



BR0645269

INIS-BR--3990



AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO

**ESTUDO *IN VITRO* DO USO DO LASER DE Nd:YAG NA
PERMEABILIDADE DENTINÁRIA CERVICAL**

MANOELITA FIGUEIREDO DE MAGALHÃES

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

Orientador:
Prof. Dr. Edmir Matson

Co-Orientador:
Prof. Dr. Wagner de Rossi

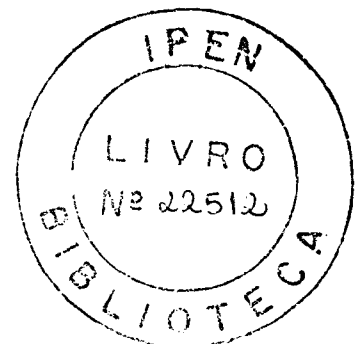
**São Paulo
2001**



AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO

ESTUDO *IN VITRO* DO USO DO LASER DE Nd:YAG NA
PERMEABILIDADE DENTINÁRIA CERVICAL

MANOELITA FIGUEIREDO DE MAGALHÃES

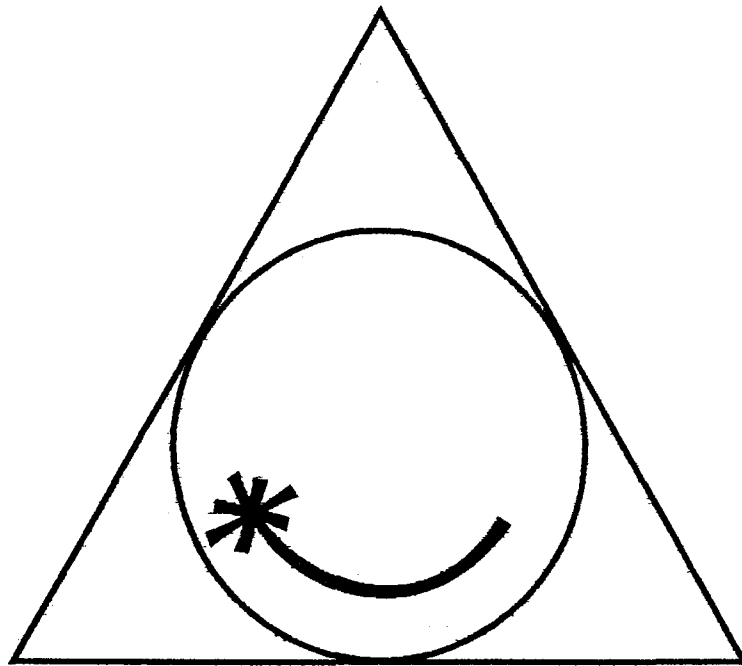


Dissertação apresentada como parte
dos requisitos para obtenção do Grau
de Mestre Profissional na área de Lasers
em Odontologia.

Orientador:
Prof. Dr. Edmir Matson

Co-Orientador:
Prof. Dr. Wagner de Rossi

São Paulo
2001



**MESTRADO PROFISSIONALIZANTE DE LASER EM
ODONTOLOGIA**

DEDICATÓRIA

A DEUS

por sentir a sua infinita luz iluminando
constantemente o meu caminho, dando-me coragem para superar os
obstáculos e permitindo-me o descobrimento de novas luzes.

À memória de meu pai **Ismail**,
que tanto se orgulhava da filha e a
quem eu nunca gostaria de decepcionar, minha saudade sem tamanho...

À minha mãe **Dolira**, maior incentivadora,
que sabe distribuir fé, amor, bondade e amizade a seus filhos e a todos que a
rodeiam.

Ao meu marido **Alzemar**,
pelo apoio, compreensão e pela paciência nas horas difíceis.

Aos meus filhos, **Kelly, Breno e Karen**,
pelo amor demonstrado durante toda a realização do estudo e colaboração,
sabendo entender minhas ausências.

Aos meus irmãos **Ismail, Terezinha, Maria José e Zilda**,
amigos e companheiros que atenuam as minhas dificuldades e
compartilham das minhas alegrias.

AGRADECIMENTOS

Ao **Prof. Dr. Edmir Matson**,
um mestre sábio, grande incentivador do crescimento da Odontologia como
Ciência, pelo estímulo e orientação na elaboração desta pesquisa para que eu
pudesse transformar o meu ideal em realização.

Ao **Prof. Dr. Wagner de Rossi**,
pelo desprendimento, pela realização da parte experimental deste estudo,
pelos ensinamentos transmitidos, paciência e inteligência em simplificar a
Física, tornando possível a conclusão desta etapa.

Ao **Prof. Dr. José Bento Alves**,
professor colaborador, pelo inestimável apoio, empenho
e disponibilidade na realização da microscopia eletrônica de varredura.

Ao **Prof. Carlos de Paula Eduardo**,
pesquisador e grande incentivador do estudo do laser, tanto no Brasil como no
exterior, por possibilitar a integração interdisciplinar entre a Odontologia e a
Física ampliando nossos laços de amizade e o meu crescimento.

Ao **Prof. Dr. Nilson Dias Vieira Jr.**,
coordenador do Mestrado, gestor do Centro de Laser e Aplicações, pela
atenção, carisma, espírito de equipe e hospitalidade em seu departamento.

À física **Andréa Antunes**,
pela valiosa colaboração na irradiação das amostras.

Ao **IPEN – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares** e à
**FOUSP - Faculdade de Odontologia da Universidade do
Estado de São Paulo**, pela oportunidade e acolhimento.

Ao **ICB - Instituto de Ciências Biológicas da Universidade Federal de
Minas Gerais**, pelo uso do microscópio eletrônico de varredura.

À **Profa. Denise Cerqueira**,
pelas valiosas sugestões no projeto e na dissertação.

Ao **Prof. José Pelino**,
pela importante colaboração na irradiação das amostras do estudo piloto.

Aos professores doutores **Armando Mirage,**
Denize Zezell,
Edison Puig Maldonado,
Gessé Nogueira,
Marta Simões,
Martha Ferreira Vieira,
Niklaus Wetter,
Spero Morato,
pela motivação e carinho sempre presentes.

Aos demais professores e monitores do **IPEN** e **FOUSP**.

Às bibliotecárias da **FOUSP** **Luzia Moraes,**
Rose Ferreira,
Vânia Funaro,
que não mediram esforços na pesquisa bibliográfica.

À **Mery Igami,** bibliotecária do **IPEN,**
pela disponibilidade e atenção no esclarecimento das dúvidas.

À bibliotecária do **CROMG** **Denise Perdigão** e à funcionária **Sônia Dalseco,**
cuja colaboração foi imprescindível.

À memória do **Prof. Dr. Juarez Corrêa da Silveira,**
a primeira pessoa a despertar-me para o estudo do laser e seus seguidores
Lívio Corrêa da Silveira,
Gerdal Roberto de Souza,
José Cláudio de Faria Amorim,
pelo incentivo .

À **Letícia Theodoro** e demais colegas do mestrado pela amizade.

À **Maria Aparecida Barbosa,**
Liliane de Souza,
Sandra Regina A. Cruz,
Fernando Moreira e
Aldo Francisco Gomes,
pela amizade e colaboração constantes.

Ao **IPSEMG** – Instituto de Previdência dos Servidores do
Estado de Minas Gerais, pela valiosa colaboração ao ceder as amostras.

À **Maria Inêz Vieira Machado,**
pela dedicação na formatação e revisão do trabalho.

A todos que direta ou indiretamente
contribuíram para a realização deste estudo.

*O que o mestre é
vale mais que os ensinamentos do mestre.*

(Karl Menninger)

SUMÁRIO

	LISTA DE TABELAS	
	LISTA DE FIGURAS	
	LISTA DE GRÁFICOS E QUADRO	
	LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS	
	RESUMO	
	ABSTRACT	
1.	INTRODUÇÃO	18
2.	OBJETIVOS	25
3.	REVISÃO DA LITERATURA	27
3.1	Dentina	27
3.1.1	Composição química	27
3.1.2	Estrutura	27
3.1.3	Túbulos dentinários	27
3.1.4	Processos odontoblásticos	29
3.1.5	Dentina peritubular	29
3.1.6	Dentina intertubular	29
3.2	Inter-relação da morfologia da dentina hipersensível, hipersensibilidade dentinária, aspectos clínicos, etiologia e teorias do mecanismo de dor	29
3.3	Princípios básicos de um laser	49
3.3.1	Meio de ganho	50
3.3.2	Processo de absorção e emissão (população de níveis)	50
3.3.3	Bombeamento	51
3.3.3.1	Sistema de três níveis	52
3.3.3.2	Sistema de quatro níveis	52
3.3.3.3	Sistema com transferência ressonante de energia....	53

3.3.4	Ressonador óptico	53
3.3.5	Feixes laser – a luz e suas propriedades	56
3.3.5.1	Coerência	56
3.3.5.2	Monocromaticidade	57
3.3.5.3	Colimação e direcionalidade.....	57
3.3.5.4	Características de propagação.....	57
3.3.5.5	Fator M^2	59
3.3.5.6	Sistemas de entregas de feixes.....	59
3.3.6	Regimes de operação.....	60
3.4	Mecanismos de interação laser-tecido.....	62
3.4.1	Absorção óptica dos principais componentes dos tecidos biológicos	62
3.4.2	Principais lasers médicos	63
3.4.3	Carta de intensidades e tempos de exposição	63
3.5	Uso do laser de Nd:YAG no tratamento da hipersensibilidade dentinária.....	64
3.6	Outros tipos de lasers utilizados no tratamento da hipersensibilidade dentinária.....	75
3.6.1	Lasers de baixa potência	76
3.6.2	Lasers de alta potência.....	79
3.7	Efeitos da interação laser com o tecido dentário	83
3.7.1	Efeitos térmicos	83
3.7.2	Efeitos estruturais na dentina irradiada	86
4.	MATERIAIS E MÉTODOS	89
4.1	Preparo das amostras.....	89
4.2	Laser usado	92
4.3	Características da irradiação	93
4.4	Parâmetros e condições de irradiação.....	93
4.5	Técnica utilizada	95
5.	RESULTADOS E DISCUSSÃO	99

6.	CONCLUSÕES	112
7.	SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	114
	APÊNDICE 1 - MEDIDAS DE SEGURANÇA PARA O USO DE LASER	116
	APÊNDICE 2 - ESPECTRO ELETROMAGNÉTICO.....	120
	ANEXOS	123
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	127

LISTA DE TABELAS

1.	Número de publicações sobre sensibilidade dentinária por período	18
2.	Parâmetros de uso do laser de Nd:YAG ($\lambda = 1064\text{nm}$) e a eficácia de tratamento da hipersensibilidade dentinária	74
3.	Parâmetros do laser He-Ne ($\lambda = 632,8\text{nm}$) e eficácia de tratamento da hipersensibilidade dentinária	78
4.	Parâmetros do laser GaAIAs ($\lambda = 780\text{nm}$) e eficácia de tratamento da hipersensibilidade dentinária	78
5.	Parâmetros do laser GaAIAs ($\lambda = 830\text{nm}$) e eficácia de tratamento da hipersensibilidade dentinária	79
6.	Parâmetros do laser GaAIAs ($\lambda = 900\text{nm}$) e eficácia de tratamento da hipersensibilidade dentinária	79
7.	Parâmetros utilizados na irradiação	94
8.	Parâmetros e eficácia do laser de Nd:YAG usados clinicamente no tratamento da hipersensibilidade dentinária	94
9.	Condições de irradiação	95

LISTA DE FIGURAS

1.	Principais estruturas da dentina	28
2.	Esquema básico de um laser	49
3.	Transições radioativas entre dois níveis de energia.....	51
4.	Esquema dos processos de bombeamento, de desexcitação e de emissão laser nos principais sistemas	52
5.	Modos eletromagnéticos transversos.....	55
6.	Distribuição espacial da intensidade de modos transversos	55
7.	Configurações geométricas dos ressonadores mais utilizados	56
8.	Coerência da luz laser.....	57
9.	Focalização de um feixe gaussiano	58
10.	Feixe gaussiano focalizado em diferentes lentes	59
11.	Representação gráfica dos modos de pulsos do laser.....	60
12.	Interação do laser com a matéria	61
13.	Principais cromóforos de tecidos biológicos.....	62
14.	Mecanismos de interação laser-tecido	64
15.	Amostra com identificação dos grupos A, B e C	90
16.	Corte méso distal da amostra para mensuração da espessura de dentina remanescente, com espessímetro.....	91
17.	Mensuração da espessura de dentina remanescente para padronização das amostras	91
18.	Equipamento de laser utilizado (fechado)	92
19.	Equipamento aberto para visualização da cavidade ressonante.....	93
20.	Diagrama de um laser Nd:YAG pulsado no modo contato focalizado	96
21.	Grupo C – Controle, mostrando túbulos dentinários abertos antes da irradiação do laser de Nd:YAG (10kV, 18mm, 10 μ m).	99
22.	Grupo A mostrando vedamento dos túbulos dentinários com energia de 30mJ, 7Hz e 0,21W (10kV, 17mm e 10 μ m).....	100

23.	Grupo B mostrando vedamento dos túbulos dentinários com grânulos de recristalização da dentina, energia de 40mJ, 7Hz e 0,28W (10kV, 18mm, 10 μ m).....	100
24.	Grupo B, energia de 40mJ, 7Hz e 0,28W mostrando vedamento dos túbulos dentinários, com grânulos de recristalização e trincas na superfície da dentina (10kV, 11mm, 10 μ m)	104
25.	Grupo B com aumento maior para visualização das trincas e grânulos de recristalização (10kV, 11mm, 2 μ m)	104
26.	Grupo B, 40mJ, 7Hz, 0,28W, mostrando área não irradiada (10kV, 11mm, 10 μ m).....	106
27.	Profundidade de penetração do laser de Nd:YAG no centro de uma amostra do grupo A (10kV, 11mm, 10 μ m).....	107
28.	Assoalho da cavidade irradiada do Grupo A de uma amostra clivada (10kV, 11mm, 10 μ m).....	107
29.	Profundidade de penetração do laser de Nd:YAG na periferia da área irradiada (10kV, 11mm, 10 μ m).....	108
30.	Profundidade de penetração do laser na área central da superfície irradiada (10kV, 11mm, 10 μ m)	108
31.	Profundidade de penetração do laser Nd:YAG em amostra do Grupo B (10kV, 11mm, 10 μ m).....	109
32.	Um modelo de óculos de proteção para laser.....	117
33.	Exemplos de sinais de advertência	119
34.	Extensão do espectro eletromagnético desde as ondas de rádio até os raios gama	121
35.	Visão global das radiações eletromagnéticas	121

LISTA DE GRÁFICOS

1. Aumento de temperatura pulpar comparando-se diferentes potências do laser Nd:YAG 102
2. Aumento de temperatura pulpar em função da espessura de dentina remanescente utilizando-se o laser Nd:YAG 102

LISTA DE QUADRO

1. Efeitos térmicos da radiação laser 61

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

λ	Comprimento de onda
μ	Mícron
μm	Micrômetro
μs	Microssegundo
ΔT	Varição de temperatura
A	Área
ANSI	<i>American National Standard Institute</i>
CO ₂	Dióxido de carbono
CW	<i>Continuous wave</i> (ondas contínuas)
dB/km	Decibel por quilômetro
DO	Densidade óptica
E	Energia
EDR	Espessura de dentina remanescente
EMP	Exposição máxima permissível
EPP	Equipamento de proteção pessoal
Er:YAG	Granada de ítrio – alumínio dopada com érbio
FDA	<i>Food and Drugs Administration</i>
GaAlAs	Arseneto de gálio e alumínio
h	Constante de Plank = $6,6 \cdot 10^{-34}$ Js
He-Ne	Hélio – neônio
Ho:YAG	Granada de ítrio – alumínio dopada com hólmio
Ho:YLF	Fluoreto de ítrio – lítio dopado com hólmio
HSDC	Hipersensibilidade dentinária cervical
Hz	Hertz
IEC	<i>International Electrotechnical Commission</i> (Comissão Eletrotécnica Internacional)
J/s	joule/segundo
kJ	quilo-joule

LASER	<i>Light amplification by stimulated emission of radiation</i> (amplificação da luz por emissão estimulada de radiação)
LLLT	<i>Low level laser therapy</i>
LILT	<i>Low intensity laser therapy</i> (terapia laser em baixa intensidade)
MASER	Amplificação de microondas por emissão estimulada de radiação (<i>microwave amplified by stimulated emission of radiation</i>)
MEV	Microscopia eletrônica de varredura
mJ	Milijoule
mW	Mili watt
Na ⁻ /K ⁺	Sódio/potássio
Nd:YAG	Granada de ítrio – alumínio dopada com Neodímio
nm	Nanômetro
P	Potência
pps	Pulsos por segundo
SEM	<i>Scanning electron microscopy</i> (microscopia eletrônica de varredura)
t	Tempo
TEM _{mnpq}	Modos eletromagnéticos transversos de índices m e n e modo longitudinal q
W	watt
XeCl	Cloreto de xenônio
YAG	Yttrium, aluminum, garnet - granada de ítrio e alumínio
YLF	Yttrium, lithium, fluoride - fluoreto de ítrio e lítio

ESTUDO *IN VITRO* DO USO DO LASER DE Nd-YAG NA PERMEABILIDADE DENTINÁRIA CERVICAL

Manoelita Figueiredo de Magalhães

RESUMO

Através deste estudo "*in vitro*", procurou-se verificar a eficácia do laser pulsado de Nd:YAG, com emissão em 1064nm, no selamento dos orifícios dos túbulos dentinários para o tratamento da hipersensibilidade dentinária, uma queixa freqüente na clínica odontológica. Apesar de existirem vários trabalhos sobre o assunto, ainda não existe um tratamento eficaz, rápido e de longa duração. A obliteração da abertura dos túbulos dentinários impede o deslocamento do fluido no seu interior, e o conseqüente desencadeamento da resposta dolorosa (Teoria Hidrodinâmica de BRÄNNSTRÖM). Foram utilizadas 20 amostras de dentes hígidos recém-extraídos, mantidas em soro fisiológico. O cemento cervical foi desgastado com broca Carbide #57FG, para se expor a dentina em uma área de aproximadamente 4mm², sendo duas áreas na vestibular: grupos A e B e uma na lingual: grupo C (controle). Mediu-se com um espessímetro a espessura da dentina remanescente, diretamente em cada amostra, a qual foi padronizada, selecionando-se amostras com espessuras entre 1 e 1,5mm. Os parâmetros de irradiação foram: energia de 30mJ por pulso, potência de 0,21W (Grupo A) e 40mJ; 0,28W (Grupo B); taxa de repetição de 7Hz nos dois grupos, em duas aplicações de 43 segundos com intervalo de 10 segundos entre elas. Em seguida, dez das amostras foram submetidas ao exame de microscopia eletrônica de varredura (MEV) em que foi constatado um derretimento da dentina superficial com vedamento da abertura dos canalículos dentinários e ressolidificação da dentina. Concluiu-se que o uso do laser Nd:YAG mostrou ser um recurso eficaz no selamento dos canalículos dentinários podendo ser usado no tratamento da hipersensibilidade dentinária, com parâmetros adequados. As outras dez amostras restantes foram clivadas, no centro da área irradiada, para pesquisar-se a profundidade de penetração do laser na dentina (MEV), constatando-se uma variação aproximada de até 5µm no centro das amostras irradiadas com maior energia

AN *IN VITRO* STUDY OF THE Nd-YAG LASER IN THE PERMEABILITY OF THE CERVICAL DENTIN

Manoelita Figueiredo de Magalhães

Abstract

The purpose of this *in vitro* study was to verify the efficacy of the Nd:YAG pulse laser, with 1064nm emission, in sealing the dentinal tubules for the treatment of dentin hypersensitivity, a very frequent complaint in the dental office. In spite of the existence of many articles over this subject, no fast, efficient and long lasting treatments for this problem were found yet. The obliteration of the opening of the dentinal tubules stops its inner fluid displacement and the consequent painful response (BRÄNNSTRÖM'S Hydrodynamics Theory). Twenty freshly and healthy extracted human teeth were used as samples, kept in saline solution. The cervical cement was removed with a #57FG Carbide bur in order to expose the dentin in an area of approximately 4mm², two of which were in the buccal aspect: Groups A and B, and one in the lingual: Group C (control). A thickness plier was used to measure, directly in each sample, the thickness of the remaining dentin that was standardized, and only the samples with dentinal thickness between 1 and 1,5mm were selected. The irradiation parameters were: 30mJ energy per pulse; 0,21W power (Group A) and 40mJ; 0,28W (Group B); 7Hz frequency in both groups, in two applications of 43 seconds each with a 10 seconds interval between them. Subsequently, 10 of the samples were submitted to SEM (Screening Electronic Microscopy) examination, where it was detected a melting of the superficial dentin and a sealing of the dentinal tubules opening, besides the recrystallization of the dentin. It was then concluded that the use of the Nd:YAG laser was shown to be a very effective measure in melting and sealing the dentinal tubules and can use in treating dentin hypersensitivity, with the right parameters. The other 10 samples were cleaved in the center of the irradiated area in order to investigate the laser penetration depth in the dentin (SEM), with an approximate variation of up to 5µm in the center of the samples irradiated with the greatest energy.

INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

A literatura publicada sobre as causas e tratamento da hipersensibilidade dentinária é extremamente volumosa, muito mais do que se esperava. O primeiro Índice da Literatura Dental nos Estados Unidos foi publicado em 1921, mas os primeiros periódicos e textos que apresentaram uma recapitulação sobre o assunto começaram em 1834. Um exame nas fontes de referência indica o número de publicações sobre o assunto da sensibilidade dentinária por período, conforme mostrado na TAB. 1 (ROSENTHAL, 1990)

TABELA 1

Número de publicações sobre sensibilidade dentinária por período

Período	Número de publicações
1834 - 1900	acima de 500
1901 - 1922	acima de 300
1923 - 1944	acima de 200
1945 - 1959	aproximadamente 100
1960 - 1970	aproximadamente 110
1971 - 1980	aproximadamente 100
1980 - 1988	acima de 200

Fonte: ROSENTHAL, 1990, p.405

Estes aspectos já eram considerados por EMLING, em 1982, quando afirmava que *“é provável que não haja um fenômeno em toda a ciência que tenha despertado tanta atenção, por um tempo tão longo e obtido tão poucos resultados como a hipersensibilidade dentinária”*.

Um dos problemas mais intrigantes da histologia e fisiologia dentária é o mecanismo da sensibilidade dentinária, que se evidencia clinicamente a todos os cirurgiões-dentistas através da queixa do paciente ao relatar dor em áreas de dentina hipersensível (ADDY, 1992).

A hipersensibilidade dentinária é caracterizada por exposição de dentina e demonstrada por uma resposta exagerada a vários estímulos (químico, térmico, tátil ou osmótico). Esta resposta pode variar de médio desconforto à extrema dor (WICHGERS & EMERT, 1996).

A teoria mais popular para explicar a hipersensibilidade dentinária é a teoria hidrodinâmica. Essa teoria, inicialmente, foi proposta por GYSI em 1900 e modificada por BRÄNNSTRÖM, em 1963. O conceito básico dessa teoria é que a movimentação do fluido nos túbulos dentinários conduz os estímulos físicos da superfície e deforma os mecanorreceptores pulpares. Essa reação resulta em uma resposta dolorosa (SCHIFF et al., 1994).

Estima-se que um entre sete indivíduos adultos experimentam algum tipo de dor devido à hipersensibilidade dentinária. A dor proveniente deste tipo de problema crônico está entre as que não são satisfatoriamente tratadas pelos profissionais da área odontológica. Variando de grau e intensidade, esse tipo de manifestação pode ocorrer como uma pequena sensibilidade ou uma dor muito intensa (SOUT, 1955) e pode afetar um único elemento dentário ou grupos de dentes em diversos locais das arcadas dentárias.

DOWELL et al., em 1985, afirmam que para o tratamento da hipersensibilidade dentinária ser eficaz, em primeiro lugar é importante diagnosticar, identificar as áreas de dentina expostas e os fatores responsáveis pela perda de estrutura dental e, em segundo lugar, eliminar os possíveis fatores etiológicos.

FLYNN et al. (1985) investigaram a prevalência da hipersensibilidade dentinária em 369 pacientes, com idade entre 11 e 74 anos, tendo encontrado um valor de 18%, o qual também foi confirmado por RENTON-HARPER & MIDA (1992).

SOBRAL (1995) realizou um estudo a fim de verificar, por amostragem, a prevalência e a distribuição dos dentes com hipersensibilidade dentinária cervical, estudadas através de 267 pacientes em tratamento ambulatorial e

examinados aleatoriamente. O estudo clínico demonstrou que um, entre cada seis pacientes em tratamento, apresenta algum dente com hipersensibilidade. O adulto jovem (idade variando entre 20 e 30 anos) é o mais predisposto ao surgimento desta, ocorrendo de forma semelhante em homens e mulheres. A face em que houve mais hipersensibilidade dentinária cervical foi a vestibular dos dentes examinados. Este dado também foi confirmado por JENSEN (1964); GRAF & GALASSE (1977); FLYNN et al. (1985); ADDY et al. (1987), ORCHARDSON & COLLINS (1987); HAUGEN & JOHANSEN (1988); ADDY (1992). Os dentes mais freqüentemente afetados são os pré-molares (BURMAN & GOLDSTEIN, 1961; GRAF & GALASSE, 1977; ORCHARDSON & COLLINS, 1984; ADDY et al., 1987).

A exposição dentinária pode ocorrer pela perda do esmalte dental devido a problemas relacionados a desarmonia oclusal, levando a atrição, ou mais comumente devido a exposição radicular e perda do cemento resultante da recessão gengival. Procedimentos restauradores e terapia periodontal também são citados como causadores desta entidade clínica (PASHLEY, 1987; HAUGEN & JOHANSEN, 1988; RENTON-HARPER & MIDDIA, 1992). Além disso, os efeitos dos ácidos do meio bucal (DAVIS & WINTER, 1980) e mecânicos, abrasão provocada por escovação traumática, componentes erosivos da dieta, presença de placa e invasão bacteriana da dentina são fatores importantes na etiologia deste problema (BRANNSTROM, 1992).

O mecanismo de transmissão da dor na hipersensibilidade dentinária ainda não está definitivamente esclarecido. Com a exposição da superfície dentinária, passa a existir uma conexão entre a cavidade bucal e a polpa através da abertura dos túbulos dentinários. De acordo com BRÄNNSTRÖM (1986), o fluido atravessa os túbulos dentinários em movimento bidirecional, agindo como um meio de transporte para os irritantes mecânicos, térmicos e químicos (GUTKNETCHT et al. 1997).

Tanto a permeabilidade dentinária quanto a hipersensibilidade são reduzidas quando os túbulos dentinários são bloqueados (NÄRHI et al., 1992; GELSKEY et al. 1993) (grifo nosso).

Exames microscópicos, após extrações de dentes com dentinas hipersensíveis, feitos por ABSI et al. (1987), revelam que os diâmetros tubulares estão aumentados duas vezes quando comparados com aqueles de dentinas não sensíveis e medem 0,9 microns (GARBEROGLIO & BRÄNNSTROM, 1976). O diâmetro médio dos túbulos é de suma importância, porque de acordo com a lei de POISEUILLE, o dobro da diferença em diâmetro poderia, por si só, resultar no aumento de 16 vezes o fluxo do fluido. Evidências similares para as características da superfície da dentina hipersensível foram obtidas "*in vivo*" por meio do uso da técnica de réplica (ABSI et al., 1989). Essa técnica oferece, essencialmente, o primeiro método objetivo e de monitoramento dos potenciais efeitos dos agentes etiológicos e componentes terapêuticos.

Baseados nas diversas teorias, em observações clínicas e em exames microscópicos e laboratoriais têm-se procurado agentes que, através do selamento dos túbulos dentinários (BRÄNNSTRÖM, 1992), reduzam sua permeabilidade, como sugerido por PASHLEY (1986).

GROSSMAN, em 1935, sugeriu critérios para o tratamento dessa condição clínica, os quais ainda são hoje aplicáveis. Os agentes terapêuticos deveriam ter os seguintes requisitos:

- a. não possuírem ação irritante à polpa ou que coloquem em risco a integridade da mesma;
- b. serem relativamente indolores quando aplicados;
- c. serem facilmente aplicáveis;
- d. rápida ação terapêutica;
- e. possuírem eficácia a longo prazo;
- f. não causarem manchamento da superfície dental.

Métodos que incluem a oclusão mecânica dos canalículos dentinários como o uso de fluoretos para promover uma maior mineralização de dentina pela precipitação de íons dentro dos túbulos (HOYT & BIBBY, 1943), o uso de resinas sintéticas ou emulsões resinosas para fornecer uma barreira mecânica de proteção (ADDY & DOWELL, 1983) e a difusão de materiais por iontoforese através dos túbulos dentinários são algumas das tentativas de tratamento para esse tipo de desconforto. Modificações do conteúdo tubular através da coagulação, precipitação protéica ou criação de complexos de cálcio insolúvel foram outras formas de abordagem (LAUFER et al., 1981; McFALL, 1986). Outros agentes, tais como nitrato de potássio (TOUYZ & STERN, 1999), formaldeído, hidróxido de cálcio (GREEN et al., 1977) e oxalatos foram investigados (PASHLEY et al., 1978, PASHLEY & GALLOWAY, 1985), assim como o uso concomitante de dentifrícios contendo nitrato de potássio, pirofosfato solúvel, co-polímero PVM/MA e fluoretos foram testados (SCHIFF et al., 1994). Infelizmente a maioria dos tratamentos preconizados mostraram-se ineficientes ou de resolução apenas temporária (KERNS et al., 1991). Portanto novas abordagens são importantes para criar uma nova dimensão no tratamento da hipersensibilidade dentinária. Nesse contexto, inclui-se o uso do laser como coadjuvante à terapia (LIU & LAN, 1994, MORITZ et al., 1996) ou desempenhando papel essencial e único no tratamento deste desconforto (LAN & LIU, 1996).

O laser de Neodímio, (Nd:YAG) tem sido usado experimentalmente em Dentística desde os anos 70 (RENTON-HARPER & MIDDHA, 1992; EDUARDO, 1994).

De acordo com o trabalho "*in vivo*" de YONAGA et al., em 1999, no qual compararam o resultado de vários métodos no tratamento da hipersensibilidade dentinária, usando laser pulsado de Nd:YAG entre si e com outros lasers (He-Ne: eficácia 50%; GaAIs: 54% com comprimento de onda de 780nm e 57% com 830nm; CO₂: 50%), obtiveram um resultado muito melhor usando Nd:YAG. No grupo irradiado horizontalmente, no modo contato, na região cervical, após

aplicar tinta preta (não especificada pelo autor), a qual aumenta os efeitos do laser, encontraram 51,1%: excelente; 48,9%: bom e zero de ineficácia. Este grupo também apresentou a menor taxa de recorrência entre os quatro grupos pesquisados. Pelo método de réplica de modelos observaram que a maioria dos túbulos dentinários foram ocluídos ou estreitados.

OBJETIVOS

2. OBJETIVOS

Os objetivos desta pesquisa foram avaliar a eficácia do uso do laser de Nd:YAG no selamento dos orifícios dos túbulos dentinários, "*in vitro*", e as alterações morfológicas dentinárias identificadas por parâmetros usados clinicamente e sugeridos por vários autores (GELSKEY et al., 1993; LAN & LIU, 1995, 1996; GUTKNECHT et al., 1997; CIARAMICOLI, 1999), no tratamento da hipersensibilidade dentinária.

REVISÃO DA LITERATURA

3. REVISÃO DA LITERATURA

Devido ao alcance multidisciplinar deste estudo e ao envolvimento de profissionais de diversas áreas tais como físicos, engenheiros e químicos, realizou-se uma breve descrição da dentina e suas estruturas.

3.1 Dentina

A dentina constitui a maior parte do dente. Como qualquer tecido vivo, ela consiste de células especializadas, os odontoblastos, e uma substância intercelular. Embora os corpos dos odontoblastos estejam situados na superfície pulpar da dentina, toda a célula pode ser considerada tanto biológica como morfológicamente, como célula própria da dentina (BHASKAR, 1978).

