sistema de entrega através de fibra óptica, representa importante ferramenta em odontologia.

Em endodontia, quando fibras ópticas são usadas apropriadamente dentro do canal radicular, por poucos segundos, a redução de microrganismos se dá por volta de 99,9% (MORITZ et al., 1999).

O laser de Érbio, tendo também como matriz hospedeira o YAG, atuando com comprimento de onda de emissão em 2,94 μ m é muito bem absorvido pela água e hidroxiapatita. Atua em contacto ou não, podendo remover tecidos duros por ablação muito rápida sobre refrigeração.

Pouco se tem pesquisado em odontologia o uso do laser de Hólmio, já largamente utilizado em medicina. O laser de Ho:YAG, pulsado, com sistema de entrega de feixe através de fibra óptica de quartzo, flexível, comprimento de onda 2,10 μ m, também tem a sua utilização no canal radicular.

Nos aspectos pertinentes à redução bacteriana, WHITE et al. (1991) verificaram *in vitro* a redução do *Bacillus subtilis* e *Escherichia coli* com a aplicação de Nd:YAG. Tal efeito pôde ser notado somente com o calor gerado, pois a luz do laser não necessita contacto direto com a bactéria.

Para a limpeza e obtenção de forma durante o preparo do canal radicular convencionalmente, têm-se empregado instrumentação manual ou mesmo rotatória, afim que se possa obturar hermeticamente este sistema.

Com o advento do laser, GOODIS et al. (1992) mostraram que o laser de Nd:YAG foi capaz de além de promover a remoção da camada residual de magma na sua totalidade, e pôde também ampliar o lumên do canal radicular.

No que se refere aos efeitos biológicos da radiação laser nos tecidos perirradiculares, BAHCALL et al. (1992) utilizando o Nd:YAG, com fibra óptica de 320 μ m à 1mm aquém do ápice, com potência média de 3 watts, e freqüência de 25 Hz, atuando em movimentos helicoidais de apical para cervical, ativados não mais que 30s, em 24 canais radiculares de 12 dentes vitais de cães, puderam constatar que o tratamento a laser causou necrose celular no ligamento

periodontal um dia depois do tratamento, fato este não verificado nos canais tratados convencionalmente. Depois de quinze dias, em ambas situações, pode ser verificado aumento em número e tamanho dos osteócitos e osteoclastos na região óssea periradicular. Aos trinta dias, contrariamente aos dentes tratados de forma convencional, que apresentavam condições de normalidade óssea, aqueles onde foram utilizados o Nd:YAG, mostraram anquilose e reabsorção cementária.

HARDEE et al. (1994) trataram canais radiculares, de dentes extraídos, inoculados com cepas de *Bacillus stearothermophilus* e constataram 99% de redução bacteriana após aplicação de Nd:YAG a 3W, 20Hz, de 1 e 2 minutos, com movimentos helicoidais.

ROONEY et al. (1994) analisaram o efeito bactericida do Nd:YAG em tubos capilares de vidro de 1,13mm de diâmetro e 20mm de comprimento. Para tal, os tubos foram preenchidos com suspensão bacteriana de *Enterococcus faecalis* com e sem adição de 1 μ l/ml de Tinta Suomi e irradiados numa potência média que variava de 0,3 a 3W, durante 10s a 30s, sendo que no grupo sem a adição do corante, o tempo foi duas vezes maior. Seus resultados mostraram que utilizando os mesmos parâmetros de energia, o efeito anti-bacteriano foi maior no grupo com corante, ressaltando que, pigmentos negros apresentando amplo espectro de absorção, absorveram a energia eletromagnética produzida pelo Nd:YAG laser, tendo sido mostrado que os corantes negros agem como iniciador, aumentando os efeitos localizados do laser.

Avaliando os efeitos da radiação laser na permeabilidade dentinária radicular, qualitativamente através do microscópio eletrônico de varredura (MEV) e quantitativamente através do azul de metileno a 2%, MISERENDINO et al. (1995), investigaram *in vitro* 20 dentes humanos recentemente extraídos, divididos aleatoriamente em dois grupos, que receberam tratamento endodôntico convencional sendo em um deles, aplicado Nd:YAG com fibra óptica de 300 μ m com 5 W de potência média, frequência de 50Hz, por três vezes durante 15s com um total de 45s de exposição, utilizando sistema de refrigeração água/ar. Constataram que os espécimes tratados com laser apresentaram áreas com pouca a nenhuma infiltração do corante revelando selamento dos túbulos dentinários. Áreas de moderada infiltração revelam parcial ou incompleto

selamento, evidenciando que os túbulos dentinários se fecham por meio da recristalização da dentina.

Utilizando o laser de Nd:YAG com potência média de 2,25W, frequência de 20Hz e tempo de exposição de 20s, LAGE-MARQUES et al. (1995) verificaram a ocorrência de fusão na superfície da dentina apical que foi tratada com laser, e observaram que o melhor aspecto morfológico avaliado em microscopia eletrônica de varredura foi obtido com potência média de 1W, frequência de 20Hz e tempo de exposição de 10s pois não apresentou danos estruturais.

FEGAN e STEIMAN (1995) avaliaram os efeitos anti-bacterianos da irradiação do laser Nd:YAG intra canal. Para tal, 80 dentes humanos unirradiculares foram instrumentados e esterilizados com gás de óxido de etileno durante 24 horas, e a seguir, contaminados com 10 μ l de suspensão de *Bacillus stearothermophilus* à 57° C durante uma semana. Os espécimes foram então irradiados com potência média de 3W, frequência de 20Hz por meio de fibra óptica de 320 μ m com movimentos de apical para cervical e de cervical para apical. Entre os grupos testados, os irradiados durante 1 minuto, mostraram significativa redução bacteriana, quando comparados àqueles que receberam tratamento endodôntico convencional.

Na tentativa de minimizar tais danos aos tecidos periodontais, COHEN et al. (1996) determinaram a máxima quantidade de energia do laser de Ho:YAG que poderia ser usada intra-canal, com fibra óptica de 245 μ m, para não aumentar a temperatura do cimento mais de 5°C. Para tal, foram utilizados 60 dentes unirradiculares recém extraídos, divididos aleatoriamente em três grupos onde variaram a potência média (0,5W, 0,75W e 1,0W). Puderam constatar que para as diferentes potências empregadas não houve aumento de temperatura de mais que 5°C, sendo o alargamento dos canais da ordem do instrumento de número 40.

GUTKNECHT et al. (1996), utilizaram 40 dentes que receberam tratamento endodôntico convencional e após serem esterilizados em autoclave, foram inoculados 10 μ l de suspensão de *Enterococcus faecalis*, irradiando metade deles com o laser de Nd:YAG, com frequência de 15 Hz, potência média de 1,5W e energia de 100mJ por quatro vezes de 10s cada, num tempo de exposição total de 40s, com movimento helicoidal ápico cervical, sendo que os dentes restantes

não receberam irradiação a laser. Os resultados obtidos levaram à ilação de uma redução bacteriana média de 99,91% frente ao grupo não irradiado.

Além das pesquisas realizadas *in vitro*, somam-se as observações clínicas do uso do laser na tentativa de minimizar as seqüelas pós-operatórias, principalmente aquelas decorrentes de processos agudos com contaminação bacteriana.

GUTKNECHT et al. (1996) entre 1991 e 1994, trataram 863 canais radiculares de 517 dentes que mostravam radiograficamente lesão periapical com 1mm ou mais de diâmetro. Após identificação e diagnóstico dos casos, os dentes foram instrumentados até o número 30 e irradiados com laser Nd:YAG, através de fibra de quartzo de 200 μ m de diâmetro, posicionada até as imediações do ápice imprimindo movimentos helicoidais do ápice para a coroa, com potência média de 1,5W, freqüência de 15Hz, por quatro vezes. No caso de lesão periapical extensa ou com anamnese complicada este procedimento foi repetido duas ou três vezes com uma semana de intervalo. Os dentes eram selados para evitar contaminação com saliva e não foi utilizada medicação intra-canal entre as seções de aplicação do laser. Os canais foram obturados após a terceira aplicação do laser com guta percha cimento obturador, que foi o AH26, e condensação lateral. Puderam constatar clinicamente 82% de sucesso, mostrando no período de três a doze meses redução significativa da imagem radiolúcida.

MORITZ et al. (1997) trataram *in vivo*, 30 dentes com canais infectados, com o laser de Nd:YAG. Nos exames bacteriológicos realizados antes da irradiação foram encontrados *Streptococcus* e *Staphilococcus*. Depois da primeira irradiação, feita com potência média de 1,5W, freqüência de 15Hz e fibra óptica de 300 μ m, imprimindo movimentos helicoidais ápico-cervical, durante 10s, com intervalos de 20s, perfazendo total de 5 aplicações, os autores constaram crescimento mínimo desses gêneros bacterianos. Estes resultados, indicam que a potência média de 1,5W foi suficiente para promover a desinfecção do canal radicular. Salientam ainda que tais efeitos, para bactérias anaeróbias facultativas, são o mesmo quando de contaminações mistas, isto é, com predominância de anaeróbios estritos.

Na mesma ordem de idéias, KLINKE et al. (1997), analisaram os efeitos bactericidas do laser de Nd:YAG na intimidade dentinária do canal radicular. Após

a esterilização, secção longitudinal da dentina em diferentes espessuras, de um lado foi inoculado com 4 μ l de suspensão de *Streptococcus mutans*, sendo o outro lado, submetido à irradiação laser quatro vezes de 10s a 20s, potência média de 1,5W, frequência de 15Hz, de sorte que, a fibra óptica de 200 μ m de diâmetro, formava ângulo de aproximadamente 5° com a superfície dentinária, simulando tratamento *in vivo*, isto é, movimentos circulares. Observaram eliminação bacteriana em todos os espécimes, embora a intensidade da irradiação diminua a medida que a espessura do corte dentinário tenha aumentado.

HARASHIMA et al. (1997) analisaram o efeito do laser de Nd:YAG na remoção de debris e camada residual de magma, em dentes humanos extraídos, após instrumentação e irradiação por 2s na região apical, seguido de tração no sentido ápico-cervical com duração de 10s, variando a potência média (1W e 2W). Observaram por meio da microscopia eletrônica de varredura, frente ao grupo controle, melhor efeito de limpeza das paredes dentinárias quando da irradiação com potência média de 2W.

Buscando avaliar a qualidade do selamento marginal e dentinário quando da realização de apicectomias seguidas de retroobturações, LAGEMARQUES (1997) aplicou a irradiação laser de Nd:YAG, CO₂ e argônio antes ou depois de efetuar a retroobturação com resina fotopolimerizável, ionômero de vidro e amálgama de prata. Para o laser de Nd:YAG utilizou potência média de 2W, frequência de 20Hz e tempo de exposição de 10s, para o laser de CO₂ potência média de 1,5W e tempo de exposição de 10s e para o laser de argônio potência média de 1W e tempo de exposição de 10s. Concluiu que a irradiação aplicada na superfície dentinária após a apicectomia e retroobturação, produziu uma alteração morfológica capaz de diminuir a média de infiltração do corante na maioria dos grupos experimentais.

PÉCORA et al. (1998) avaliaram a permeabilidade dentinária do canal radicular após instrumentação e aplicação do laser de Er:YAG em 25 dentes incisivos humanos extraídos. Puderam verificar um significativo aumento da permeabilidade dentinária, por meio de reação histoquímica.

TANJI et al. (1998) puderam avaliar o efeito do Nd:YAG e Er:YAG, nas paredes do canal radicular, simulando duas técnicas de redução bacteriana intracanal, ou seja, somente na região apical à 1mm do ápice e na extensão do canal

radicular, imprimindo movimentos circulares. A microscopia eletrônica de varredura pode mostrar fusão com recristalização da dentina e vaporização da camada residual de magma quando da aplicação de Nd:YAG. À sua vez, o Er:YAG mostrou uma superfície áspera da dentina, com túbulos dentinários abertos, resultante do processo de ablação, sendo que a camada residual de magma também foi removida.

Comparando o efeito antibacteriano dos lasers de Nd:YAG, Ho:YAG e Er:YAG em canais contaminados, MORITZ et al. (1999) utilizaram 40 dentes humanos uniradiculares recém extraídos. Todos foram tratados endodonticamente pela técnica clássica, esterilizados em auto clave e seqüencialmente inoculados com suspensão de *Enterococcus faecalis* e *Escherichia coli*. Formaram-se 6 grupos com 5 dentes e um grupo de 10 dentes, que serviu como grupo controle. Os dentes foram irradiados utilizando-se dos seguintes parâmetros: potência média de 0,8W com freqüência de 10Hz e potência média de 1,5W com freqüência de 10Hz. A fibra óptica foi introduzida próxima a região do ápice irradiando de apical para cervical, com movimento circular. A aplicação foi repetida 5 vezes com intervalo de 20s entre elas. Os melhores resultados foram obtidos com potência média de 1,5W pelo laser de Er:YAG onde a redução bacteriana atingiu 99,64%, em seguida o laser de Nd:YAG com 99,61% e por fim o laser de Ho:YAG com 99,05%.

MATSUOKA et al (2000) avaliaram morfológicamente a capacidade do laser Er:YAG de preparar canal radicular. Utilizaram 40 dentes humanos extraídos que foram divididos em dois grupos de 20. A irradiação laser foi realizada usando três diferentes tamanhos de fibras para dois diferentes parâmetros de aplicação. Grupo I com freqüência de 2 Hz e energia de 136-184mJ/pulso e o grupo II com freqüência de 2 Hz e energia de 170-230mJ/pulso. Após irradiação com laser os dentes foram seccionados longitudinalmente e observados por meio de microscópio estereoscópico e microscópio eletrônico de varredura. Obtiveram como resultado que os canais radiculares foram preparados no grupo I em 50% dos espécimes e para o grupo II em 40%. Remanescente de tecido pulpar após a irradiação com o laser foi observado em 30% dos dentes do grupo I, sendo que para os dentes do grupo II não foi observado. A análise estatística revelou que o tempo requerido para o preparo a altas energias foi significativamente menor

comparado com os de menor energia. Concluíram que pelos resultados obtidos nesta pesquisa o laser de Er:YAG é capaz de preparar canal radicular se for utilizado parâmetros apropriados para tal.

Da mesma forma, SHOJI et al. (2000) examinaram o efeito do laser de Er:YAG, utilizando uma fibra específica na qual 80% da energia do laser é entregue lateralmente e 20% da energia é entregue na ponta da mesma, para o alargamento e debridamento do canal radicular. Foi utilizado um modelo de canal nas dimensões de 0,5 x 5 mm feitos na dentina de dentes bovinos. A fibra foi inserida neste modelo de canal e removida do ápice para o orifício externo (45mm/min). As energias de 10mJ, 20mJ e 40mJ com freqüência de 10 Hz causaram alargamento das dimensões do canal radicular. Para a energia de 30mJ com freqüência de 10 Hz verificou-se uma grande mudança nas dimensões do canal. Observaram, por meio de microscopia eletrônica de varredura, que a superfície da dentina após o preparo com laser apresentava-se mais limpa do que após preparada com broca. Concluíram que esta técnica pode ser um avanço no preparo de canais radiculares além de diminuir o tempo de preparo.

3. PROPOSIÇÃO

Propomo-nos a analisar, *in vitro*, os efeitos da radiação laser de vapor de cobre emitindo comprimento de onda de 510,6nm (verde) na parede de dentina de canais radiculares, por meio da microscopia eletrônica de varredura (MEV) e do microscópio estereoscópico.