3.1.1 Composição química

A dentina consiste de 30% de matéria orgânica e 70% de material inorgânico. A substância orgânica consiste de fibrilas colágenas e uma substância fundamental de muco polissacarídeos. Pela difração de raios X tem sido mostrado que o componente inorgânico consiste de hidroxiapatita como no osso, cimento e esmalte. Cada cristal de hidroxiapatita é composto por vários milhares de unidades. Cada unidade tem uma fórmula de $3\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2\text{Ca}(\text{OH})_2$. Os cristais são descritos sob a forma de placas, e são muito menores do que os cristais de hidroxiapatita do esmalte. A dentina também contém pequenas quantidades de fosfatos, carbonatos e sulfatos (BHASKAR, 1978).

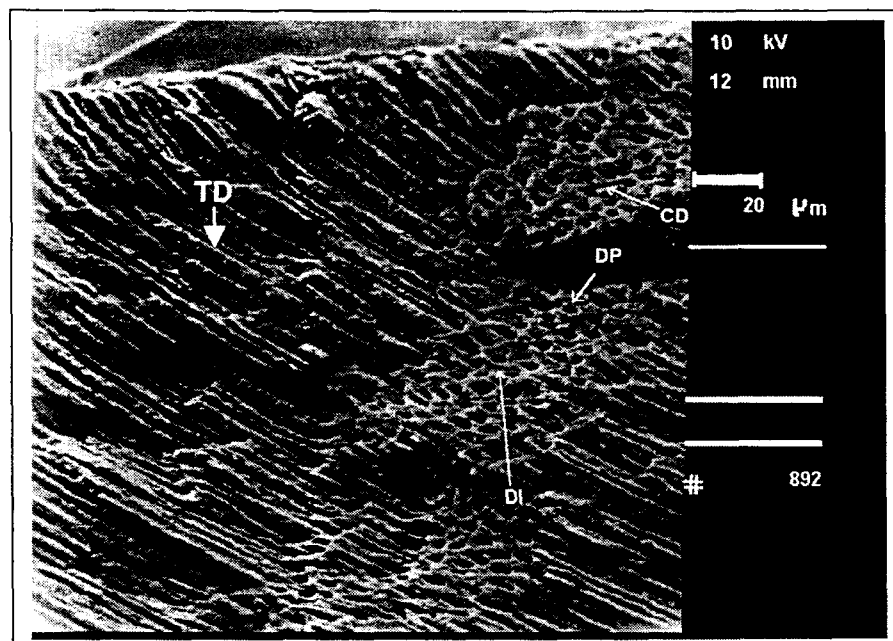
3.1.2 Estrutura

A dentina é composta por uma matriz de fibras colágenas, que estão dispostas numa rede irregular. Como a dentina calcifica, os cristais de hidroxiapatita mascaram as fibras colágenas individuais.

Como foi visto antes, os corpos dos odontoblastos estão dispostos numa camada na superfície pulpar da dentina, e somente seus prolongamentos estão embebidos na matriz mineralizada. Cada célula dá origem a um prolongamento, que atravessa a pré-dentina e a dentina calcificada para terminar numa ramificação em rede na junção com o esmalte ou cemento. Os túbulos são encontrados por toda a dentina normal, e por isso são característicos dela (BHASKAR, 1978).

3.1.3 Túbulos dentinários

TEN CATE (1989) descreveu os túbulos dentinários como delicados cilindros ocos dentro da dentina (FIG. 1), preenchidos por líquido tecidual e ocupados, em parte ou na totalidade de seu comprimento, pelo prolongamento dos odontoblastos.



Legenda: TD = Túbulo dentinário - DI = Dentina intertubular
DP = Dentina peritubular - CD = Canaliculo dentinário

FIGURA 1 - Principais estruturas da dentina

A relação entre as áreas de superfície no lado externo e interno da dentina é cerca de 5:1. Conseqüentemente os túbulos estão mais separados nas camadas periféricas e dispostos mais intimamente perto da polpa. Além disso,

eles são mais largos perto da cavidade pulpar (3 a 4 micra) e se tornam mais estreitos em suas extremidades externas (1 micron). A proporção entre o número de túbulos por unidade de área nas superfícies pulpar e externa da dentina é cerca de 4:1. Perto da superfície pulpar da dentina, o número por milímetro quadrado é dito como variável entre 30.000 e 75.000. Há mais túbulos por unidade de área na coroa do que na raiz. Os túbulos dentinários têm ramificações laterais por toda a dentina, as quais são chamadas de canalículos (FIG.1). Eles têm mais ou menos 1 micron de diâmetro, e se originam mais ou menos em ângulos retos do túbulo principal (BHASKAR, 1978).

3.1.4 Processos odontoblásticos

Os processos odontoblásticos são extensões citoplasmáticas dos odontoblastos, ocupando um espaço na matriz da dentina, conhecidos como túbulos dentinários. Os processos são maiores perto da junção com o corpo celular do odontoblasto (BHASKAR, 1978).

3.1.5 Dentina peritubular

TEN CATE (1989) descreveu a dentina peritubular como um anel hipermineralizado com espessura de aproximadamente 44nm próximo à polpa e 750nm junto ao limite amelo-dentinário (FIG. 1). É 40% mais mineralizada que a dentina intertubular e sua formação é contínua e pode ser acelerada por estímulos do meio, causando uma progressiva redução do lúmen dos túbulos até a sua completa obliteração, processo denominado de esclerose dentinária.

3.1.6 Dentina intertubular

A massa principal da dentina é composta por dentina intertubular (BHASKAR, 1978) (FIG. 1).

3.2 Inter-relação da morfologia da dentina hipersensível, hipersensibilidade dentinária, aspectos clínicos, etiologia e teorias do mecanismo de dor

BRÄNNSTRÖM & ASTRÖM (1964) realizaram um estudo sobre o desencadeamento da dor através da dentina. Foi aplicado papel absorvente na dentina exposta de dentes com a extração indicada por razões ortodônticas e foi avaliado o papel dos odontoblastos na resposta dolorosa. Superfícies dentinárias de 18 pré-molares de indivíduos jovens foram preparadas, delimitando-se com um sulco a cúspide vestibular, usando-se disco diamantado sobre refrigeração à água. Após polir, lavar e secar o dente, a ponta da cúspide vestibular foi quebrada com fórceps. Testes foram feitos imediatamente após expor a dentina. A aplicação leve de papel absorvente seco sobre a dentina exposta desencadeou dor em 54 dos 54 testes. A média de duração da dor foi de 24 a 36 segundos. No grupo controle, as aplicações usando papel absorvente embebido em solução de cloreto de potássio produziu uma dor de curta duração (aproximadamente um segundo) somente em quatro dos 54 testes. Já na dentina exposta, deixada desprotegida por uma semana, a aplicação de papel absorvente produziu dor em dois dos sete casos; porém em todos os demais, a dor ainda foi evocada raspando com a sonda. Exames histológicos mostraram que a camada de odontoblastos, abaixo da dentina exposta, estava ausente ou grandemente reduzida. Foi concluído que a aplicação de papel absorvente seco estimula mecanicamente as fibras nervosas na polpa ou na interface pulpo dentinária pelo mecanismo

hidrodinâmico. Concluiu-se, também, que os odontoblastos não exercem papel importante no desencadeamento da dor na superfície dentinária. Foi proposto que as fibras nervosas da polpa estendem-se em direção às zonas funcionais pulpa dentinárias como um mecanorreceptor e que a maioria dos estímulos dolorosos aplicados no dente intacto ou na dentina exposta estimula mecanicamente a estrutura receptora.

BRÄNNSTRÖM (1965) estudou a estrutura dos orifícios dos túbulos dentinários na dentina hipersensível. Foram feitas réplicas da dentina exposta após vários métodos de tratamento. As réplicas foram preparadas tanto para análise em microscópio ótico quanto eletrônico. Os resultados mostraram que os orifícios dos túbulos dentinários com as estruturas associadas eram mais facilmente reproduzidas na réplica quando a superfície dentinária era exposta ao meio oral por alguns dias. Os resultados indicam que o aumento na sensibilidade da superfície dentinária, exposta por algum tempo, pode ser parcialmente, devido a alterações nos orifícios dos túbulos tornando-os mais facilmente afetados pelos distúrbios mecânicos.

BRÄNNSTRÖM (1966) estudou a sensibilidade dentinária. Ele questionou: como o colo de um dente algumas vezes pode ser tão sensível a um leve toque? Por que um jato de ar causa tanta dor enquanto um fluxo de água na mesma superfície pode, ocasionalmente, provocar uma reação leve? Como se pode explicar a sensibilidade à temperatura? E como o açúcar causa dor, mas não o perhydrol e muitas outros agentes químicos, os quais se sabe provocar dor onde há fibras de dor? Por outro lado, quando o anestésico é aplicado sobre a superfície dentinária, porque não se obtém efeito anestésico? O autor supôs que se houvesse nervos, tais agentes presumivelmente bloqueariam a dor e relatou que mesmo quando se aplica, experimentalmente, uma solução de Citanest a 8% numa superfície de dentina fraturada por 40 minutos, não se obtém a menor redução na sensibilidade. Uma série de experimentos têm sido feitos para examinar a maneira como o deslocamento do fluido dentinário causa dor. Exames histológicos e cálculos teóricos indicam que há, ao mesmo

tempo, uma rápida movimentação do fluido nos túbulos dentinários como resultado de forças capilares. Foi sugerido que a sensibilidade do dente à temperatura pode também ser explicada com base na transmissão hidrodinâmica para a polpa. Deslocamentos extremamente pequenos podem ter um grande efeito, porque uma grande quantidade de túbulos estão envolvidos simultaneamente.

BRÄNNSTRÖM & ASTRÖM (1972) realizaram um trabalho sobre a hidrodinâmica da dentina e sua possível relação com a dor dentinária. Afirmaram que 2/3 da periferia da dentina é desprovida de estruturas nervosas, porém muito sensível a diversos estímulos. Estimaram que o número de túbulos dentinários entre a polpa e o esmalte é de, aproximadamente, 20.000 a 38.000/mm². Sugerem que a hipersensibilidade dentinária pode ocorrer de duas formas. A primeira seria uma dor aguda causada por estímulos como sondagem, jato de ar e frio. A dentina com seus numerosos túbulos os quais são preenchidos com material extracelular que percorrem continuamente toda a camada de dentina constitui uma estrutura ideal para a ocorrência de forças capilares. Todos os estímulos capazes de provocar dor na superfície da dentina exposta - exceto, naturalmente, os estímulos elétricos - poderiam ser capazes de produzir um movimento do conteúdo dos túbulos. Isto é fácil de deduzir no caso de um jato de ar: a perda do conteúdo tubular pela evaporação mobiliza forças capilares de atração e o fluido é transportado para fora para refazer a perda da evaporação na superfície. Isto pode ocorrer numa considerável velocidade. Num estudo especial deste fenômeno a taxa máxima de fluxo encontrada foi de 2 a 4mm por segundo (BERGGREN & BRÄNNSTRÖM, 1965). Portanto, se os orifícios dos túbulos dentinários forem esvaziados por uma intensa evaporação, poderiam ser preenchidos pelo fluido da polpa em menos de um segundo. É evidente que preparando e raspando a dentina com uma sonda, poderia da mesma forma produzir-se um deslocamento para fora do conteúdo dos túbulos devido à remoção da umidade e dos debrís da superfície. A outra forma de sensação dolorosa é a provocada pelo calor, através de fluidos quentes, porém, o movimento do conteúdo dos

túbulos ocorre de forma mais lenta e na direção interna. Já o calor seco, naturalmente, aumenta a evaporação e portanto a movimentação do fluido ocorre para fora.

GARBEROGLIO & BRÄNNSTRÖM (1976) investigaram através de microscopia eletrônica de varredura os túbulos dentinários humanos. Utilizaram 30 dentes humanos hígidos de vários grupos etários com a coroa fraturada. Estes dentes foram observados em várias distâncias da polpa. Próximo à polpa, o número de túbulos encontrados foi 45.000/mm², com diâmetro de 2,5µm. No meio da dentina havia 29.500/mm² com diâmetro de 1,2µm. Perifericamente encontraram valores de 20.000/mm² com diâmetro de 0,9µm. Foi calculado em 10% o volume dos túbulos na dentina coronária. Não houve diferença significativa entre dentes jovens ou não. O diâmetro dos túbulos aumentou consideravelmente em superfície de dentina descalcificada devido à remoção total da dentina peritubular. Os processos odontoblastos foram vistos somente nos túbulos próximos à polpa.

De acordo com a lei de Poiseuille a resistência do fluxo de um fluido através dos tubos é inversamente proporcional à quarta potência dos raios dos tubos (GUYTON, 1971). Considerando o contexto desta lei, estas observações sugerem que diferenças na sensibilidade dentinária podem ser devidas a diferenças na resistência do movimento do fluido resultantes de mudanças no raio dos túbulos abertos (PASHLEY et al., 1978a).

De acordo com REEDER et al. (1978), a condutância hidráulica da dentina (definida como a capacidade da dentina em conduzir fluidos sobre pressão) aumenta tanto em área de superfície e/ou quando a espessura dessa decresce. Esta aumentou 32 vezes quando a dentina foi atacada por ácido devido à remoção de debris da superfície que ocluía os túbulos.

De acordo com MICHELICH et al. (1978), num trabalho onde foi estudada a permeabilidade dentinária, foi constatado que o raio anatômico dos túbulos

dentinários é muito maior do que o raio funcional (variação entre 5 a 40%). Essa diferença foi devida ao fato de que a microscopia eletrônica visualiza apenas a superfície, enquanto a técnica funcional mede o raio dentro dos túbulos dentinários. Foi concluído que os métodos funcionais são preferidos quando a dinâmica do fluxo do fluido através da dentina está em consideração. O raio funcional é determinante porque a taxa do fluxo do fluido é diretamente proporcional à quarta potência deste raio.

PASHLEY (1979) estudou a influência da permeabilidade dentinária e do fluxo da pressão pulpar em concentrações solúveis e concluiu que a taxa de penetração através da dentina depende do tamanho da molécula, da área da superfície disponível para difusão, da abertura dos túbulos dentinários e da espessura de dentina remanescente. Aplicou-se topicamente a macromolécula de albumina que rapidamente penetrou na dentina e foi absorvida pelo sistema circulatório. A concentração pulpar de substâncias difundidas através da dentina depende tanto da taxa de penetração quanto da taxa de absorção pela circulação pulpar.

BRÄNNSTRÖM & GARBEROGLIO (1980) estudaram a oclusão dos túbulos dentinários através da atrição da dentina superficial. Os resultados sugeriram que os túbulos na dentina esclerótica, nos dentes sujeitos à atrição, poderiam estar ocluídos pelo crescimento contínuo de dentina peritubular; o meio oral e a saliva também contribuem para este processo.

TROWBRIDGE et al. (1980) estudaram a resposta sensorial à estimulação térmica em dentes humanos. Os resultados indicaram que pode ocorrer uma mudança de temperatura na região pulpo dentinária onde as terminações nervosas estão localizadas. Portanto, parece que a resposta sensorial não é iniciada pelas mudanças de temperatura, mas nos receptores. Um modelo teórico foi desenvolvido para examinar as forças hidrodinâmicas que podem ser produzidas pelas mudanças de temperatura ocorridas na dentina. Estas forças, embora pequenas, podem ser capazes de iniciar potenciais geradores nas

terminações nervosas pelo deslocamento da membrana superficial dos receptores sensoriais.

PASHLEY et al. (1981) estudaram a permeabilidade dentinária e os efeitos da remoção da *smear layer* e concluíram que o uso de ácidos remove a camada de *smear layer* com exposição dos túbulos dentinários aumentando a permeabilidade da dentina. A produção da *smear layer* nos procedimentos restauradores estabelece uma barreira protetora.

Em 1982, GUNJI fez uma pesquisa morfológica sobre o mecanismo da sensibilidade dentinária. O processo odontoblástico e suas terminações nervosas podem ser considerados funcionalmente um complexo mecanorreceptor, que exerce um papel central no mecanismo da sensibilidade dentinária. Desta forma, as terminações nervosas livres poderiam ser colocadas em um grupo diferente das terminações nervosas dentro da polpa. Isso sugere que um estímulo na dentina primeiro produz deformação ou movimento no processo odontoblástico; essas mudanças mecânicas são transmitidas para as terminações nervosas e então ocorre a sensibilidade dentinária.

DOWELL & ADDY (1983) fizeram uma revisão da etiologia, sintomas e teorias da origem da dor na hipersensibilidade dentinária. A exposição da dentina cervical tem etiologia multifatorial e a dor pode freqüentemente ser causada por numerosos estímulos. As alterações pulpares associadas com esta condição e qualquer efeito modulador sobre os sintomas não estão claramente estabelecidos. Evidências sugerem que a dentina exposta sensível exhibe túbulos abertos. A questão de como a dor é iniciada através da dentina tem recebido considerável atenção, mas ainda permanece discutível. A literatura revista indica que, no máximo, as fibras nervosas apenas penetram a uma distância limitada ao longo de alguns túbulos dentinários. Discute-se as teorias de que, tanto os odontoblastos e seus processos agiriam como receptores dentinários, quanto os nervos na polpa seriam receptores da dor. Evidência

indicando que a estimulação das fibras nervosas da polpa pelo mecanismo hidrodinâmico parece ser o mais provável mecanismo de dor, no entanto, seja qual for a teoria correta, a oclusão dos túbulos dentinários poderia parecer um pré-requisito essencial para uma efetiva dessensibilização (grifo nosso). Isto também foi afirmado por AHLQUIST et al. em 1994.

SZABÓ et al. (1984) estudaram através de microscopia eletrônica de varredura os processos odontoblásticos e suas ramificações, em dentes saudáveis fixados, impregnados com resina e separados com criofatura. Os processos odontoblásticos foram observados na parte interna, no meio e na periferia da dentina. Os processos na dentina terciária interna, muito próximos às paredes dos túbulos dentinários, foram encontrados na maioria dos túbulos. Alguns túbulos continham finas fibras além de processos odontoblásticos. No meio da dentina os processos tornavam-se mais finos, sua aparência possuía ramificações laterais e espaços periodontoblásticos alargados foram observados. Os processos foram vistos em alguns poucos túbulos da dentina externa tanto em jovens quanto em indivíduos adultos. Eles estavam divididos tanto em ramificações laterais quanto longitudinais e pareciam estar conectados entre si.

PASHLEY et al. (1984) pesquisaram os efeitos de jatos de ar na permeabilidade da dentina humana "*in vitro*". Avaliando a condutância hidráulica da dentina antes e depois de cada teste por 0,5; dois ou cinco minutos. Quando os túbulos estavam preenchidos com água, mesmo quando o jato de ar era mais prolongado, não houve efeito na permeabilidade dentinária. Túbulos preenchidos com solução fisiológica salina eram tempo-dependentes no decréscimo da permeabilidade dentinária. Túbulos preenchidos com albumina 1,5% em água obtiveram a maior redução na permeabilidade dentinária. Estes efeitos (redução na permeabilidade) foram mais pronunciados na dentina não atacada em oposição à dentina atacada. Estes resultados sugeriram que parte da redução na sensibilidade dentinária produzida

cl clinicamente pelo prolongados jatos de ar, pode ser devida à precipitação de constituintes orgânicos e inorgânicos do fluido dentinário na superfície.

PASHLEY (1985) afirmou que os maiores canais de difusão de soluções através da dentina são os túbulos dentinários. Como a permeabilidade dentinária é proporcional ao produto do número de túbulos e diâmetro, os quais aumentam quando os túbulos convergem para a polpa, deduz-se que a permeabilidade dentinária aumenta rapidamente quando se aproxima da câmara pulpar. A presença da *smear layer* na superfície da dentina reduz a permeabilidade dentinária, o que também foi confirmado por LUZ (1994), especialmente quando a permeabilidade é medida pela filtração de fluido. Depois de algum tempo material intra-tubular tais como os depósitos minerais, fibras de colágeno, adesão de proteoglicanos, bactérias, etc. podem reduzir enormemente a permeabilidade dentinária.

DOWELL et al. (1985) publicaram um artigo sobre a etiologia, diagnóstico diferencial e tratamento da dentina hipersensível. Concluíram que o controle da hipersensibilidade dentinária pode ser convenientemente dividido em três diferentes categorias:

1. diagnóstico:

- a. identificação de zona ou zonas de dentinas expostas as quais, quando estimuladas adequadamente, produzem dor;
- b. identificação dos fatores que expuseram a dentina e poderiam causar a abertura dos túbulos dentinários;
- c. eliminação de outras causas de dor também como entidades separadas ou coexistentes com a hipersensibilidade dentinária;

2. prevenção - remoção dos fatores etiológicos, principalmente:

- a. advertência sobre uma correta técnica de escovação;
- b. aconselhamento dietético a respeito da ingestão e freqüência de frutas e bebidas ácidas, particularmente aquelas relacionadas com os momentos de escovação;

- c. eliminação de outros hábitos ou doenças que causem exposição de dentina.

3. terapia: deve ser convenientemente considerada com base na extensão e severidade.

Para problemas isolados, a terapia profissional largamente empregada é o uso de vernizes, materiais adesivos de preenchimento e restaurações cervicais. Para a hipersensibilidade dentinária generalizada é indicado pastas de dente contendo fluoreto de estrôncio e enxaguatórios com flúor. Em casos mais severos pode ser necessário o tratamento de canal. Deve ser enfatizado que para o controle da hipersensibilidade ser eficaz e prevenir a recorrência, a atenção a todas as três categorias é essencial sendo que a prevenção figura com primordial importância.

BRÄNNSTRÖM (1986) descreveu a teoria hidrodinâmica da dor dentinária, a sensação de dor em preparos, cáries e na síndrome de rachadura dentinária. Afirmou que a sensibilidade dentinária é um quebra cabeça para os dentistas. A dentina é um bom isolante, mas mesmo pequenas alterações de temperatura alcançam a polpa e podem causar dor. Uma série de estudos foram descritos fornecendo evidências de que a principal causa de dor dentinária é o rápido fluxo para fora do fluido dos túbulos dentinários que é iniciado por fortes forças capilares.

KIM (1986) fez uma revisão sobre os estímulos térmicos na sensibilidade dentinária. Relatou que há duas escolas de pensamento - a primeira segue a teoria hidrodinâmica de que os estímulos evocam a sensibilidade dentinária pela alteração das propriedades físicas da dentina: raio dos túbulos dentinários e viscosidade do fluido dentinário; a segunda corrente afirma que os estímulos térmicos evocam os estímulos dentinários alterando as propriedades fisiológicas da polpa: microcirculação pulpar, que por sua vez causa a excitação dos nervos sensoriais pulpares pelo aumento da pressão tecidual.

De acordo com a histologia e fisiologia da dor dentária, o dente é innervado por um grande número de fibras nervosas mielínicas (A) e amielínicas (C). Essas fibras incluem fibras aferentes sensoriais e fibras do sistema nervoso simpático, que modulam o fluxo sanguíneo pulpar. Na periferia da polpa as ramificações nervosas sensoriais formam uma rede de fibras conhecida como plexo subodontoblástico. Partindo desse plexo, essas fibras estendem-se para a camada odontoblástica, pré-dentina e dentina e acabam como terminações nervosas livres. A função dos odontoblastos, no registro da dor, não está esclarecida, mas a sensibilidade dentinária parece não ser alterada pela necrose dos mesmos. Evidências indicam que certos mediadores inflamatórios e alterações na pressão intrapulpar reduzem o limiar de dor das terminações nervosas na polpa (TROWBRIDGE, 1986).

PASHLEY (1986) estudou a permeabilidade e sensibilidade dentinária, através do tratamento pela oclusão dos túbulos. O conceito da oclusão dos túbulos como um método de dessensibilização da dentina é a extensão lógica da teoria hidrodinâmica. O fato de muitos agentes que são usados clinicamente para dessensibilizar a dentina serem também eficazes em reduzir a permeabilidade dentinária, tende a sustentar a teoria hidrodinâmica. Em teoria, todos os agentes que ocluem a dentina diminuiriam a sensibilidade dentinária (grifonosso). Contudo, o contrário desta afirmação não é necessariamente verdadeiro. Nem todos os agentes que diminuem a sensibilidade dentinária ocluem os túbulos dentinários. Isto porque há dois mecanismos de ação de dessensibilização. O outro envolve bloqueio da atividade nervosa pulpar pela alteração da excitabilidade das sensações nervosas.

ABSI et al. (1987) fizeram um estudo da abertura dos túbulos dentinários em dentina cervical sensível e não sensível e encontraram que a dentina hipersensível apresenta significativo aumento de túbulos dentinários (aproximadamente oito vezes) comparada com a não sensível. O diâmetro dos túbulos estava significativamente alargado (aproximadamente duas vezes) na dentina hipersensível comparada a não sensível. O número de dentes com

dentina cervical exposta, que apresentou penetração de azul de metileno e maior profundidade de penetração, foi o de dentina hipersensível. Estes resultados fornecem evidências adicionais de que a transmissão do estímulo através da dentina hipersensível é mediada pelo mecanismo hidrodinâmico.

OSBORN & TEN CATE (1988) apresentaram as três possibilidades do controverso mecanismo da sensibilidade dentinária. Primeira, a dentina é de fato enervada; segunda, o processo odontoblástico e o corpo celular tem uma função sensorial especial e estão ligados a uma via neuro-anatômica mais comum que inicia na polpa; terceira, os receptores associados a sensibilidade dentinária estão localizados dentro da polpa, mas são capazes de detectar mudanças locais conduzidas mecanicamente através da espessura de dentina (teoria hidrodinâmica).

OCHI & MATSUMOTO (1988) fizeram um estudo morfológico das terminações nervosas da dentina, a fim de esclarecer o mecanismo de percepção de dor dentinária, a relação entre os nervos pulpaes e os processos odontoblásticos em dentes humanos examinados através de microscopia eletrônica de varredura, em cortes ultrafinos e métodos de fratura por congelamento. Um espaço de aproximadamente 20nm foi observado entre as fibras nervosas e os processos odontoblásticos, mas não foram encontradas estruturas tais como junções por *gap* ou sinapses entre eles. Contudo, por sua relação morfológica a presença de mecanismo mecânico de estimulação foi suposta. Havia também achados sugerindo a presença de mecanismo de transmissão de estímulos devido a algum tipo de substância de transferência entre os nervos e os processos odontoblásticos.

YOSHIYAMA et al. (1989) pesquisaram, através de microscopia eletrônica de varredura, as características da dentina radicular humana sensível versus a dentina não sensível. Constataram, que a hipersensibilidade ocorreu nas áreas de dentinas expostas quando a maioria dos orifícios dos túbulos dentinários estavam abertos.

Ainda YOSHYAMA et al. (1990) usaram microscopia eletrônica de transmissão e microanálise por raio-X para estudar a ultra-estrutura dos lúmens dos túbulos dentinários nas camadas superficiais de dentina de espécimes obtidas pelo uso de uma nova técnica de biópsia, ambas de dentina hipersensível e de áreas naturalmente não sensíveis de superfícies de raízes expostas, "*in vivo*". As imagens obtidas através de microscopia eletrônica de transmissão mostraram claramente que os lúmens da maioria do túbulos estavam ocluídos com cristais minerais nas áreas naturalmente insensíveis, mas tais lúmens estavam vazios e envolvidos com dentina peritubular e intertubular nas áreas hipersensíveis. Contudo, estruturas, eletron-densas, que revestiam a dentina intertubular, foram observadas nos lúmens vazios dos túbulos dentinários.

PASHLEY (1990) revisou alguns tópicos sobre os mecanismos da sensibilidade dentinária, as três diferentes teorias de dor, a contribuição bacteriana, os estímulos físicos e elétricos que foram abordados, individualmente, na avaliação da sensibilidade dentinária. Quanto à permeabilidade dentinária, o autor sustentou que existem dois mecanismos responsáveis pela infiltração de substâncias: difusão e convecção; e que a teoria hidrodinâmica afirma que o movimento do fluido é que é o responsável pela transdução de vários estímulos físicos (táteis, osmóticos, térmicos). Esse tipo de movimento do fluido poder ser quantificado pela medida da condutância hidráulica da dentina, a qual é recíproca da resistência. As variáveis importantes que regulam a condutância hidráulica da dentina são: o comprimento dos túbulos, (i.e., a espessura da dentina) o número de túbulos por unidade de área superficial, a pressão aplicada, a viscosidade do fluido e o raio dos túbulos dentinários elevada à quarta potência. Isso está expresso na equação de Poiseuille-Hagen:

$$Q = \frac{\pi \Delta P r^4 N}{8 \eta L}$$

Onde:

Q = fluxo do fluido

ΔP = pressão aplicada (hidrostática ou osmótica)

r^4 = raio do túbulo (i.e. \pm *smear layer*)

N = densidade do túbulo (profundidade dependente)

η = viscosidade do fluido (temperatura dependente)

L = comprimento do túbulo (espessura da dentina remanescente)

A dentina espessa tem uma condutância hidráulica menor que a dentina fina. A variável mais importante é o raio do túbulo porque é aumentado à quarta potência. Por exemplo, se o raio de um túbulo for reduzido à metade, o fluxo do fluido através do túbulo não cairia para a metade, mas para a $(1/2)^4$, ou a 1/16 do seu valor original, se todas as outras variáveis permanecerem constantes. Da mesma maneira, se o raio funcional de um túbulo duplicou, o fluxo através do túbulo poderia aumentar 16 vezes.

OYAMA & MATSUMOTO (1991) realizaram um estudo clínico e morfológico da hipersensibilidade cervical através de microscopia eletrônica de varredura e impedância eletrônica em modelos de réplica e encontraram que há uma significativa correlação entre a morfologia dos túbulos dentinários e a hipersensibilidade dentinária.

ADDY (1992) realizou um estudo sobre os aspectos da dentina hipersensível e relatou que há um grande número de túbulos alargados que se comunicam com a polpa, o que é consistente com a teoria hidrodinâmica. Relatou, ainda, que alguns autores (DOWELL & ADDY, 1983; FLYNN et al. 1985) têm criticado o termo hipersensibilidade dentinária e sugerem que sensibilidade dentinária seria mais apropriado. De fato não há evidências de que a dentina hipersensível seja diferente estruturalmente da dentina normal ou que as alterações pulpares específicas são associadas a esta condição. Confirmando o termo, PASHLEY (1990) argumentou que a hipersensibilidade dentinária ocorre quando a condutância hidráulica da dentina aumenta devido à abertura

dos túbulos dentinários. A experiência de dor pode, então, ser percebida com o aumento da intensidade, garantindo a descrição do termo hipersensibilidade. Apesar disso e do conceito sobre a descrição precisa da terminologia, o termo hipersensibilidade dentinária é muito usado. Portanto, a condição tem sido reconhecida por muitos anos como uma entidade clínica divorciada de outras causas de dores dentinárias (ROSENTHAL, 1990). Isto é importante por duas razões relatadas por DOWEL et al. (1985): primeiro, o diagnóstico de hipersensibilidade dentinária depende da consideração de um diagnóstico diferencial; segundo, o tratamento da hipersensibilidade dentinária é diferente das outras causas de dores dentais. Uma tomada cuidadosa da história clínica junto com exames clínicos e radiográficos são necessários antes de um diagnóstico definitivo sobre a hipersensibilidade dentinária. Na verdade, é importante salientar que vários protocolos para a avaliação do tratamento da hipersensibilidade dentinária demandam a exclusão ou eliminação de outras possíveis causas de dores dentais. A dentina hipersensível pode ser definida como uma dor que surge da dentina exposta em resposta a estímulos químicos, táteis ou osmóticos que não podem ser explicados como causa de outros defeitos dentais ou patologia (ADDY et al., 1985; FLYNN et al., 1985).