4. MATERIAL E MÉTODOS

Foram utilizados 10 dentes humanos permanentes uniradiculares, provenientes do banco de dentes da Disciplina de Prótese Buco-Maxilo-Facial da Faculdade de Odontologia da São José dos Campos - UNESP, armazenados em solução de hipoclorito de sódio a 1%*.

4.1.Preparo Químico Cirúrgico das Raízes

Todos os dentes foram radiografados para confirmar a presença de canal radicular único e ausência de anatomia complicada.

As coroas foram removidas no limite amelo-cementário utilizando-se de um disco de aço e a entrada do canal preparada com broca tipo Batt nº4 de 28mm** em baixa rotação.

Os canais foram esvaziados com auxílio de um instrumento tipo Kerr** número 10 associado à irrigação com hipoclorito de sódio a 1%*. Estabelecendo o comprimento de trabalho como sendo o ápice anatômico da raiz.

Para a instrumentação seriada utilizou-se de instrumento tipo Kerr** da

*Inodon laboratório

**Maileffer – Ballaigues – Switzerland.

1ª série, tendo como instrumento final o número 40. Entre cada um deles realizou-se irrigação com 3ml de hipoclorito de sódio a 1%* por meio de seringa luer**.

Foi realizado preparo do terço médio e cervical com brocas Gates Glidden números 3, 4 e 5*** e abundante irrigação entre cada uma delas, empregando a mesma solução irrigadora.

4.2. Preparo das Raízes para Receberem a Radiação Laser

As raízes foram seccionadas no sentido longitudinal utilizando-se de um disco de aço e realizado clivagem para separar as duas metades, permitindo desta forma irradiar a parede de dentina do canal radicular. Os espécimes foram armazenados em frasco de vidro contendo hipoclorito de sódio a 1%.

As raízes foram divididas em dois grupos:

Grupo I (controle): quatro hemi-raízes que foram submetidos a apenas o preparo químico cirúrgico.

Grupo II (tratado): dezesseis hemi-raízes que receberam preparo químico cirúrgico e foram irradiadas com o LVC emitindo comprimento de onda de 510,6nm (verde).

As hemi-raízes do grupo II foram divididas, aleatoriamente, em quatro grupos com os respectivos tempos de exposição: 0,02s; 0,05s; 0,1s e 0,5s. Foram realizadas as irradiações ao longo do canal radicular, tendo áreas com apenas uma aplicação laser e outras com dez aplicações laser no mesmo ponto (FIG. 6).

*Inodon laboratório

**Seringa D-B YALE – Becton Dickinson Industria Cirúrgicas. Ltda.

***Máileffer – Ballaigues – Switzerland.

Os pontos em que foram feitas as irradiações apresentavam um milímetro de distancia um do outro, e esta foi possível ser estabelecida, pois a base metálica posicionadora contém dispositivo que possibilita movimento horizontal apresentando medida em milímetro.

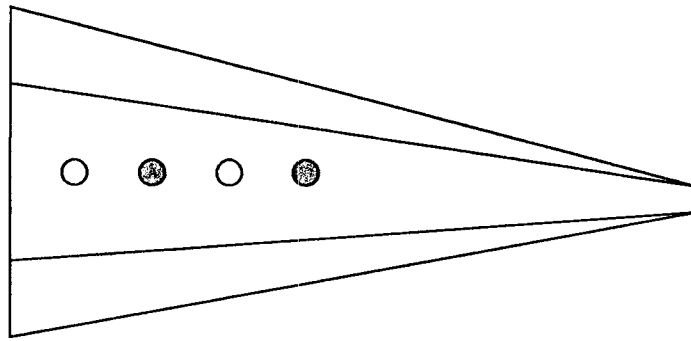




Figura 6 – Esquema da parede de dentina do canal radicular onde foi realizada a irradiação com LVC. No  foi feita uma aplicação laser e no  dez aplicações laser. A distância entre estes foi de um milímetro.

4.3. Fixação das Raízes na Base Posicionadora

As hemi-raízes foram fixadas com cera utilidade em uma base metálica posicionadora própria para permitir a aplicação da radiação que, além de possuir movimentos verticais, facilitando o posicionamento do foco do laser na parede de dentina do canal radicular, possibilita também movimentos horizontais (FIG. 7 e 8) que leva ao ajuste da distancia entre os locais da aplicação do laser (um milímetro).

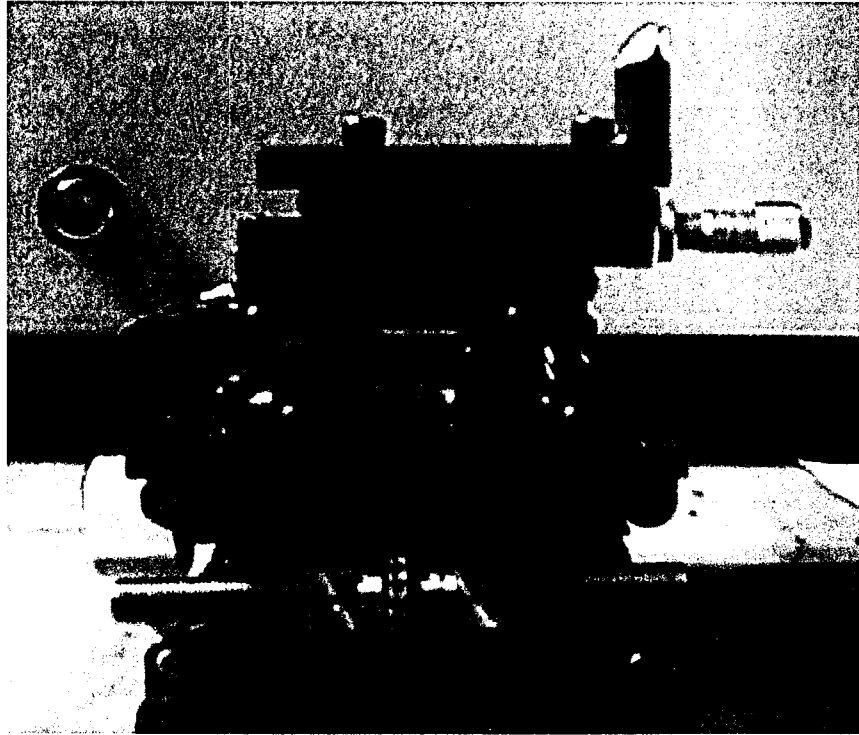


Figura 7 – Hemi-raiz fixada em mesa posicionadora em norma lateral.

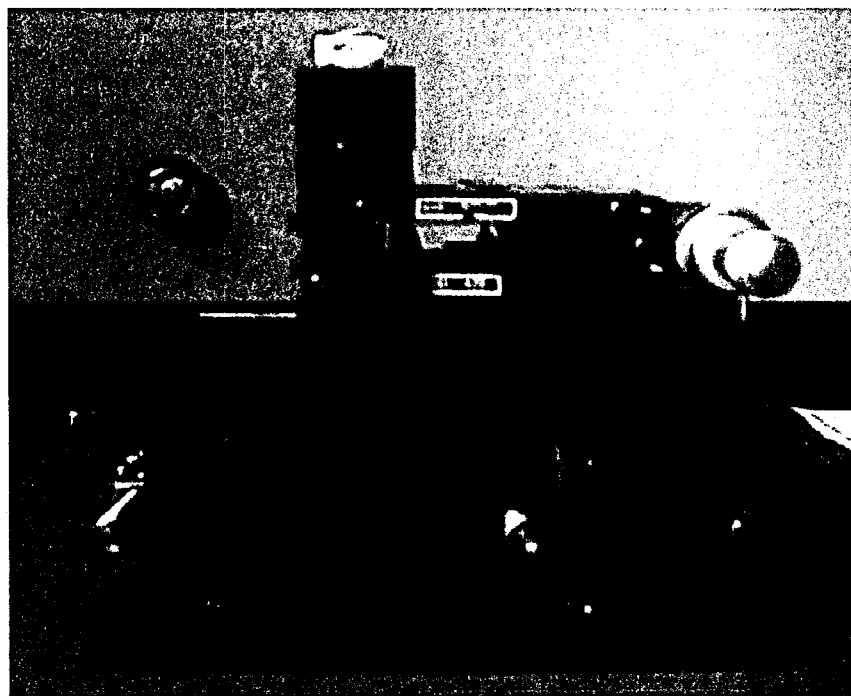
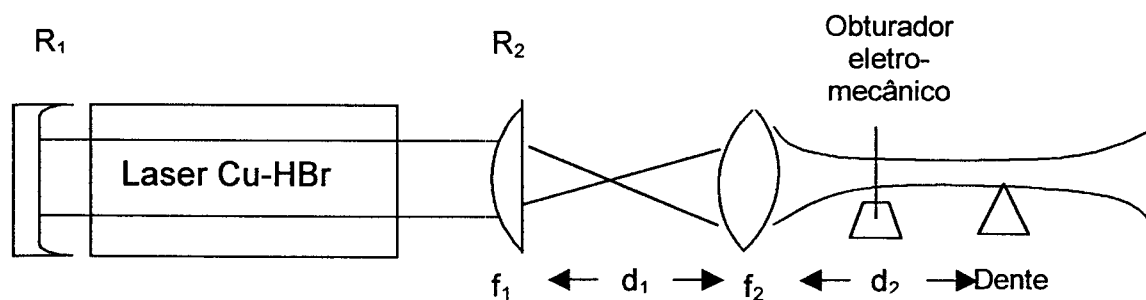


Figura 8 -Vista do posicionamento da hemi-raiz em norma frontal.

4.4. Aplicação da Radiação Laser

Utilizou-se apenas o comprimento de onda de emissão do LVC de 510,6nm (verde), potência média total quando emitindo no verde mais amarelo de 11W, potência média emitindo no verde de 6,5W, taxa de repetição de 16.000Hz e duração de pulso de 30ns. A energia por pulso no verde foi de 0,4mJ e potência de pico de 13,5kW.

A cavidade do laser é do tipo instável, com o espelho de alta refletividade ($\sim 95\%$) tendo um raio de curvatura $R_1=3.900$ mm. Como espelho de acoplamento foi utilizada a superfície de uma lente plano-convexa, com refletividade de $\sim 4\%$ e raio de curvatura equivalente de $R_2= -250$ mm. Os espelhos são separados por uma distância de $(R_1+R_2)/2=2.075$ mm, formando assim um telescópio com magnificação de $R_2/R_1=15$. O mesmo espelho de acoplamento é também utilizado para focalizar o feixe logo na saída da cavidade. Uma segunda lente, com distância focal $f_2=150$ mm é colocada a uma distância $d_1=500$ mm do espelho (lente f_1) de acoplamento. Com este sistema de lentes o feixe de radiação é focalizado a uma distância $d_2=360$ mm da lente f_2 . Um obturador eletro-mecânico colocado entre a lente f_2 e o dente permite controlar o tempo de exposição do laser (FIG. 9 a 12). Com este sistema, foi estimado um diâmetro mínimo do feixe de radiação na posição do dente da ordem de $100\ \mu\text{m}$. A qualidade do feixe de radiação foi medida e é estimada em $M^2=5$ e a profundidade de foco é então de $3,2$ mm. Nestas condições a fluência do laser na posição do foco é de $1,3\ \text{J}/\text{cm}^2$ e a intensidade de radiação, em um pulso é da ordem de $180\text{MW}/\text{cm}^2$.



Onde: R_1 – Espelho de alta refletividade ($\sim 95\%$) com raio de curvatura de 3.900mm;

R_2 – Lente plano-convexa utilizada como espelho de acoplamento com refletividade de $\sim 4\%$ e raio de curvatura de -250mm ;

f_1 – Lente plano-convexa;

f_2 – Lente bi-convexa com distância focal de 150mm;

d_1 – Distância entre as lentes f_1 e f_2 de 500mm;

d_2 – Distância entre a lente f_2 e o dente de 360mm.

Figura 9 –Esquema do LVC utilizado para o experimento.

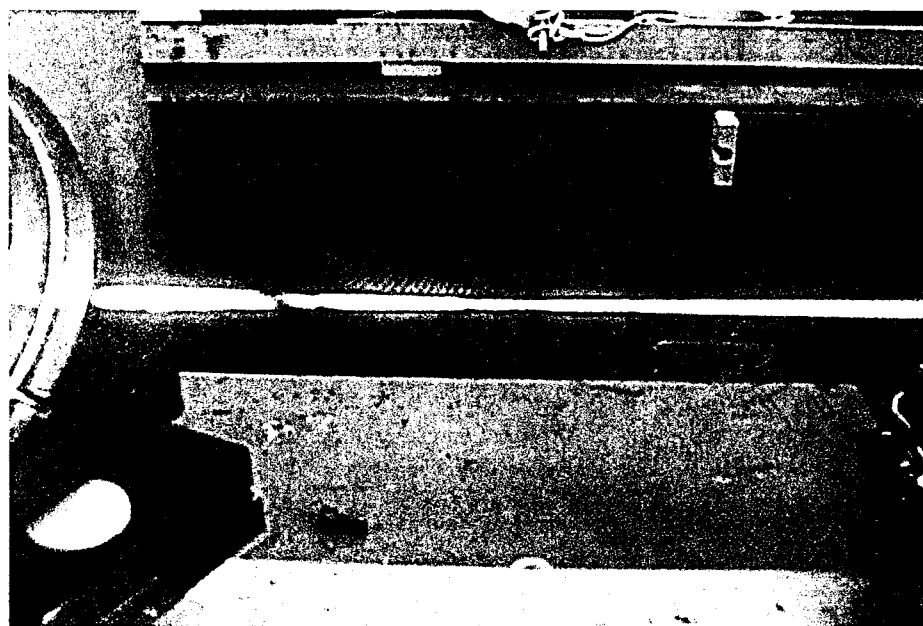


Figura 10 –Feixe do laser de vapor de cobre.

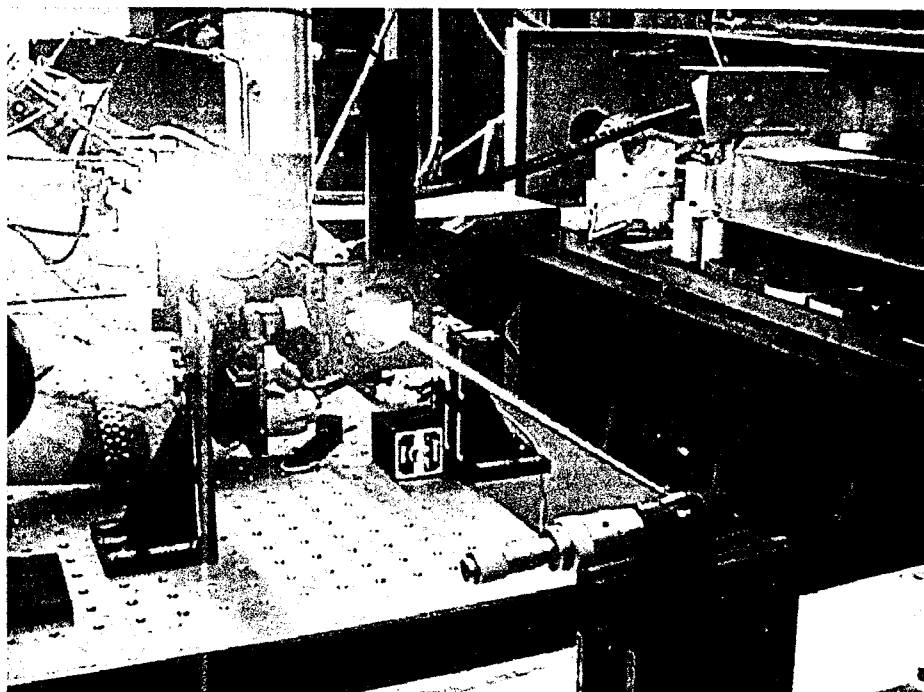


Figura 11 – Posicionamento das lentes.

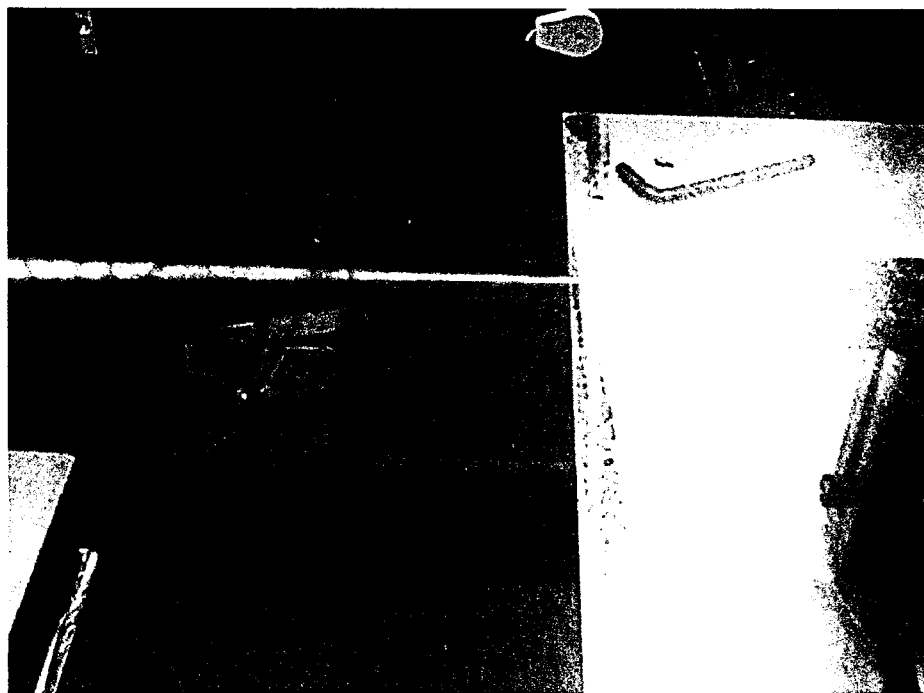


Figura 12 – Incidência da radiação laser sobre a dentina do canal radicular.

O obturador eletro-mecânico é controlado por um temporizador eletrônico acionado manualmente. O menor tempo de exposição do dispositivo é de 0,02 s. Em todos os experimentos foram mantidas as características do feixe de radiação descritas acima, variando-se apenas o tempo de exposição e o número de aplicações do feixe sobre o dente, mantendo-se para várias aplicações o mesmo tempo de exposição (TAB. 1). O tempo entre as aplicações sucessivas foi sempre maior do que 5 segundos para garantir que a temperatura no início de cada aplicação não fosse alterada significativamente.

Tabela 1 – Tempos de exposições e número de aplicações laser relacionados com número de pulsos laser e energia acumulada.

Tempo de exposição	Nº de Aplicações	Nº de pulsos laser	Energia acumulada
0,02s	1	320	128mJ
0,02s	10	3.200	1.280mJ
0,05s	1	800	320mJ
0,05s	10	8.000	3.200mJ
0,1s	1	1.600	640mJ
0,1s	10	16.000	6.400mJ
0,5s	1	8.000	3.200mJ
0,5s	10	80.000	32.000mJ

4.5. Microscópio Estereoscópico

Os espécimes irradiados foram fotografados em microscópio estereoscópico* com aumento de três vezes para uma primeira análise, antes de serem preparados para a MEV.

*Olympus SZ-40, Japão.

4.6. Preparo para Microscopia Eletrônica de Varredura

Logo após a irradiação as hemi-raízes foram armazenadas em frasco de vidro estéril contendo hipoclorito de sódio a 1%. Foi realizada a desidratação por uma seqüência de álcoois na qual aumentava-se gradativamente sua concentração. Inicialmente utilizou-se os álcoois à 25°GL*, 50°GL* e 75°GL*, todos por 20min, em seguida o álcool à 90°GL* por 30min, e por fim o álcool absoluto* por 1h. Estando os espécimes desidratados, cada um destes foi mantido em um frasco de vidro estéril e seco até a metalização para a MEV.

4.7. Microscopia Eletrônica de Varredura

Os espécimes foram analisados e fotografados em microscópio eletrônico de varredura** no Laboratório de MEV do Centro de Ciência e Tecnologia de Materiais, IPEN – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares. Para avaliar os efeitos da radiação LVC na parede de dentina de canais radiculares utilizou-se aumentos que variaram de 159 a 1.279 vezes.

*Farmácia de manipulação Terapêutica - São José dos Campos-SP.

**Philips XL 30 – Japão.

5. RESULTADOS e DISCUSSÃO

5.1. Grupo I – Controle

Nas hemi-raízes em que se realizou apenas o preparo químico-cirúrgico verificou-se por meio da MEV que a superfície dentinária não apresentava alteração estrutural, com túbulos dentinários dispostos de maneira organizada e a presença de *smear layer* (FIG.13 e 14).

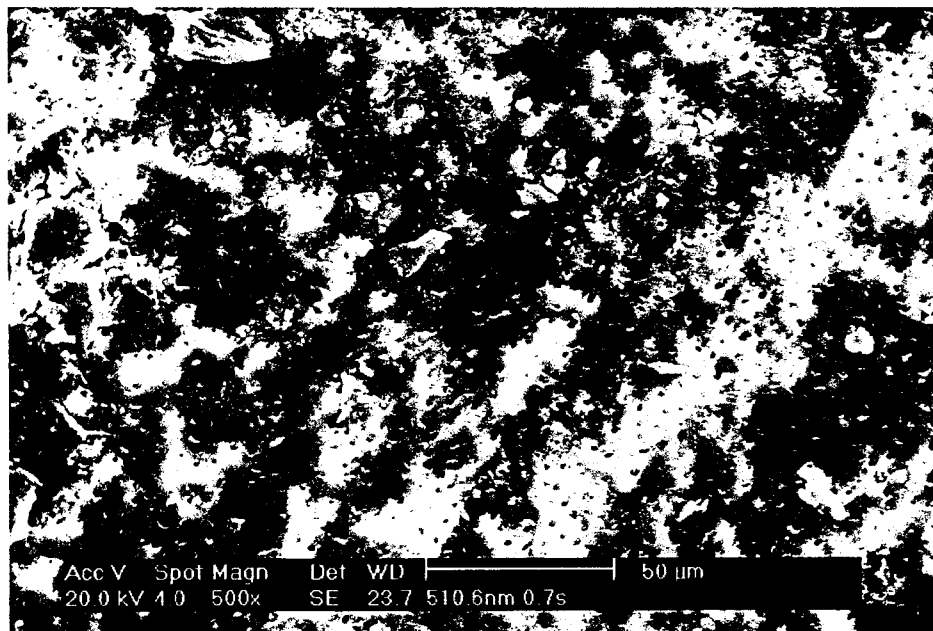


Figura 13 – Micrografia de MEV da dentina do canal radicular do grupo controle onde se observa presença dos túbulos dentinários e *smear layer* (aumento de 500X).

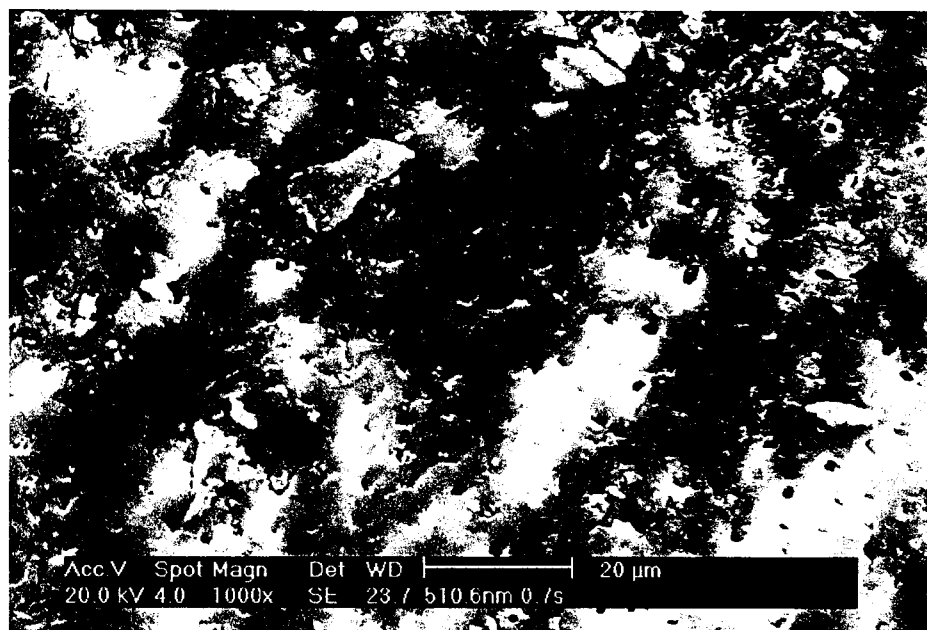


Figura 14 – Micrografia de MEV da dentina do canal radicular do grupo controle onde se observa presença dos túbulos dentinários e *smear layer* (aumento de 1.000X).

5.2. Grupo II – Irradiados com Comprimento de Onda de 510,6nm

Em todos os espécimes irradiados com o comprimento de onda de 510,6nm, potência média emitindo no verde de 6,5W, taxa de repetição de 16.000Hz, duração de pulso de 30ns e energia por pulso no verde de 0,4mJ observou-se cavitação da parede de dentina do canal radicular e trincas tanto por meio do exame com microscópio estereoscópico como por meio da MEV, sendo que neste último verificou-se fusão e resolidificação.

Os parâmetros citados acima do LVC utilizado permaneceram constantes variando apenas o tempo de exposição e o número de exposições.

Nos espécimes irradiados com tempo de exposição de 0,02s houve a formação de uma cavidade devido à evaporação de material (FIG. 15, 16, 19 e

20), e as paredes desta cavidade apresentam-se com características de fusão e resolidificação (FIG. 17, 18, 21 e 22). A fusão ocorreu devido à alta temperatura atingida pela dentina no momento da absorção da radiação do LVC levando ao fechamento dos túbulos dentinários (FIG. 18 e 22) alterando a superfície dentinária quando comparada com a do Grupo I (controle) em que a dentina não foi irradiada (FIG. 13 e 14). E a resolidificação também pode ser observado pois o material aqueceu mas este não foi suficiente para levar a evaporação, portanto o material que é ejetado, volta a uma temperatura menor e se resolidifica sobre a superfície dentinária irradiada (FIG.17 e 21).



Figura 15 – Fotomicrografia da dentina do canal radicular do grupo irradiado com $\lambda=510,6\text{nm}$ por 0,02s com uma aplicação laser onde se observa cavitação.

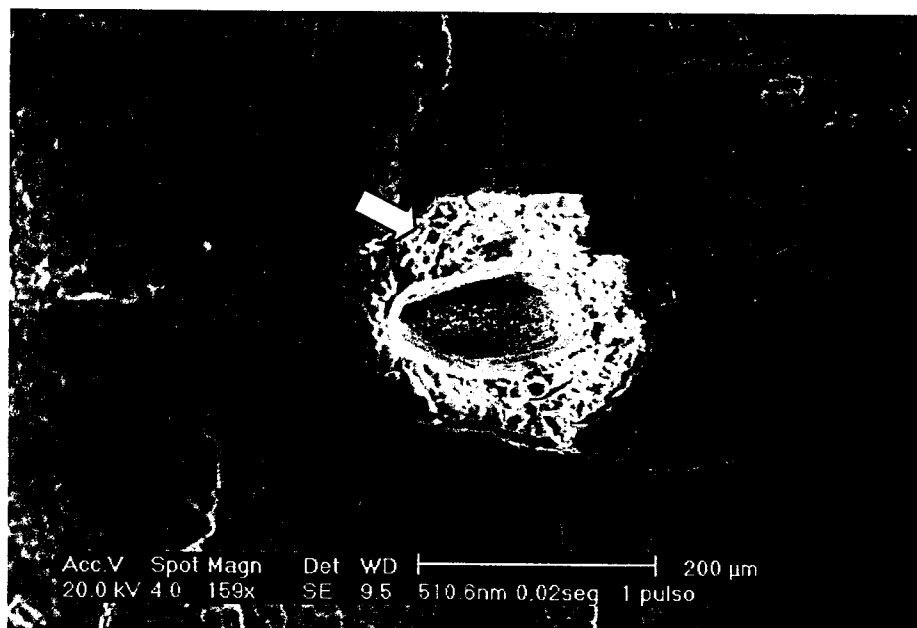


Figura 16 – Micrografia de MEV da dentina do canal radicular do grupo irradiado com $\lambda=510,6\text{nm}$ por 0,02s com uma aplicação laser onde se observa cavitação e trincas (aumento de 159X). \blacktriangleright indica zona termicamente afetada.

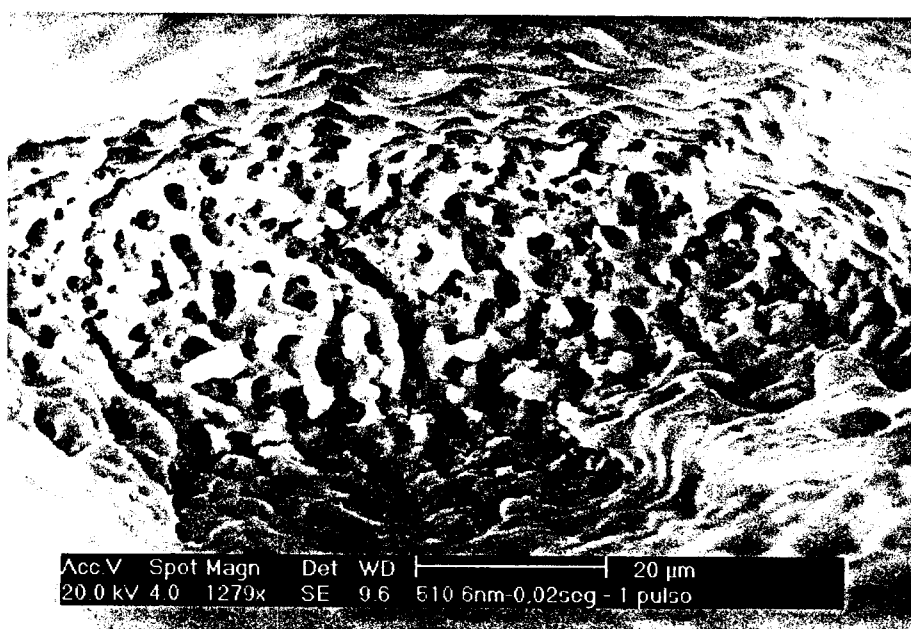


Figura 17 – Micrografia de MEV da dentina do canal radicular do grupo irradiado com $\lambda=510,6\text{nm}$ por 0,02s com uma aplicação laser onde se observa o fundo da cavidade formada verificando a resolidificação da dentina (aumento de 1.279X).