NÄRHI et al. (1992) pesquisaram os mecanismos neurofisiológicos da dentina hipersensível. A dor na hipersensibilidade dentinária é tipicamente induzida por fluidos frios e quentes ou comidas que entram em contato com a dentina sensível ou por estímulo osmótico e mecânico. Os resultados de experimentos em animais indicam que as fibras nervosas intradentais tipo A são responsáveis pela sensibilidade da dentina. Elas são provavelmente ativadas pelo mecanismo hidrodinâmico. Portanto, a sua ativação é grandemente dependente da condição de dentina com seus túbulos dentinários abertos ou fechados. Bloqueando efetivamente os túbulos previne-se a ativação do nervo. Correspondentemente, em experimentos humanos, a condição dos túbulos dentinários afeta enormemente a dentina sensível. Em estudos clínicos são encontrados significativamente mais túbulos abertos em áreas sensíveis comparadas a não sensíveis. Contudo, a hipersensibilidade pode persistir

algumas vezes apesar do bloqueio efetivo dos túbulos. Isto pode indicar que alguns outros mecanismos podem causar a ativação nervosa no lugar de, ou em adição, com o mecanismo hidrodinâmico. Por outro lado, mudanças espontâneas que ocorrem na dentina exposta, que em muitos casos parecem bloquear os túbulos, podem reduzir as respostas ao estímulo hidrodinâmico e assim terem um efeito oposto na sensibilidade dentinária. Estas mudanças, podem explicar parcialmente a grande variabilidade na sensibilidade da dentina exposta. Reações inflamatórias podem ser parcialmente causadas por bactérias e suas toxinas, embora os efeitos da placa bacteriana na dentina sensível, sejam objetos de alguma controvérsia. Contudo, a ativação nervosa pode resultar da liberação de neuropeptídeos provenientes da ativação das terminações nervosas e, conseqüentemente, induzir a inflamação neurogênica, isto poderia significar que os sintomas da dentina hipersensível poderiam, até certo ponto, serem auto-sustentáveis. O mais provável mecanismo de ativação nervosa na resposta ao estímulo dentinário é o efeito hidrodinâmico (GYSI, 1900; BRÄNNSTRÖM, 1963, 1966).

PASHLEY (1994) estudou a permeabilidade dentinária e seu papel na patofisiologia da sensibilidade dentinária. A clássica teoria hidrodinâmica correlaciona a movimentação do fluido como um mecanismo de transdução na produção da sensibilidade dental. Esta teoria assume que a dentina sensível deve ser permeável. Várias medidas de permeabilidade de dentina são discutidas incluindo:

- a. fatores que influenciam a penetração de difusão através da dentina;
- b. fatores que influenciam a propagação do movimento de fluido através da dentina;
- c. atividade osmótica das soluções;
- d. comparação da evaporação e convecção do movimento do fluido;
- e. a interação entre a convecção do fluxo do fluido para fora ou para dentro difundindo o fluxo de moléculas
- f. a importância da pressão do fluxo sanguíneo pulpar na remoção de substâncias nocivas para a dentina e a polpa.

As variáveis envolvidas que alcançam boa penetração dos agentes de dessensibilização na presença de movimento do fluido dentinário para fora são também discutidas, junto com a apresentação de nova hipótese que enfatiza a importância da dentina como uma barreira fisiológica dinâmica que trabalha em harmonia com elementos neuro-vasculares na polpa na tentativa de manter a saúde do complexo dentina-polpa.

AHLQUIST et al. (1994) fizeram um teste da teoria hidrodinâmica da dentina sensível através da dor dental causada pela pressão hidrostática aplicada em dentina humana exposta, a qual é provocada pela produção de pequenas mudanças no fluxo do fluido do túbulo. Nenhuma dor foi provocada quando a *smear layer* estava presente; após a remoção desta camada, estímulo de pressão de qualquer direção provocou dor aguda. Rápidas mudanças na pressão induziram maiores intensidades de dor do que pequenas mudanças, indicando que o sistema dental delta A é dinâmico e gradiente dependente. Estes resultados suportam a teoria hidrodinâmica da sensibilidade da dentina e também conferem crédito à noção de que o movimento do fluido através da dentina induz a uma ativação seletiva dos nervos delta A na polpa saudável a qual é altamente correlacionada com a sensação de dor aguda e/ou disparo da dor. Se é aceita a teoria hidrodinâmica da sensibilidade da dentina, deve ser aceito o fato de que a dentina permeável é a dentina sensível. Ao contrário, a dentina impermeável seria a dentina insensível. Portanto, está claro que não se pode empenhar em um estudo de permeabilidade dentinária sem os resultados do trabalho tendo um correto comportamento de, pelo menos, duas principais áreas adicionais: dentina sensível e dentina insensível. Independentemente de qual teoria se acredite ser a responsável pela sensibilidade dentinária, todas assumem que se fosse possível selar os túbulos dentinários, tornando-os impermeáveis, a dentina deixaria de ser sensível (grifo nosso). DOWELL & ADDY, também já haviam sugerido isto em 1983. Segundo PASHLEY (1990) é importante considerar que a dentina hipersensível pode não ser mais sensível que a dentina normal, exceto quando a dentina perde a *smear layer* se tornando hipercondutiva e portanto hipersensível. A *smear layer* consiste de

pequenas partículas amorfas de dentina, minerais e matriz orgânica e produz uma profunda redução na permeabilidade dentinária e na sensibilidade da dentina. Embora tenham sido publicadas excelentes revisões sobre sensibilidade dentinária, poucos pesquisadores têm proposto testar a hipótese do mecanismo responsável pela sensibilidade dentinária e poucos têm desenvolvido tratamentos eficazes para a sensibilidade dentinária baseados sobre a hipótese testada. Este não é um problema clínico trivial. Conforme GRAF & GALLASSE (1977) um em sete pacientes adultos sofrem de hipersensibilidade dentinária em um ou mais dentes. A demografia indica que a dentina hipersensível é um problema clínico significativo. Muitos pacientes sofrem muito de sensibilidade dentinária que leva à uma dor e desconforto consideráveis. Sabe-se que as pessoas que chegam à idade senil com todos os dentes apresentam um aumento da exposição da dentina e recessão gengival. Contudo, em pacientes idosos a dentina hipersensível pode não ser um grande problema porque a esclerose da dentina, a produção de dentina secundária e a fibrose pulpar tornam os estímulos hidrodinâmicos menos eficientes.

SOUSA et al. (1995) estudaram a permeabilidade dentinária, suas implicações clínicas e terapêuticas. Segundo os autores, PASHLEY et al. (1978b, 1991) desenvolveram um método muito utilizado para avaliar a permeabilidade dentinária capaz de padronizar variáveis como espessura, área de superfície e pressão aplicada na dentina. Concluíram que *“o estudo da permeabilidade dentinária assume importância, considerando que a avaliação da circulação dos fluidos dentinários pode ajudar no entendimento dos mecanismos responsáveis pela dor e danos pulpares”*.

RIMONDINI et al. (1995) fizeram um estudo usando modelos de réplica para observar a ultra-estrutura da dentina hipersensível e não sensível. Concluíram que na dentina hipersensível a *smear layer* estava mais fina, com estrutura diferente e provavelmente menos calcificada do que na dentina não sensível. Além disso, os túbulos dentinários pareciam ser mais numerosos e largos. Na

dentina hipersensível, o ataque ácido sempre removeu a *smear layer* ao passo que a remoção da *smear layer* foi parcial ou ausente na dentina não sensível. Esses achados morfológicos destacam o papel da *smear layer* na redução de permeabilidade dentinária em pacientes com sensibilidade dentinária e confirmam a teoria do aumento da permeabilidade hidrodinâmica da dentina hipersensível (já constatado por LUZ, em 1994).

YAP & NEO (1995) descreveram dois tipos de estresse que podem atuar sobre o elemento dental: o estresse por compressão, o qual está localizado no lado da aplicação da força, ou melhor, abaixo dos contatos entre os elementos dentais e o estresse por tração, que está localizado do lado oposto ao da aplicação de esforços. Os autores completam que o estresse está presente na junção esmalte-cimento e que a dentina é substancialmente mais resistente do que o esmalte sobre estas forças, devido a sua alta resiliência, sendo capaz de resistir a grandes deformações sem se fraturar. Entretanto, o esmalte não suporta tal tensão e os cristais de hidroxiapatita acabariam por se romper, dando início às lesões cervicais não cariosas. Os autores relatam ainda que a etiologia das lesões cervicais é multifatorial, não podendo ser atribuída a um único fator, e que para se obter sucesso no tratamento é necessário um correto diagnóstico de todos estes fatores.

WEST et al. (1998) estudaram a hipersensibilidade dentinária "*in vitro*" avaliando o efeito quantitativo e qualitativo da escovação, das pastas de dentes dessensibilizantes, suas fases líquidas, sólidas e detergentes no acrílico e na dentina. Concluíram que as fases sólidas, líquidas e detergentes das pastas de dente têm o potencial de abrasão ou erosão na dentina em grau variável resultando em exposição dos túbulos. Os efeitos das fases líquidas e de detergentes parecem limitados à remoção da *smear layer*. Tais efeitos vistos "*in vitro*" podem ter importância na etiologia e tratamento da hipersensibilidade dentinária. Fórmulas de pastas de dentes que, apesar de expor os túbulos dentinários, contenham ingredientes capazes de ocluir os túbulos, podem ser uma área promissora para o desenvolvimento de tais produtos.

SOBRAL & GARONE NETO (1999) pesquisaram os aspectos clínicos da hipersensibilidade dentinária cervical em 32 pacientes, sendo avaliados 97 dentes. Classificaram as lesões em abrasão, erosão e abfração. Como fatores desencadeantes consideraram: melhor e constante higienização, tratamento periodontal, consumo de alimentos ácidos e trauma oclusal. Como fatores predisponentes citaram: alguns hábitos alimentares e de higienização, situações oclusais não harmônicas e tratamento periodontal. Os dentes mais acometidos foram os pré-molares. A manifestação da hipersensibilidade dentinária cervical foi mais freqüente nas lesões por abrasão.

GILLAM et al. (1999) investigaram "*in vitro*" se agentes dessensibilizantes usados clinicamente ocluam os orifícios dos túbulos dentinários em amostra de disco de dentina. A sensibilidade dentinária é uma condição clínica que pode afetar a qualquer momento acima de 35% da população. Tanto os produtos disponíveis profissionalmente como os comercialmente têm sido usados no tratamento da hipersensibilidade dentinária. Foram examinados através da MEV, os efeitos na superfície e a penetração nos túbulos dentinários de cinco produtos selecionados: 1) Sensodyne Sealant (oxalato férrico); 2) Butler Protect (oxalato de potássio); 3) Oxa-Gel (oxalato de potássio); 4) All-Bond; 5) One Step. Tanto estudos quantitativos e funcionais são necessários para determinar o efeito destes agentes na permeabilidade dentinária (fluxo do fluido) quanto estudos clínicos para determinar sua eficácia a longo prazo na redução da dor na sensibilidade dentinária. Os resultados demonstraram que a aplicação dos agentes dessensibilizantes produziu alguma oclusão nos túbulos, embora o nível de cobertura e de oclusão variasse entre os produtos.

VONGSAVAN et al. (2000) estudaram a permeabilidade da dentina "*in vitro*", (em gatos) e "*in vivo*" em humanos. Concluíram que, como em gato a difusão "*in vivo*" foi diminuída pela movimentação para fora do fluxo do fluido dos túbulos dentinários, mas a média de velocidade do fluxo em dentina humana foi menor do que em gato.

3.3 Princípios básicos de um laser

EINSTEIN (1917) foi o primeiro a obter uma forma de amplificação da luz estudando o mecanismo de interação entre a luz e a matéria, no qual a emissão de luz por um átomo pode ser estimulada pela própria radiação incidente. Partindo desse conceito TOWNES (1951) desenvolveu um MASER (Amplificação de microondas por emissão estimulada de radiação - *Microwave Amplificated by Stimulated Emission of Radiation*); foi o primeiro experimento capaz de amplificar a radiação eletromagnética por emissão estimulada. Em 1958, SHAWLOW & TOWNES propuseram estender os princípios do MASER para as regiões do infravermelho e do visível do espectro eletromagnético (Apêndice 2).

O primeiro LASER (*Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation* - amplificação da luz por emissão estimulada de radiação) surgiu com MAIMAN, nos Estados Unidos, através da emissão estimulada na faixa visível do espectro (694nm) partindo da excitação de um cristal de rubi através de uma lâmpada *flash* e entrou em funcionamento em julho de 1960 (MAILLET, 1987).

Para existir a ação laser, três elementos são simultaneamente necessários: meio de ganho; bombeamento que produza a inversão de população e uma cavidade ressonante (ressonador) (FIG. 2).

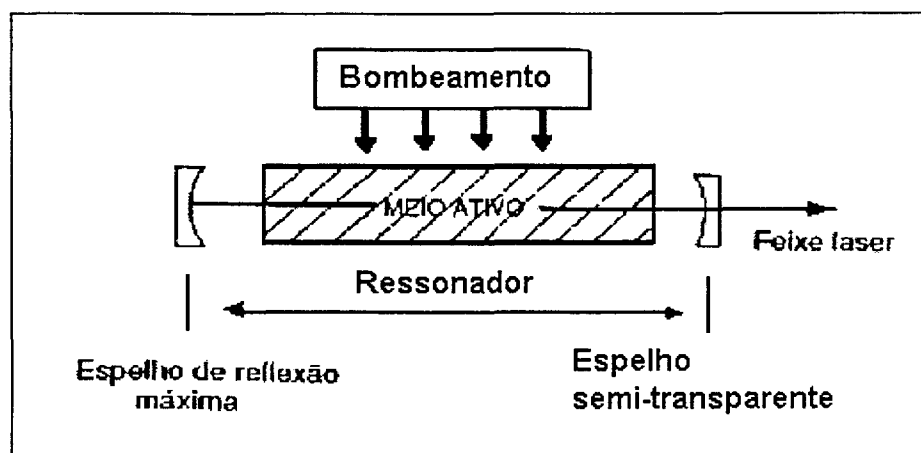


FIGURA 2 - Esquema básico de um laser

Fonte: BOULNOIS, 1987, p.35.

3.3.1 Meio de ganho

É um meio que possui níveis de energia excitáveis e capaz de armazenar a energia recebida do exterior. O **meio de ganho, ou meio ativo** (grifo nosso), é que dá nome ao laser e pode se apresentar na forma sólida, líquida ou gasosa. Nos lasers com meio ativo sólido ocorre a excitação dos átomos introduzidos em uma matriz hospedeira sólida de cristal ou de vidro. Entre os cristais, estão os óxidos; safira (Al_2O_3) e as granadas ($\text{Y}_3\text{Al}_5\text{O}_{12}$), correspondente ao YAG e $\text{Gd}_3\text{G}_5\text{O}_{12}$, correspondente ao GGG. Os fluoretos também são cristais, dos quais pode-se destacar o YLiF_4 (YLF). Exemplos de lasers de estado sólido: rubi, hólmio, neodímio, érbio, alexandrita (CECCHINI, 1995). Os principais componentes de um laser de estado sólido são o meio ativo, a fonte de bombeamento e o ressonador. O meio ativo geralmente está na forma de longo bastão com extremidades planas e paralelas. O bombeamento é propiciado por uma ou duas lâmpadas lineares e dois espelhos dielétricos formam o ressonador com o bastão em seu eixo (WETTTER et al., 2000). Dentre os lasers com meio ativo líquido, encontram-se os lasers de corante, onde um corante orgânico é diluído em um solvente líquido. O meio ativo gasoso, por sua vez, constitui a maior parte dos lasers, tendo em comum a excitação através de descargas elétricas. Como exemplos de lasers gasosos citam-se CO_2 , Argônio, Criptônio, Hélio-Neônio (BOULNOIS, 1987).

3.3.2 Processo de absorção e emissão (população de níveis)

Um sistema físico em equilíbrio no seu estado de menor energia, está no seu estado fundamental. Se um de seus elétrons mudar para uma camada (órbita) mais externa, adquirindo energia, passa para um estado excitado. Esta excitação pode se dar pela absorção de um fóton (ou quanta: pacotes de pequenas unidades de energia) correspondente à diferença de energia entre dois níveis deste sistema. O fóton é absorvido pelo elétron que se move para o nível superior. Quando o elétron decai do nível superior para o nível inferior, um

fóton é criado com energia igual a $E_2 - E_1 = \Delta E = h\nu$. O fóton não contém matéria, não possui massa ou peso (FIG. 3) (BOULNOIS, 1987).

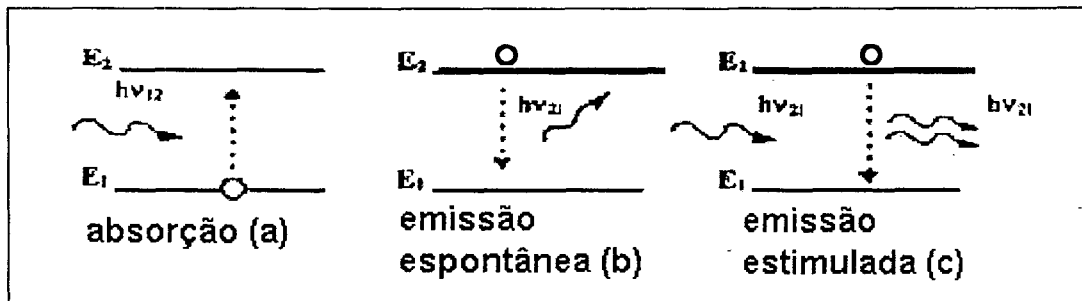


FIGURA 3 - Transições radioativas entre dois níveis de energia

Fonte: BOULNOIS, 1987, p.22 (modificado).

3.3.3 Bombeamento

No equilíbrio térmico, a população do nível inferior da transição é indiscutivelmente a mais elevada, e a absorção domina a emissão estimulada. Para que esta última predomine sobre a absorção é necessário destruir o equilíbrio termodinâmico, fazendo com que o nível superior da transição seja mais populoso com mais da metade dos átomos do nível fundamental E_1 armazenados em E_2 . Este processo é denominado inversão de população. Tal condição é obtida através do fornecimento de energia ao meio ativo, por uma fonte externa de energia, isto é, um **bombeamento ou mecanismo de excitação** (grifo nosso).

Os sistemas lasers funcionam habitualmente em três níveis de energia, em quatro níveis ou ainda com uma transferência ressonante de energia (FIG. 4) (BOULNOIS, 1987).

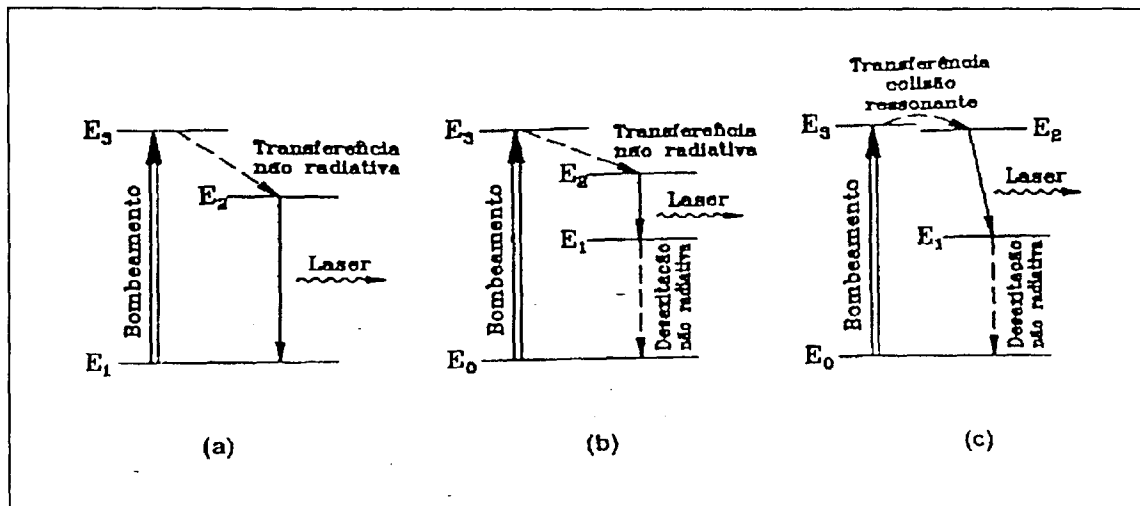


FIGURA 4 - Esquema dos processos de bombeamento, de desexcitação e de emissão laser nos principais sistemas

(a) sistema de três níveis; (b) sistema de quatro níveis; (c) sistema com transferência ressonante de energia

Fonte: BOULNOIS, 1987, p.27

3.3.3.1 Sistema de três níveis

A inversão de população dá-se no nível E_3 por bombeamento externo, que desexcita rapidamente por um processo não radioativo (colisões, vibrações cristalinas e conseqüente aquecimento), porém a emissão de fótons ocorre no decaimento de E_2 para E_1 . É um sistema com baixa eficiência porque, para manter uma população suficiente no nível superior E_2 (metaestável: com duração de vida média longa neste estado excitado) é necessário um bombeamento muito intenso, visto que E_2 está em comunicação direta com o estado fundamental e tende fortemente a se desexcitar. O laser de rubi é um célebre exemplo deste tipo de sistema (BOULNOIS, 1987).

3.3.3.2 Sistema de quatro níveis

O nível terminal E_1 da transição óptica possui energia superior a do nível fundamental. Geralmente as transferências não radiativas de E_3 para E_2 e de E_1 para E_0 são muito rápidas. Portanto, o nível E_1 permanece essencialmente vazio, ao passo que o nível metaestável E_2 é constantemente repovoado,

mesmo com bombeamento moderado: assim, uma baixa população nesse nível já é suficiente para que a inversão se mantenha, o que explica a eficiência deste sistema. **O laser de neodímio apresenta esta característica** (grifo nosso) (BOULNOIS, 1987).

3.3.3.3 Sistema com transferência ressonante de energia

Assemelha-se ao sistema de quatro níveis. Usa dois gases com níveis elevados de energia, situados em coincidência, onde E_3 e E_2 estão muito próximos, isto é, apresentam níveis ressonantes. As duas espécies gasosas são submetidas a um bombeamento externo ficando tanto o nível E_3 quanto o E_2 povoados, sendo E_3 o nível metaestável, isto é, onde os átomos ou moléculas deste gás servem como reservatório para armazenamento de energia. Quando esses átomos, armazenados no nível E_3 , colidem com os átomos da outra espécie, cuja quase totalidade está no estado fundamental E_0 , eles permutam diretamente, por ressonância, sua energia. Os átomos de E_3 desexcitam-se, levando os elétrons do outro elemento ao estado excitado E_2 . O nível E_1 permanece praticamente vazio por desexcitar-se rapidamente por radiação não radiativa. Dessa forma, a desejada inversão de população realiza-se automaticamente. Ex: lasers He-Ne; CO_2 ; N_2 (BOULNOIS, 1987).

3.3.4 Ressonador óptico

É constituído por dois espelhos altamente refletivos, paralelos, colocados frente a frente, os quais emitem a onda eletromagnética em múltiplas passagens de ida e volta no meio ativo, amplificando o campo eletromagnético na cavidade. Um dos espelhos é semitransparente ou apresenta um orifício para permitir o acoplamento óptico em direção ao exterior. Num ressonador passivo, isto é, sem meio ativo (denominado interferômetro de Fabry-Pérot), a defasagem entre a interferência de ondas que se propagam é um múltiplo

inteiro de $2\pi q$. Deduz-se que o comprimento do interferômetro deve ser um múltiplo inteiro do semicomprimento de onda. O ressonador óptico é responsável pela distribuição espacial da amplitude e da fase do campo eletromagnético desta radiação que representa os modos de vibração transversais em relação ao eixo do ressonador: TEM_{mnq} , isto é, modos eletromagnéticos transversos de índices m e n e modo longitudinal q (FIG. 5). Cada tipo de modo transversal tem uma estrutura espacial definida do ponto luminoso sobre o espelho do ressonador (FIG. 6). O modo de ordem mais baixa é o modo fundamental TEM_{00} , o qual possui a estrutura mais simples do ponto luminoso, apresentando um perfil de intensidade do tipo Gaussiano, com máximo no eixo do feixe, menor divergência, maior densidade de potência, e assim o maior brilho (potência/unidade de área/ângulo sólido). Com este modo de emissão, pode-se produzir o menor diâmetro focalizado de incidência da luz laser, o que é importante para se determinar os usos potenciais do laser. Conclui-se que a função do ressonador, além da amplificação contínua da radiação, é também filtrar uma ou várias frequências de oscilação do campo eletromagnético no interior da banda de emissão dos átomos ativos e determinar a distribuição espacial de energia. A inversão de população deve ser grande o bastante para que o ganho do modo considerado seja superior ao conjunto de perdas da cavidade (dissipação, reflexão ao nível do espelho). A condição que determina o ganho mínimo que equilibre exatamente as perdas é a condição de limiar de oscilação (BOULNOIS, 1987).

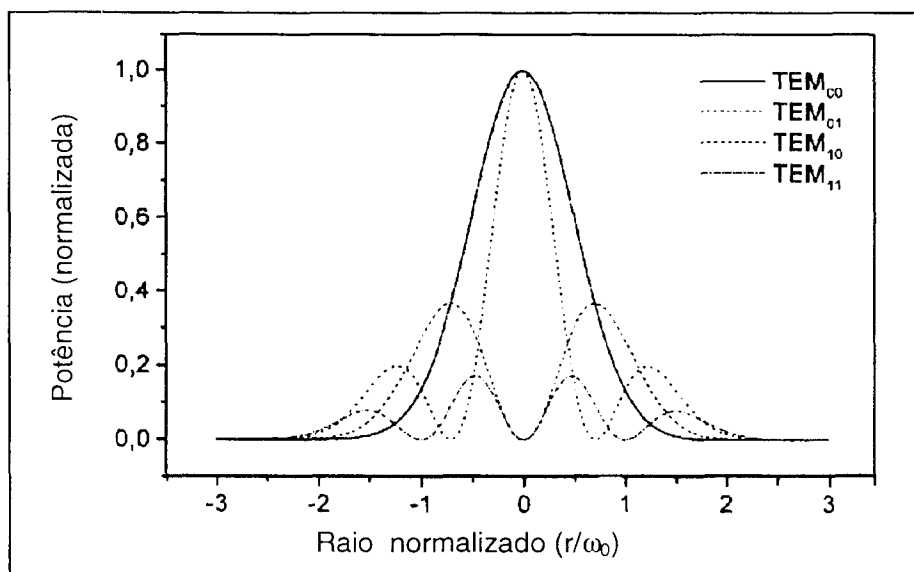
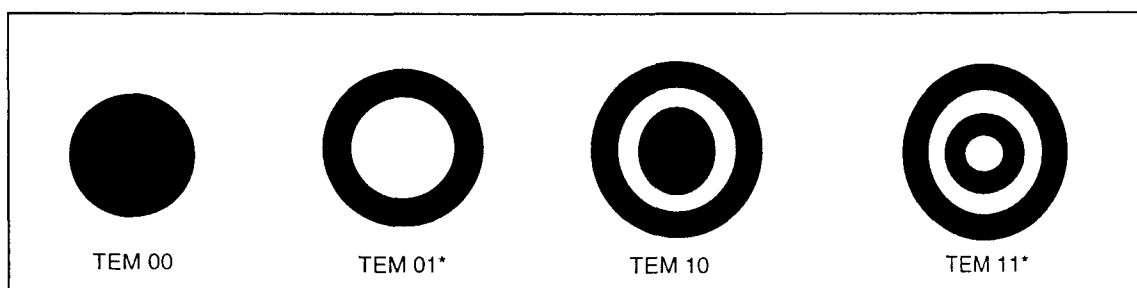


FIGURA 5 - Modos eletromagnéticos transversos

Fonte: WETTER et al., 2000



* = Superposição linear de dois modos semelhantes rotacionados de 90° um em relação ao outro.

FIGURA 6 - Distribuição espacial da intensidade de modos transversos

Fonte: WETTER et al., 2000

Geometria dos espelhos: o estudo geométrico dos ressonadores segundo os raios de curvatura dos espelhos e sua separação permite determinar os diferentes campos de funcionamento de tais sistemas (FIG. 7) (BOULNOIS, 1987).

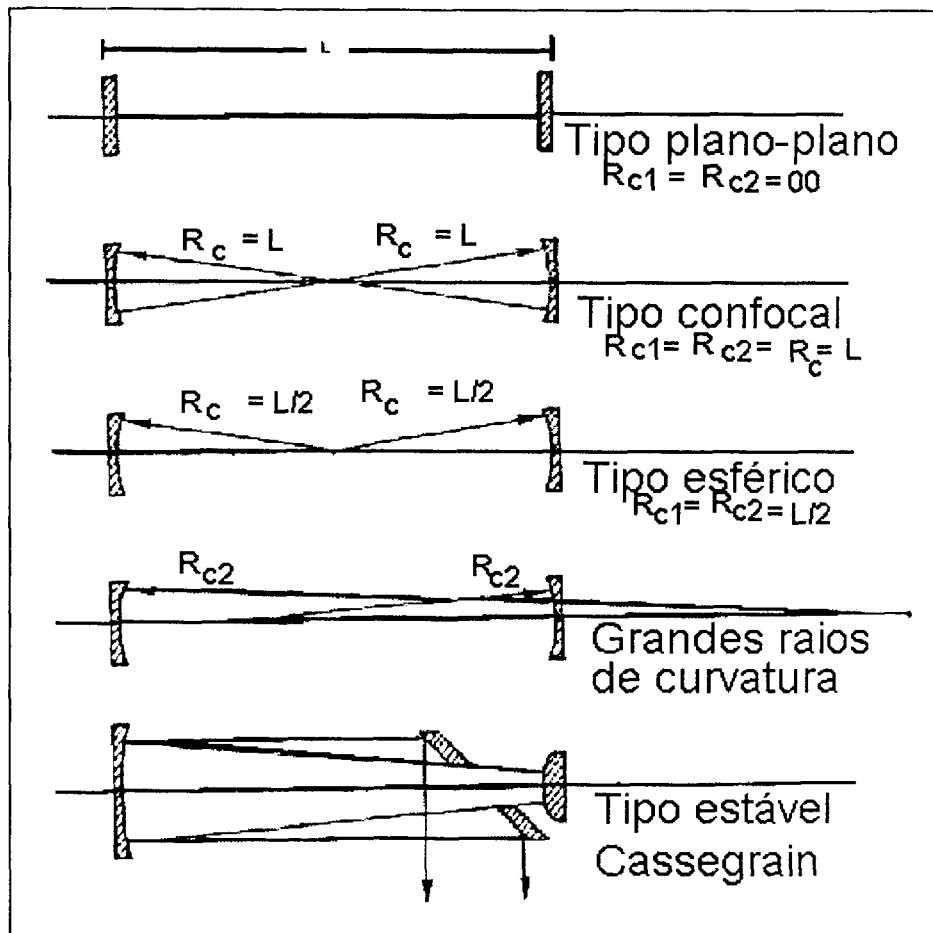


FIGURA 7 - Configurações geométricas dos ressonadores mais utilizados

Fonte: BOULNOIS, 1987, p.41

3.3.5 Feixes laser – a luz e suas propriedades

3.3.5.1 Coerência

Expressa-se simultaneamente pela coerência temporal (dada pela monocromaticidade) e pela coerência espacial (onda unifásica). Isso ocorre quando se têm ondas de mesmo comprimento em fase - é o que diferencia o laser das outras fontes luminosas (FIG. 8) (BOULNOIS, 1987).

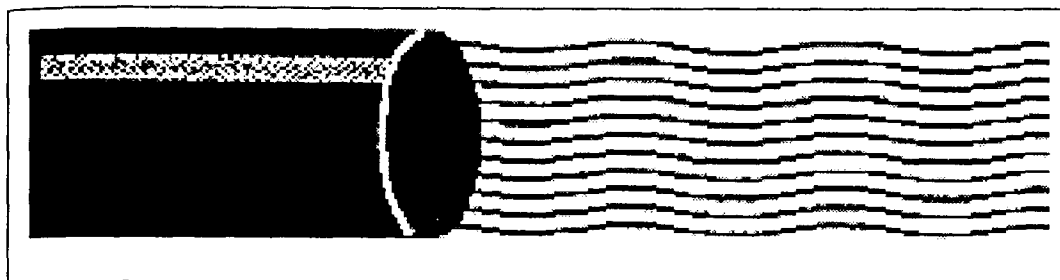


FIGURA 8 - Coerência da luz laser

O laser é uma luz coerente. Os raios de luz têm o mesmo comprimento de onda, vibram em fase e se propagam na mesma direção.

3.3.5.2 Monocromaticidade

Todos os fótons são emitidos na mesma frequência, com comprimentos de onda muito próximos e, portanto, com uma única cor (apesar de não existir uma monocromaticidade absoluta, mas com alta precisão espectral) (BOULNOIS, 1987).