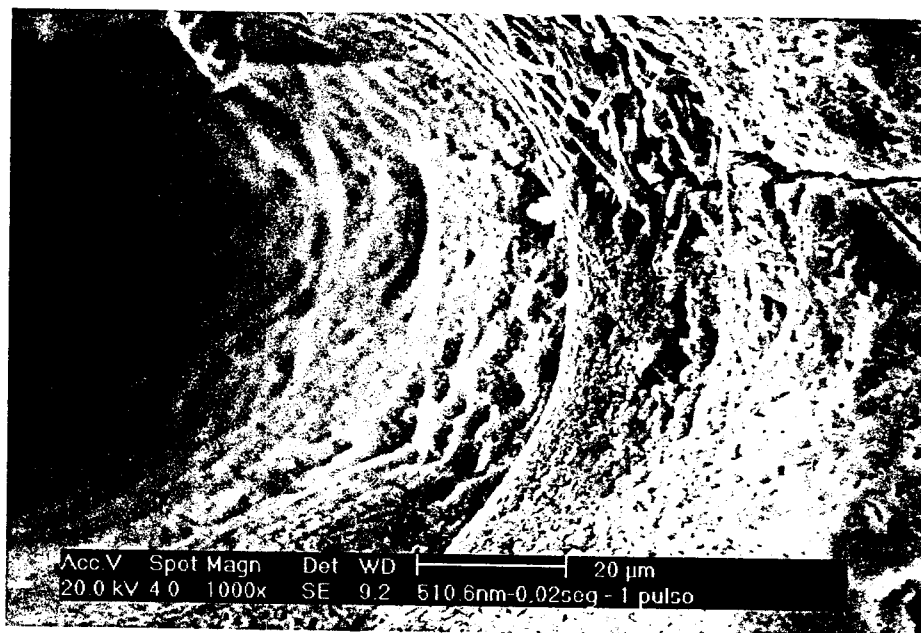


Figura 18 – Micrografia de MEV da dentina do canal radicular do grupo irradiado com $\lambda=510,6\text{nm}$ por 0,02s com uma aplicação laser onde se verifica a fusão da superfície dentinária da parede da cavidade formada (aumento de 1.000X).



Figura 19 – Fotomicrografia da dentina do canal radicular do grupo irradiado com $\lambda=510,6\text{nm}$ por 0,02s com dez aplicações laser onde se observa cavitação e trincas.

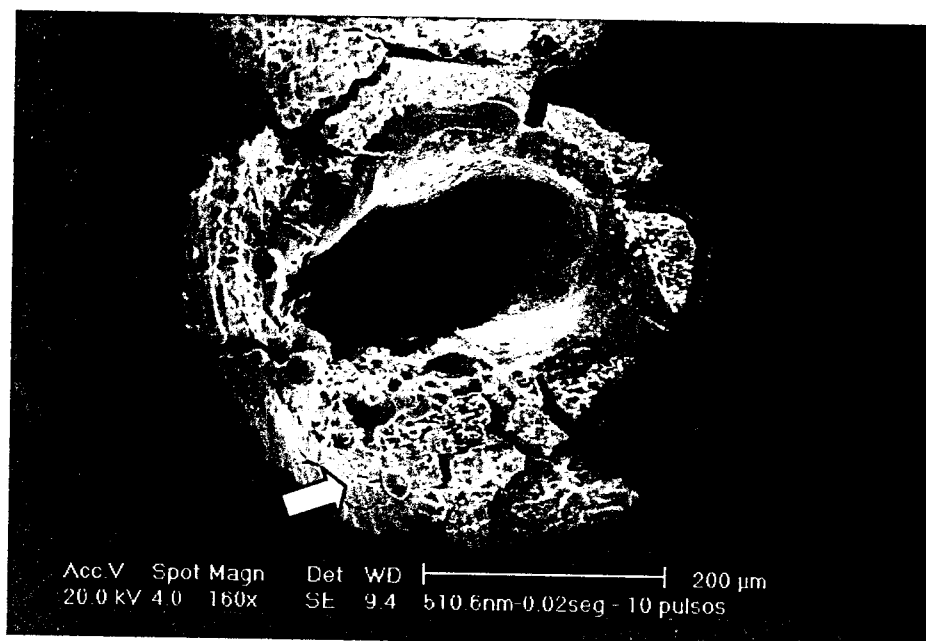


Figura 20 – Micrografia de MEV da dentina do canal radicular do grupo irradiado com $\lambda=510,6\text{nm}$ por $0,02\text{s}$ com dez aplicações laser onde se observa cavitação e trincas (aumento de 150X). ➔ indica zona termicamente afetada.

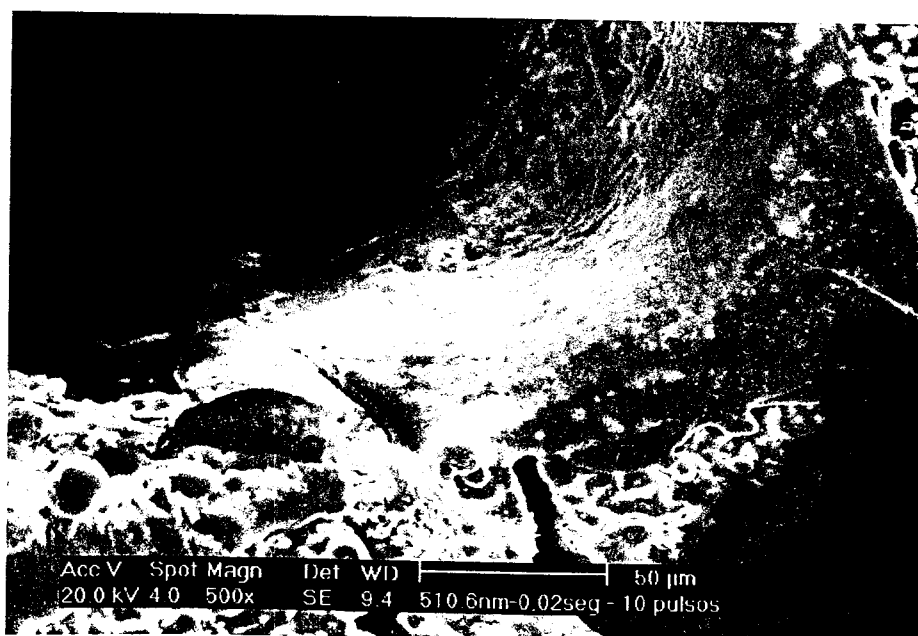


Figura 21 – Micrografia de MEV da dentina do canal radicular do grupo irradiado com $\lambda=510,6\text{nm}$ por $0,02\text{s}$ com dez aplicações laser onde se verifica a fusão e resolidificação da superfície dentinária da parede da cavidade formada (aumento de 500X).

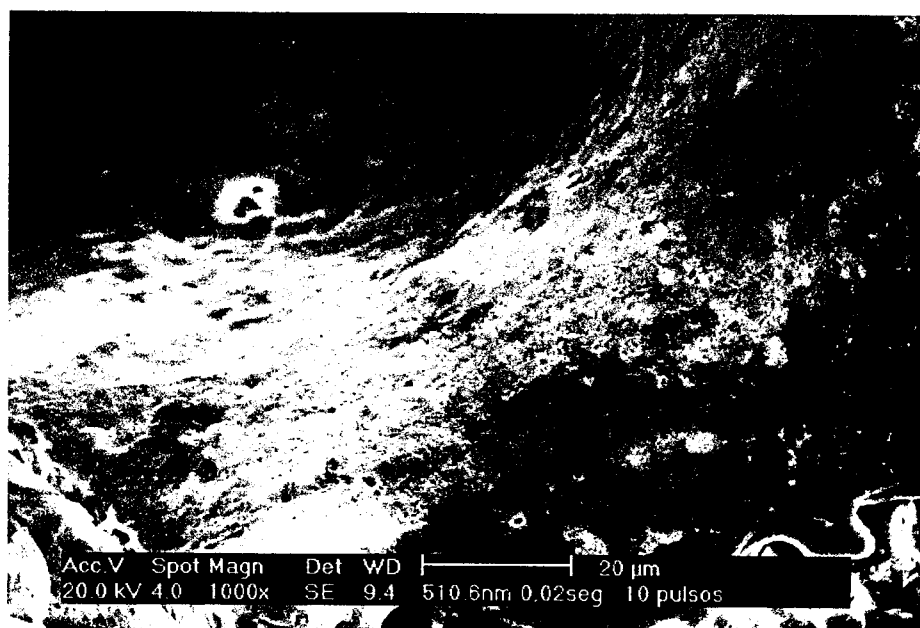


Figura 22 – Micrografia de MEV da dentina do canal radicular do grupo irradiado com $\lambda=510,6\text{nm}$ por 0,02s com dez aplicações laser onde se verifica a fusão e resolidificação da superfície dentinária da parede da cavidade formada (aumento de 1.000X).

Pela baixa qualidade do feixe laser deste experimento (FIG. 23), com $M^2=5$, o centro deste feixe laser, que apresenta intensidade maior do que nas bordas, provoca aquecimento da dentina que leva a vaporização do material e com isso a formação de uma cavidade. As bordas do feixe laser, que tem intensidade menor, aquece a dentina mas não o suficiente para levar a vaporização porém atinge uma temperatura que resulta em fusão e resolidificação, é uma zona termicamente afetada (FIG. 16 e 20). A presença de trincas deve-se ao gradiente de temperatura gerado no local da incidência do feixe laser com a parede de dentina do canal radicular, visto que a dentina não é um bom condutor de calor.

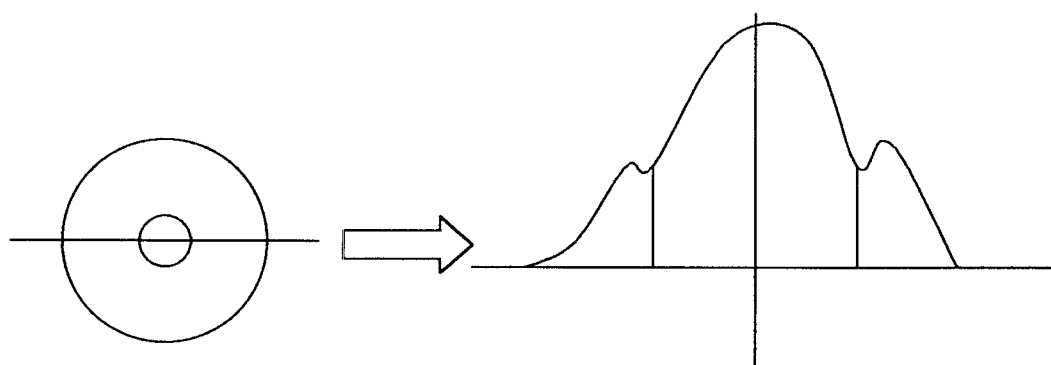


Figura 23 – Esquema do feixe de laser não gaussiano.

Os espécimes irradiados por 0,02s com uma aplicação laser receberam 320 pulsos e com 10 aplicações 3.200 pulsos. Nota-se que o diâmetro da cavidade formada, local onde ocorreu vaporização do material, é praticamente o mesmo (FIG. 15 e 19), porém a borda desta cavidade, que é a zona termicamente afetada, apresenta-se com um comprometimento maior no espécime em que foi realizado 10 aplicações laser, isto é, 3.200 pulsos (FIG.16 e 22), isto ocorreu devido a baixa qualidade do feixe, $M^2=5$, levando a alterações nesta superfície pelo aquecimento.

Vale ressaltar aqui algumas peculiaridades do LVC, principalmente o fato de se trabalhar com uma alta taxa de repetição de pulsos, que pode causar efeitos cumulativos sobre a superfície devido ao fato de que o tempo entre pulsos de laser, da ordem de 60 μ s (FIG. 24), é menor do que o tempo de relaxação térmica do material. Com um tempo de exposição mínimo de 0,02s, por exemplo, incide sobre o material 320 pulsos de radiação. Se a temperatura se eleva a cada pulso, é provável que no final da exposição a temperatura no local de aplicação seja suficientemente alta para causar alguma alteração física no material, e mudar as características de absorção da radiação. Assim um parâmetro importante para nossa discussão é o número de pulsos aplicados, ou a energia total acumulada durante o tempo de exposição. A tabela 2 abaixo mostra os tempos de exposição utilizados neste trabalho, e o número de pulsos para uma aplicação e a energia total acumulada para cada tempo de exposição.

Tabela 2 - Tempos de exposições, número de pulsos e energia total acumulada para uma aplicação laser.

Tempo de exposição (s).	Número total de pulsos para 1 aplicação.	Energia total acumulada (J).
0,02	320	0.13
0,05	800	0.32
0.1	1.600	0.64
0.5	8.000	3.2

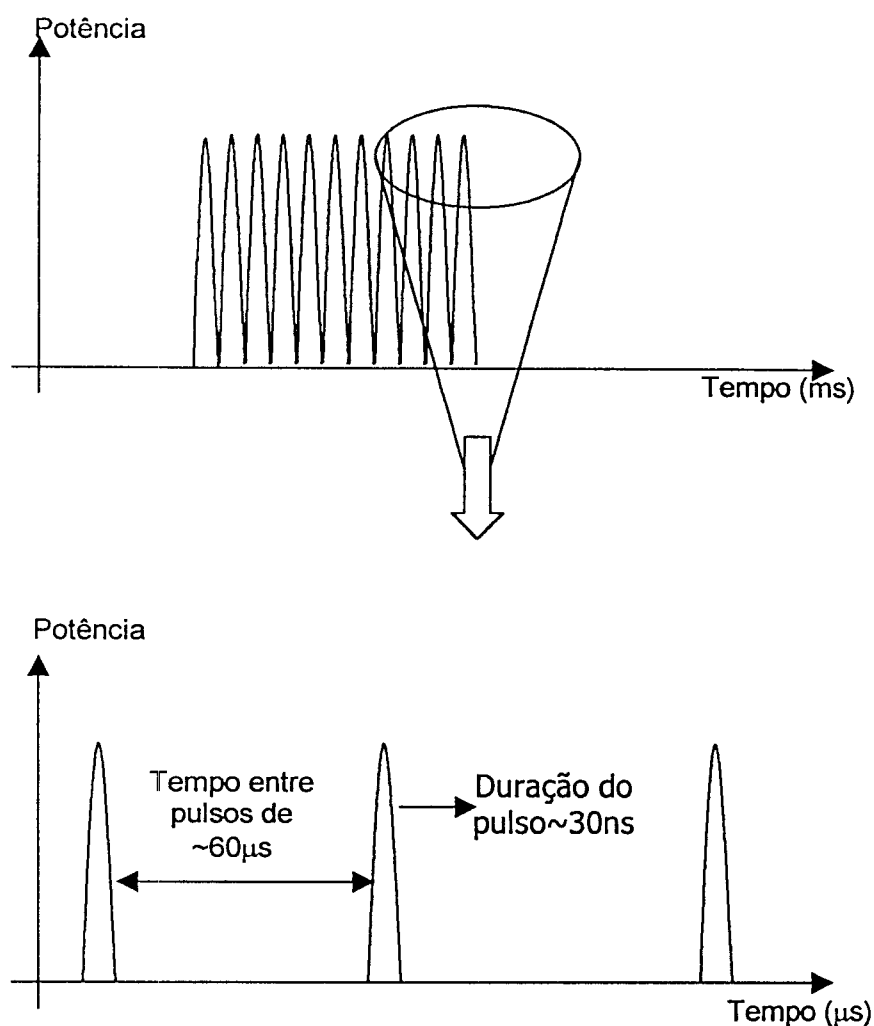


Figura 24 – Esquema do número de pulsos e a duração de cada pulso com o respectivo tempo entre eles.

Os espécimes irradiados por 0,05s; 0,1s e 0,5s houve a formação de cavidade, e a parede de dentina desta cavidade apresenta-se com fusão, resolidificação e trincas. Como estes tempos de exposição são maiores aumenta-se o número de pulsos laser que incidem na dentina e a energia total acumulada, conseqüentemente a profundidade da cavidade formada será maior e a zona termicamente afetada também (TAB. 2).

Para o tempo de exposição de 0,05s também é possível observar o fundo da cavidade, porém em uma profundidade maior comparado com a cavidade formada para o tempo de exposição de 0,02s (FIG. 15, 16, 25 e 26), portanto isto indica que quanto maior o tempo de exposição maior será a profundidade da cavidade formada. Também é possível observar que para

apenas uma aplicação laser a cavidade formada apresenta diâmetro e profundidade menor do que a cavidade produzida com dez aplicações laser (FIG. 25, 26, 28 e 29). Os efeitos que a radiação LVC provocou na dentina da borda da cavidade e em toda a extensão da mesma foi fusão, resolidificação e formação de trincas ao redor da cavidade devido a dissipação de calor (FIG. 26, 27, 29 e 30).



Figura 25 – Fotomicrografia da dentina do canal radicular do grupo irradiado com $\lambda=510,6\text{nm}$ por 0,05s com uma aplicação laser onde se observa cavitação e trincas.

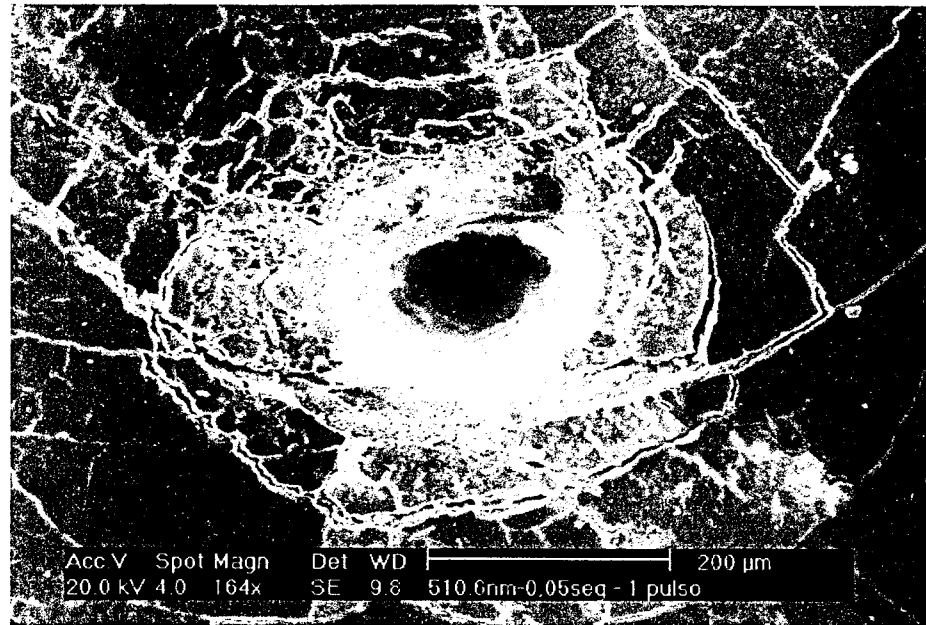


Figura 26 – Micrografia de MEV da dentina do canal radicular do grupo irradiado com $\lambda=510,6\text{nm}$ por 0,05s com uma aplicação laser onde se observa cavitação e trincas (aumento de 164X).

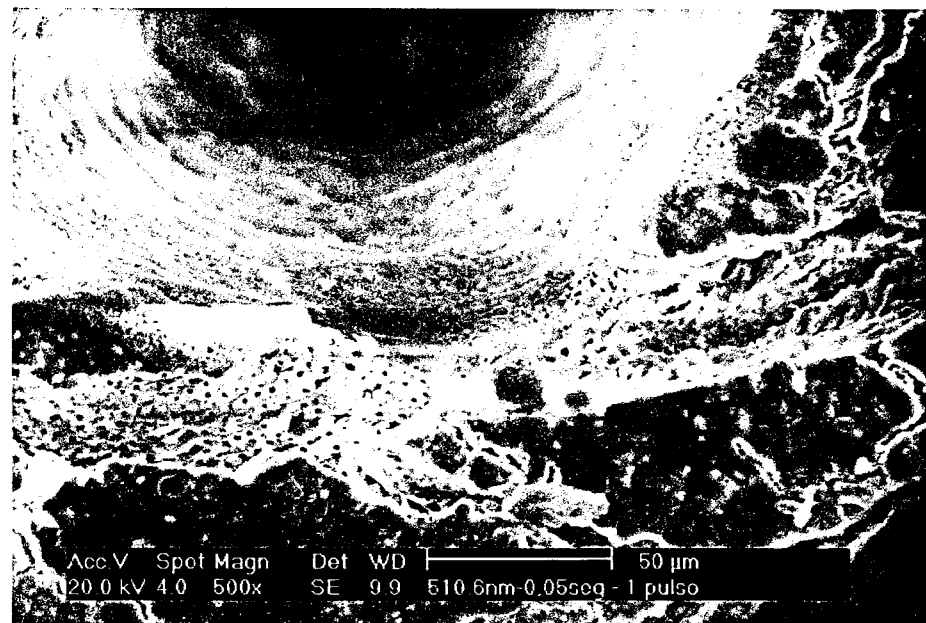


Figura 27 – Micrografia de MEV da dentina do canal radicular do grupo irradiado com $\lambda=510,6\text{nm}$ por 0,05s com uma aplicação laser onde se verifica a fusão e resolidificação da superfície dentinária das paredes da cavidade formada (aumento de 500X).



Figura 28 – Fotomicrografia da dentina do canal radicular do grupo irradiado com $\lambda=510,6\text{nm}$ por 0,05s com dez aplicações laser onde se observa cavitação e trincas.

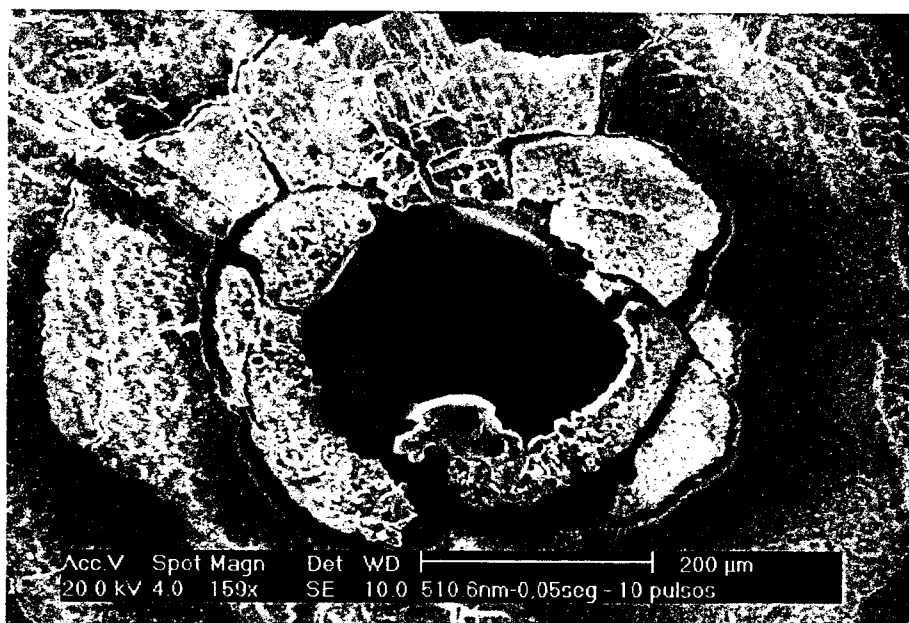


Figura 29 – Micrografia de MEV da dentina do canal radicular do grupo irradiado com $\lambda=510,6\text{nm}$ por 0,05s com dez aplicações laser onde se observa cavitação e trincas (aumento de 159X).

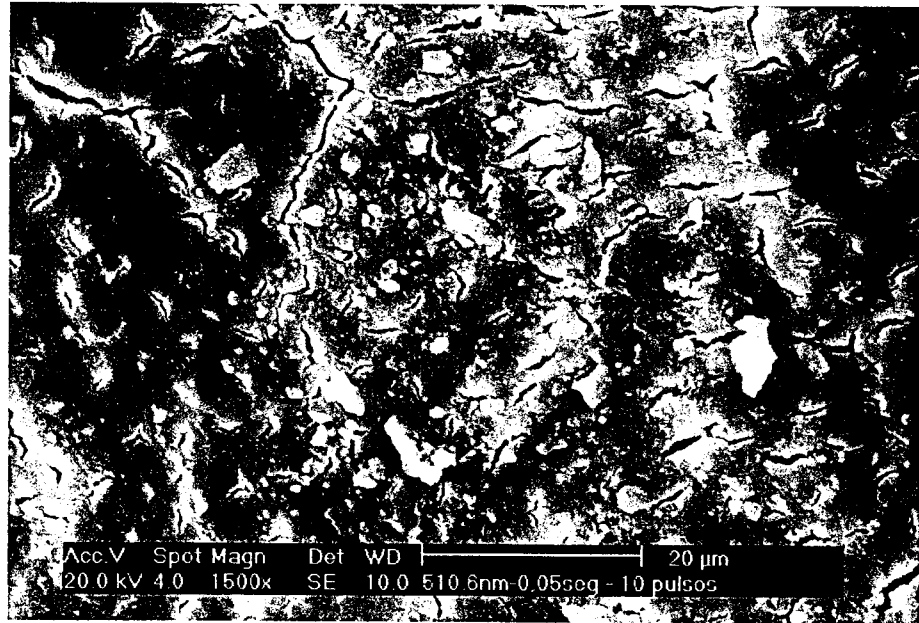


Figura 30 – Micrografia de MEV da dentina do canal radicular do grupo irradiado com $\lambda=510,6\text{nm}$ por 0,05s com dez aplicações laser onde se verifica a fusão e resolidificação da superfície dentinária da borda da cavidade formada (aumento de 1.500X).

Para os tempos de exposição de 0,1s e 0,5s os efeitos térmicos foram maiores tendo em vista o tamanho das cavidades formadas (FIG. 31, 34, 38, e 40), o número de trincas e a extensão destas mostrando que houve um comprometimento maior da dentina (FIG. 32, 35, 39 e 41). Este efeito térmico ocorreu tanto para uma aplicação laser como para dez aplicações laser sendo neste último maior o comprometimento térmico provocado na dentina do que no primeiro, portanto quanto maior o tempo de exposição e o número de aplicações laser maior será o comprometimento térmico na dentina pois se aumenta o número de pulsos e a energia acumulada na dentina. Mesmo sendo os danos térmicos maiores, os efeitos do LVC na dentina foram os mesmos para os tempos de exposição menores, que são fusão e resolidificação (FIG.33, 36 e 37).



Figura 31 – Fotomicrografia da dentina do canal radicular do grupo irradiado com $\lambda=510,6\text{nm}$ por 0,1s com uma aplicação laser onde se observa cavitação e tincas.

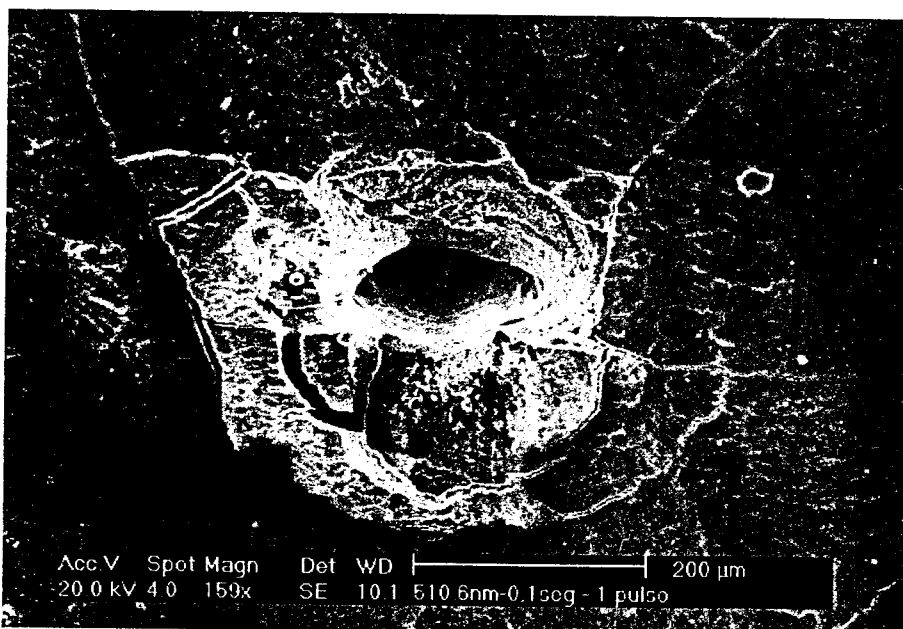


Figura 32 – Micrografia de MEV da dentina do canal radicular do grupo irradiado com $\lambda=510,6\text{nm}$ por 0,1s com uma aplicação laser onde se observa cavitação e trincas (aumento de 159X).

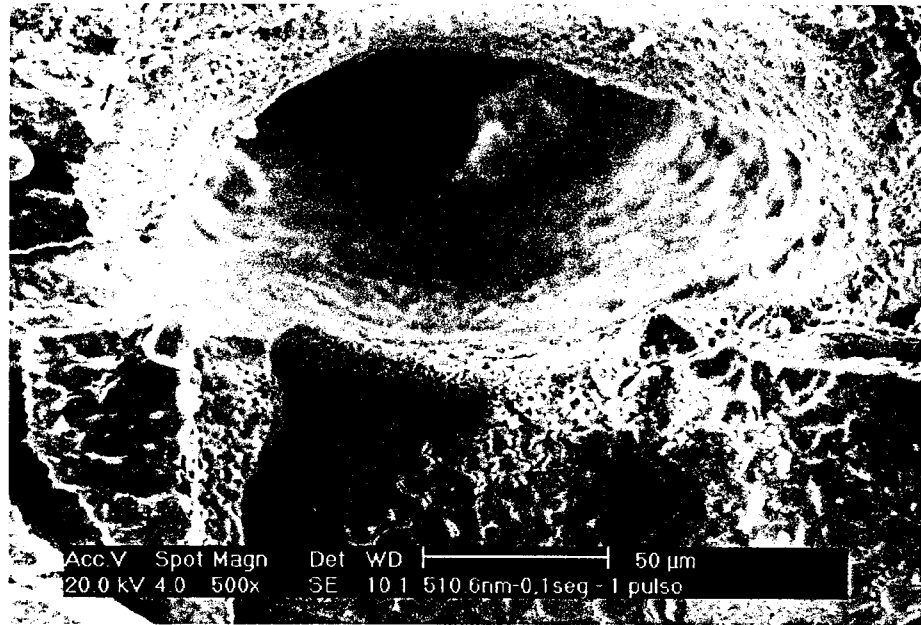


Figura 33 – Micrografia de MEV da dentina do canal radicular do grupo irradiado com $\lambda=510,6\text{nm}$ por 0,1s com uma aplicação laser onde se verifica a fusão e resolidificação da superfície dentinária das paredes da cavidade formada (aumento de 500X).