3.3.5.3 Colimação e direcionalidade

Feixe não divergente com ondas paralelas, os fótons que não são emitidos no eixo da cavidade não estimulam a produção de outros fótons (BOULNOIS, 1987).

3.3.5.4 Características de propagação

A potência de um laser é medida em Watt (E/t : J/s). A densidade de energia (irradiância ou fluência) é o número de J/cm^2 na região do ponto de incidência (*spot*), que é um dos parâmetros mais importantes para um resultado efetivo da aplicação de um laser. O diâmetro desta região de incidência do feixe depende de uma série de variáveis, como a distância focal das lentes utilizadas, o modo de emissão e o comprimento de onda do laser. Quanto menor a distância focal

das lentes, menor o tamanho do *spot* e, portanto, maior a sua densidade de energia. Para determinar a densidade máxima de potência (P/A) disponível em um ponto, é preciso considerar o diâmetro sobre o qual é possível focalizar um feixe. Para um feixe gaussiano, o limite é da ordem de um comprimento de onda (isto é impossível na prática devido a imperfeições do sistema óptico) (FIG. 9, 10) (CECCHINI, 1995).

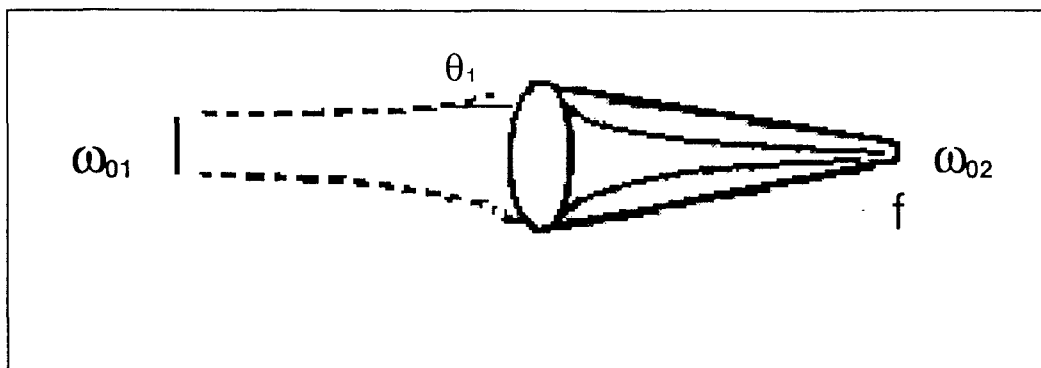


FIGURA 9 - Focalização de um feixe gaussiano

$$\omega_{02} = f\theta_1$$

$$\theta_1 = \frac{\lambda}{\pi\omega_{01}}$$

$$\omega_{02} = \frac{f\lambda}{\pi\omega_{01}}$$

Onde:

ω_{01} = diâmetro de saída do feixe laser;

f = distância focal da lente;

θ_1 = ângulo de divergência do feixe laser com a lente de focalização;

ω_{02} = diâmetro de focalização do feixe laser.

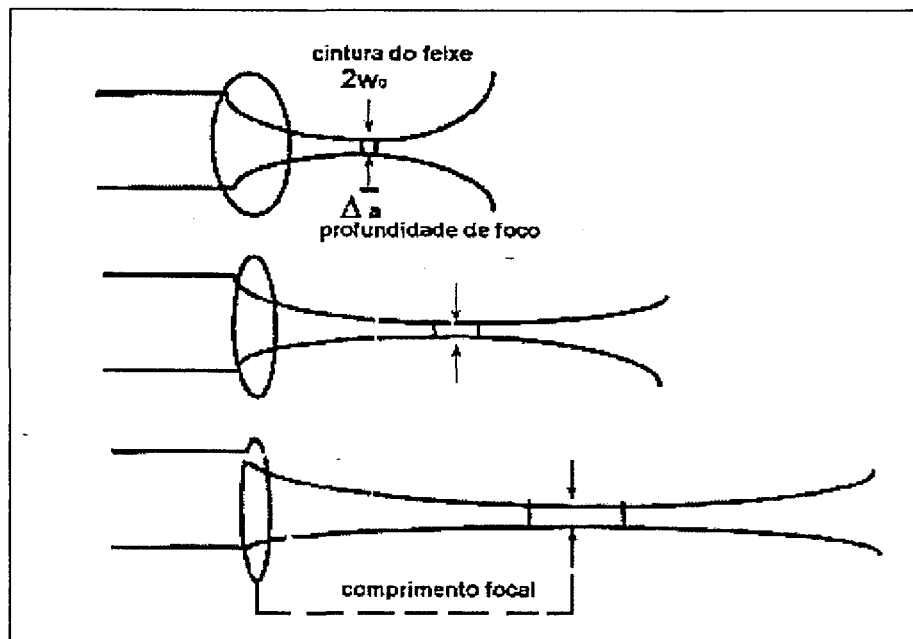


FIGURA 10 - Feixe gaussiano focalizado em diferentes lentes

3.3.5.5 Fator M^2

É a única medida usada, internacionalmente, para classificar a qualidade do feixe laser. Os feixes reais são comparados com o feixe gaussiano (considerado perfeito) que tem $M^2 = 1$. Quanto melhor a qualidade do feixe maior a gama de aplicações (WETTER, 2000).

3.3.5.6 Sistemas de entregas de feixes

Pode ser feito através de: braço articulado; endoscópio e fibras óticas.

Tipos de fibras óticas: maço de fibras (*fiber bundle*); fibra monomodo (usada para telecomunicações, perda = 0,2dB/km); fibra multimodo step-index (aplicações médicas, industriais e de telecomunicações, perdas = 1dB/km); fibra oca (*hollow fiber*). Graded-index fiber (aplicações médicas, industriais e de telecomunicação) (WETTER, 2000).

3.3.6 Regimes de operação

Os lasers podem comportar-se de formas muito diferentes em função do tempo. Contínuo e pulsado: estas características dependem do sistema de alimentação. Modo chaveado (*q-switched*) e travado (*mode locking*): funcionam com uma intervenção dentro do ressonador. A escolha do regime leva em consideração os efeitos termodinâmicos do fluxo de calor, o que é de suma importância para não gerar danos nos tecidos biológicos, permitindo a relaxação térmica destes. O laser contínuo também pode funcionar no modo intermitente ou interrompido (não interfere no ressonador) com a finalidade de permitir o resfriamento do tecido (FIG. 11) (MAILLET, 1987).

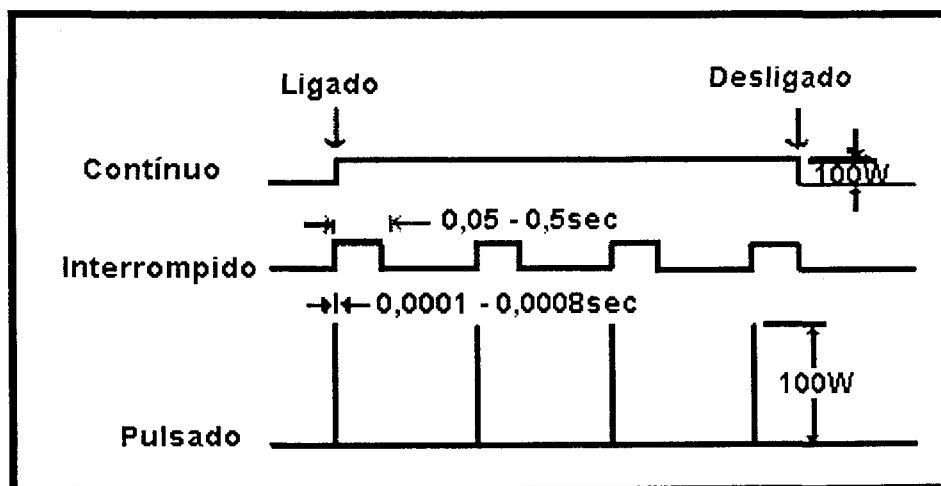


FIGURA 11 - Representação gráfica dos modos de pulsos do laser

Fonte: MISERENDINO & PICK, 1995, p.34

Os efeitos ressonantes dos lasers (que envolvem absorção) podem levar à coagulação, ablação explosiva, carbonização, fusão, vaporização e corte. Os efeitos térmicos ocorrem quando a energia do laser absorvida pelo tecido é transformada em calor e podem variar desde hipertermia à carbonização e fusão dependendo da sensibilidade térmica do tecido (coeficiente de reflexão, absorção, espalhamento, condutividade e capacidade térmica) (Quadro 1). A luz laser pode ser refletida quando interage com o tecido biológico ou pode

ser espalhada, quando a frequência do laser é não ressonante, limitando a penetração da radiação no tecido (efeitos não térmicos) (FIG. 12). O grau de espalhamento depende do comprimento de onda do laser e das propriedades óticas do tecido (MALDONADO, 2000).

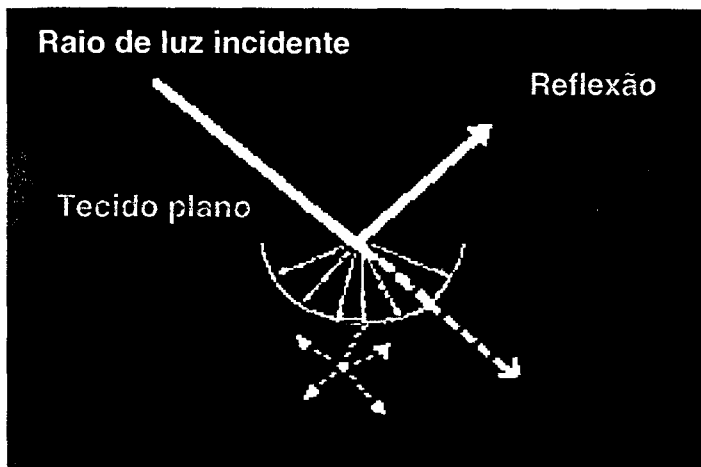


FIGURA 12 - Interação do laser com a matéria

Fonte: MISERENDINO & PICK, 1995, p.40

QUADRO 1
Efeitos térmicos da radiação laser

	Temperatura	Efeito Biológico	
<ul style="list-style-type: none"> destruição de ligações <ul style="list-style-type: none"> alterações nas membranas 	37° C	Normal	
<ul style="list-style-type: none"> fração do tecido sofre necrose 	42° C	Hipertermia	
<ul style="list-style-type: none"> redução na fração de células sobreviventes <ul style="list-style-type: none"> necrose 	50° C	Redução na atividade de enzimas, imobilidade celular	
<ul style="list-style-type: none"> empalidecimento do tecido 	60° C	Desnaturação de proteínas e colágeno, coagulação	
<ul style="list-style-type: none"> destruição do equilíbrio de concentrações químicas 	80° C	Permeabilização de membranas	
<ul style="list-style-type: none"> grande aumento de volume, bolhas de gás, rupturas mecânicas 	100° C	Vaporização, ablação	<ul style="list-style-type: none"> escurecimento do tecido fumo pode ser evitado pelo resfriamento do tecido com gás ou água derretimento do tecido
<ul style="list-style-type: none"> decomposição térmica vapor gerado carrega o excesso de calor e evita o aumento de temperatura do tecido adjacente 	>150° C	Carbonização	
	>300° C	Fusão	

Fonte: MALDONADO, 2000, p.8 (modificado)

3.4 Mecanismos de interação laser-tecido

3.4.1 Absorção óptica dos principais componentes dos tecidos biológicos

Sistemas biológicos são complexos e compostos de uma grande variedade de elementos celulares e fluidos 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 **chromóforos**. Além da água, chromóforos como a melanina, a hemoglobina, as proteínas, e no caso de tecidos dentais duros, a hidroxiapatita, exercem influência significativa sobre a interação da radiação e o tecido (FIG. 13) (MALDONADO, 2000).

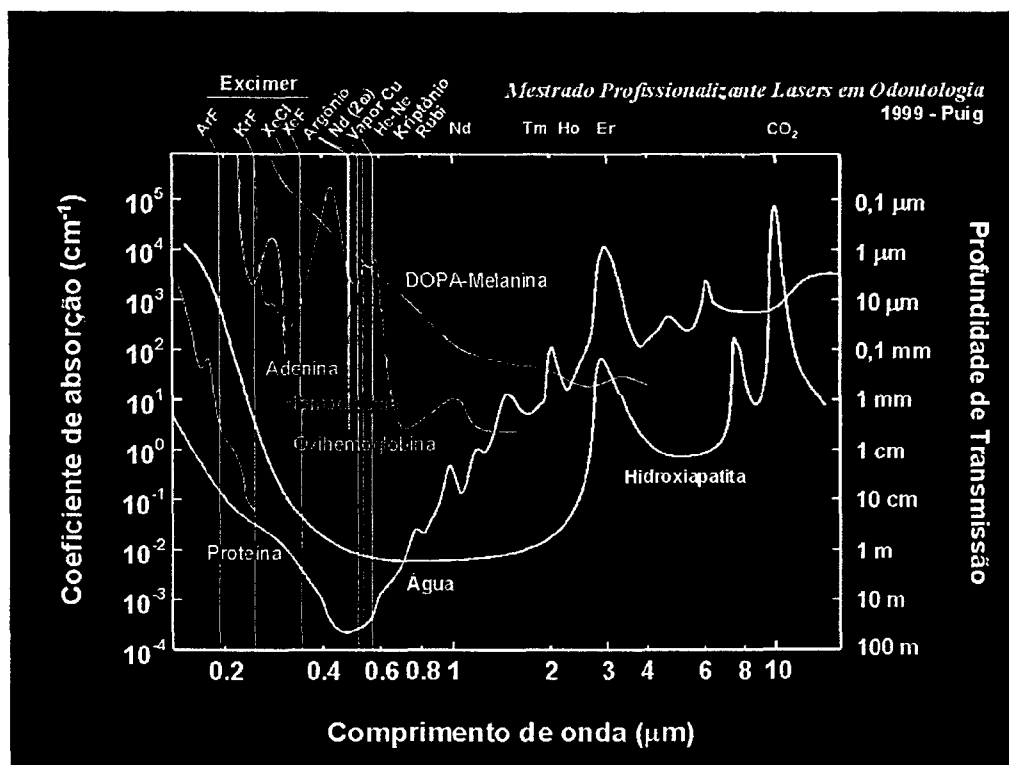


FIGURA 13 - Principais cromóforos de tecidos biológicos

Fonte: MALDONADO, 2000, p.6 (<http://www.ipen.br/~puiqmaid>)

3.4.2 Principais lasers médicos

Os tecidos moles são largamente compostos de água, o que determina o uso predominante de lasers que emitem no infravermelho, para interações ressonantes (que envolvem absorção). Desta forma o laser de CO₂ emitindo em 10,6μm e o laser de Er:YAG emitindo em 2,94μm, têm pouca penetração no tecido, sendo fortemente absorvidos. Esta característica faz com que estes lasers sejam uma excelente ferramenta de corte, vaporização e hemostasia. Na região de emissão do laser de Nd:YAG (1,064μm), a água é pouco absorvente, levando a uma penetração mais profunda no tecido. Apesar de a região de maior transparência da água situar-se ao redor da emissão do laser de argônio (514,5nm), os pigmentos melanina e hemoglobina interagem fortemente com comprimentos de onda nesta região, o que justifica a grande habilidade para coagulação e hemostasia do laser de Nd:YAG e principalmente do laser de Kriptônio, operando nas linhas de 531 e 568nm (MALDONADO, 2000).

3.4.3 Carta de intensidades e tempos de exposição

Os mecanismos de interação do laser com tecidos não são sempre dependentes de processos ressonantes. Apesar de que os mecanismos fotoquímicos e térmicos envolvem, necessariamente (ou predominantemente), absorção da energia luminosa por componentes do tecido biológico, e sua posterior transformação em outra forma de energia (por exemplo: térmica). Outros processos tais como a fotoablação e os processos mediados por plasma (incluindo a fotodisrupção) dependem fundamentalmente de outros fenômenos físicos tais como dissociação molecular, efeitos não lineares, avalanche de elétrons, formação de plasma, ondas de choque etc. (FIG. 14) (MALDONADO, 2000).

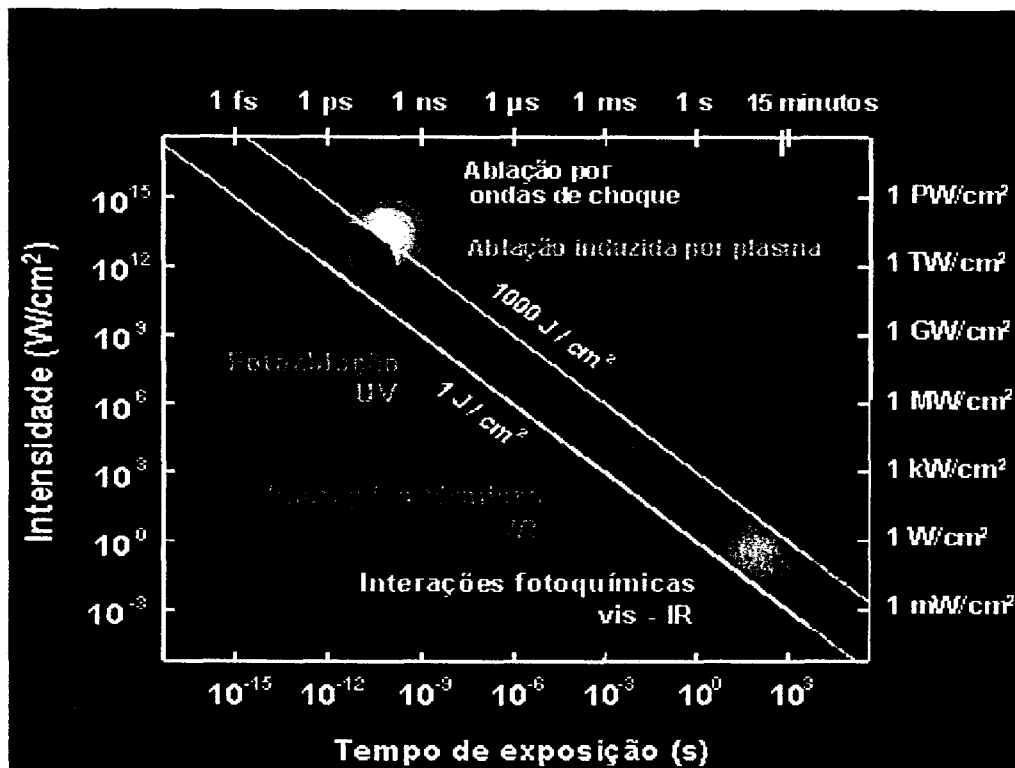


FIGURA 14 - Mecanismos de interação laser-tecido

Fonte: MALDONADO, 2000, p.7 (<http://www.ipen.br/~puigmald>)

3.5 Uso do laser de Nd:YAG na permeabilidade e no tratamento da hipersensibilidade dentinárias

PICK (1993) fez uma revisão dos principais lasers usados na clínica odontológica e suas indicações. Relata que o laser de Nd:YAG foi desenvolvido por Geusic, em 1964, tendo sido usado pela primeira vez em controle de hemorragia gastrointestinal. Uma grande vantagem dos lasers de Nd:YAG é que podem ser conduzidos através de fibras e conseqüentemente serem entregues por meio da tecnologia da fibra óptica. Os lasers de Nd:YAG emitem na região do infravermelho do espectro e, portanto, são invisíveis. Em sua maioria usam o laser de Ne-He como feixe guia.

RENTON-HARPER & MIDA (1992) afirmaram que se as vantagens propaladas pelos fabricantes e as impressões clínicas dos usuários (de que esta foi uma ferramenta eficaz no tratamento da hipersensibilidade dentinária), estiverem

corretas, parece que este equipamento poderia potencialmente satisfazer todos os requisitos de Grossman com poucos ou nenhum efeito colateral. Os autores realizaram este estudo de acordo com as recomendações do fabricante e o objetivo foi avaliar a eficácia e a rapidez de ação do laser. Os resultados foram consistentes, estatisticamente significantes e reproduzíveis com uma alta taxa de sucesso. A irradiação laser foi feita inicialmente por dois minutos em cada superfície de raiz sendo que os pacientes foram rechamados após três, sete e 14 dias. A redução da hipersensibilidade ocorreu após três a sete dias do tratamento. O tratamento dessa condição pode, portanto, ser feito facilmente e sem dor, com uma resposta previsível e considerável satisfação do paciente. A energia total variou entre 1,8 a 6J e não foi necessário usar anestesia, devido à curta duração de pulso, sendo muito rápida para acionar o *trigger point*. Afirmaram que, embora o mecanismo de ação do laser tenha ainda que ser confirmado, parece que a obliteração dos túbulos dentinários seria a hipótese mais lógica no tratamento da hipersensibilidade dentinária. Relataram que estudos de microscopia eletrônica de varredura estão sendo realizados na superfície dos túbulos dentinários irradiados para comprovação da ação do laser.

GELSKEY et al. (1993) estudaram a eficácia do laser de Nd:YAG na terapia de redução da hipersensibilidade dentinária e seus efeitos na vitalidade pulpar. Dois locais foram tratados: um recebeu tratamento com laser de He-Ne e o outro recebeu He-Ne mais Nd:YAG. Foi usada uma energia entre 30 a 100mJ por pulso, com 10 pulsos por segundo, em incrementos de 10 a 40 segundos e tempo total de tratamento menor que dois minutos, sem anestesia local. A hipersensibilidade foi avaliada por estímulos mecânicos (usando uma sonda exploradora afiada) e estímulos térmicos (jato de ar da seringa). A vitalidade pulpar foi medida usando estímulos elétricos. Os resultados indicaram diminuição do desconforto sentido pelos pacientes imediatamente após o tratamento com laser e por três meses seguintes. O tratamento com He-Ne reduziu a hipersensibilidade dentinária ao ar em 63% e aos estímulos mecânicos em 61%. O tratamento com He-Ne mais Nd:YAG reduziu em 58% a

sensibilidade ao ar e em 61% a estimulação mecânica. Todos os dentes permaneceram vitais após o tratamento com o laser, sem efeitos adversos ou complicações.

WHITE et al. (1993) estudaram os efeitos do laser Nd:YAG de emissão pulsada em humanos por um período de acompanhamento de três anos. Este estudo contribuiu para a aprovação do uso do laser de Nd:YAG pelo Food and Drugs Administration (FDA) em tecidos duros, uma vez que o mesmo já havia sido aprovado para tecidos moles. Segundo WHEELER (1999), o laser de Nd:YAG (American Dental Technologies) é o mais popular na Odontologia, tendo recebido a aprovação do FDA para uso em tecidos moles no início dos anos 90.

TANJI & MATSUMOTO (1994) fizeram um estudo comparativo das alterações morfológicas na superfície da dentina após o uso da irradiação com os lasers de Nd:YAG, CO₂ e argônio sem refrigeração, com refrigeração a ar ou com *spray* de água. Os resultados indicaram que houve menos formação de trincas na superfície da dentina quando foi usada refrigeração durante a irradiação. Relataram que alguns autores (COOPER et al., 1988) constataram que a modificação da dentina pode também aumentar a microrretenção mecânica para restaurações de compostos. O aumento das forças de adesão de resinas compostas e a resistência aos ácidos podem ser esperados de acordo com a modificação observada na superfície da dentina após a irradiação com laser.

GANGAROSA (1994) fez uma revisão dos vários métodos de tratamento da hipersensibilidade, desde os mais simples aos mais complexos. Os métodos tópicos são simples, mas freqüentemente desconfortáveis e de curta duração. Fluoretos e oxalatos parecem ser o melhor dos métodos tópicos e a iontoforese com flúor representa um estágio intermediário de complexidade e preenche a maioria dos critérios para um agente ideal de dessensibilização. Materiais restauradores, como o cimento de ionômeros de vidro e os adesivos dentinários, são mais complexos, porém podem ser usados quando é

necessário o recontorno dental. Finalmente o tratamento com laser tem sido indicado para a dessensibilização dentinária. Muitos estudos são necessários antes de considerar os materiais restauradores e lasers como um agente dessensibilizante eficaz. Até que a pesquisa esteja completa, o dentista deve escolher um ou mais dos métodos disponíveis a fim de aliviar os sintomas da hipersensibilidade dentinária. O autor também questionou as afirmações feitas por RENTON-HARPER & MIDDA (1992) que disseram que o laser preenchia quase todos os requisitos preconizados por GROSSMAN (1935) na terapia da hipersensibilidade dentinária (exceto por falta de controle no acompanhamento dos resultados por um tempo maior), sendo de fácil aplicação, mas ignoraram o fato de ser um equipamento altamente dispendioso. Também ROSENBERG (1998) abordou sobre o custo do laser e questionou se o laser seria um investimento ou uma cara tecnologia de ponta, fazendo uma detalhada análise matemática do custo-benefício e levando em consideração a demanda de uso e o retorno esperado. Relatou que muitos dentistas desejam investir em novas tecnologias tais como jatos de abrasão, câmeras, lasers, lâmpadas para aceleração de clareamento dental, fotopolimerizadores para aprimorar suas práticas, mas que ficam confusos com o que comprar e receosos de correr o risco. Aconselhou que, primeiramente, o dentista deveria adquirir aquilo que lhe desse o maior e o mais rápido retorno do capital investido, dentro de sua especialidade.

LAN & LIU (1995) estudaram o selamento dos túbulos dentinários "*in vitro*" usando o laser de Nd:YAG. Vários métodos e materiais usados no tratamento da dentina hipersensível utilizam-se dos benefícios terapêuticos da oclusão dos túbulos. A proposta desta investigação foi estudar os efeitos do laser de Nd:YAG em túbulos dentinários humanos expostos de dentes extraídos usando MEV. Trinta cortes de 3mm de espessura foram feitos com serra elétrica na junção cimento esmalte de dentes humanos extraídos. Uma broca de diamante foi usada para remover a camada de cimento e expor os túbulos dentinários. Cada corte foi seccionado em quatro quadrantes iguais e a metade de espessura de dentina foi removida. Os espécimes foram aleatoriamente

divididos em cinco grupos: A a E. Os grupos A a D foram irradiados por dois minutos usando o laser de Nd:YAG com 10pps e energias de 20, 30, 40 e 50mJ. O grupo E serviu como controle. A observação com MEV dos espécimes não irradiados mostrou numerosos túbulos dentinários abertos. A observação com a microscopia eletrônica de varredura revelou que a aplicação do laser de Nd:YAG com energia de saída de 30mJ pode causar derretimento da dentina e o fechamento dos túbulos dentinários sem superfícies rachadas. Mas, quando a energia de saída foi aumentada para 40 e 50mJ, linhas de rachaduras, ruptura de material fundido e exposição dos túbulos dentinários foram notadas.

Ainda LAN & LIU (1996) testaram "*in vivo*" os parâmetros considerados mais adequados no estudo anterior ("*in vitro*") no selamento dos túbulos dentinários. Os parâmetros utilizados neste estudo foram 30mJ, 10Hz durante dois minutos. O objetivo desta investigação foi avaliar a eficácia do laser de Nd:YAG no tratamento da hipersensibilidade dentinária em 30 indivíduos que foram acompanhados por três meses. Dois locais de dentina hipersensível foram tratados: um recebeu tratamento com laser de Nd:YAG e o outro serviu como controle. A hipersensibilidade dentinária foi avaliada por estímulos mecânicos e térmicos. A vitalidade pulpar foi medida usando-se estímulos elétricos. O tratamento com o laser de Nd:YAG reduziu a hipersensibilidade dentinária ao ar em 65% e aos estímulos mecânicos em 72%, por mais de três meses. Todos os dentes permaneceram vitais após o tratamento com o laser, sem reações adversas ou complicações. Concluíram que o laser de Nd:YAG pode ser usado para reduzir a hipersensibilidade dentinária sem efeitos prejudiciais à polpa.

WICHGERS & EMERT (1996) realizaram uma revisão na literatura sobre a hipersensibilidade dentinária. Discutiram a prevalência, mecanismo, etiologia, métodos de estudo, modalidades de tratamento e sua eficácia. Relataram o uso do laser de Nd:YAG no tratamento da hipersensibilidade como um procedimento rápido e simples, sendo que os pacientes permaneceram assintomáticos por dois anos. A microscopia eletrônica de varredura revelou que o laser de Nd:YAG fecha os túbulos dentinários. A dentina irradiada é mais

dura que a dentina não irradiada. Lasers de diodo de emissão no infravermelho e He-Ne (emissão visível) também têm sido usados no tratamento da hipersensibilidade dentinária com sucesso.

SCHALLER et al. (1997) estudaram "*in vitro*" a permeabilidade da dentina após o tratamento com o laser de Nd:YAG. Quarenta discos de dentina foram preparados através de corte horizontal no terço médio coronário de terceiros molares hígidos, recém-extraídos. Após a remoção da polpa os discos foram polidos e divididos em três grupos teste mais um grupo controle (n=10). Para os grupos experimentais, três diferentes ajustes de energia foram escolhidos - grupo A: 60mJ, 3x 60s; grupo B: 90mJ, 3x60s; grupo C: 120mJ, 3x60s. Não foi feito tratamento com laser no grupo controle. A taxa de filtração dos túbulos dentinários, de uma área exatamente definida das espécies, foi medida usando solução radioativa de Ringer com uma pressão de 30cm H₂O. As medidas da permeabilidade foram tomadas três vezes: anterior à irradiação, três vezes imediatamente após e seis vezes após a aplicação do ácido fosfórico. Análises de variância mostraram uma significativa influência do tratamento com laser de Nd:YAG na permeabilidade da dentina ($P < 0,001$). O quociente médio do grupo controle não tratado versus o grupo irradiado foi $2,19 \pm 0,86$ para 60mJ; $1,49 \pm 0,88$ para 90mJ e $2,04 \pm 2,17$ para 120mJ. As superfícies condicionadas tiveram uma influência estatisticamente significativa na permeabilidade da dentina apenas no grupo de 60mJ ($P < 0,001$). Os dados mostraram que o tratamento com o laser de Nd:YAG freqüentemente aumenta a permeabilidade da dentina coberta pela *smear layer*, mas modera o aumento da permeabilidade após o ataque da superfície com ácido fosfórico. A extensão, profundidade e as estruturas da superfície das crateras (MEV) dependeram dos respectivos ajustes de energia e foram mais evidentes no grupo de 120mJ. Não se observou trincas ou fissuras na dentina adjacente não irradiada. É largamente aceito, como conseqüência da teoria hidrodinâmica, que algo que possa diminuir a permeabilidade da dentina resulte na diminuição da hipersensibilidade dentinária (BRANNSTROM, 1963; PASHLEY & LIVINGSTON, 1978; KERNS et al., 1991).

LIU et al. (1997) estudaram "*in vitro*" a profundidade do selamento do laser de Nd:YAG em túbulos dentinários humanos, previamente irradiados para o tratamento da hipersensibilidade dentinária. Os parâmetros deste estudo foram os mesmos do estudo de LAN & LIU (1996). Trinta e seis espécimes de dentina com túbulos dentinários abertos foram usadas. As amostras foram aleatoriamente divididas em três grupos: os grupos A e B foram irradiados com laser de Nd:YAG com energia de saída de 30mJ, com 10pps ao longo da superfície da dentina. O grupo C não foi irradiado e serviu como controle. Subseqüentemente, o grupo B foi congelado com nitrogênio líquido e dividido com um cinzel afiado. A observação através de MEV mostrou, nos espécimes não irradiados, numerosos túbulos abertos e nos espécimes irradiados derretimento da dentina e fechamento dos orifícios dos túbulos dentinários expostos. A profundidade de selamento do laser de Nd:YAG nos túbulos dentinários humanos foi de 4 μ m.