Figura 34 – Fotomicrografia da dentina do canal radicular do grupo irradiado com $\lambda=510,6\text{nm}$ por 0,1s com dez aplicações laser onde se observa cavitação e trincas.

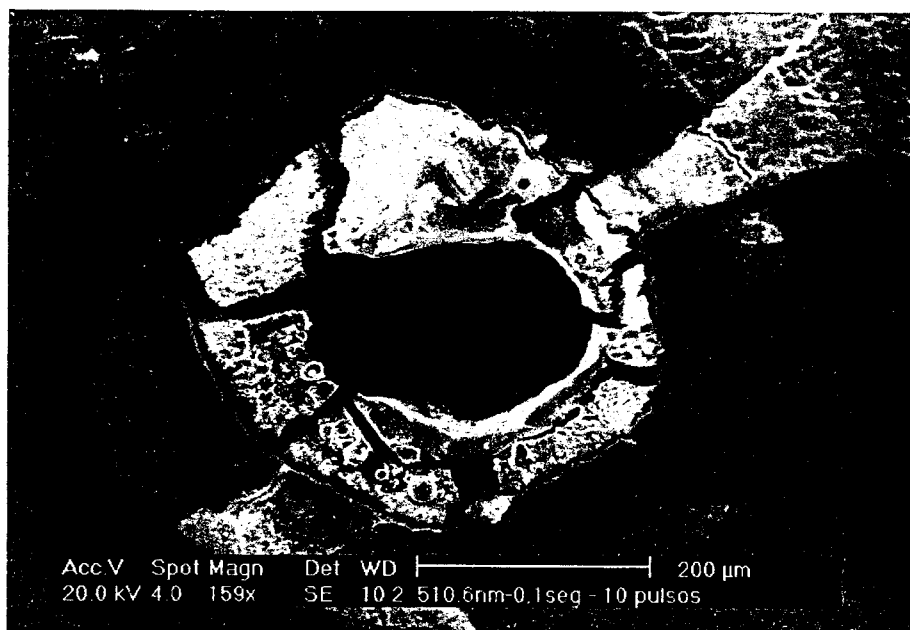


Figura 35 – Micrografia de MEV da dentina do canal radicular do grupo irradiado com $\lambda=510,6\text{nm}$ por 0,1s com dez aplicações laser onde se observa cavitação e trincas (aumento de 159X).

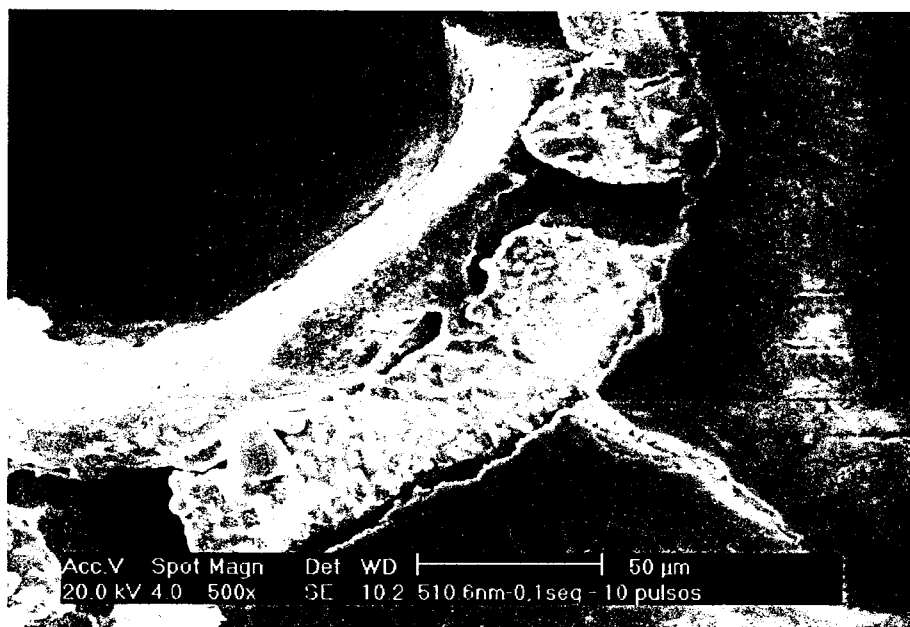


Figura 36 – Micrografia de MEV da dentina do canal radicular do grupo irradiado com $\lambda=510,6\text{nm}$ por 0,1s com dez aplicações laser onde se verifica a fusão e resolidificação da superfície dentinária da borda da cavidade formada (aumento de 500X).

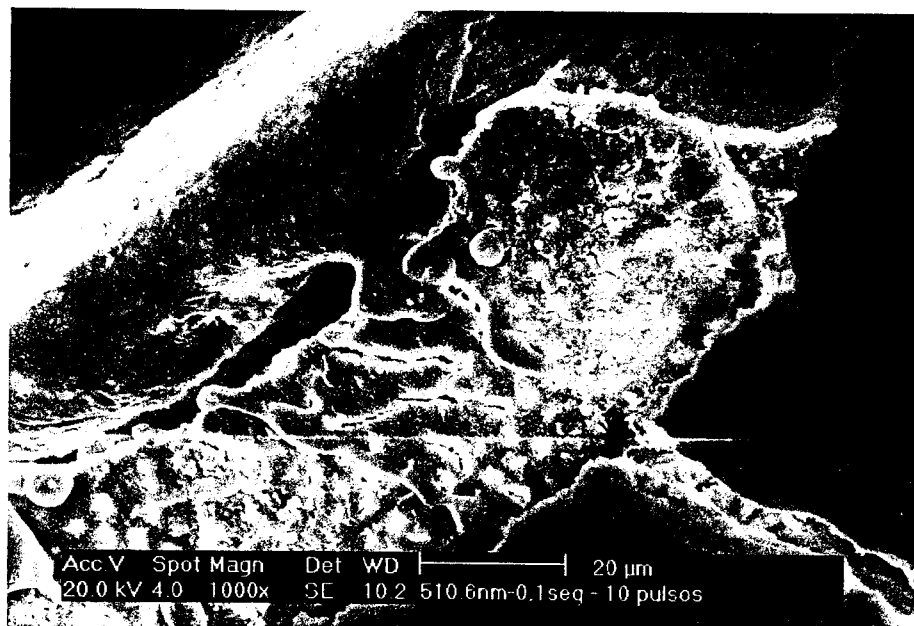


Figura 37 – Micrografia de MEV da dentina do canal radicular do grupo irradiado com $\lambda=510,6\text{nm}$ por 0,1s com dez aplicações laser onde se verifica a fusão e resolidificação da superfície dentinária da borda da cavidade formada (aumento de 1.000X).

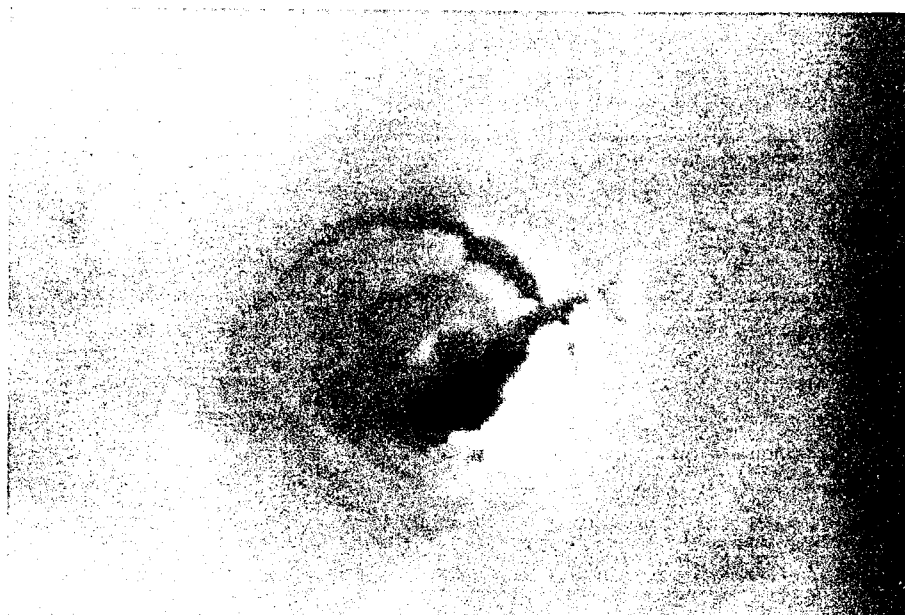


Figura 38 – Fotomicrografia da dentina do canal radicular do grupo irradiado com $\lambda=510,6\text{nm}$ por 0,5s com uma aplicação laser onde se observa cavitação e trincas.

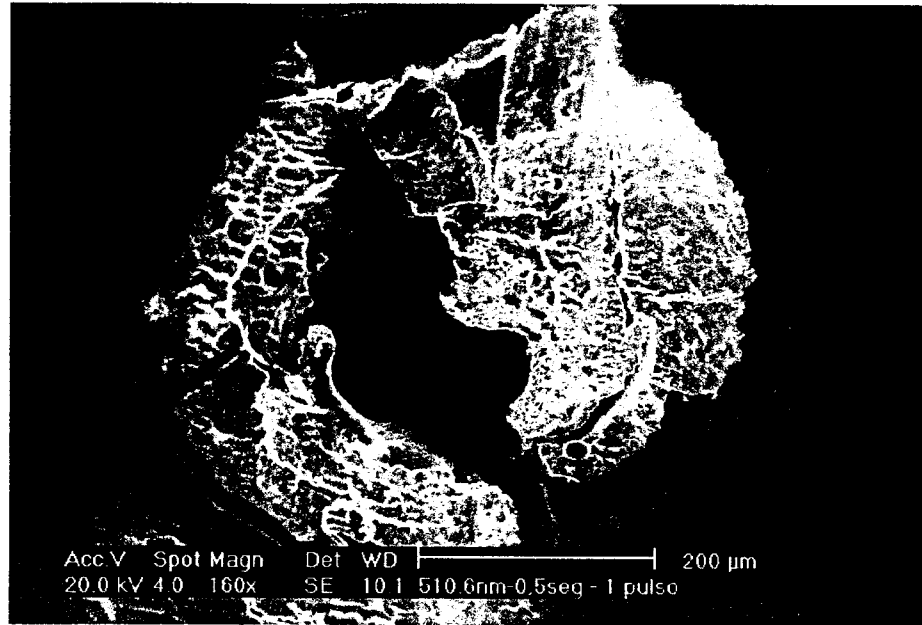


Figura 39 – Micrografia de MEV da dentina do canal radicular do grupo irradiado com $\lambda=510,6\text{nm}$ por 0,5s com uma aplicação laser onde se observa cavitação e trincas (aumento de 160X).

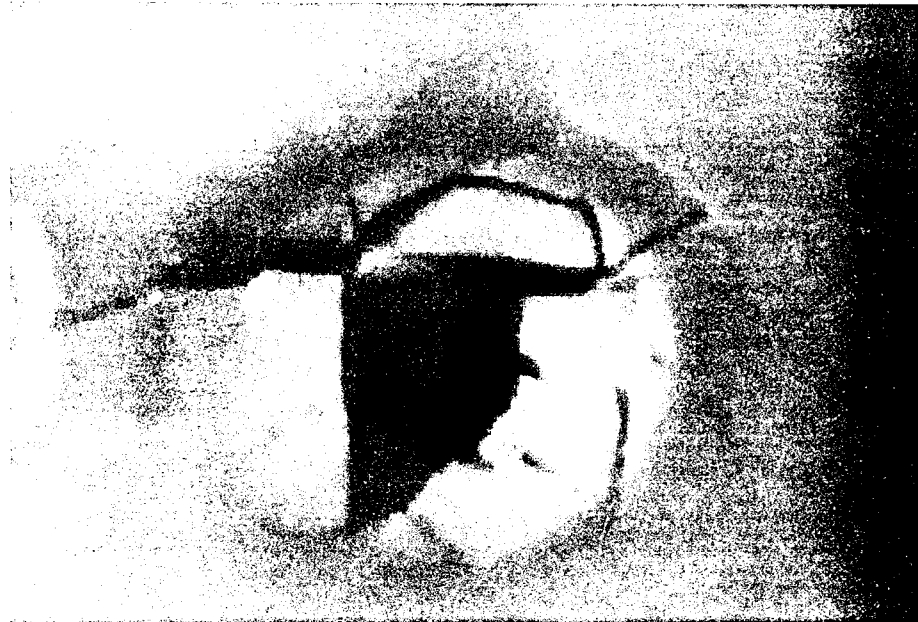


Figura 40 – Fotomicrografia da dentina do canal radicular do grupo irradiado com $\lambda=510,6\text{nm}$ por 0,5s com dez aplicações laser onde se observa cavitação e trincas.

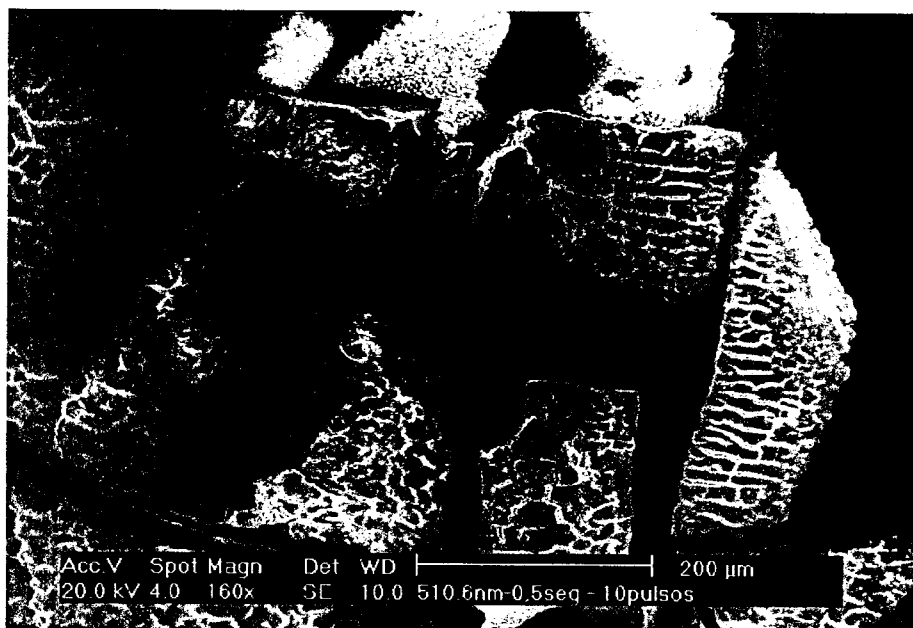


Figura 41 – Micrografia de MEV da dentina do canal radicular do grupo irradiado com $\lambda=510,6\text{nm}$ por 0,5s com dez aplicações laser onde se observa cavitação, trincas e solução de continuidade (aumento de 160X).

A utilização do laser em odontologia vem ampliando-se cada vez mais devido às inúmeras pesquisas que se tem realizado com resultados positivos para os procedimentos clínicos.