GUTKNECHT et al. (1997) realizaram um estudo clínico usando laser de Nd:YAG no tratamento da hipersensibilidade dentinária e comparando três diferentes parâmetros para avaliar a eficácia de tratamento. Foram examinados 21 pacientes num total de 120 dentes com hipersensibilidade dentinária por um período acima de 12 semanas. A faixa etária variou entre 26 a 62 anos, sendo 18 mulheres e três homens. Todos os pacientes que participaram desta pesquisa tinham dois ou mais dentes com hipersensibilidade tendo sido selecionados aqueles que queixavam de alto grau de dor. Em cada paciente, foi tratado pelo menos um dente com laser e outro convencionalmente com flúor (Duraphat). O grau de dor foi quantificado numa escala de 0 a 3 (sendo 0 = ausência de dor; 1 = dor fraca; 2 = moderada; 3 = forte e contínua após o estímulo). Todos os dentes examinados estavam íntegros e vitais. Estímulos tais como jato de ar frio da seringa, doce e ácido foram significantes e, portanto, checados nas sessões de controle e avaliados estatisticamente. Os 120 dentes foram divididos em quatro grupos sendo três experimentais e um de controle. Os grupos experimentais 1, 2 e 3 foram irradiados com laser com

0,3W; 0,6W e 1,0W de potência, respectivamente e 10Hz de taxa de repetição. O grupo controle recebeu tratamento convencional com flúor. Cada dente foi irradiado na área da lesão com a ponta da fibra em leve contato no sentido méso-distal e cérvico-apical. O tempo de irradiação variou entre 30 a 90 segundos dependendo do tamanho da lesão. A hipersensibilidade dentinária foi reduzida três meses após o tratamento-em 90% no grupo 1; em 83% no 2 e em 93% no 3. Os autores consideraram que a comparação de sucesso da terapia laser entre os diferentes ajustes não resultou em diferença significativa. Concluíram que, baseado nestes resultados, a irradiação do laser é terapeuticamente eficaz com parâmetros muito baixos e recomendaram energia de 30mJ; 10hz (0,3W) quando se usar o laser de Nd:YAG no tratamento da hipersensibilidade dentinária.

LAN et al. (1999) pesquisaram os efeitos da oclusão combinada do verniz de fluoreto de sódio e a irradiação com laser de Nd:YAG em túbulos dentinários humanos. Trinta e seis espécimes com túbulos dentinários expostos foram usados. As amostras foram aleatoriamente divididas em quatro grupos. Os grupos A, B e C foram pincelados com verniz de fluoreto de sódio, ao passo que o grupo D serviu como controle. O grupo C foi irradiado com o laser de Nd:YAG com energia de 30mJ, 10pps, por dois minutos. Estes parâmetros foram os mesmos utilizados por LAN & LIU (1996) e por LIU et al. (1997). Após três horas, os grupos B e C foram escovados com escova elétrica por 30 minutos. A observação através de MEV mostrou que o grupo controle tinha numerosos orifícios com túbulos dentinários expostos. E os espécimes pincelados com verniz de fluoreto de sódio mostraram fechamento dos orifícios dos túbulos dentinários expostos. Após a escovação com escova elétrica, a maioria do verniz de fluoreto de sódio foi removida, exceto nos espécimes que foram irradiados pelo laser de Nd:YAG. Mais de 90% dos orifícios dos túbulos dentinários foram ocluídos pelo verniz de fluoreto de sódio combinado com a irradiação pelo laser de Nd:YAG.

YONAGA et al. (1999) realizaram um estudo "in vivo" para avaliar o resultado do tratamento da hipersensibilidade dentinária cervical com vários protocolos,

usando o laser pulsado de Nd:YAG para irradiar a região cervical em leve contato e a região apical com o laser desfocado, com e sem aplicação da tinta preta, a qual não foi especificada pelo autor. Um total de 180 dentes diagnosticados com hipersensibilidade dentinária cervical em 54 pacientes adultos saudáveis (39 mulheres, 15 homens, idades entre 21 a 73 anos) foram selecionados, e os dentes foram divididos aleatoriamente em quatro grupos de 45 elementos. A avaliação da sensibilidade foi feita usando jato de ar da seringa, em uma escala de quatro graus, antes e dois meses após o tratamento. A eficácia foi avaliada em função da mudança de grau de hipersensibilidade após o tratamento com laser. As superfícies dentais nos grupos 1 e 2 foram observadas pelo método do modelo de réplica usando MEV. Os resultados mostraram que os métodos de irradiação na região cervical foram melhores do que na região apical, exceto no período de dois meses após o tratamento. O efeito do laser foi aumentado pela tinta preta em ambas as áreas. A eficácia decresceu, dependendo do tempo em cada grupo. A observação, através da MEV das superfícies dos dentes do grupo 2, mostrou que os túbulos dentinários foram ocluídos ou estreitados após a irradiação com o laser. Concluíram que o método de irradiação com o laser pulsado de Nd:YAG na região cervical com tinta preta foi mais eficaz para o tratamento da hipersensibilidade cervical e que a recorrência, por este método, foi menor que nos outros grupos.

CIARAMICOLI (1999) realizou um estudo "*in vitro*" em 20 pacientes, totalizando 145 dentes (divididos em com e sem tratamento periodontal) para avaliar a eficácia do Nd:YAG e a duração no tratamento da hipersensibilidade dentinária cervical por um período de acompanhamento de seis meses. O tratamento com laser foi realizado em 104 dentes, sendo que 41 permaneceram como controle e não receberam tratamento com laser. De acordo com os resultados encontrados, houve redução da hipersensibilidade dentinária em ambos os grupos, porém esta foi estatisticamente maior quando foi usado o tratamento com laser associado à eliminação dos fatores etiológicos. Houve tendência à recidiva nos dentes pertencentes ao grupo com tratamento periodontal. O

estímulo com jato de ar demonstrou ser mais eficaz no diagnóstico da hipersensibilidade dentinária cervical do que o mecânico o que também foi constatado por GUTKNECHT et al. 1997.

KIMURA et al. (2000) fizeram uma revisão do tratamento da hipersensibilidade dentinária com os diferentes lasers desde 1985, tanto os de baixa potência quanto os de média de potência. Fizeram um resumo com as várias técnicas de aplicação e seus respectivos autores. Atualmente quatro tipos de lasers têm sido usados para o tratamento da hipersensibilidade dentinária e a eficácia variou de 5,2 a 100%, dependendo do tipo de laser e dos parâmetros usados. O mecanismo envolvendo o tratamento com laser na hipersensibilidade é relativamente desconhecido. Em geral, a eficiência do tratamento da dentina hipersensível, usando laser, é maior que nos outros métodos; em casos severos, porém, é menos eficaz. Concluíram que é necessário considerar a severidade da hipersensibilidade dentinária antes de se usar o laser. A TAB. 2 mostra os parâmetros usados para o laser de Nd:YAG e sua eficácia de tratamento. O primeiro uso deste laser foi feito por MATSUMOTO et al. (1985) e consecutivamente por outros pesquisadores. A potência de saída variou entre 0,3 e 10W, porém, foi mais comum com 1 ou 2W de saída. Os métodos de irradiação eram dependentes da potência do laser e variados. Quando a irradiação laser for com Nd:YAG, é recomendado o uso de tinta preta para aumentar a absorção, prevenindo-se a profundidade de penetração do laser de Nd:YAG através do esmalte e dentina com conseqüentes efeitos nocivos à polpa (LAUNAY et al. 1987).

TABELA 2
Parâmetros de uso do laser de Nd:YAG ($\lambda= 1064\text{nm}$) e eficácia no tratamento da hipersensibilidade dentinária

Pesquisador	Parâmetros de irradiação	Eficácia
MATSUMOTO et al. (1985)	10W por 0,1s, 5 vezes	100%
RENTON-HARPER & MIDDHA (1992)	100mJ/pulso, 10Hz	90%
GELSKEY et al. (1993)	30-100mJ/pulso, 10Hz	58-61%
KAWADA et al. (1996)	2W por 1s, 20 vezes	74,8-85,7%
LAN & LIU (1996)	30mJ/pulso, 10Hz por 2 min.	65-72%
GUTKNECHT et al. (1997)	0,3-1,0W, 10Hz for 30-90s	83-93%
YONAGA et al. (1999)	2W, 20Hz por 0,5-60s	75,5-95,6%
KOBAYASHI et al. (1999)	1,5W, 15Hz por 1 min	51,5-95,8%

Fonte: KIMURA, 2000

De acordo com MORIOKA et al. (1984), o uso da tinta preta para a irradiação com o laser de Nd:YAG é adequado para absorver a radiação laser e vários efeitos do laser poderiam ser aumentados pela tinta preta. Existem alguns trabalhos, que relatam o uso da tinta preta para aumentar os efeitos da irradiação laser de Nd:YAG no tratamento da hipersensibilidade dentinária (GELSKEY et al., 1993; YONAGA et al., 1999; KOBAYASHI et al., 1999), e certamente a eficácia de tratamento usando-se a tinta preta foi melhor que sem ela (YONAGA et al., 1999). O mecanismo dos efeitos do laser de Nd:YAG na dentina hipersensível parece ser a laser-indução ocluindo ou estreitando os túbulos dentinários (LAN & LIU, 1995, 1996; YONAGA et al., 1999) como também uma analgesia direta dos nervos. Na dentina hipersensível, a maioria dos orifícios dos túbulos dentinários aparece aberta quando visualizados através de MEV (MATSUMOTO et al., 1980, 1982). Há uma significativa correlação entre a morfologia dos túbulos dentinários abertos e a dentina hipersensível (OYAMA & MATSUMOTO, 1991) (grifo nosso). Os lasers de Nd:YAG e CO₂ causam, efetivamente, oclusão dos túbulos dentinários. A energia do laser de 1064nm é transmitida através da dentina (ZENNYU et al., 1996), produzindo efeitos mediados termicamente na circulação (FUNATO et al. 1991) e analgesia pulpar via este sistema de nervos (WHITTERS et al.,

1995). Uma variedade de teorias tem sido proposta para explicar os efeitos da analgesia produzida pelo laser. Foi suposto que a energia do laser interfere com o mecanismo da bomba de sódio e potássio, alterações na permeabilidade da membrana celular e/ou modificando temporariamente as terminações sensitivas dos axônios (MYERS & McDANIEL, 1991). A irradiação dos lasers de semicondutor tem um efeito supressivo através do bloqueio da despolarização apenas das lentas fibras C aferentes, mas foi relatado o bloqueio não apenas das fibras C, mas também da rápida condução das fibras A β , que é efetuada pelo irradiação do laser de Nd:YAG (ORCHARDSON et al., 1997). A profundidade de selamento alcançada pelo laser de Nd:YAG com 30mJ/pulso e 10pps nos túbulos dentinários é usualmente medida em menos de 4 μ m (LIU et al., 1997), mas depende dos parâmetros de irradiação.

3.6 Outros tipos de laser utilizados no tratamento da hipersensibilidade dentinária

Na interação dos lasers com os tecidos biológicos adotou-se, neste estudo, a terminologia “lasers em baixa intensidade”, ou LILT (*Low Intensity Laser Therapy*), e “lasers em alta intensidade”, pois de acordo com os professores do mestrado profissionalizante - Lasers em Odontologia - é a mais adequada, já que os lasers podem emitir tanto em alta intensidade, quanto em baixa, dependendo da distância da área focalizada. Assim, um mesmo laser pode ter o seu feixe focalizado em um *spot* (diâmetro da área que está sendo irradiada pelo feixe laser) grande ou em um *spot* pequeno. Se for num *spot* grande, a intensidade será baixa e se for em um *spot* pequeno a intensidade será alta. Entretanto, é importante ressaltar que a literatura internacional sobre as aplicações do lasers em baixa intensidade, comumente utiliza a nomenclatura LLLT (*Low Level Laser Therapy*)¹.

¹ Comunicação privada

3.6.1 Lasers de baixa potência

Em 1982, BENEDECENTI descreveu uma técnica empregando o laser em baixa intensidade, 904nm, com efeito antiálgico eficaz no tratamento da hipersensibilidade dentinária.

MATSUMOTO et al., em 1986, utilizou a terapia com laser de He-Ne na hipersensibilidade dentinária em 20 pacientes e obteve bons resultados.

AUN et al. (1989) publicaram um trabalho em que usaram a terapia com laser de He-Ne, no tratamento da hipersensibilidade dentinária em 57 pacientes, num total de 64 dentes e conseguiram resultados significativos na diminuição e duração da intensidade dolorosa.

GROTH (1993) realizou um estudo para avaliar a redução no grau de hipersensibilidade dentinária em 25 dentes que foram irradiados com laser de GaAlAs, por quatro minutos em cada sessão, sendo que a irradiação foi repetida por mais duas vezes com intervalos de 72 horas. Os resultados indicaram um grau de eficácia de 88,9%, 30 dias após a primeira irradiação.

Em 1994, GERSCHMAN et al. fizeram um estudo comparativo duplo cego para testar a eficácia do laser em baixa intensidade. Um laser de Arseneto de Gálio e Alumínio ($\lambda = 830\text{nm}$) foi utilizado, com uma potência de 30mW e aplicado por um minuto em áreas cervicais e apicais de dentes com sintomas de hipersensibilidade dentinária. A aplicação do laser em baixa intensidade, segundo KERT (1992) e GEIER et al. (1993), estimula as fibras C, quando utilizado em áreas apicais e as fibras delta-A, quando utilizado diretamente sobre a dentina. O mecanismo pelo qual os lasers em baixa intensidade exercem o seu efeito, segundo OLSEN et al. (1981), seria pela estimulação do bombeamento de Na^+/K^+ na membrana celular. Este estímulo hiperpolariza a

membrana aumentando, assim, o limiar de resposta nervosa. Os resultados do estudo indicaram para uma diminuição de 65% da sensibilidade tátil e 67% da sensibilidade térmica.

Preocupados em prolongar a eficácia de agentes no controle da hipersensibilidade dentinária, LIU & LAN (1994) propuseram a associação de um verniz a base de flúor, a fim de obliterar a luz dos túbulos dentinários expostos, promovendo uma barreira física e o uso do laser de semicondutor de GaAlAs (40 a 60mW de potência aplicados por dois minutos). Os resultados encontrados pelos autores indicam que, após três meses de terapia, houve uma diminuição de 85% da hipersensibilidade dentinária estimulada pelo ar da seringa e 88% por estímulo mecânico, sem qualquer efeito sobre a vitalidade pulpar dos dentes. Quando foi utilizada somente a irradiação por laser, a diminuição da hipersensibilidade a estes estímulos baixou para 70% e 72%, respectivamente. Os autores sugeriram que, apesar da significativa diminuição na hipersensibilidade, o papel do laser em baixa intensidade não está devidamente explicado, já que o seu uso não favorece o selamento dos túbulos dentinários, sendo desconhecida sua eficácia a longo prazo.

WALSH (1997) estudou as aplicações do laser em baixa intensidade (LILT) em Dentística e as aplicações em tecido duro. Afirmou que a maioria das aplicações do LILT eram direcionadas para uso em tecido mole. Recentemente tem havido um crescente interesse para as aplicações do LILT em tecidos duros. Fez uma abordagem geral das aplicações do laser em baixa intensidade no tratamento da hipersensibilidade dentinária e na redução da dor no ligamento periodontal decorrente de movimentações ortodônticas e no fenômeno de fotossensibilização como uma técnica para a destruição letal de microrganismos cariogênicos, sem causar efeitos colaterais no dente.

KIMURA et al. (2000) publicaram, recentemente, uma revisão sobre o tratamento da dentina hipersensível com os diversos tipos de lasers. Fizeram uma síntese com os autores, respectivos parâmetros e a eficácia, a qual é apresentada nas TAB. 3, 4, 5, 6

TABELA 3

Parâmetros do laser He-Ne ($\lambda = 632,8\text{nm}$) e eficácia de tratamento da hipersensibilidade dentinária

Autor	Parâmetros	Eficácia
SENDA et al.(1985)	6mW, 5Hz ou CW por 2-3min	84%
MATSUMOTO et al. (1986)	6mW, 5Hz por 1-3 min	90%
GOMI et al. (1986)	6mW, 5Hz por 3 min	100%
WILDER-SMITH (1988)	6mW, 5Hz por 2,5 min por 3 dias	5,2 – 17,5%
MATSUMOTO et al. (1988)	6mW, CW por 0,5-3 min	90%
MEZAWA et al. (1992)	6mCW, VW por 5 min	55%

Fonte: KIMURA, 2000

TABELA 4

Parâmetros do laser GaAlAs ($\lambda = 780\text{nm}$) e eficácia de tratamento da hipersensibilidade dentinária

Autor	Parâmetros	Eficácia
MATSUMOTO et al. (1985b)	30mW, CW por 0,5-2,5 min	100%
MATSUMOTO et al. (1985c)	30mW, CW por 0,5-3 min	85%
EBIHARA et al. (1988)	30mW, CW por 1-2 min	58,5%
KAWAKAMI et al.(1989)	30mW, CW por 0,5-3 min	95%

Fonte: KIMURA, 2000

TABELA 5
Parâmetros do laser GaAIs ($\lambda = 830\text{nm}$) e eficácia de tratamento da
hipersensibilidade dentinária

Autor	Parâmetros	Eficácia
MATSUMOTO et al. (1990)	60mW, CW por 0,5-3 min	100%
SETOGUCHI et al. (1990)	30mW, CW por 1 min	85%
HAMACHI et al. (1992)	40mW, CW por 0,5-3 min	83,9%
WAKABAYASHI et al. (1992a)	40mW, CW por 0,5-3 min	97%
MEZAWA et al. (1992)	30mW, CW por 5 min	57%
TACHIBANA et al. (1992)	40mW, CW por 0,5-3 min	92,5%
TACHIBANA et al. (1992)	20mW, CW por 0,5-3min	30%
GERSCHMAN et al. (1994)	30mW, CW por 1 min	65-67%
LIU & LAN (1994)	40-100mW, CW por 15-60 s	70-88%

Fonte: KIMURA, 2000

TABELA 6
Parâmetros do laser GaAIs ($\lambda = 900\text{nm}$) e eficácia de tratamento da
hipersensibilidade dentinária

Autor	Parâmetros	Eficácia
IIDA et al. (1993)	2,4mW, 1,2kHz por 2,5 min	73,3-100%

Fonte: KIMURA, 2000

3.6.2 Lasers de alta potência

STABHHOLZ et al. (1993) estudaram através de MEV os efeitos do selamento dos túbulos dentinários humanos usando o laser excímero² de XeCl 308nm "in

² Contração dos termos anglo-saxões *excited dimers* - é um dímero que possui estados eletrônicos excitados associativos, e um estado fundamental dissociativo. A interação entre um átomo B em um de seus estados excitados pode dar origem a um estado molecular excitado estável. Este tipo de interação pode existir entre gases

vitro". Quinze fragmentos de 3mm de espessura foram cortados na junção cimento-esmalte de dentes humanos extraídos usando serra elétrica. Os túbulos dentinários foram expostos usando broca diamantada para remover a camada de cimento. Cada fragmento foi marcado com um traço permanente para demarcar os quatro quadrantes em partes iguais. Três quadrantes foram irradiados por quatro segundos com o laser excímero de XeCl com fluências variando de 0,5 a 7,0J/cm² e taxa repetição de pulso de 25Hz. O quadrante não irradiado serviu como controle. Os espécimes foram montados em *stubs*, cobertos com ouro e examinados por MEV. As superfícies não irradiadas mostraram numerosos túbulos dentinários expostos. Em contraste, todos os espécimes irradiados com fluências de 1J/cm² mostraram a presença de dentina derretida que fechou os túbulos dentinários. Com fluências de 4J/cm², maior ruptura do material fundido foi notado. Os resultados indicaram que a aplicação do laser excímero de XeCl com específicas fluências pode causar derretimento da dentina e fechamento dos túbulos dentinários expostos.

MORITZ et al. (1996) realizaram um estudo *in vivo* para estudar a eficácia do laser de CO₂ associado à fluoretação, com gel de fluoreto estanhoso, no tratamento da hipersensibilidade cervical de dentes em comparação com os métodos tradicionais. Foram examinados 72 pacientes com dentina hipersensível e 72 pacientes controle por um período acima de 12 semanas. Os pacientes do grupo laser foram tratados com aplicação tópica de uma fina camada de gel de fluoreto estanhoso (Gel Kam) associada à irradiação laser nas regiões cervicais sendo que os do grupo controle foram tratados apenas com uma aplicação tópica diária de flúor (Gel Kam), durante seis semanas. A potência foi mantida em 0,5W, modo contínuo, por cinco segundos com 20 segundos de intervalo e repetida novamente por cinco segundos. Este procedimento foi repetido até o paciente ter sido irradiado pelo total de 30 segundos. Uma semana após o tratamento com laser, os pacientes foram questionados sobre seus sintomas e aqueles pacientes que ainda

apresentavam dor foram submetidos ao mesmo protocolo de irradiação realizado anteriormente. Revisões futuras foram feitas após duas, quatro, seis semanas e após três meses. Quando o sucesso foi definido “como o completo alívio da dor”, a taxa de sucesso no grupo laser foi de 94,5%; quando “como pronunciado alívio de dor”, 98,6% dos pacientes foram tratados com êxito. O tratamento convencional do grupo controle, apenas com fluoretação, não resultou em marcada melhora. Medidas com laser Doppler do fluxo do fluido pulpar imediatamente antes e depois do tratamento não revelaram efeitos da irradiação laser no fluxo do fluido pulpar. As amostras de dentina foram obtidas de colo dental seis semanas após o tratamento com o laser e examinadas por espectroscopia atômica de absorção. Estanho estava presente nas amostras, o que sugere que o tratamento associado à fluoretação resulta em permanente integração do flúor na superfície da dentina.

MORITZ et al. (1998) realizaram outro estudo *in vivo* para avaliar os efeitos de longa duração da irradiação com o laser de CO₂ associada à aplicação tópica de flúor com gel de fluoreto estanhoso no tratamento da hipersensibilidade dentinária cervical. O protocolo e os parâmetros usados na irradiação foram os mesmos do estudo anterior (1996). Os pacientes foram acompanhados por um período de 18 meses. Os exames foram complementados por espectroscopia atômica de absorção de minúsculas amostras de dentina obtidas do colo dental seis semanas e 18 meses após o tratamento com o laser e através de MEV. Comparado à aplicação tópica de flúor convencional, a terapia com a irradiação laser combinada com a aplicação tópica de flúor mostrou ser eficaz no tratamento da hipersensibilidade dentinária cervical. Quando o sucesso foi definido “como o completo alívio de dor”, a taxa de sucesso no grupo laser foi de 96,5%. Além disso, exames de MEV dos dentes irradiados ainda revelaram completo fechamento dos túbulos dentinários por quatro e seis meses depois do tratamento. A espectroscopia atômica de absorção demonstrou que o estanho estava presente nas amostras, o que indica que o tratamento laser combinado com a aplicação tópica de flúor resulta em permanente integração do flúor à superfície da dentina (fato já constatado no estudo anterior). Os

autores concluíram afirmando que o laser de CO₂ pode ser recomendado como um tratamento ideal para a dessensibilização cervical dos dentes.

ZANG et al. (1998) investigaram a eficácia e os efeitos térmicos do laser de CO₂ no tratamento "*in vivo*" da hipersensibilidade dentinária cervical. Vinte e três pacientes com 91 dentes sensíveis participaram deste estudo e foram acompanhados por três meses. Os parâmetros usados foram 1W em modo contínuo e tempo de irradiação variando de cinco a dez segundos. Os efeitos térmicos foram medidos por termógrafo usando 10 dentes humanos extraídos. Imediatamente após o tratamento com o laser, todos os pacientes estavam livres de dor. Por mais de três meses, o tratamento com o laser de CO₂ reduziu a hipersensibilidade dentinária ao estímulo com ar em 50%. Todos os dentes permaneceram vitais sem efeitos adversos. O termógrafo não revelou aumento de temperatura nas superfícies irradiadas sob refrigeração a água. Concluíram que estes resultados demonstraram que o laser de CO₂ foi útil no tratamento da hipersensibilidade dentinária cervical e que não causou danos térmicos à polpa.

CHAN (2000) realizou estudos preliminares "*in vivo*" usando laser de Er:YAG no tratamento da hipersensibilidade dentinária e concluiu que o laser foi eficaz na redução da dor, possivelmente através do fechamento dos túbulos dentinários, sendo os resultados mantidos por mais de três meses após o tratamento.

ROCHA (2001) realizou uma avaliação clínica e morfológica da eficiência do laser de Er:YAG no tratamento da hipersensibilidade dentinária cervical (HSDC). O tratamento foi realizado em cinco sessões, sendo a primeira para triagem, a segunda para exames (clínicos e radiográficos) e remoção de fatores etiológicos da HSDC. As terceiras e quartas sessões foram para irradiação. No protocolo de irradiação o laser foi usado desfocado a 6mm de distância, com energia de 60mJ, taxa de repetição de 2Hz durante 20 segundos, por quatro vezes e um minuto de intervalo entre as aplicações. Os dentes foram irradiados com movimentos de varredura sob refrigeração a ar e

sem o uso de anestésicos. Na quinta sessão foi feita avaliação subjetiva da dor dos paciente, a qual foi registrada numa escala de 0 a 3, no início e no final de cada sessão de irradiação e um mês após a última sessão. A autora constatou uma diferença significativa no grupo experimental entre o início e o final de cada sessão e também entre as sessões, sendo que no grupo controle (sem irradiação) só houve diferença entre as sessões. No estudo morfológico foram preparados nove discos cervicais, sendo que a metade da superfície foi irradiada com o mesmo protocolo usado clinicamente e a outra metade foi deixada como controle. Em seguida, os espécimes foram preparados para análise em MEV. Foi observado que a superfície irradiada apresentou redução parcial ou total obstrução do diâmetro dos túbulos dentinários. No grupo controle foram identificados maior quantidade de *smear layer* e túbulos dentinários abertos. Foi concluído que, de acordo com os resultados obtidos, o laser de Er:YAG teve 75,7% de eficácia no tratamento HSDC e que na análise morfológica foram constatadas alterações na superfície dentinária dos espécimes irradiados com o laser de Er:YAG quando comparado ao do lado não tratado.

3.7 Efeitos da interação laser com o tecido dentário

3.7.1 Efeitos térmicos

ZACH & COHEN (1965) realizaram um estudo sobre a resposta pulpar à aplicação externa de calor e avaliaram histologicamente as respostas pulpares a várias técnicas operatórias a fim de se estabelecerem padrões de segurança. A produção de calor foi a principal responsável pelas alterações pulpares quando os dentes foram preparados. Os resultados dos estudos demonstraram que as polpas saudáveis não se recuperaram de um aumento de temperatura acima de 5,5°C. O acúmulo de evidências que indicam que a polpa dental é um tecido mais sensível do que anteriormente se acreditava contribuiu para a expansão, particularmente na década passada, de técnicas operatórias e de

instrumentação. Os resultados deste estudo indicaram que polpas saudáveis, no mínimo nas espécies testadas, não se recuperaram de um aumento de temperatura intrapulpar de 20°F (-6,6°C) em cerca de 60% dos casos. Quinze por cento dos dentes aquecidos a 10°F não se recuperaram. Aumentos de temperatura, abaixo deste nível crítico, produziram reações severas relacionadas com o grau de calor - quase invariavelmente levaram à recuperação da polpa, mas deixaram seqüelas histológicas. Aumentos de temperatura acima de 20°F quase invariavelmente destruíram a polpa.

WHITE et al. (1994) estudaram "*in vitro*" as temperaturas intrapulpar durante a irradiação de laser pulsado de Nd:YAG na dentina. Uma de suas preocupações com a segurança do uso do laser foi que o calor, produzido pela irradiação da superfície radicular, pudesse difundir para a polpa, causando danos irreversíveis. Para testar a difusão do calor, termopares foram inseridos dentro dos canais radiculares de dentes extraídos. Estimulando a exposição direta, que pode ocorrer durante a excisão gengival, remoção parcial de cáries e modificação da superfície da dentina pelo tratamento da superfície sensível da raiz, uma área de 2mm² da superfície externa da raiz foi uniformemente irradiada com laser pulsado de Nd:YAG, usando uma fibra ótica no modo contato com 320µm de diâmetro. As potências variaram de 0,3 a 3,0W com taxas de repetição de 10 e 20Hz. As alterações de temperatura durante o preparo de cavidade, usando peça de mão em alta velocidade com refrigeração a ar, também foram registradas. Repetidas medidas ANOVA ($p \leq 0,05$) indicaram que as temperaturas pulpares aumentaram em função da potência, taxa de repetição e tempo. Temperaturas intrapulpar diminuíram quando a espessura remanescente de dentina (0,2 a 2,0mm) aumentou para cada parâmetro do laser. A irradiação da dentina usando o laser pulsado de Nd:YAG dentro do tempo de tratamento, potências e taxas de repetição com adequada espessura de dentina remanescente, como destacado neste estudo, não causou desvitalização intrapulpar pelos aumentos de temperatura.

YU et al. (1995) estudaram os efeitos térmicos do laser de Nd:YAG no esmalte dental e polpa quando usados em tratamento dentário. As condições usadas neste estudo foram: potência de 5 e 20W, largura de pulso de 100 μ s-50ms, taxa de repetição de 1-5000Hz, dimensão do feixe de 4,0 ou 8,2mm, e tempo de irradiação de 10 segundos para cada conjunto. Os resultados indicaram (1) a variação de temperatura (ΔT) foi praticamente a mesma para todas as condições no estado seco/ar, (2) a ΔT foi reduzida, mas não significativamente, para uma dada condição, pela movimentação do laser para trás e para frente através do dente, (3) ΔT foi reduzida significativamente pelo emprego de água sobre o dente, e (4) ΔT foi adicionalmente reduzida empregando água sobre o dente e movimentando o laser através da superfície do dente. A temperatura pulpar aumentou durante a irradiação do esmalte até parecer preocupante, mas o conceito de que ΔT pode ser diminuída significativamente pela refrigeração pode ser útil clinicamente.

ZEZELL et al. (1996) usaram o laser de Ho:YLF para estudar as alterações de temperatura dental "in vitro". Um protótipo de Ho:YLF emitindo em 2,065 μ m; 1,25J; com largura de pulso de 250 μ s foi desenvolvido para aplicações biomédicas. As alterações de temperatura foram medidas com a energia de 500mJ/pulso, 30pulsos na mesma posição com densidade de energia de 2079J/cm²/ pulso. Dois grupos de dentes foram usados; o grupo I com câmara pulpar vazia e o grupo II com a câmara pulpar preenchida com material térmico. Em ambos os casos, não houve aumento de temperatura acima de 3,8°C.

Os autores relataram, ainda, que a incidência da luz laser com alta densidade de energia aumenta a temperatura na área do foco e sua vizinhança. É desejável minimizar o fluxo de calor para diminuir as injúrias térmicas, fornecendo energia suficiente em menos tempo que a difusão do calor pelos tecidos por condução (a relaxação térmica é inversamente proporcional ao quadrado do volume irradiado). Os tecidos duros dentais são pobres condutores de calor, isto é, agem como verdadeiros isolantes (BROWN et al.,

1970; SAGI et al., 1992). O aumento de temperatura na polpa é diretamente proporcional à quantidade de energia aplicada, conseqüentemente o tempo de exposição é de fundamental importância. Altas densidades de energia em curtos períodos de tempo causam menos danos à polpa. JEFFREY et al. (1990a, b), WHITE et al. (1991) e PAGHDIWALA et al. (1993) afirmaram que a espessura de dentina deve ser considerada e que dentes com menor remanescente de dentina apresentaram maior elevação de temperatura.

ZEZELL et al. (1996) relataram, também, que o aumento de temperatura esperado "*in vivo*" pode ser menor que nas experiências "*in vitro*", devido ao tecido mole que contorna o dente e ao fluxo de sangue através do tecido pulpar nos dentes.

GOODIES et al. (1997) estudaram "*in vitro*" os efeitos térmicos causados à polpa pelos laser Nd:YAG ou de Ho:YAG e constataram que, apesar de ambos os lasers reduzirem a permeabilidade dentinária, as elevações de temperaturas foram muito altas, podendo causar danos à polpa. Sugerem que tempos de tratamento curtos e parâmetros baixos devem ser necessários quando usados "*in vivo*". Usaram potências entre 0,5 a 3,0W e taxas de repetição entre 10 e 30Hz por dois minutos. Duração de pulso 100 a 150 μ s, diâmetro da fibra entre 200, 320 e 500 μ m em contato.

3.7.2 Efeitos estruturais na dentina irradiada

SCHEININ & KANTOLA (1968) investigaram, por meio de microradiografia e microscopia de luz polarizada, a estrutura do esmalte e da dentina, após radiação intensa com laser, o qual não foi especificado pelos mesmos. Afirmaram que os resultados obtidos sugerem a presença de alterações cristalográficas induzidas pelo laser. Apesar de existirem estudos anteriores sobre as alterações nos tecidos dentais induzidas pelo laser, os efeitos não são completamente entendidos.

DEDERICH et al. (1984) mostraram pela primeira vez que a irradiação com o laser de Nd:YAG fundiu a superfície e causou a recristalização após a aplicação na parede dentinária de um canal. Através da observação com microscopia eletrônica mostrando a aparência não porosa da superfície irradiada, eles concluíram que o laser de Nd:YAG poderia reduzir a permeabilidade da dentina. Outros estudos mostraram que o laser de Nd:YAG poderia reduzir a permeabilidade devido à fusão e selamento da superfície do dente (STABHOLZ et al., 1992; COX et al., 1994; MISERENDINO et al., 1995; ZENNYU et al., 1996; GOODIES et al., 1997; LIU et al., 1997). A irradiação laser no tecido duro dental causa alterações morfológicas e químicas. As alterações estruturais e de composição observadas na dentina irradiada podem ser atribuídas à alta temperatura e à alta pressão induzida pelo microplasma durante a irradiação laser. Estas mudanças podem alterar a solubilidade da dentina irradiada tornando-a menos susceptível à dissolução ácida ou ao processo carioso. Este estudo demonstrou que a irradiação laser resultou na recristalização da apatita dentinária e na formação adicional de fosfato de cálcio. A análise por microscopia eletrônica de transmissão das zonas modificadas e não modificadas das áreas irradiadas mostrou dois tipos de população de cristais: cristais muito grandes da zona modificada e cristais com tamanho e morfologia similar àqueles da apatita dentinária da zona inalterada. A morfologia dos cristais nas zonas modificadas na dentina irradiada assemelhou-se àquelas da dentina sinterizada a 800 ou 900°C. Nas áreas irradiadas (tanto as modificadas quanto as inalteradas) a taxa de Ca / P foi menor comparada com aquela na dentina não irradiada. A taxa de Mg / Ca nas zonas modificadas foi mais alta do que nas zonas inalteradas e na dentina não irradiada. Na dentina sinterizada a taxa de Mg / Ca aumentou em função da temperatura de sinterização³ (ROHANIZADEH et al., 1999).

PEARLMAN (1976) citado por GWINNET (1984), afirmou que o ponto de fusão da hidroxiapatita está situado entre 1500 e 1800°C.

³ Processo em que duas ou mais partículas sólidas se aglutinam pelo efeito do aquecimento a uma temperatura inferior à de fusão, mas suficientemente alta para possibilitar a difusão dos átomos das duas redes cristalinas.

MATERIAIS E MÉTODOS

4. MATERIAIS E MÉTODOS

Anteriormente à execução deste trabalho, foi elaborado um projeto de pesquisa, o qual foi submetido aos Comitês de Ética da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (ANEXO A) e do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN) (ANEXO B), tendo sido aprovado respectivamente pelos pareceres nº. 09/01 e 029.

4.1 Preparo das amostras

Foram utilizados vinte terceiros molares humanos hígidos, recém-extraídos, oriundos do bloco cirúrgico do Instituto de Previdência Social do Estado de Minas Gerais (IPSEMG) conforme ANEXO C, de pacientes com faixa etária entre 18 e 25 anos, armazenados em soro fisiológico para permanecerem hidratados (STRAWN et al., 1996). Inicialmente, os dentes foram submetidos à lavagem, remoção de debris, raspagem e polimento com taça de borracha, escova de Robson e pedra pomes, utilizando-se peça de mão em baixa velocidade. Dentes com tronco cervical mais largo no sentido mesio distal e ocluso-apical foram selecionados para compor o preparo de três grupos. Foi feito um corte transversal a 1mm abaixo da junção amelo-cementária, na porção cervical da coroa dentária, e outro no terço cervical da raiz. Com uma broca Carbide nº 57¹ foi removido o cimento cervical da raiz numa área de aproximadamente 4mm², expondo a dentina superficial em três locais diferentes: dois na vestibular e um na lingual.

Foi deixado, no mínimo, 1mm de espessura de esmalte entre as duas áreas vestibulares as quais foram designadas grupos A e B, sendo o lado esquerdo A e o direito B, posicionando-se o dente com a superfície oclusal para baixo,

¹ Maillerfer, Germany

independentemente de ser um elemento inferior ou superior. O grupo C foi preparado na lingual do mesmo dente (fragmento menor) (FIG. 15).

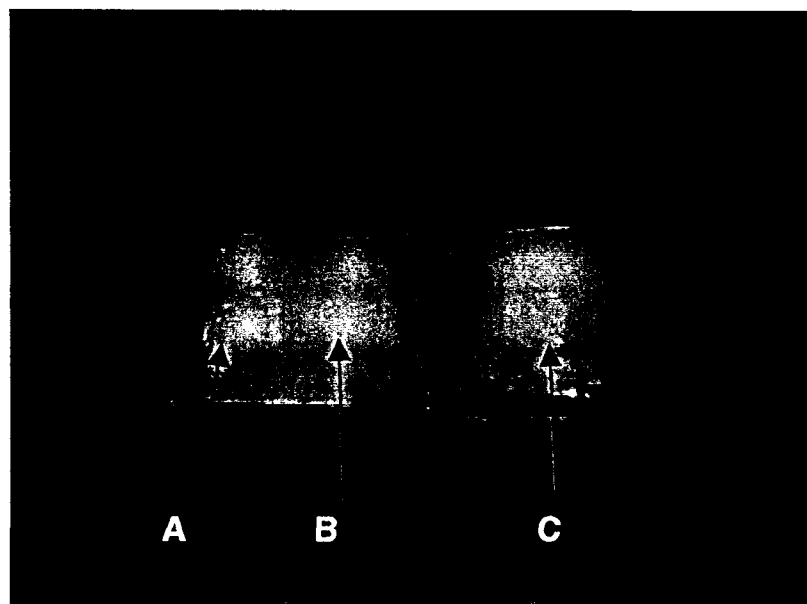


FIGURA 15 - Amostra com identificação dos grupos A, B e C

A amostra foi dividida ao meio, no sentido méso distal, para mensurar com um espessímetro (GREENHILL & PASHLEY, 1981) a espessura da dentina remanescente (EDR) na região onde esta EDR fosse menor, diretamente em cada amostra, pois de acordo com WHITE et al. (1994) este é um parâmetro variável de grande importância para a determinação da temperatura pulpar e, conseqüentemente, da vitalidade (FIG. 16). Os cortes foram mantidos em frascos com soro fisiológico, até a aplicação do laser, para não sofrerem desidratação. Inicialmente, foram selecionadas amostras com espessuras de dentina remanescente entre 1,0 e 1,5mm para padronizar esta variável que altera conforme o volume e anatomia pulpar (FIG. 17). Em seguida, todas as amostras foram numeradas para identificação e atacadas com EDTA (pH 7), por dois minutos, para a remoção da *smear layer* e, em seguida, foram lavadas com 10ml de soro fisiológico (KERNS et al., 1991).

Para se usar o laser "*in vivo*" devem-se considerar os efeitos térmicos sobre o tecido pulpar. Comparado com outros lasers, o Nd:YAG é facilmente

transmitido pela dentina, osso e tecidos moles não pigmentados. Em estudo anterior, foi demonstrado que o tecido pulpar não sofrerá injúrias térmicas, se ele estiver saudável e se o equipamento laser estiver corretamente ajustado e a elevação da temperatura pulpar for mantida menor que 5°C (YONAGA et al., 1999).

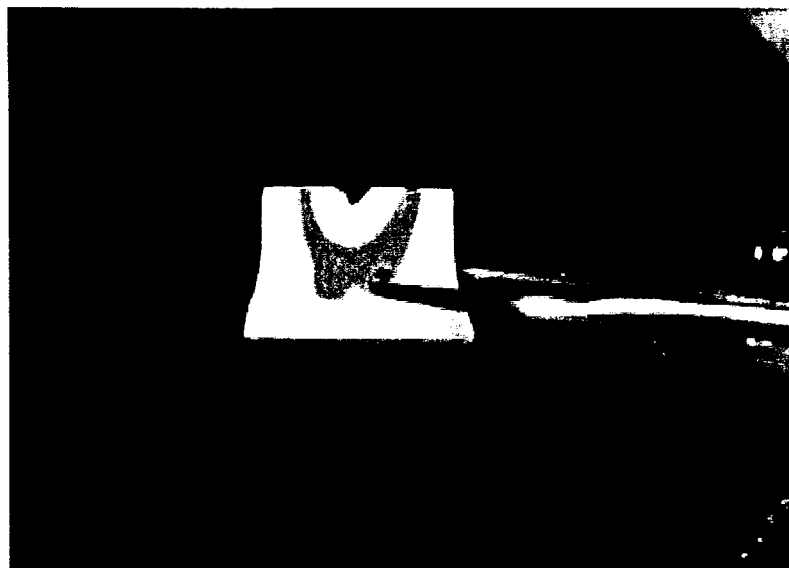


FIGURA 16 - Corte mesio distal da amostra para mensuração da espessura de dentina remanescente, com espessímetro

Nota: a cavidade pulpar foi colorida em rosa para melhor visualização.

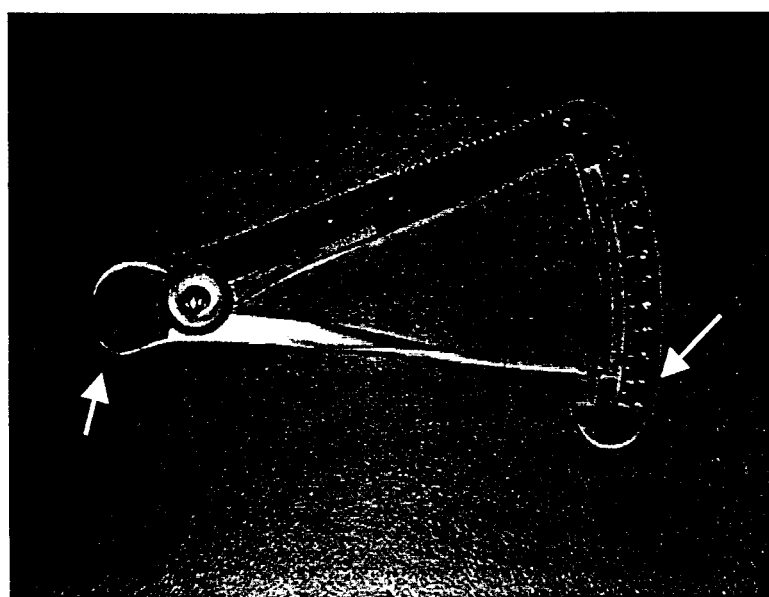


FIGURA 17 - Mensuração da espessura de dentina remanescente para padronização das amostras

4.2 Laser usado

O laser Nd:YAG foi escolhido porque, de acordo com os trabalhos consultados (RENTON-HARPER & MIDA, 1992; WHITE et al.,1994; LIU et al., 1997; YONAGA et al., 1999), é o que tem sido mais eficaz e o que tem causado menos efeitos indesejáveis ao dente (trincas e danos à polpa devido ao aquecimento), quando usado com os parâmetros adequados.

O aparelho de laser usado foi o de Nd:YAG, pertencente ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), (FIG. 18, 19) protótipo fabricado pelo grupo laser de pesquisadores² desta Instituição, com as seguintes especificações:

- a. sistema de entrega de feixe: fibra de quartzo;
- b. diâmetro da fibra = $320\mu\text{m}$;
- c. comprimento de onda $\lambda = 1064\text{nm}$;
- d. feixe guia He-Ne ($\lambda = 632\text{nm}$);
- e. largura temporal de pulso = $450\mu\text{s} = 450 \times 10^{-6}\text{s}$;
- f. área da fibra = $8 \times 10^{-4}\text{cm}^2 = 0,08\text{mm}^2$.

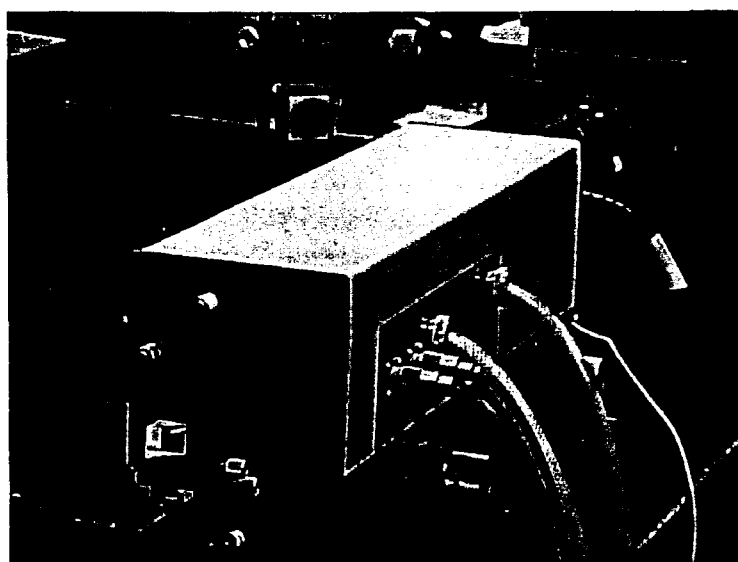


FIGURA 18 - Equipamento de laser utilizado (fechado)
(Imagem cedida pelo Prof. Dr. Wagner de Rossi)

² Dr. Wagner de Rossi, Dr. Gesse Eduardo Calvo Nogueira, José Roberto Berretta e José Tort Vidal com a participação de outros funcionários do IPEN.

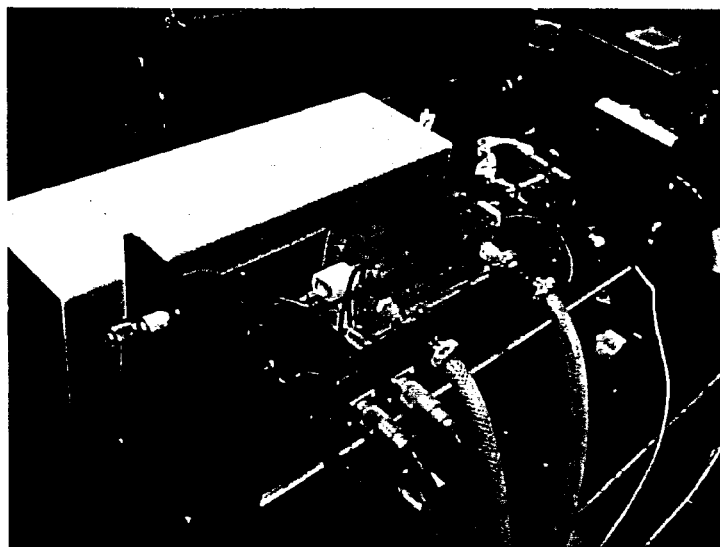


FIGURA 19 - Equipamento aberto para visualização da cavidade ressonante

(Imagem cedida pelo Prof. Dr. Wagner de Rossi)

4.3 Características da irradiação

- a. Diâmetro do feixe laser $\cong 320\mu\text{m}$
- b. forma de aplicação: leve contato em varredura contínua méso-distal e ocluso apical;
- c. direção: perpendicular a superfície irradiada;
- d. tipo de emissão: modo pulsado focalizado (FIG. 20).

4.4 Parâmetros e condições de irradiação

Os parâmetros usados e as condições de irradiação são mostrados nas TAB. 7 e 9.

TABELA 7
Parâmetros utilizados na irradiação

Grupos	Parâmetros			
	Energia* (mJ)	Taxa de repetição (Hz)	Potência média (W)	Tempo de exposição (s)**
A	30	7	0,21	2 x 43***
B	40	7	0,28	2 x 43***

* A energia foi medida na saída da fibra, após as perdas, utilizando um medidor de energia comercial³.

** O tempo de 43 segundos foi utilizado para se obter a mesma energia total usada clinicamente (GUTKNECHT et al., 1997), porque o aparelho do IPEN tem a frequência máxima de 7Hz.

*** Foi dado um intervalo de 10 segundos entre as aplicações (tempo para relaxação térmica do tecido irradiado).

Os parâmetros escolhidos para o presente estudo foram baseados nos menores parâmetros utilizados por autores, conforme TAB. 8.

TABELA 8
Parâmetros e eficácia do laser de Nd:YAG usados clinicamente no tratamento da hipersensibilidade dentinária

Pesquisador	Parâmetros	Eficácia
GELSKEY et al. (1993)	30-100mJ; 10Hz, 10-40s	58-61%
LAN & LIU (1996)	30mJ; 10Hz; 120s	65-72%
GUTKNECHT et al. (1997)	30mJ; 10Hz; 30-90x	83-93%
CIARAMICOLLI (1999)	40mJ; 25Hz; 30-60s	Estatisticamente significante

³ Coherente - modelo Fieldmaster - FM

TABELA 9
Condições de irradiação

Condições de irradiação	Fórmula	Grupo A	Grupo B
Densidade de potência média por aplicação (intensidade)	$\frac{P \text{ média}}{\text{área total irradiada}}$	5,25W/cm ²	7,0W/cm ²
Densidade de energia média por aplicação (dose)	$\frac{P \text{ média} \times t \text{ exposição}}{\text{área total irradiada}}$	226J/cm ²	301J/cm ²
Densidade de energia individual de cada pulso	$\frac{E_{\text{pulso}}}{\text{área da fibra}}$	37,5 J/cm ²	50 J/cm ²
Potência pico individual de cada pulso	$\frac{E_{\text{pulso}}}{\text{largura temporal do pulso}}$	66,7W	88,9W

Legenda:
t = tempo

E = energia

P = potência

4.5 Técnica utilizada

As 20 amostras foram irradiadas de acordo com os parâmetros citados anteriormente (FIG. 20), sendo dez delas mantidas íntegras para se verificar o selamento dos orifícios dos túbulos dentinários e dez clivadas para se avaliar a profundidade de penetração do laser na dentina.

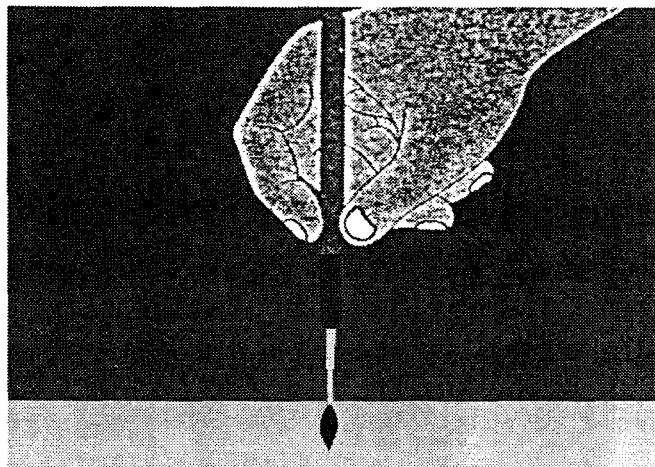


FIGURA 20 - Diagrama de um laser Nd:YAG pulsado no modo contato focalizado

Fonte: MISERENDINO & PICK, 1995, p.122

Utilizou-se a criofatura para a clivagem de algumas amostras, as quais foram previamente congeladas em nitrogênio líquido (BRÄNNSTRÖM & GARBEROGLIO, 1972; LIU et al., 1997). As demais amostras foram clivadas pela técnica de fratura orientada, normalmente empregada em cirurgias com odonto-secção (GREGORI, 1988). Para se realizar a odonto-secção, foram feitos dois sulcos próximos à área irradiada, sem atingi-la, com disco diamantado dupla face, em peça de mão. Em seguida, foi introduzido um cinzel em um dos sulcos pressionando-o com movimentos laterais de alavanca para que os fragmentos se separassem.

Depois, todas as amostras dos grupos A, B e C foram desidratadas em uma seqüência ascendente de álcoois a 70%, 80%, 90% e 100%, por 10 minutos em cada concentração de álcool e secas ao ar (LABAHN et al., 1992). Em seguida, foram coladas em *stubs* para serem metalizadas em ouro 99,9% de pureza vácuo. A metalização foi feita num aparelho Bal-Tec SCD – 050 *Sputter Coater*, pertencente ao IPEN, pelo tempo de 100 segundos, resultando numa película de ouro de aproximadamente 25 nanômetros.

A microscopia eletrônica de varredura foi realizada no Centro de Microscopia Eletrônica (CEMEL) do Instituto de Ciências Biológicas da Universidade Federal de Minas Gerais. Foi utilizado o microscópio eletrônico de varredura *Digital Scanning Microscope* – DSM 950 – West Germany – Zeiss. O armazenamento das imagens foi feito em disquetes e as elétrôn-micrografias foram impressas em computador. Algumas amostras foram fotografadas.

A irradiação das amostras foi executada de acordo com as normas de segurança para o uso de lasers, conforme Apêndice 1.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

5. RESULTADOS E DISCUSSÃO

A avaliação dos resultados foi realizada utilizando-se de microscopia eletrônica de varredura, após preparo das amostras, para verificar o efeito do laser pulsado de Nd:YAG na obliteração dos orifícios dos túbulos dentinários cervicais, em dentes humanos extraídos, comparando-se diferentes densidades de energia nos grupos A e B, usando-se parâmetros já empregados clinicamente (LAN & LIU, 1995, 1996; GUTKNECHT et al., 1997; CIARAMICOLLI, 1999).

Constatou-se selamento dos túbulos dentinários através da irradiação com o laser de Nd:YAG, com derretimento da dentina, tanto no grupo A quanto no grupo B, resultado também obtido por LAN & LIU (1995 – estudo “*in vitro*”) LIU et al. (“*in vitro*” - 1997)(FIG. 21, 22, 23).

Ocorreram alterações morfológicas na dentina irradiada (grupo A e B), observando-se fusão e recristalização da dentina com fechamento dos túbulos dentinários.

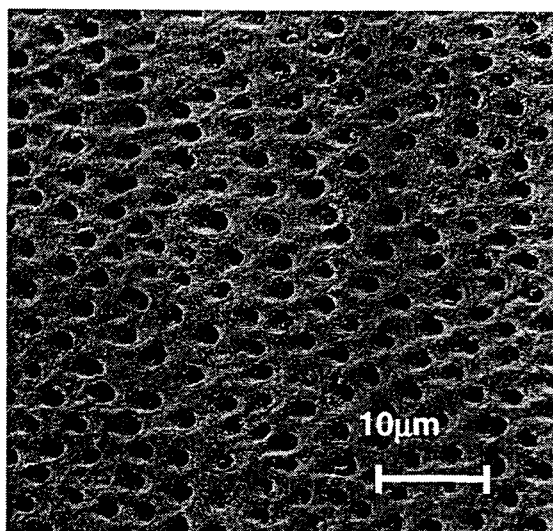


FIGURA 21 – Grupo C – Controle, mostrando túbulos dentinários abertos antes da irradiação do laser de Nd:YAG (10kV, 18mm, 10µm)

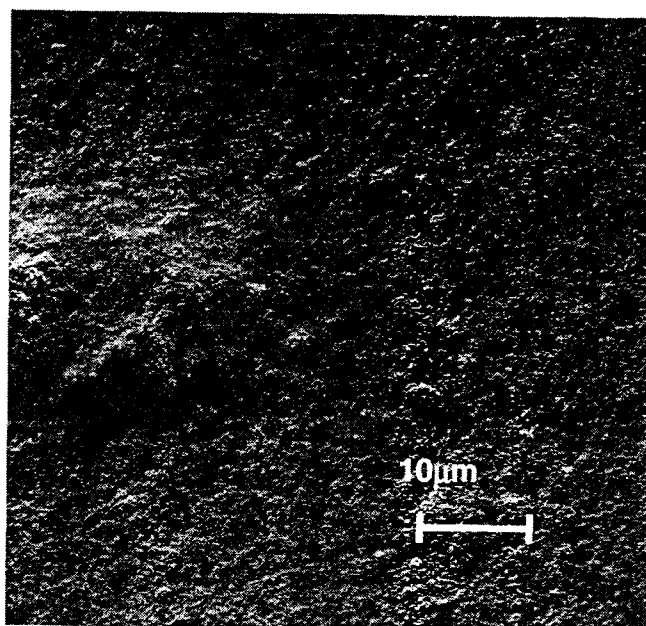


FIGURA 22 - Grupo A mostrando vedamento dos túbulos dentinários com energia de 30mJ, 7Hz e 0,21W (10kV, 17mm e 10µm)

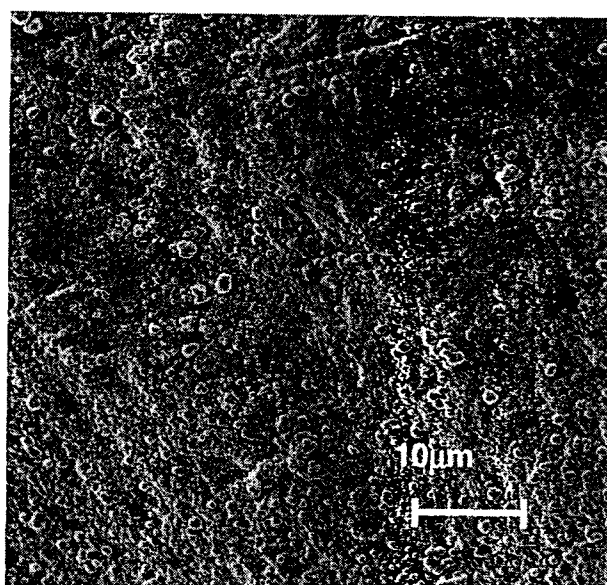


FIGURA 23- Grupo B mostrando vedamento dos túbulos dentinários com grânulos de recristalização da dentina, energia de 40mJ, 7Hz e 0,28W (10kV, 18mm, 10µm)

WHITE et al. (1994) preconizaram a importância de se considerar a espessura de dentina remanescente, devido à produção de calor causada pela irradiação, poder provocar danos irreversíveis à polpa. Preocupou-se, no presente

trabalho, em considerar a espessura de dentina remanescente, baseando-se nos estudos do autor para que se adequassem os parâmetros em função dos aumentos de temperatura, pois, quanto menor a espessura maior a produção de calor e, conseqüentemente, danos à polpa. Ainda segundo estes autores, os efeitos do aumento de temperatura intrapulpar "*in vivo*" podem ser reduzidos devido à presença do ligamento periodontal, osso e circulação pulpar. Os aumentos de temperatura em dentes multiradiculares podem ser menores devido ao maior volume da estrutura dentária. Como não é possível medir-se esta espessura "*in vivo*", é importante que o operador escolha os parâmetros abaixo dos limites de segurança. O operador deve avaliar a espessura de dentina remanescente baseando-se em fatores tais como a presença de atrição, abrasão ou erosão na superfície da raiz. Outras razões para ajustar esta energia deve ser o tamanho total da área irradiada do dente e a área a ser tratada. Se a área ou o tempo de tratamento são diferentes dos usados neste estudo, os parâmetros do laser devem ser ajustados adequadamente. Se o laser de Nd:YAG for usado desfocado, a energia emitida deverá ser aumentada proporcionalmente devido ao decréscimo da densidade de energia na superfície da raiz. No presente estudo, foi utilizada energia de 30mJ; 7Hz; 0,21W de potência no grupo A e no grupo B 40mJ; 7Hz e 0,28W, em duas aplicações de 43 segundos com intervalo de 10 segundos para relaxação térmica, em ambos os grupos, não tendo sido realizado monitoramento do aumento de temperatura, porque baseou-se nos trabalhos de WHITE et al. (1994) que estudaram o aumento de temperatura em função do tempo e da espessura de dentina remanescente (GRAF. 1 e 2). Foi medida a espessura de dentina remanescente diretamente em cada amostra, selecionando aquelas com espessura entre 1 e 1,5mm para procurar simular situações encontradas na clínica, valores que estão no limite de segurança; o ideal, porém, é que esta espessura seja de 2mm, para não ocorrer aumento de temperatura acima de 5°C (ZACH & COHEN, 1965).

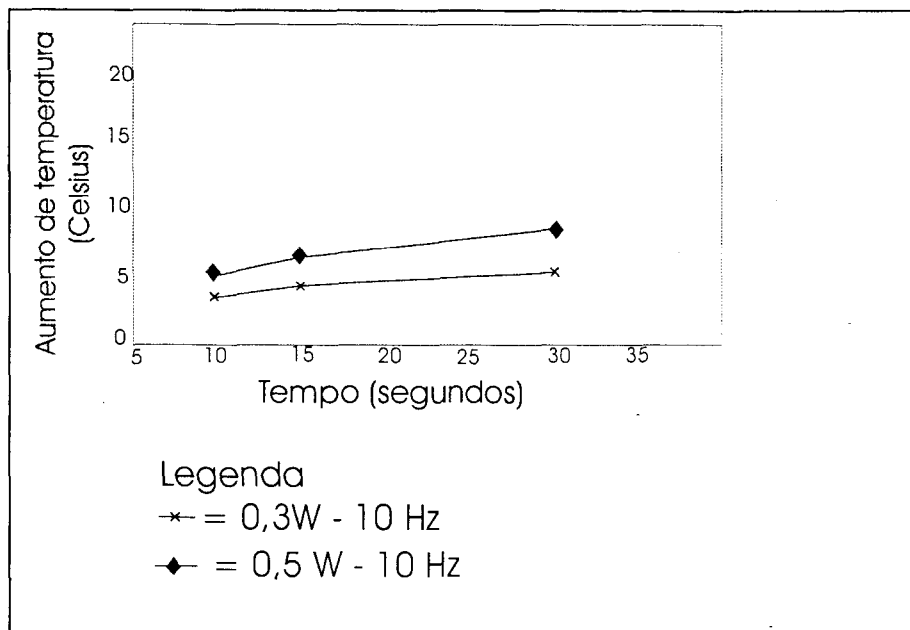


GRÁFICO 1 – Aumento de temperatura pulpar comparando-se diferentes potências do laser Nd:YAG

Fonte: WHITE et al. (1994) (modificado)

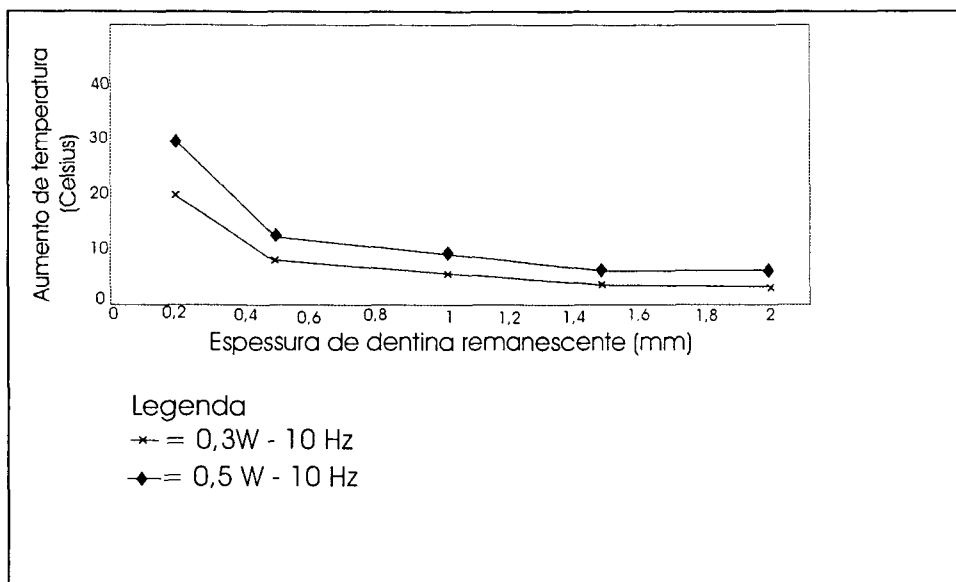


GRÁFICO 2 – Aumento de temperatura pulpar em função da espessura de dentina remanescente utilizando-se o laser Nd:YAG

Fonte: WHITE et al. (1994) (modificado)

ZACH & COHEN (1965) realizaram um estudo sobre a resposta pulpar à aplicação externa de calor e avaliaram histologicamente as respostas pulpares a várias técnicas operatórias a fim de se estabelecerem padrões de segurança. A produção de calor foi a principal responsável pelas alterações pulpares quando os dentes foram preparados. Os resultados dos estudos demonstraram que as polpas saudáveis não se recuperaram de um aumento de temperatura acima de 5,5°C.