Uma vez consultada a literatura, constatamos que a radiação LVC tem sua aplicação relatada em medicina, na especialidade de dermatologia, apenas em tecidos moles (PICKERING et al., 1990; NEUMANN et al., 1992; SHEEHAN-DARE e COTTERILL, 1993; JONELL e LARKO, 1994; SOMYOS et al., 1996; GOLDMAN e FITZPATRICK, 1998), tendo apenas uma pesquisa deste laser em odontologia realizada por PENNA (2000).

Atualmente os lasers empregados para o tratamento da dentina da parede do canal radicular são: CO₂, Nd:YAG, Ho:YAG e Er:YAG (LAGE-MARQUES e EDUARDO, 1998); assim, com base nos conhecimentos de suas ações, pretendemos traçar alguns paralelos com o LVC para a sua possível indicação em odontologia.

Os métodos de instrumentação e limpeza do canal radicular resultam na formação da camada residual de magma, que é composta por remanescentes de tecido orgânico, microrganismos e raspas de dentina. A presença de debris orgânicos e *smear layer* podem ser um substrato adequado para o crescimento

de microrganismos remanescentes. Quando a luz laser incide nas paredes do canal, parte da luz é absorvida, tanto pela água como pela hidroxiapatita, aquecendo a área irradiada, por um pequeno período, a temperaturas muito elevadas. O volume absorvedor pode ser vaporizado ou fundido, e o calor, difundido através do tecido. Na terapia endodôntica, tal fato resulta na abertura ou fechamento dos túbulos dentinários e remoção da camada residual de magma, dependendo de como a absorção da radiação laser se dá, e redução da flora microbiana como consequência da difusão do calor.

GOODIS et al. (1992) utilizaram a técnica de instrumentação convencional em associação com o laser de Nd:YAG, verificando que ocorreu melhor limpeza do canal radicular, isto é, remoção do *smear layer* e tecidos orgânicos remanescentes, em comparação com a técnica de instrumentação convencional.

Por sua vez, HARASHIMA et al. (1997) obtiveram os mesmos resultados com o efeito da irradiação do laser de Nd:YAG (potência média de 2W e frequência de 20Hz) na parede dentinária do canal radicular, promovendo a remoção da camada residual de magma, fusão e recristalização das superfícies.

Avaliando qualitativamente, através do microscópio eletrônico de varredura, e quantitativamente pela infiltração de corante (azul de metileno a 2%), MISERENDINO et al. (1995) observaram que o laser de Nd:YAG (potência média de 5W e frequência de 50Hz) promoveu o fechamento dos túbulos dentinários e conseqüentemente, diminuição da permeabilidade dentinária, deixando a estrutura irradiada semelhante ao vidro por recristalização da dentina, sendo esta observada com aspecto de superfície áspera.

Lasers com diferentes comprimentos de onda levarão a diversos efeitos quando irradiados sobre o mesmo tecido, visto que a interação da luz com os tecidos biológicos depende dos cromóforos absorvedores para aquela determinada irradiação. Na região de emissão do laser de Nd:YAG (1,064 μ m) a água é praticamente transparente, levando a uma penetração mais profunda no tecido da radiação laser resultando em fusão e resolidificação da dentina. Em 3 μ m há absorção acentuada pela água e hidroxiapatita, coincidindo com a emissão do laser de Er:YAG (2,94 μ m), sendo assim o efeito da radiação laser

ocorrerá nas camadas mais superficiais da dentina e como resultado desta interação ocorrerá a ablação.

A natureza da resposta de um tecido é dependente também dos parâmetros do laser como: potência média, frequência, tempo de exposição do feixe laser.

Desta forma, comparando os efeitos, na parede dentinária do canal radicular, dos lasers de Nd:YAG e Er:YAG, TANJI e colab. (1998) concluíram que o laser de Er:YAG leva a ablação, promovendo a abertura dos túbulos dentinários, enquanto que o laser de Nd:YAG fecha-os, pela fusão com recristalização da dentina.

Como já foi explicado anteriormente a luz laser interage com o tecido biológico de quatro formas: parte da luz pode ser refletida, pode ser transmitida através do tecido sem atenuação, absorvida pelos componentes do tecido, e finalmente pode ser espalhada dentro do tecido, ocasionando em alguns casos, danos térmicos em regiões distantes da região de aparente propagação da luz. Assim a irradiação laser dentro do canal radicular pode levar ao aquecimento da superfície externa radicular, e conseqüentemente dos tecidos periodontais circunvizinhos, podendo causar necrose do cemento e/ou ligamento periodontal e osso alveolar, portanto os parâmetros do laser como potência média, frequência e tempo de exposição tem que ser adequados para a aplicação clínica e para o tipo do laser utilizado.

Uma vez que alguns autores relataram o uso do LVC em medicina, compararam-no diretamente com o laser de argônio (PICKERING et al., 1990; NEUMANN et al., 1992; SHEEHAN-DARE e COTTERILL, 1993; JONELL e LARKO, 1994) e, como sob o ponto de vista médico, o LVC tem sido indicado como seu possível substituto (MESSENGER, 1990 e NEUMANN et al., 1992); consultamos autores que utilizaram a radiação laser de argônio em tecidos duros mineralizados.

RENNEBOOG-SQUILBIN et al. (1989) constataram que o aumento de temperatura da câmara pulpar é sempre menor quando se expõe a coroa ao laser de argônio em comparação ao preparo com brocas diamantadas em alta velocidade, sob refrigeração com jatos ar/água. Ainda com o laser de argônio, TANJI e MATSUMOTO (1994), encontraram zonas de carbonização, fusão de

cristais na superfície da dentina e selamento de túbulos dentinários e WESTERMAN (1998) encontrou superfícies irregulares, mais material de natureza globular aderente e remoção da camada de *smear layer*.

Uma das grandes e principais preocupações nos procedimentos operatórios em odontologia, inclusive com a radiação laser, é a possível indução de aquecimento excessivo, através do esmalte e/ou dentina, podendo provocar danos irreversíveis se ocorrerem elevações de 11^oC acima da temperatura normal (NICCOLI-FILHO e OKAMOTO, 1995; PICKERING et al., 1990 e RODE et al., 2000).

BAHCALL et al. (1992) estudaram os efeitos histológicos, utilizando laser de Nd:YAG a potência média de 3W e frequência de 25Hz, em cães, e observaram após 30 dias anquilose e reabsorção cementária.

Porém, COHEN et al. (1996) verificaram que para o laser de Ho:YAG, empregado a diferentes potências médias, 0,5W; 0,75W e 1,0W, não houve aumento significativo da temperatura na superfície radicular, acima de 5^oC, e concluíram que mantendo esta alteração na temperatura, a probabilidade de danos irreversíveis para o ligamento periodontal, cimento, e osso alveolar, é minimizada.

PENNA (2000), realizou pesquisa utilizando LVC, com comprimento de onda de 510,6nm (verde), em esmalte e dentina, através de uma fibra óptica com diâmetro de 0,4mm, montada em sua extremidade, em caneta que proporciona um foco de 0,8mm com potência média de 7W, taxa de repetição de 15.000Hz e intervalo de tempo entre as irradiações de 2s. A aplicação foi efetuada com os seguintes tempos de exposição: 500ms, 600ms, 800ms e 1s. Verificou que tanto no esmalte como na dentina, não foram observadas alterações morfológicas nos tempos de 500ms e 600ms. Apenas quando a exposição foi de 800ms e 1s na dentina e de 1s no esmalte foram observadas alterações morfológicas e ultra-estruturais. Verificando-se fusão e resolidificação na dentina e fusão no esmalte.

Com base neste trabalho, optamos por parâmetros semelhantes, potência média de 6,5W e variando o tempo de exposição, os resultados obtidos reforçam as conclusões relatadas por PENNA (2000). Verificaram-se alterações morfológicas na dentina da parede do canal radicular com os parâmetros empregados e tempo de exposição variando de 0,02s a 0,5s, observando-se por

meio da MEV fusão e resolidificação da dentina com presença de trincas. Em exame por meio do microscópio estereoscópico verificou-se a formação de cavidades, carbonização e trincas.

Foram realizados radiações com o LVC utilizando-se de uma aplicação e de dez aplicações com frequência de 16.000Hz, observou-se que nos espécimes irradiados com uma aplicação laser no tempo de 0,02s a cavidade que se formou é mais superficial do que a formada com dez aplicações laser para mesmo tempo de exposição. À medida que se aumenta o tempo de exposição à cavidade formada apresenta dimensões maiores e com mais comprometimento da superfície da dentina do canal radicular.

O LVC, devido a pouca absorção pela água para este comprimento de onda e duração de pulso de 30ns, leva a fusão e resolidificação da dentina, efeito semelhante ao provocado pelo laser de Nd:YAG que também apresenta comprimento de onda que é pouco absorvido pela água e duração do pulso que varia de 100 a 500 μ s. Uma vez constatado que o LVC tem a capacidade de alterar a morfologia da dentina de dentes humanos, faz-se necessário desenvolver novas pesquisas com este laser para estabelecer-se parâmetros adequados à sua aplicação em endodontia, sem provocar um comprometimento térmico tão acentuado na dentina da parede do canal radicular, e conseqüentemente as estruturas vizinhas ao endodonto.

Uma vez constatado que o LVC tem a capacidade de alterar a morfologia de tecidos mineralizados, este trabalho associado ao de PENNA (2000) representa o início das pesquisas deste laser para a aplicação em odontologia.

6. CONCLUSÕES

Dentro da metodologia aplicada e com base nos resultados obtidos, julgamos poder concluir que:

1) os espécimes irradiados com os parâmetros do LVC estabelecidos no experimento e tempos de exposição de 0,02s; 0,05s; 0,1s e 0,5s com uma e dez aplicações laser apresentaram cavitação e trincas visíveis ao exame por meio do microscópio estereoscópico e também por meio da MEV, observou-se áreas de fusão e resolidificação;

2) as cavidades formadas em todos os espécimes são resultado da ablação térmica, isto é, ocorreu aquecimento suficiente para levar a evaporação da dentina do canal radicular pela alta temperatura atingida no momento da irradiação laser;

3) nos espécimes irradiados com apenas uma aplicação laser observou-se que a cavidade formada na dentina apresentava dimensões menores aos espécimes irradiados com dez aplicações laser para o mesmo tempo de exposição aumentando também a área da zona termicamente afetada;

4) nos espécimes irradiados com menor tempo de exposição verificou-se que os comprometimentos térmicos foram menores do que nos espécimes irradiados com maior tempo de exposição;

5) os espécimes irradiados com o maior número de pulsos laser (tempo de exposição de 0,5s com dez aplicações laser) mostraram solução de continuidade por meio da MEV, além de cavitação e a zona termicamente afetada;

6) os espécimes irradiados com o menor número de pulsos laser (tempo de exposição de 0,02s com uma aplicação laser) não se verificou, por meio da MEV, solução de continuidade porém houve a formação da zona termicamente afetada e,

7) estas observações demonstram que é necessário estabelecer um protocolo para o uso do LVC para aplicação em dentina.

APÊNDICE

Os lasers apresentam uma classificação com base na combinação de comprimentos de onda, potência de saída e características de emissão do pulso de um feixe laser.

Medidas de segurança e de controle devem ser adotadas pelo usuário do equipamento laser pelos riscos causados por sua utilização dependendo da classe a que pertence o laser.

Classificação dos lasers:

*Classe 1- São os lasers menos potente e considerados sem perigo a menos que modificações tenham sido feitas no equipamento. São lasers seguros sob condições previsíveis de operação. Um exemplo de um produto laser Classe 1 é o toca-disco laser (CD-ROM player).

*Classe 2- São os lasers de baixa potência e somente considerados um perigo se alguém intencionalmente olhar diretamente para o feixe. Lasers emitindo radiação visível, na faixa de comprimentos de onda de 400nm a 700nm, com potência máxima de 1mW, emissão contínua. Os olhos estão protegidos pelo reflexo de piscar. Um exemplo é o leitor de código de barra de um supermercado.

*Classe 3a- São os lasers de média potência e somente constituem um perigo ocular se a luz laser for coletada e focalizada pelo olho, como através de lentes ópticas. Lasers visíveis com potência máxima de 5mW, emissão contínua. Um exemplo são as ponteira laser (laser pointer) usados durante conferências.

*Classe 3b- São lasers de média potência e somente constituem um perigo ocular quando o feixe laser é visto diretamente. Lasers com potência máxima de 0,5W, emissão contínua, para comprimento de onda maior que 315nm.

*Classe 4- São os lasers de alta potência, com possibilidade de dano ocular não somente via feixe laser direto, mas também por reflexão difusa ou especular. Lasers com potência maior que 0,5W por pulso. Os lasers Classe 4

também podem causar danos à pele e oferecem risco de fogo. Seu uso requer extrema cautela.

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 eletrônicos. Uma vez que a maior parte dos lasers usam fontes de alta voltagem, que contêm grandes capacitores, existe risco de eletrochoque. Durante o funcionamento perigos de explosão, fogo, liberação de substâncias tóxicas e produção de raio-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 a vácuo e da utilização de máscara cirúrgica.

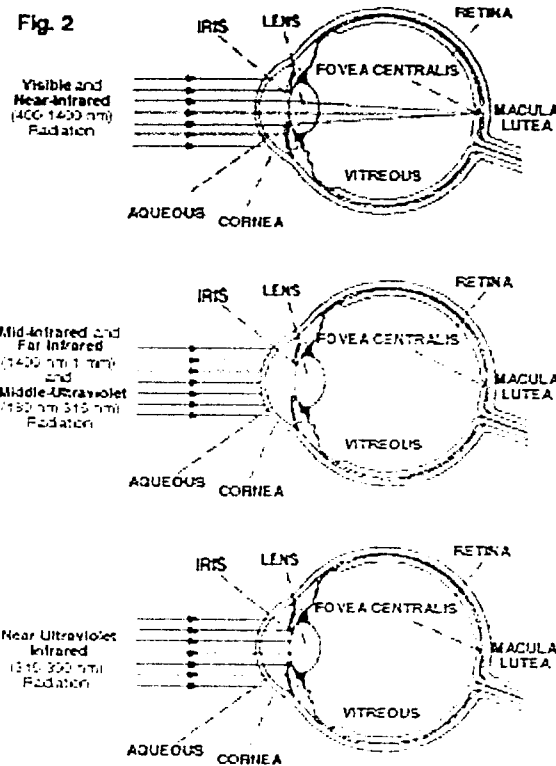
A utilização segura do laser depende do conhecimento dos princípios físicos que regem o funcionamento de cada laser, assim como sua interação com os diferentes tecidos. Além disso, há necessidade de um treinamento apropriado para o operador do equipamento, o qual deve ter amplo conhecimento do protocolo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

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

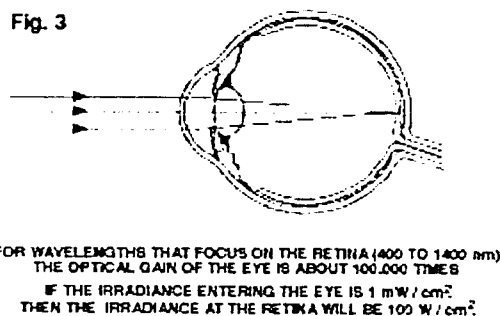
As partes do olho de maior relevância quanto à perigos de acidente com laser são a córnea, cristalino, pupila/íris e retina.

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 próximos 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 danos severo à córnea, ocorrerá perda da 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 despercebidas 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 o feixe laser sofre reflexão e incidir periféricamente, uma queimadura na retina poderá ocorrer.

A máxima exposição permissível (MPE) é definida como o máximo nível de radiação laser ao qual um ser humano pode ser exposto sem efeitos biológicos adversos para o olho e a pele.

Três fatores devem ser considerados para determinar a máxima exposição permissível (MPE): comprimento de onda, a energia envolvida na exposição e a duração da exposição.

As normas de segurança visam reduzir todos os níveis de exposição abaixo do máximo permissível. O protocolo britânico (1983), BS 4803, "Segurança da radiação proveniente de produtos e sistemas laser", contém regras para a adequada utilização destes sistemas. Além deste podemos salientar o DHSS (1985), "Guia de utilização segura na prática médica".

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.

Equipamento de proteção pessoal

Exemplos de equipamentos de proteção pessoal usado para reduzir os perigos do laser são os óculos protetores, luvas e roupas especiais.

Os óculos de proteção são freqüentemente feitos de filtro que absorvem e/ou refletem comprimentos de onda da luz laser.

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.

Um fator importante para ser considerado para a escolha de óculos de proteção para laser é a densidade óptica das lentes, que é a medida de sua capacidade de filtrar luz, a densidade óptica é o oposto de transmissão. Quanto maior a densidade óptica, menor a transmissão da radiação laser para o olho.

A escolha dos óculos de proteção para a radiação laser deve considerar aqueles que filtrem o comprimento de onda específico para o laser que será utilizado. Por exemplo, para o laser de CO_2 ($10,6\mu\text{m}$) são empregados óculos com lentes plásticas transparentes ou de quartzo. O laser de Nd:YAG ($1,06\mu\text{m}$), 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.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. BACHMANN, L. **Sistema de entrega de feixe para laser de hólmio e aplicações em endodontia**. São Paulo, 2000. 87p. Dissertação (Mestrado)-Instituto de Pesquisas Energéticas Nucleares da Universidade de São Paulo.
2. BAHCALL, J.; HOWARD, P.; MISERENDINO, L.; WALIA, H. Preliminary investigation of the histological effects of laser endodontic treatment on the periradicular tissues in dogs. **J Endod**, v.18, n.2, p.47-51, 1992.
3. CECCHINI, S.C.M. **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**. São Paulo, 1995. 148p. Dissertação (Mestrado)-Instituto de Pesquisas Energéticas Nucleares da Universidade de São Paulo.
4. COHEN, B.I.; DEUTSCH, A.S.; MUSIKANT, B.L. Effect of power settings on temperature change at the root surface when using a holmium YAG laser in enlarging the root canal. **J Endod**, v.22, n.11, p.596-99, 1996.
5. FEGAN, S.E.; STEIMAN, H.R. Comparative evaluation of the antibacterial effects of intracanal Nd:YAG laser irradiation: an *in vitro* study. **J Endod**, v.21, n.8, p.415-17, 1995.
6. GOLDMAN, L.; TAYLOR, A.; PUTNAN, T. New developments with the heavy metal vapours lasers for dermatology. **J Dermat Surg Oncol**, v.1, p.163-5, Feb. 1987 apud LASER DE VAPOR DE COBRE PARA APLICAÇÕES MÉDICAS. São José dos Campos: Centro Técnico Aeroespacial. Instituto de Estudos Avançados, 1994. 20p. (Proposta de projeto PADCT-editor SINST 01-94-02, subprograma de instrumentação).

7. GOLDMAN, M.P.; FITZPATRICK, R.E. **Cirurgia cutânea a laser: a arte e a ciência da fototermólise seletiva**. Rio de Janeiro: Interlagos, 1998, 336p.
8. GOODIS, H.E.; WHITE, J.M.; MARSHALL, S.J.; MARSHALL, G.W.; MOSKOWITZ, E. Root canal preparation in endodontics: conventional vs. laser methods. **Proc SPIE**, v.1643, p. 412-22, 1992.
9. 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.
10. GUTKNECHT, N.; KAISER, F.; HASSAN, A.; LAMPERT, F. Long-term clinical evaluation of endodontically treated teeth by Nd:YAG lasers. **J Clin Lasers Med Surg**, v.14, n.1, p.7-11, 1996.
11. GUTKNECHT, N.; MORITZ, A.; CONRADS, G; SIEVERT, T.; LAMPERT, F. Bactericidal effect of the Nd:YAG laser *in vitro* root canals. **J Clin Lasers Med Surg**, v.14, n.2, p.77-80, 1996.
12. HARASHIMA, T.; TAKEDA, F.H.; KIMURA, Y.; MATSUMOTO, K. Effect of Nd:YAG laser irradiation for removal of intracanal debris and smear layer in extracted human teeth. **J Clin Lasers Med Surg**, v.15, n.3, p.131-35, 1997.
13. HARDEE, M.W.; MISERENDINO, L.J.; KOS, W.; WALIA, H. Evaluation of the antibacterial effects of intracanal Nd:YAG laser irradiation. **J Endod**, v.10, n.8, p.377-80, 1994.
14. JONELL, R.; LARKO, O. Clinical effect of the copper vapor laser compared to previously used argon laser on cutaneous vascular lesions. **Acta Derm Venereol**, v.74, n.3, p.210-1, May 1994. [on-line] Medline. Available: <http://www.bireme.br> (Abstract).

15. KIM, J.J. Metal vapour laser: a review of recent progress. **Opt Quant Electr**, v.23, suppl p. 469-76, 1991 apud **LASER DE VAPOR DE COBRE PARA APLICAÇÕES MÉDICAS**. São José dos Campos: Centro Técnico Aeroespacial. Instituto de Estudos Avançados, 1994. 20p. (Proposta de projeto PADCT-editor SINST 01-94-02, subprograma de instrumentação).
16. KLINKE, T.; KLIMM, W.; GUTKNECHT, N. Antibacterial effects of Nd:YAG laser irradiation within root canal dentin. **J Clin Laser Med Surg**, v.15, n.1, p.29-31, 1997.
17. KUSHNER, M.J. A self-consistent model for high repetition rate copper vapor laser. **IEEE J Quantum Electr**, v.8, p.1555-65, Aug. 1981 apud **LASER DE VAPOR DE COBRE PARA APLICAÇÕES MÉDICAS**. São José dos Campos: Centro Técnico Aeroespacial. Instituto de Estudos Avançados, 1994. 20p. (Proposta de projeto PADCT-editor SINST 01-94-02, subprograma de instrumentação).
18. LAGE-MARQUES, J.L.; EDUARDO, C.P.; MATSUMOTO, K. A study on morphological changes of the root canal walls lased by pulsed Nd:YAG laser. **Japan Endo Assoc**, v.16, n.1, p.64-9, Jun. 1995.
19. LAGE-MARQUES, J.L. **Avaliação dos efeitos da irradiação laser, utilizando Nd:YAG, CO₂ e argônio no selamento dentinário e marginal de obturações retrógradas**. São Paulo, 1997. 122p. Tese (Livre Docência)-Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.
20. LAGE-MARQUES, J.L.; EDUARDO, C.P. Emprego do laser na endodontia. In: BERGER, C.R. **Endodontia**. São Paulo: Pancast, 1998. p.399-414.

- 21.MAILLET, H. **Laser: princípios e técnicas de aplicação**. Trad. Maria Ermantina G.G. Pereira; Rosemary C. Abílio. São Paulo: Manole, 1987. p.IX-XI.
- 22.MAIMAN, T.H. Stimulated optical radiation in ruby. **Nature**, v.187, n.4736, p.493-4, Aug. 1960.
- 23.MATSUOKA, E.; YONAGA, K.; KINOSHITA, J.I.; KIMURA, Y.; MATSUMOTO, K. Morphological study on the capability of Er:YAG laser irradiation for root canal preparation. **J Clin Laser Med Surg**, v.18, n.4, p.215-19, 2000.
- 24.MESSENGER, H.W. Metal-vapour lasers display versatility. **Laser Focus World**, v.3, p.87-92, 1990.
- 25.MISERENDINO, L.J.; LEVY, G.C.; RIZOIU, I.M. Effects of Nd:YAG laser on the permeability of root canal wall dentin. **J Endod**, v.21, n.2, p.83-87, 1995.
- 26.MORITZ, A.; DOERTBUDAK, O.; GUTKNECHT, N.; GOHARKAY, K.; SCHOOP, U.; SPERR, W. Nd:YAG laser irradiation of infected root canals in combination with microbiological examinations. **J Am Dent Assoc**, v.128, p.1525-30, Nov. 1997.
- 27.MORITZ, A.; SCHOOP, U.; GOHARKAY, K.; JAKOLITSCH, S.; KLUGER, W.; WERNISCH, J.; SPERR, W. The bactericidal effect of Nd:YAG, Ho:YAG, and Er:YAG laser irradiation in the root canal: an *in vitro* comparison. **J Clin Laser Med Surg**, v.17, n.4, p.161-4, 1999.
- 28.MOTTA, C.C. **Modelo auto-consistente para a cinética da descarga no laser a vapor de cobre**. São Paulo, 1996. 174p. Tese (Doutorado)–Instituto de Física da Universidade de São Paulo.

29. NEUMANN, R.A.; KNOBLER, R.M.; LEONHARTSBERGER, H.; GEBHART, W. Comparative histochemistry of port-wine stains after vapour copper laser (578 nm) and argon laser treatment. **J Invest Dermatol**, v.99, n.2, p.160-7, Aug. 1992. [on-line] Medline. Available: <http://www.bireme.br> (Abstract).
30. NIEMZ, M.H. **Laser-tissue interactions: Fundamentals and Applications**. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, 1996. p.265.
31. NICCOLI-FILHO, W.D.; OKAMOTO, T. Effect of Nd:YAG continuous laser on the healing of extractions wounds: a histological study in rats. **Stomatologia**, v.74, n.5, p.26-9, 1995.
32. PÉCORA, J.D.; BRUGNERA, A.; CUSSIOLI, L.; ZANIN, F. Dentin root canal wall permeability evaluation after instrumentation and Er:YAG laser application. **Am Soc Laser Med Surg**, p.13, 1998. [abstract 53].
33. PENNA, L.A.P. **Efeitos da radiação laser de vapor de cobre em esmalte e dentina: estudo comparativo morfológico ultra-estrutural**. São José dos Campos, 2000. 80p. Tese (Doutorado)-Faculdade de Odontologia de São José dos Campos da Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho".
34. PICKERING, J.W.; WALKER, E.P.; BUTLER, P.H.; VAN HALEWYN, C.N. Copper vapour laser treatment of port-wine stains and other vascular malformations. **Br J Plast Surg**, v.43, n.3, p.273-82, May 1990. [on-line] Medline. Available: <http://www.bireme.br> (Abstract).
35. PUCCI, F.M.; REIG, R. **Conduitos radiculares. Anatomia, patologia y terapia**. Montevideo, A. A. Barreiro & Ramos, 1944, v.1.

36. RENNEBOOG-SQUILBIN, C.; NAMMOUR, S.; COOMANS, D.; BAREL, A.; CARLEER, M.; DOUROV, N. Measurement of pulp temperature increase to externally applied heat (argon laser, hot water, drilling). *J Biol Buccale*, v.17, n.3, p.179-86, Sept. 1989.
37. RODE, S.M.; PENNA, L.A.P.; CAVALCANTI, B.N. Desvendando os mistérios da polpa. In: FELLER, C.; GORAB, R. **Atualização na clínica odontológica: módulos de atualização**. São Paulo: Artes Médicas, 2000. v.1, p.91-130.
38. ROONEY, J.; MIDDA, M.; LEEMING, J. A laboratory investigation of the bactericidal effect of a Nd:YAG laser. *Br Dent J*, v.176, p.61-4, 1994.
39. SCHAWLOW, A.L.; TOWNES, C.H. Infrared and optical masers. *Phys Rev*, v.112, n.6, p.1940-9, Dec. 1958.
40. SCHWAB, C. Laser de vapor de cobre para medicina. *Rev Sub-programa de Fís Aplicada – PADCT-MCT*, v.1, n.1, p.13, 1998.
41. SHEEHAN-DARE, R.A.; COTTERILL, J.A. Copper vapour laser treatment of port wine stains: clinical evaluation and comparison with the conventional argon laser therapy. *Br J Dermatol*, v.128, n.5, p.546-9, 1993. [on-line] Medline. Available: <http://www.bireme.br> (Abstract).
42. SHOJI, S.; HARIU, H.; HORIUCHI, H. Canal enlargement by Er:YAG laser using a cone-shaped irradiation tip. *J Endod*, v.26, n.8, p.454-8, 2000.
43. SOMYOS, K.; BOONCHU, K.; SOMSAK, K.; PANADDA, L.; LEOPAIRUT, J. Copper vapour laser treatment of cafe-au-lait macules. *Br J Dermatol*, v.135, n.6, p.964-8, Dec. 1996. [on-line] Medline. Available: <http://www.bireme.br> (Abstract).

44. STERN, R.H.; SOGNAES, R.F. Laser beam on dental hard tissue. 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. [Abstract nº307].
45. TANABA, Y.; HARA, K.; UEGURI, S. Lasing characteristics of a large-bore copper vapor laser. *SPIE*, v.1628, p.32, 1992.
46. TANJI, E.Y.; MATSUMOTO, K. The comparative study of the morphological changes of dentin surface after Nd:YAG, CO₂ and argon lasers irradiation. *J Japan Endod Assoc*, v.15, n.1, p.14-20, Jun. 1994.
47. TANJI, E.Y.; GOUW-SOARES, S.C.; GROTH, E.B.; EDUARDO, C.P. Comparative study of root canal wall irradiated with Nd:YAG and Er:YAG lasers. In: 7th INTERNATIONAL CONGRESS OF THE GERMAN SOCIETY FOR LASER IN DENTISTRY, 1998, Frankfurt. **Proceedings...Frankfurt**, 1998, p. 55-63.
48. WALTER, W.T.; SOLIMENE, N.; PILTCH, M.; GOULD, G. 6C3- efficient pulsed gas discharge lasers. *IEEE J Quantum Electronics*, v.QE-2, n.9, Sep. 1966.
49. WARNER, B.E.; GROVE, R.E.; ANDERSON, R.S. In: CLEOS, **Digest of Technical Papers**, p.80, 1980.
50. WESTERMAN, G.H.; HICKS, M.J.; FLAITZ, C.M.; BLANKENAU, R.J.; POWELL, G.L. Argon laser irradiation effects on sound root surface: *in vitro* scanning electron microscopy observations. *J Clin Laser Med Surg*, v.16, n.2, p.111-5, 1998.

51. WHITE, J.M.; GOODIES, H.E.; COHEN, J.N. Bacterial reduction of contaminated dentin by Nd:YAG laser. *J Dent Res*, v.70, p.412, 1991.



M22177



instituto de pesquisas energéticas e nucleares

Av. Prof. Lineu Prestes, 2.242 - Cidade Universitária

São Paulo - CEP. 05508-000

Tel.: (011) 3816-9000 - Fax. (011) 212-3546

<http://www.ipen.br>

O ipen é uma autarquia vinculada à Secretaria de Ciência, Tecnologia e Desenvolvimento Econômico do Estado de São Paulo, gerida técnica, administrativa e financeiramente pela Comissão Nacional de Energia Nuclear e associada à Universidade de São Paulo para fins de ensino de Pós-Graduação.