RENTON-HARPER & MIDA (1992) usaram energia muito alta (entre 1,8 a 6J) num trabalho realizado "*in vivo*" para o tratamento da hipersensibilidade dentinária com laser de Nd:YAG resultando em necrose pulpar de um elemento dental, apesar de terem considerado seus resultados promissores. Por esta razão, foram escolhidos, para o presente estudo, parâmetros baixos que pudessem selar a dentina sem causar danos à polpa, quando utilizados clinicamente.

STABHOLZ et al. (1993) usando o laser excímero de XeCl 308 nm *in vitro* também conseguiram ocluir os túbulos dentinários nos espécimes irradiados com fluência de 1J/cm².

LAN & LIU realizaram um estudo "*in vitro*" utilizando o laser de Nd:YAG, com diferentes ajustes de energia, para irradiar a dentina exposta e avaliar os efeitos na oclusão dos túbulos dentinários com o objetivo de pesquisar os parâmetros mais adequados no tratamento da hipersensibilidade dentinária. Os espécimes foram irradiados por dois minutos, com taxa de repetição de 10Hz e energias de 20, 30, 40, e 50mJ. Nos irradiados com 20mJ houve fechamento parcial dos túbulos dentinários; com 30mJ houve fechamento dos túbulos dentinários sem trincas, enquanto que nos espécimes irradiados com 40 e 50mJ foram constatadas trincas na superfície da dentina, ruptura de material fundido e exposição dos túbulos dentinários. Os resultados encontrados no presente estudo foram similares aos de LAN & LIU (1995) de acordo com os

parâmetros já citados e selecionados para a irradiação das amostras (FIG. 24, 25).

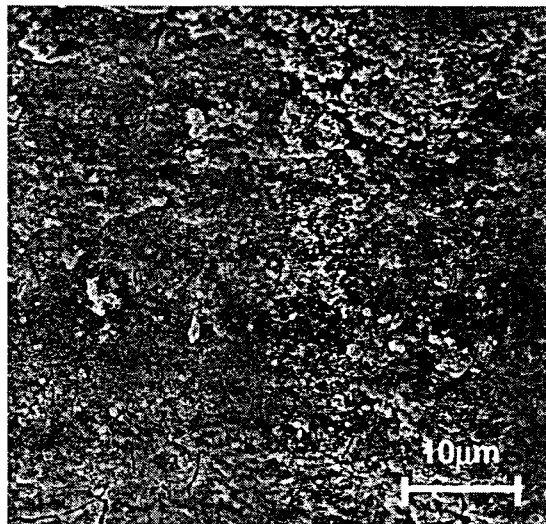


FIGURA 24 – Grupo B, energia de 40mJ, 7Hz e 0,28W mostrando vedamento dos túbulos dentinários, com grânulos de recristalização e trincas na superfície da dentina (10kV, 11mm, 10µm)

As trincas ocorreram com mais freqüência no Grupo B.

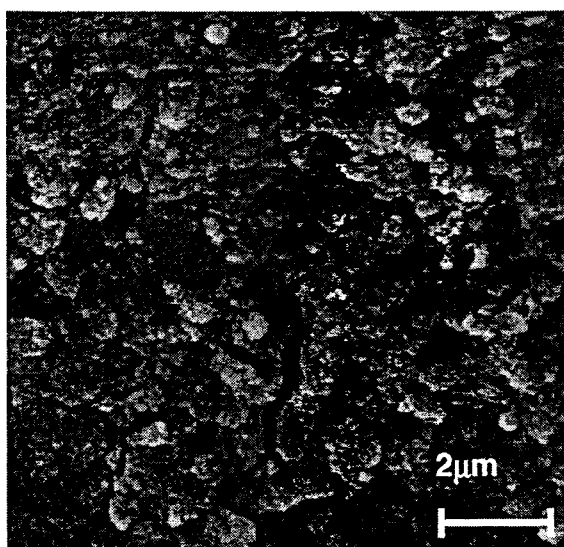


FIGURA 25 - Grupo B com aumento maior para visualização das trincas e grânulos de recristalização (10kV, 11mm, 2µm)

No grupo B constatou-se grande quantidade de grânulos de recristalização e em alguns locais presença de grumos de dentina fundida.

YU et al. (1995) estudaram os efeitos do aumento de temperatura pulpar do laser de Nd:YAG, quando usado no tratamento de tecidos duros dentais, e concluíram que estes efeitos térmicos podem ser reduzidos pela refrigeração do dente com água e pela movimentação do laser sobre o dente.

YONAGA et al. (1999) afirmaram que, se o equipamento laser estiver corretamente ajustado e a elevação de temperatura pulpar for menor que 5°C, a polpa saudável não é danificada termicamente, conforme já foi demonstrado pelos estudos de ZACH & COHEN (1965).

É importante ressaltar a utilização de parâmetros abaixo do limiar de segurança com tempos de exposição curtos, "*in vivo*", para se evitarem aumentos de temperatura maiores que 5°C danosos à polpa ou trincas. A eficácia da irradiação no tratamento da hipersensibilidade dentinária deveria ser avaliada em função da resposta aos estímulos dolorosos térmicos ou mecânicos (jato de ar frio - toque com sonda) ou da resposta clínica dolorosa entre cada sessão. Conseqüentemente, irradiações curtas e em mais de uma sessão seriam indicadas para não agredir o tecido pulpar.

O uso laser de Nd:YAG pode ser considerado uma opção a mais no tratamento da hipersensibilidade dentinária, sendo eficaz e de longa duração, desde que sejam diagnosticados e removidos os fatores etiológicos causadores, preenchendo quase que totalmente os requisitos sugeridos por GROSSMAM (1935) como um agente terapêutico ideal.

Na literatura consultada, poucos autores (WHITE et al., 1994; GUTKNECHT et al., 1997) especificam a extensão total da área irradiada, o que é de suma importância para se adequar os parâmetros a serem usados em função da elevação da temperatura pulpar e calcular a densidade de energia (dose)

usada necessitando de uma padronização dos procedimentos e parâmetros para o uso correto do laser de Nd:YAG.

É importante observar se a área a ser irradiada foi homoganeamente pincelada pelo laser, para não ocorrerem falhas no selamento da dentina como pode ser observado na FIG. 26 do estudo piloto, pois a hipersensibilidade poderá persistir pelo fato da dentina não ter sido irradiada em toda sua superfície e conseqüentemente ficando áreas com túbulos abertos. Provavelmente isso pode ter ocorrido pela inabilidade do operador em manusear a fibra ótica. Já no estudo definitivo, tomou-se o cuidado de evitar que isso ocorresse.

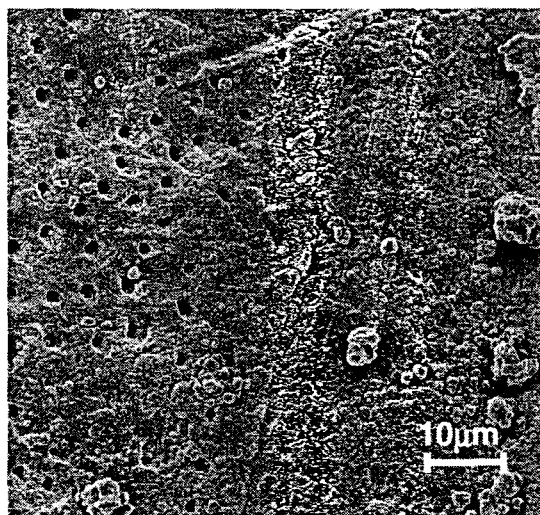
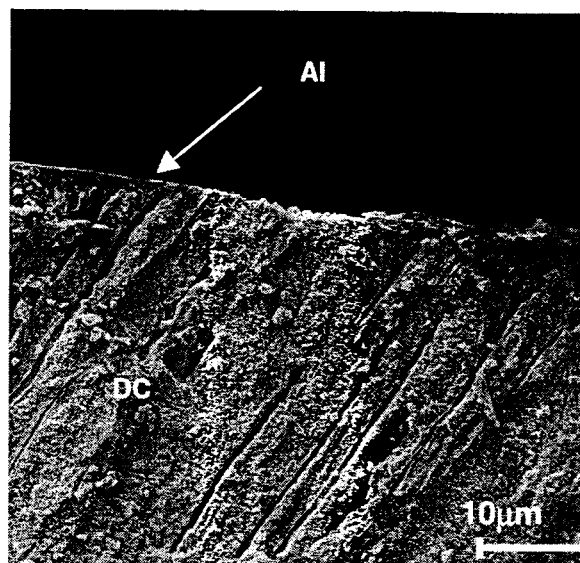


FIGURA 26 – Grupo B, 40mJ, 7Hz, 0,28W, mostrando área não irradiada (10kV, 11mm, 10µm)

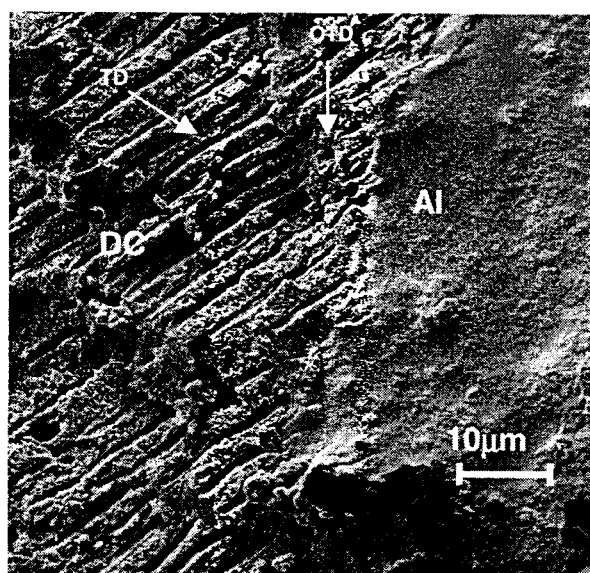
Foi verificada, também, a profundidade de penetração do laser de Nd:YAG na dentina nos grupos A e B. A FIG. 27 (amostra do Grupo A) mostra o assoalho da cavidade irradiada, numa vista transversal.



Legenda: AI = Área irradiada - DC = Dentina clivada

FIGURA 27 - Profundidade de penetração do laser de Nd:YAG no centro de uma amostra do grupo A (10kV, 11mm, 10 μ m)

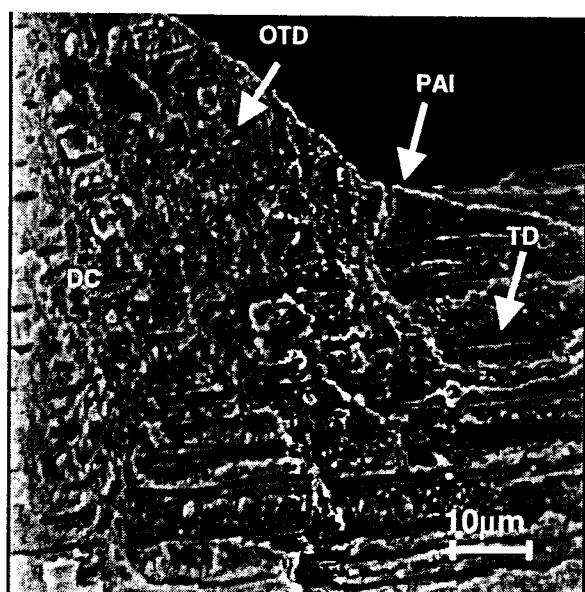
A FIG. 28 mostra o assoalho de outro ângulo, com uma área irradiada e outra com os túbulos dentinários clivados.



Legenda: OTD = Orifício do túbulo dentinário - TD = Túbulo dentinário
DC = Dentina clivada - AI = Área irradiada

FIGURA 28 - Assoalho da cavidade irradiada do Grupo A de uma amostra clivada (10kV, 11mm, 10 μ m)

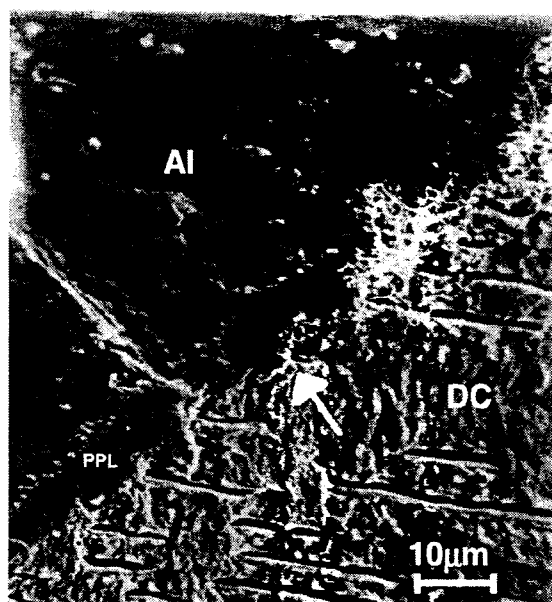
A profundidade de penetração do laser na periferia da área irradiada de uma amostra do grupo B é mostrada na FIG. 29.



Legenda: OTD= Orifício do túbulo dentinário - TD = Túbulo dentinário
PAI = Periferia da área irradiada - DC = Dentina clivada

FIGURA 29 – Profundidade de penetração do laser na periferia da área irradiada (10kV, 11mm, 10µm)

As FIG. 30 e 31 mostram a profundidade de penetração do laser de Nd:YAG no centro da área irradiada de diferentes amostras do Grupo B.



Legenda: AI = Área irradiada - PPL = Profundidade de penetração do laser -
DC = dentina clivada

FIGURA 30 – Profundidade de penetração do laser Nd:YAG na área central da superfície irradiada em amostra do grupo B (10kV, 11mm, 10µm)

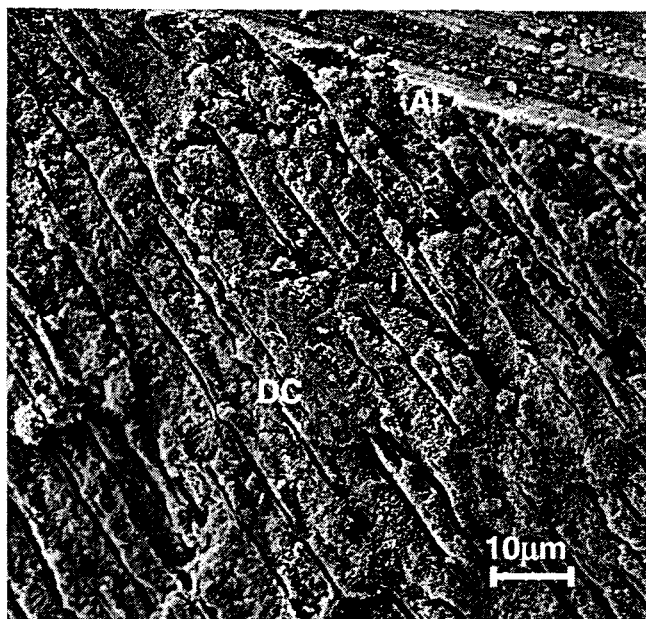


FIGURA 31 - Profundidade de penetração do laser Nd:YAG em amostra do Grupo B (10kV, 11mm, 10 μ m)

Resultados semelhantes foram observados por LIU et al. (1997), onde a profundidade de selamento encontrada foi de 3 μ m na periferia e 4 μ m no centro da superfície irradiada com parâmetros semelhantes (30mJ, 10pps, os autores não citaram o tempo de irradiação) aos usados nos espécimes do Grupo A deste estudo. No grupo B, observou-se maior profundidade de penetração do laser do que no grupo A atingindo até 5 μ m, o que poderia ser explicado pela maior energia utilizada (40mJ) e conseqüentemente maior potência, sendo mantidos os demais parâmetros do grupo A. No grupo irradiado com menor energia (30mJ), verificou-se uma profundidade de penetração de aproximadamente 1 a 2 μ m.

Este resultado é consistente com os resultados obtidos por SCHALLER et al. (1997) que constataram que a profundidade de penetração do laser de Nd:YAG foi maior no grupo irradiado com maior energia e, portanto, depende dos ajustes dos parâmetros.

GANGAROSA (1994) questionou o fato de RENTON-HARPER & MIDA (1992) preconizarem apenas as vantagens do uso do laser no tratamento da hipersensibilidade dentinária, sem terem alertado para o alto custo do

equipamento. De fato os lasers de alta potência ainda são recursos de valor bastante elevado. Como o laser usado neste trabalho foi um protótipo nacional, este equipamento poderá ser fabricado, no futuro, a um custo muito menor no Brasil e até ser realidade nos consultórios odontológicos, como já são os de baixa potência, podendo também ser útil em aplicações mais diversas.

CONCLUSÕES

6. CONCLUSÕES

Conforme os resultados obtidos nas condições deste estudo concluiu-se que:

- a. o laser de Nd:YAG foi eficaz no vedamento dos túbulos dentinários, podendo reduzir a permeabilidade dentinária e conseqüentemente a hipersensibilidade;
- b. pode-se inferir que a presença microscópica de trincas na dentina superficial, mais freqüentes nas amostras irradiadas com maior energia (40mJ), poderia contribuir para a recidiva da hipersensibilidade dentinária porque a dentina passaria a ser novamente permeável. Seriam necessários novos estudos para confirmar esta hipótese;
- c. toda superfície dentinária deverá ser irradiada homoganeamente para evitar áreas com túbulos abertos;
- d. nas espécimes irradiadas com maior energia (40mJ - grupo B) identificou-se, microscopicamente, maior presença de grânulos de recristalização de dentina do que nas irradiadas com menor energia (30mJ - grupo A), o que poderia sugerir um maior derretimento da dentina;
- e. a profundidade de penetração do laser na dentina pode variar, aproximadamente, de 1 a 5 μ m utilizando, respectivamente, energias de 30 e 40mJ, sendo mantidos os demais parâmetros.

**SUGESTÕES PARA
TRABALHOS FUTUROS**

7. SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

1. Estudar "*in vivo*" o tratamento da hipersensibilidade dentinária com a irradiação do laser Nd:YAG e avaliar a resposta à dor do paciente aplicando-se bastão de gelo ou gelo seco após 10 minutos, 30 minutos, uma hora, uma semana e um mês. Fazer teste estatístico de Kruskal-Wallis.
2. Realizar um estudo "*in vitro*" da permeabilidade dentinária cervical, após delimitar uma área com dentina exposta utilizando a cola superbonder e esmalte de unha, irradiar esta área com laser de Nd:YAG e depois mergulhar estas amostras em corante (azul de metileno ou nitrato de prata). Avaliar estatisticamente a penetração do corante na dentina irradiada através do teste de Kruskal-Wallis.
3. Após irradiar as amostras "*in vitro*", de acordo com os parâmetros usados clinicamente, verificar se a superfície irradiada não será dissolvida pelo ácido do suco de limão ou de laranja.



APÊNDICES

APÊNDICE 1

MEDIDAS DE SEGURANÇA PARA O USO DE LASER

Para o uso seguro do laser é importante saber a classe a que pertence e os limites de emissão para adotar-se as normas de segurança de acordo com os riscos apresentados pelo equipamento que será utilizado. O operador e toda a equipe envolvida deverão estar treinados, ter conhecimento dos procedimentos de operação e das medidas de segurança a serem empregadas. Os equipamentos laser são agrupados em quatro classes gerais.

1. Classificação de perigo de laser

Classe 1 - são os lasers menos potentes e considerados sem perigo a menos que modificações tenham sido feitas no equipamento. A potência nunca atinge a Exposição Máxima Permissível (EMP) para os olhos. Um exemplo de um produto laser Classe 1 é o toca-discos 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 visíveis com potência máxima de 1mW CW (*continuous wave*). Um exemplo de um laser Classe 2 é o leitor de códigos 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 CW de 5mW. Muitos apontadores laser (*laser pointers*) usados durante conferências são Classe 3a.

Classe 3b - são os lasers de média potência e somente constituem um perigo ocular quando o feixe laser é visto diretamente ($d > 13\text{cm}$, exposição $n < 10\text{s}$). potência máxima CW de 0,5mW para $\lambda > 315\text{nm}$.

Classe 4 - são os lasers de alta potência ($>0,5$ W em potência ou >125 kJ por pulso) e com possibilidade de dano ocular não somente via feixe laser direto, mas também por reflexão difusa ou especular. Apresentam perigo para a pele e podem causar fogo (ZEZELL, 1999).

2. Alguns cuidados básicos de segurança

2.1 Equipamento de proteção pessoal (EPP)

Óculos protetores, luvas, máscaras e roupas especiais são exemplos de EPP usados para reduzir os perigos do laser.

Os óculos de proteção são imprescindíveis na prevenção de danos ao olhos (FIG. 31). São feitos de filtros que absorvem e/ou refletem comprimentos de onda de luz laser. Deverão ser usados pelo operador, pelo paciente, por todo pessoal auxiliar e pessoas presentes no local.

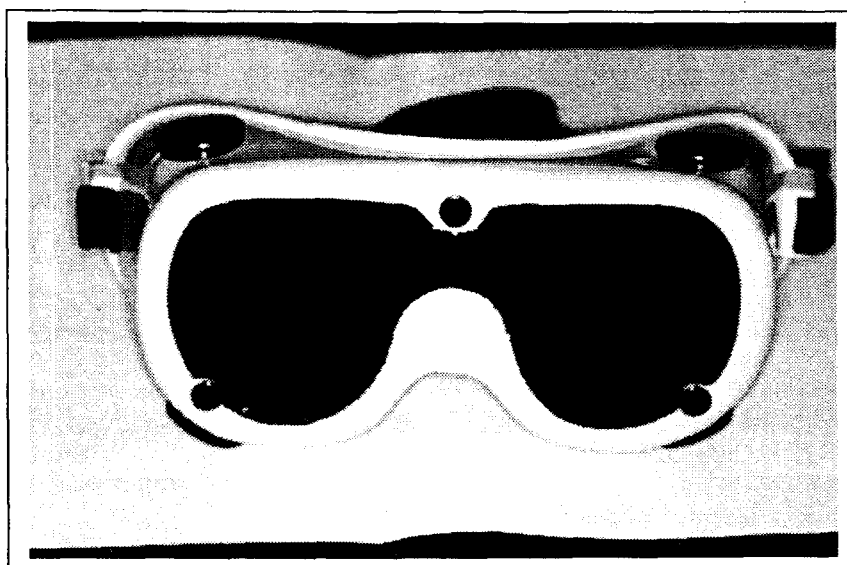


FIGURA 32 - Um modelo de óculos de proteção para laser
(Imagem cedida por Dr. Gerdal de Souza)

A densidade óptica das lentes (DO) é um fator importante para a escolha dos óculos de proteção. A DO dos óculos é a medida de sua capacidade de filtrar luz. A DO deve ser escolhida de forma a não diminuir significativamente a visão

e ao mesmo tempo deve ser capaz de reduzir a luz laser para as doses de **exposição máxima permissível** (EMP), definida como o nível máximo de radiação laser ao qual o ser humano pode ser exposto sem efeitos biológicos adversos para o olho ou pele.

Existem três fatores envolvidos na determinação da EMP: o comprimento de onda da luz laser, a energia envolvida na exposição, e a duração da exposição.

A escolha dos óculos deve ser específica para o comprimento de onda do laser a ser utilizado (ZEZELL, 1999).

Lasers de argônio necessitam de óculos com lentes verdes escuro como as do Nd:YAG; lasers de CO₂ precisam de lentes claras (PICK, 1993).

2.2 Materiais refletores

Evitar o uso de materiais refletores para impedir a reflexão do feixe de laser incidente.

2.3 Produtos inflamáveis

A presença de produtos inflamáveis é altamente perigosa no ambiente de aplicação do laser, devendo ser evitada (em especial para os lasers classe 4).

2.4 Aspiração de produtos no ambiente

Alguns lasers necessitam de aspiração constante devido à possibilidade de inalação da pluma de vaporização do tecido alvo que pode conter células viáveis.

3. Placas de advertência / sinalizadores / conector de intertravamento remoto / chave de controle

Deverão ser usados em conformidade com as exigências e a classe de riscos do laser a ser utilizado, nas portas de entradas das áreas onde se for fazer a irradiação.

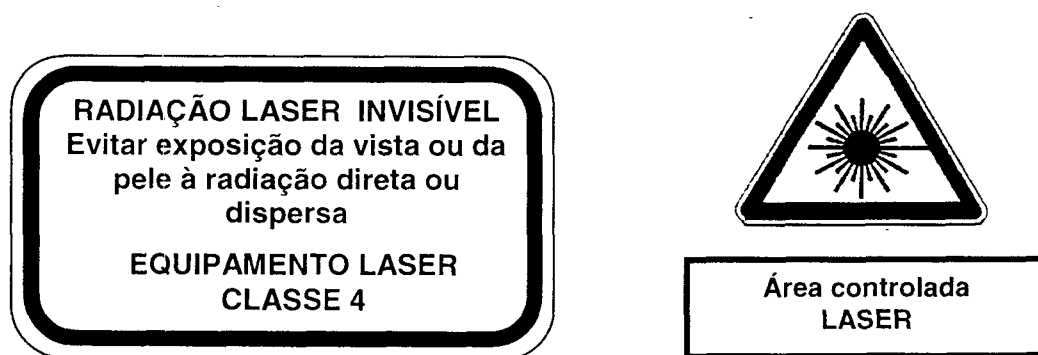


FIGURA 33 - Exemplos de sinais de advertência

Fonte: IEC 825-1 (1998)

A American National Standards Institute (ANSI) e a Occupational Safety and Health Administration (OSHA) descrevem as normas de segurança para o uso dos lasers em Odontologia e Medicina (ANSI, 1993; US Dept of Labor - OSHA, 1991).

O Brasil faz parte do International Electrotechnical Commission (IEC), onde pode-se encontrar as normas brasileiras sobre lasers - NBR IEC 601-2-22:1997 - Equipamento eletromédico. Parte 2: Prescrições particulares para a segurança de equipamento terapêutico e de diagnóstico a laser (NOGUEIRA, 2000).

Esta norma foi consolidada em 1998 pela IEC 60825-1 - Safety of laser products - Part 1: Equipment classification, requirements and user's guide (inclui as emendas). (<http://www.iec.ch/home-e.htm>) (NOGUEIRA, 2000).

APÊNDICE 2

ESPECTRO ELETROMAGNÉTICO

Todas as ondas eletromagnéticas, a exemplo das microondas, raios X e luz ultravioleta, viajam, num mesmo meio, com a mesma velocidade (v). O que distingue as radiações eletromagnéticas é a frequência (ν) ou o comprimento de onda (λ), pois $v = \lambda \cdot \nu$. Denominamos de espectro eletromagnético o conjunto de todas as frequências de radiação (FREIRE JÚNIOR & CARVALHO NETO, 1997).

Cada cor está associada a uma determinada frequência. O espectro da luz visível situa-se numa faixa pequena quando comparada com o conjunto do espectro da radiação eletromagnética, que inclui desde as baixas frequências das ondas de rádio até as altas frequências dos raios gama (FREIRE JÚNIOR & CARVALHO NETO, 1997).

Embora habitualmente as radiações sejam classificadas por seu comprimento de onda, do ponto de vista atômico a grandeza importante é a frequência ν pois está ligada às propriedades energéticas dos átomos e moléculas. Todas essas irradiações são essencialmente da mesma natureza, porém diferem somente pela quantidade de energia $h\nu$ que transportam (BOULNOIS, 1987). A radiação eletromagnética não possui massa ou peso, mas somente energia, a qual está empacotada em pequenas unidades conhecidas como fótons ou quanta (ZEZELL et al., 2000).

A emissão laser efetua-se em uma banda de frequência muito estreita. Justamente nesta notável pureza espectral é que está a vantagem dos lasers (BOULNOIS, 1987).

A faixa útil do espectro eletromagnético, no qual emitem a maioria dos lasers, estende-se do infravermelho (IV) médio (10 μ m) ao ultravioleta (UV) próximo (200nm) (BOULNOIS, 1987).

A região do visível para o olho humano encontra-se entre os comprimentos de onda de 400nm (violeta) até aproximadamente 700nm (vermelho). Os pigmentos das células sensoriais da retina humana absorvem fortemente em comprimentos de onda de 447, 540 e 577nm, sendo que o máximo de visão situa-se próximo a 550nm (verde-amarelo) (CECCHINI, 1995).

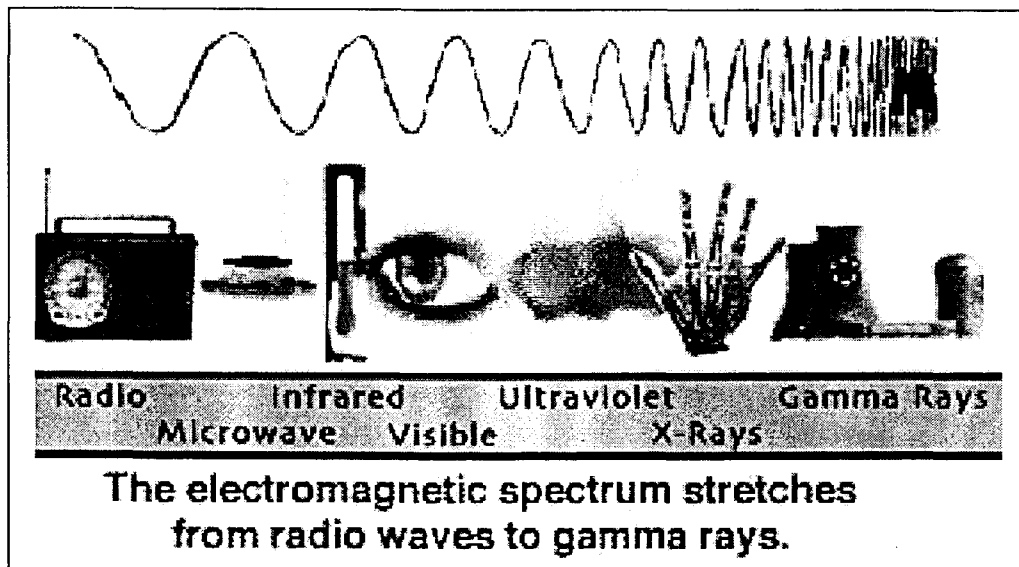


FIGURA 34 - Extensão do espectro eletromagnético entre as ondas de rádio até os raios gama

Fonte: NASA Observatorium Education.

<observe.ivv.nasa.gov/nasa.gov/nasa/education/reference/emspec/empectrum.html>

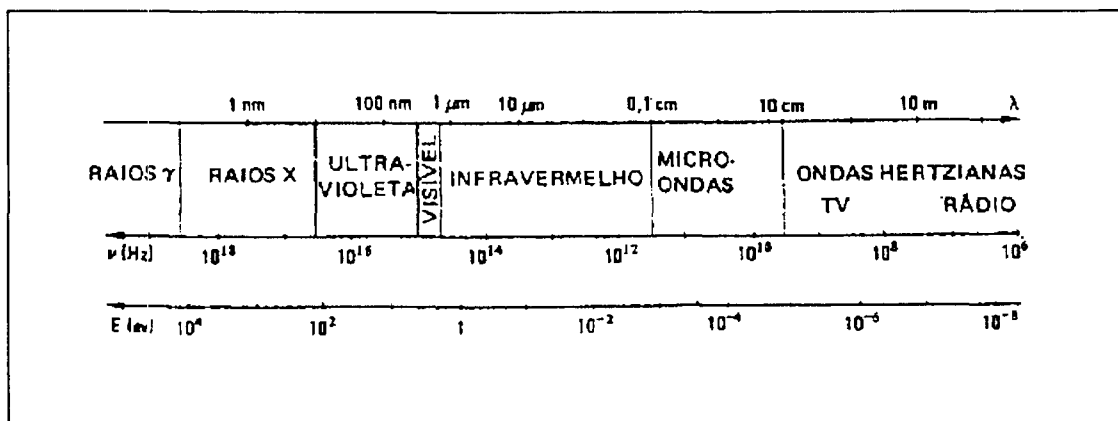


FIGURA 35 - Visão global das radiações eletromagnéticas

Fonte: BOULNOIS, 1987

ANEXOS

ANEXO A



UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

PARECER nº 09/01
Ref. Protocolo 22/01

O Grupo de Trabalho indicado pelo Comitê de Ética em Pesquisa, **APROVOU** o protocolo de pesquisa "*Estudo in vitro do uso do laser de Nd-YAG na permeabilidade dentinária cervical*", de responsabilidade da pesquisadora **Manoelita Figueiredo de Magalhães**, sob orientação do Professor Doutor **Edmir Matson**.

São Paulo, 21 de fevereiro de 2001


Prof. Dra. **Célia Regina Martins Delgado Rodrigues**
Coordenadora do CEP-FOUSP

ANEXO B



Parecer - Projeto Nº 029/CEP-IPEN/SP

Com base nos pareceres apresentados pelos relatores, o protocolo de pesquisa "Estudo in vitro do uso do laser de Nd:YAG na permeabilidade dentinária cervical", de responsabilidade da pesquisadora **Manoelita Figueiredo de Magalhães**, sob orientação do Professor Doutor Edmir Matson, foi considerado **APROVADO**.

São Paulo, 10 de abril de 2001

Profa. Dra. Martha Marques Ferreira Vieira
Coordenadora do CEP-IPEN

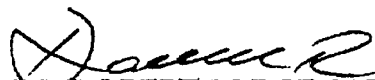
ANEXO C

IPSEMG

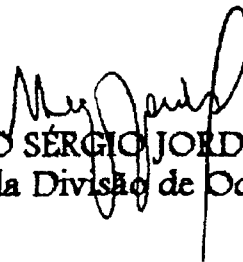
DECLARAÇÃO

Declaro, para surtir efeito junto ao curso de Mestrado Profissionalizante Lasers Odontológicos, patrocinado pelo Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN) e Universidade de São Paulo (USP), que cedemos 3ºs molares extraídos no Bloco Cirúrgico do Instituto de Previdência dos Servidores do Estado de Minas Gerais, para fins de estudo e pesquisa Odontológica da mestranda Manoelita Figueiredo de Magalhães.

Belo Horizonte, 01º de setembro de 2000



DANN ROBERT JORGE SAFF
Coordenador da clínica Cirúrgica



SÁLVIO SÉRGIO JORDÃO
Chefe da Divisão de Odontologia Geral

**REFERÊNCIAS
BIBLIOGRÁFICAS**

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ABSI, E. G.; ADDY, M.; ADAMS, D. Dentine hypersensitivity; the development and evaluation of a replica technique to study sensitive and non-sensitive cervical dentine. **J. Clin. Periodontol.**, v.16, p.190-5, 1989 apud ADDY, M. Clinical aspects of dentin Hypersensitivity. **Proc. Finn. Dent. Soc.**, v.88, suplement.1, Abstract, 1992.
2. ABSI, E.G.; ADDY, M.; ADAMS, S. Dentine hypersensitivity; a study of the patency of dentinal tubules in sensitive and non-sensitive cervical dentine. **J. Clin. Periodontol.**, v.14, n.5, p.280-284, 1987.
3. ADDY, M. Clinical aspects of dentin Hypersensitivity. **Proc. Finn. Dent. Soc.**, v.88, p.23-30, suplement.1, Abstract, 1992.
4. ADDY, M.; ABSI, E.G.; ADAMS, D. Dentine hypersensitivity. **J. Clin. Periodontol.**, v.14, n.5, p.274-279, May 1987.
5. ADDY, M.; DOWELL, P. Dentine hypersensitivity; a review. **J. Clin. Periodontol.**, v.10, p.351-363, 1983.
6. ADDY, M.; DUMMER, P.M.H.; HUNER, M. et al. Changes in the prevalence of plaque, gingivitis and pocketing in a group of South Wales School children examined at the ages of 11-12 and 15-16 years. **Community Dent. Health**, v.5, p.345-354, 1988 apud ADDY, M. Clinical aspects of dentin Hypersensitivity. **Proc. Finn. Dent. Soc.**, v.88, p.23-30, suplement.1, Abstract, 1992.
7. AHLQUIST, M.; FRANZÉN, O.; COFFEY, J.; PASHLEY, D. Dentin pain evoked by hydrostatic pressures applied to exposed dentin in man: a test of the hydrodynamic theory of dentin sensitivity. **J. Endodont.**, v.20, n.3, p.130-134, Mar. 1994.
8. AMERICAN NATIONAL STANDARD INSTITUTE. **American national standard of safe use of lasers**. ANSI Z1136.1, 1993 apud PROCEEDINGS of laser in dentistry V. San Jose, California, Jan. 1999, v.3593.
9. AUN, C. E.; BRUGNERA, A. Jr.; VILLA, R. G. Raio laser hipersensibilidade dentinária. Avaliação clínica de pacientes portadores de hipersensibilidade dentinária cujos dentes foram tratados com raio laser Hélio-Neon. **Revista da APCD**, v.43 n.2, Mar/Abr. 1989.

10. BENEDICENTI, A. **Manuale di laser terapia del cavo orale**. Gênova: Maggioli, 1982. p.105-107.
11. BERGGREN, G.; BRÄNNSTRÖM, M. The rate of flow in dentinal tubules due to capillary attraction. **J. Dent. Res.**, v.44, p.408, 1965 apud BRÄNNSTRÖM, M.; ASTRÖM, A. The hydrodynamics of the dentine; its possible relationship to dentinal pain. **Int. Dent. J.**, v.22, n.2, p.219-227, 1972.
12. BHASKAR, S. N. **Histologia e embriologia oral de Orban**. 8.ed. Rio de Janeiro: Artes Médicas, 1978. Cap. 8: Dentina, p.107-141.
13. BOULNOIS, J. L. Física do laser. In: MAILLET, H. (Coord.) **O laser, princípios e técnicas de aplicações**. São Paulo: Manole, 1987. 103p. Cap.1, p.13-103
14. BRÄNNSTRÖM, M. A hydrodynamic mechanism in the transmission of pain producing stimuli through dentine. In: Sensory mechanisms in dentine (ed. D. J. Anderson). p.73-79. Pergamon Press, London, 1963 apud SCHALLER, H. G.; WEIHING, T.; STRUB, J. R. Permeability of dentine after Nd:YAG laser treatment: an *in vitro* study. **Journal of Oral Rehabilitation**, v.24, p.274-281, 1997.
15. BRÄNNSTRÖM, M. Etiology of dentin hypersensitivity. **Proc. Finn. Dent. Soc.**, v.8, p.7-13, suplement.1, Abstract, 1992.
16. BRÄNNSTRÖM, M. Sensitivity of dentine. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.**, v.21, n.4, p.517-527, Apr. 1966
17. BRÄNNSTRÖM, M. The hydrodynamic theory of dentinal pain; sensation in preparations, caries and the dentinal crack syndrome. **J. Endodont.**, v.12, n.10, p.453-457, Oct. 1986.
18. BRÄNNSTRÖM, M. The surface of sensitive dentine. An experimental study using replication. **Odont. Revy.**, v.16, n.4, p.2931-1939, 1965
19. BRÄNNSTRÖM, M.; ASTRÖM, A. A study on the mechanism of pain elicited from the dentin. **Dentinal Pain**, v.43, n.4, p.619-625, Aug. 1964.
20. BRÄNNSTRÖM, M.; ASTRÖM, A. The hydrodynamics of the dentine; its possible relationship to dentinal pain. **Int. Dent. J.**, v.22, n.2, p.219-227, 1972.
21. BRÄNNSTRÖM, M.; GARBEROGLIO, R. Occlusion of dentinal tubules under superficial attrited dentine. **Swed. Dent. J.**, v.4, p.87-91, 1980.

22. BRÄNNSTRÖM, M.; GARBEROGLIO, R. The dentinal tubules and the odontoblast processes. A scanning electron microscopic study. **Acta Odont. Scand.**, v.30, p.291-311, 1972.
23. BROWN, W. S.; DENEY, A.; JACOBS, H. R. Thermal properties of teeth. **J. Dent. Res.**, v.49, n.4, p.752-755, 1970 apud ZECELL, D. M.; CECCHINI, S. C. M.; PINOTTI, M.; EDUARDO, C. P. **Temperature changes under Ho:YLF irradiation.** In: WIGDOR, H. A.; FEATHERSTONE, J. D. B.; WHITE, J. M.; NEEV, J. **Proceedings of lasers in dentistry II.** San Jose: SPIE, 1996. p.34-39.
24. BURMAN, L. R.; GOLDSTEIN, A. Evaluation of a desensitizing agent by response to a controlled external stimulus. **J. Periodontol.**, v.32, p.257-60, 1961 apud ADDY, M. Clinical aspects of dentin Hypersensitivity. **Proc. Finn. Dent. Soc.**, v.88, suplement.1, Abstract, 1992.
25. CECCHINI, S. C. M. **Estudo *in vitro* das aplicações do laser de Hólmio:YLF em esmalte e dentina, visando cirurgia de acesso endodôntico e preparo cavitário.** São Paulo: Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, 1995. 148p. (Dissertação, Mestrado em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear).
26. CHAN, A. Treatment of dentine hypersensitivity with Er:YAG laser; a preliminary studies. In: International Congress on Lasers in Dentistry, 7, 2000. **Proceedings...** Brussels, Belgium. p.9
27. CIARAMICOLI, M. T. **Avaliação clínica da hipersensibilidade dentinária cervical em dentes com e sem tratamento periodontal, frente a dois diferentes estímulos, após remoção dos fatores etiológicos e aplicação do laser de Nd:YAG.** São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia, 1999. 163p. (Dissertação, Mestrado. Área de concentração: Dentística).
28. COX, C.J.; PEARSON, G.J.; PALMER, G. Preliminary in vitro investigation of the effects of pulsed Nd:YAG laser radiation on enamel and dentin. **Biomaterials**, v.15, p.1145-1151, 1994 apud ROHANIZADEH, R., LeGEROS, R.Z., FAN, D., JEAN, A., DACULSI, G. Ultrastructural properties of laser irradiated and heat-treated dentin. **J. Dent. Res.**, v.12, p.1819-1835, 1999.
29. DAVIS, W.B.; WINTER, P.J. The effect of abrasion on enamel and dentine after exposure do dietary acid. **Brit. Dent. J.**, v.148, p.253-256, June 1980.

30. DEDERICH, D.N.; ZAKARIASEN, K.L.; TULIP, J. Scanning electron microscopic analysis of canal wall dentin following Neodymium Yttrium-Aluminum-Garnet laser irradiation. **J. Endodont.**, v.10, p.428-431, 1984 apud ROHANIZADEH, R., LeGEROS, R.Z., FAN, D., JEAN, A., DACULSI, G. Ultrastructural properties of laser irradiated and heat-treated dentin. **J. Dent. Res.**, v.12, p.1819-1835, 1999.
31. DOWELL, P.; ADDY, M. Dentine hypersensitivity – a review. Etiology, symptoms and theories of pain production. **J. Clin. Periodontol.**, v.10, p.341-350, 1983.
32. DOWELL, P.; ADDY, M.; DUMMER, P. Dentine hypersensitivity; aetiology, differential diagnosis and management. **Brit. Dent. J.**, v.158, p.92-96, Feb. 1985.
33. EDUARDO, C. P. Clinical user of neodymium laser in dentistry. **Dent. Outlook**, p.29-34, 1994 (Special issue).
34. EINSTEIN, A. Zur quantum theoric der strhlung. **Physikalische Zeitschrift**, v.18, p.121-128, 1917.
35. EMLING, R.C. Historical overview of causes and treatment of dental hypersensitivity. **Compend. Contin. Educ. Dent.**, suppl.3, p.S92-S94, 1982.
36. FLYNN, J.; GALLOWAY, R.; ORCHADSON, P. The incidence of hypersensitive teeth in the west of Scotland. **J. Dent.**, v.13, n.12, p.230-236, 1985.
37. FREIRE JUNIOR, O.; CARVALHO NETO, R.A. **O universo dos quanta**. Uma breve história da física moderna. São Paulo: FTD, 1997. Cap.3: Uma história com muitos protagonistas, p.22-38.
38. FUNATO, A.; NAKAMURA, Y.; MATSUMOTO, K. Effects of Nd:YAG laser irradiation on microcirculation. *Journal of Clinical Laser Medicine and Surgery*, v.9, p.467-474, 1991 apud KIMURA, Y. et al. Treatment of dentine hypersensitivity by lasers; a review. **J. Clin. Periodontol.**, Munksgaard, v.27, p.715-721, 2000.
39. GANGAROSA, L. P. Current strategies for dentist-applied treatment in the management of hypersensitive dentine. **Archs. Oral Biol.** v.39, p.101S-106S, (suppl.) 1994.
40. GARBEROGLIO, R.; BRÄNNSTRÖM, M. Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. **Arch. Oral Biol.**, v.21, p.355-62, 1976.

41. GEIER, K.O.; PRENNA, F.S.; MONTZEL, C.V.B. **Laser therapy in pain management**. 7th World Congress in Pain. Seattle, 1993. IASP Publications: Abstr.
42. GELSKEY, S.C.; WHITE, J.M.; PRUTHI, V.K. The effectiveness of the Nd:YAG laser in the treatment of dental sensitivity. **J. Can. Dent. Assoc.**, v.59, n.4, p.377-386, Apr. 1993.
43. GERSCHMAN, J. A.; RUBEN, J.; GEBART-EAGLEMONT, J. Low level laser therapy for dentinal tooth hypersensitivity. **Aust. Dent. J.**, v.39, n.6, p.353-357, Dec. 1994.
44. GILLAM, D. G.; KHAN, N.; MORDAN, N. J.; BARBER, P. M. Scanning electron microscopy (SEM) investigation of selected desensitizing agents in the dentine disc model. **Endod. Dent. Traumat.**, v.15, n.5, p.198-204, 1999.
45. GOODIS, H. E.; WHITE, J. M.; MARSHALL JR. G. W. et al. Effects of Nd: and Ho:Yttrium-aluminium garnet lasers on human dentine fluid flow and dental pulp-chamber temperature in vitro. **Archs Oral Biol.**, v.42, n.12, p.845-854 1997.
46. GRAF, H.; GALASSE, R. Morbidity, prevalence and intra oral distribution of hypersensitive teeth. **J. Dent. Res.**, v.56, 1977. [Resumo IADR n. 479].
47. GREEN, B. L.; GREEN, M. L.; McFALL JR., W. T. Calcium hydroxide and potassium nitrate as desensitizing agents for hypersensitive root surfaces. **J. Periodontol.**, v.48, n.10, p.667-672, Oct. 1977.
48. GREENHILL, J. D.; PASHEY, D. H. The effects of desensitizing agents on the hydraulic conductance of human dentin *in vitro*. **J. Dent. Res.**, Georgia, v.60, n.3, p.687-698, 1981.
49. GREGORI, C. **Cirurgia odontológica para o clínico geral**. São Paulo: Sarvier, 1988. p.110-113.
50. GROSSMAN, L. I. A systematic method for the treatment of hypersensitive dentin. **J. Am. Den. Assoc.**, v.22, p.592-602, Apr. 1935.
51. GROTH, E. B. **Contribuição para o estudo da aplicação do laser de baixa potência de GaAlAs no tratamento da hipersensibilidade dentinária**. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, 1993. 67p. (Dissertação mestrado, área de concentração: Dentística).

52. GUNJI, T. Morphological research on the sensitivity of dentin. **Arch. Histol. Jap.** v.45, n.1, p.45-67, 1982
53. GUTKNECHT, N.; MORITZ, A.; DERCKES, H. W.; LAMPERT, F. Treatment of hypersensitive teeth using neodymium; yttrium-aluminum-garnet lasers; a comparison of the use of various settings in an in vivo study. **J. Clin. Laser Med. Surg.**, v.15, n.4, p.171-174, 1997.
54. GUYTON, A. C. **Textbook of Medical Physiology**. 4.ed. Edn, p.211-212. W.B. Saunders, Philadelphia, Penn. Apud PASHLEY, D. H., LIVINGSTON, M.J., GREENHILL, J. D. Regional resistances to fluid flow in human dentine in vitro. **Archs Oral Biol.** v.23, p.807-810, 1978a.
55. GYSI, A. An attempt to explain the sensitiveness of dentin. **Br. J. Dent. Sci.**, v.43, p.865-868, 1900 apud NAHRI, M., KONTTURI-NAHRI, V., HIRVONEN, T., NGASSAPA, D. Neurophysiological mechanisms of dentin hypersensitivity. **Proc. Finn. Dent. Soc.**, v.88, p.15-22, suplem. 1, Abstract .1992.
56. HAUGEN, E.; JOHANSEN, J. R. Tooth hypersensitive after periodontal treatment. **J. Clin. Periodontol.**, v.15, n.6, p.399-401, July 1988.
57. HOYT, W. H.; BIBBY, B. G. Use of sodium fluoride for desensitizing dentine. **J. Am. Dent. Assoc.**, v.30, p.1372-1376, 1943.
58. JEFFREW, I. W. M.; LAWRENSEN, B.; LONGBOTTOM, C.; SAUNDERS, E. M. CO2 laser application to the mineralized dental tissues – the possibility of iatrogenic sequelae. **J. Dent.**, v.8, n.1, p.24-36, 1990a apud ZECELL, D.M., CECCHINI, S.C.M., PINOTTI, M., EDUARDO, C.P. **Temperature changes under Ho:YLF irradiation**. In: WIGDOR, H.A., FEATHERSTONE, J.D.B., WHITE, J.M., NEEV, J. Proceedings of lasers in dentistry II. San Jose: SPIE, 1996. p.34-39.
59. JEFFREW, I. W. M.; LAWRENSEN, B.; SAUNDERS, E. M.; LONGBOTTOM, C. Dentinal temperature transients caused by exposure to Co2 laser irradiation and possible pulpal damage. **J. Dent.** v.18, n.1, p.31-36, 1990b apud ZECELL, D.M., CECCHINI, S.C.M., PINOTTI, M., EDUARDO, C.P. **Temperature changes under Ho:YLF irradiation**. In: WIGDOR, H.A., FEATHERSTONE, J.D.B., WHITE, J.M., NEEV, J. Proceedings of lasers in dentistry II. San Jose: SPIE, 1996. p.34-39.

60. JENSEN, A. Hypersensitivity controlled by iontophoresis; double blind investigation. **J. Am. Dent. Assoc.**, v.68, p.216-25, 1964 apud ADDY, M. Clinical aspects of dentin Hypersensitivity. **Proc. Finn. Dent. Soc.**, v.88, suplem.1, Abstract, 1992.
61. KERNS, D. G.; SCHEIDT, M. J.; PASHLEY, D. H.; HORNER, J. A.; STRONG, S. L.; DYKE, T. E. V. Dentinal tubule occlusion and root hypersensitivity. **J. Periodontol.**, v.62, n.7, p.421-428, July 1991.
62. KERT, J. LLLT used preoperatively. **Laser News**, v.4, p.506, 1992 apud GERSCHMAN, J. A.; RUBEN, J.; GEBART-EAGLEMONT, J. Low level laser therapy for dentinal tooth hypersensitivity. **Aust. Dent. J.**, v.39, n.6, p.353-357, Dec. 1994.
63. KIM, S. Thermal stimuli in dentinal sensitivity. **Endod. Dent. Traumatol.**, v.2, p.138-140, 1986.
64. KIMURA, Y. et al. Treatment of dentine hypersensitivity by lasers; a review. **J. Clin. Periodontol.**, Munksgaard, v.27, p.715-721, 2000.
65. KOBAYASHI, K.; YAMAGUCHI, H.; KUMAI, A., et al. Pain relief effects of Nd:YAG laser irradiation on dentin hypersensitivity during periodontal treatment. *Journal of Japanese Society of Periodontology*, v.41, p.180-187, 1999 apud KIMURA, Y. et al. Treatment of dentine hypersensitivity by lasers; a review. **J. Clin. Periodontol.**, Munksgaard, v.27, p.715-721, 2000.
66. LABAHN, R.; FAHRENBACH, W. H.; CLARK, S. M.; LIE, T.; ADAMS, D. F., Root dentin morphology after different modes of citric acid and tetracycline hydrochloride conditioning. **J. Periodontol.**, v.63, n.4, p.303-309, 1992.
67. LAN, W. H.; LIU, H-C. Treatment of dentin hypersensitivity by Nd:YAG laser. **J. Clin. Laser Med. Surg.**, v.14, n.2, p.89-92, 1996.
68. LAN, W. H.; LIU, H-C. Sealing of human dentinal tubules by Nd:YAG laser. **Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery**, v.13, n.5, p.329-333, 1995.
69. LAN, W. H.; LIU, H-C.; LIN, C-P. The combined occluding effect of sodium fluoride varnish and Nd:YAG laser irradiation on human dentinal tubules. **Journal of Endodontics**, v.25, n.6, p.424-426, June 1999.
70. LAUFER, B. F.; MAYER, I.; GEDALI, I. Fluoride uptake and fluoride residual of fluoride-treated human root dentin in vitro, determined by chemical, SEM, and X-ray diffraction analysis. **Arch. Oral Biol.**, v.26, p.159-163, 1981.

71. LAUNAY, Y.; MORDON, S.; CORNIL, A. et al. Thermal effects of lasers on dental tissues. *Lasers in Surgery and Medicine*, v.7, p.473-477, 1987 apud KIMURA, Y. et al. Treatment of dentine hypersensitivity by lasers; a review. **J. Clin. Periodontol.**, Munksgaard, v.27, p.715-721, 2000.
72. LIU, H-C.; LAN, W. H. The combined effectiveness of the semiconductor laser with Duraphat in the treatment of the dentin hypersensitivity. **J. Clin. Laser Med. Surg.**, v.12, n.6, p.315-319, 1994.
73. LIU, H-C.; LIN, C. P.; LAN, W. H. Sealing depth of Nd:YAG laser on human dentinal tubules. **Journal of Endodontics**, v.23, n.11, p.691-693, Nov. 1997.
74. LUZ, M. A. A. C. **Importância do esfregaço na permeabilidade dentinária**. São Paulo: Faculdade de Odontologia, 1994. 99p. (Dissertação, mestrado, área de concentração: Dentística).
75. MAILLET, H. (Coord.) **O laser, princípios e técnicas de aplicações**. São Paulo: Manole, 1987. 103p.
76. MAIMAN, T. H. Stimulated optical radiation in ruby. **Nature**, v.187, n.4736, Aug. 1960.
77. MALDONADO, E. P. **Mecanismos de interação laser-tecido. Interação da luz laser com tecidos biológicos**. Universidade de São Paulo: Faculdade de Odontologia. 35p. 2000. Apostila do curso Mestrado Profissionalizante: Lasers em Odontologia.
78. MATSUMOTO, K.; FUNAI, H.; SHIRASUKA, T.; WAKABAYASHI, H. Effects of Nd:YAG laser in treatment of cervical hypersensitive dentine. *Japanese Journal of Conservative Dentistry*, v.28, p.760-765, 1985 apud KIMURA, Y. et al. Treatment of dentine hypersensitivity by lasers; a review. **J. Clin. Periodontol.**, Munksgaard, v.27, p.715-721, 2000.
79. MATSUMOTO, K.; IZUMI, M.; NAGASAWA, H. Scanning electron microscopic study on the hypersensitivity of dentin. *Japanese Journal of Conservative Dentistry*, v.23, p.247-251, 1980 apud KIMURA, Y. et al. Treatment of dentine hypersensitivity by lasers; a review. **J. Clin. Periodontol.**, Munksgaard, v.27, p.715-721, 2000.
80. MATSUMOTO, K.; NAKAMURA, G.; MORITA, Y. et al. Scanning electron microscopic study on the hypersensitivity of the exposed root surface. *Japanese Journal of Conservative Dentistry*, v.25, p.142-147, 1982 apud KIMURA, Y. et al. Treatment of dentine hypersensitivity by lasers; a review. **J. Clin. Periodontol.**, Munksgaard, v.27, p.715-721, 2000.

81. MATSUMOTO, K.; NAKAMURA, G.; TOMUNARI, H. Study on the treatment of hypersensitive dentine by HeNe Laser Irradiation. **Jap. J. Conservat Dent.**, v.29, n.1, p.312, Jan. 1986 apud AUN, C. E.; BRUGNERA, A. Jr.; VILLA, R. G. Raio laser hipersensibilidade dentinária. Avaliação clínica de pacientes portadores de hipersensibilidade dentinária cujos dentes foram tratados com raio laser Hélio-Neon. **Revista da APCD**, v.43 n.2, Mar/Abr. 1989.
82. McFALL, W. T. A review of the active agents available for treatment for dentinal hypersensitivity. **Endo Dent. Traumatol.**, v.1, p.141-149, 1986.
83. MICHELICH, V.; PASHLEY D. H.; WIHTFORD, G. M. Dentin permeability: a comparison of functional versus anatomical tubular radii. **J.Dent. Res.**, v.57, n.11-12, p.1019-1024, Nov.-Dec., 1978.
84. MISERENDINO, J. L.; PICK, R. M. **Lasers in dentistry**. Chicago: Quintessence Books, 1995. 341p.
85. MISERENDINO, L. J.; LEVY, G. C.; RIZOIU, I. M. Effects of Nd: YAG laser on the permeability of root canal wall dentin. **J. Endodont.**, v.21, p.83-87, 1995 apud ROHANIZADEH, R., LeGEROS, R.Z., FAN, D., JEAN, A., DACULSI, G. Ultrastructural properties of laser irradiated and heat-treated dentin. **J. Dent. Res.**, v.12, p.1819-1835, 1999.
86. MORIOKA, T.; SUZUKI, K.; TAGOMORI, S. Effect of beam absorptive mediators on acid resistance of surface enamel by Nd:YAG laser irradiation. *Journal of Dental Health*, v.34, p.40-44, 1984 apud KIMURA, Y. et al. Treatment of dentine hypersensitivity by lasers; a review. **J. Clin. Periodontol.**, Munksgaard, v.27, p.715-721, 2000.
87. MORITZ, A.; GUTKNECHT, N.; SCHOOP, M.; GOHARKHAY, M.; EBRAHIM, D.; WERNISCH, J.; SPERR, W. The advantage of CO₂-treated dental necks, in comparison with a standard method: results of an *in vivo* study. **J. Clin. Laser Med. Surg.**, v.14, n.1, p.27-32, 1996.
88. MORITZ, A.; SCHOOP, U.; GOHARKHAY, K. et al. Long term effects of Co2 laser irradiation on treatment of hypersensitive dental necks: results of an *in vivo* study. **Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery**, v.16, n.4, p.211-215, 1998.
89. MYERS, T. D.; McDANIEL, J. D. The pulsed Nd:YAG dental laser: review of clinical applications. *Journal of California Dental Association*, v.19, p.25-30, 1991 apud KIMURA, Y. et al. Treatment of dentine hypersensitivity by lasers; a review. **J. Clin. Periodontol.**, Munksgaard, v.27, p.715-721, 2000

90. NAHRI, M.; KONTTURI-NAHRI, V.; HIRVONEN, T.; NGASSAPA, D. Neurophysiological mechanisms of dentin hypersensitivity. **Proc. Finn. Dent. Soc.**, v.88, p.15-22, suplement. 1, Abstract .1992.
91. NASA. Electromagnetic spectrum. Observation Education. Reference Module. Capturado em 01.07.01 no endereço:
<<http://www.observe.ivv.nasa.gov/nasa.gov/nasa/education/reference/emspec/empectrum.html>>
92. NOGUEIRA, G. E. C. **Normas de segurança no uso dos lasers**. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, 2000. Mestrado Profissionalizante "Lasers em Odontologia". (Apostila).39p.
93. OCHI, K.; MATSUMOTO, K. A morphological study of dentinal nerve endings. **J. Endodont.**, v.14, n.12, p.601-605, Dec. 1988.
94. OLSEN, E. J. Laser action spectrum of reduced excitability in nerve cells. **Brain Res.**, v.204, p.436-440, 1981.
95. ORCHADSON, R. S.; COLLINS, W. J. Clinical features of hypersensitivity teeth. **Brit. Dent. J.**, v.162, n.7, p.253-6, Apr. 1987.
96. ORCHARDSON, R. S.; COLLINS, W. J. Dentine sensitivity. **Hygienists Forum**, v.34, p.6-12, 1984 apud ADDY, M. Clinical aspects of dentin Hypersensitivity. **Proc. Finn. Dent. Soc.**, v.88, suplement.1, Abstract, 1992.
97. ORCHARDSON, R.; PEACOCK, J. M.; WHITTERS, C. J. Effect of pulsed Nd:YAG laser radiation on action potential conduction in isolated mammalian spinal nerves. *Lasers in Surgery and Medicine*, v.21, p.142-148, 1997 apud KIMURA, Y. et al. Treatment of dentine hypersensitivity by lasers; a review. **J. Clin. Periodontol.**, Munksgaard, v.27, p.715-721, 2000.
98. OSBORN, J. W.; TEN CATE, A. R. **Histologia dental avançada**. 4.ed. São Paulo: Quintessence, 1988. Cap.14: A sensibilidade dentinária, p.118-128.
99. OYAMA, T.; MATSUMOTO, K. A clinical and morphological study of cervical hypersensitivity. **Journal of Endodontics.**, v.17, n.10, p.500-502, Oct. 1991.

100. PAGHDIWALA, A. F.; VAIDYANATHAN, T. K.; PAGHDIWALA, M. F. Evaluation of erbium:YAG laser radiation of hard dental tissues: analysis of temperature changes, depth cuts and structural effects. *Scanning Microsc.*, v.7, n.3, p.989-997, 1993 apud ZECELL, D. M.; CECCHINI, S. C. M.; PINOTTI, M.; EDUARDO, C. P. **Temperature changes under Ho:YLF irradiation**. In: WIGDOR, H. A.; FEATHERSTONE, J. D. B.; WHITE, J. M.; NEEV, J. *Proceedings of lasers in dentistry II*. San Jose: SPIE, 1996. p.34-39.
101. PASHLEY, D. H. Dentine permeability and its role in the pathobiology of dentine sensitivity. *Arch. Oral Biol.*, v.39 (Suppl.), p.738-805, 1994.
102. PASHLEY, D. H. Dentin permeability, dentin sensitivity, and treatment through tubule occlusion. *J. Endodont.*, v.12, n.10, p.465-474, Oct. 1986.
103. PASHLEY, D. H. Dentin-predentin complex and its permeability; physiologic overview. *J. Dent. Res.*, v.64, special issue, p.613-620, April, 1985.
104. PASHLEY, D. H. Mechanisms of dentin sensitivity. *Dental Clinics of North America*, v.34, n.3, p.449-473, July 1990.
105. PASHLEY, D. H. **The etiology of dentinal hypersensitivity**. Dental hypersensitivity. Current perspectives in diagnosis and treatment symposium. Irvington, New York, 1987.
106. PASHLEY, D. H. The influence of dentin permeability and pulpal blood flow on pulpal solute concentrations. *J. Endodont.*, v.5, n.12, p.355-361, Dec. 1979.
107. PASHLEY, D. H.; ANDRINGA, H. J.; EICHMILLER. Effects of ferric and aluminum oxalates on dentin permeability. *Am. J. Dent.*, v.4, n.3, p.123-126, June 1991 apud SOUSA, S. M. G.; SANTA CECÍLIA, M.; NUNES, E. et al. Permeabilidade dentinária: implicações clínicas e terapêuticas. *Revista Brasileira de Odontologia*, v.5, n.5, p.2-5, 1995.
108. PASHLEY, D. H.; GALLOWAY, S. The effects of oxalato treatment on the smear layer of ground surfaces of human dentin. *Arch. Oral Biol.*, v.30, p.731-737, 1985.

109. PASHLEY, D. H.; LIVINGSTON, M. J. Effect of molecular size on permeability coefficients in human dentin. **Achieves of Oral Biology**, v.23, p.391-395, 1978 apud SCHALLER, H. G.; WEIHING, T.; STRUB, J. R. Permeability of dentine after Nd:YAG laseer treatment: an in vitro study. **Journal of Oral Rehabilitation**, v.24, p.274-281, 1997.
110. PASHLEY, D. H.; LIVINGSTON, M. J.; GREENHILL, J. D. Regional resistances to fluid flow in human dentine in vitro. **Archs. Oral Biol.** v.23, p.807-810, 1978a.
111. PASHLEY, D. H.; LIVINGSTON, M.; REEDER, O. W. Effects of the degree of tubule occlusion on the permeability of human dentine in vitro. **Arch. Oral Biol.**, v.23, p.1127-1133, 1978b.
112. PASHLEY, D. H.; MICHELICH, V.; KEHL, T. Dentin permeability: effects of smear layer removal. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.46, n.5, p.531-537, Nov. 1981.
113. PASHLEY, D. H.; STEWART, F. P.; GALLOWAY, S. E. Effects of air-drying in vitro on human dentine permeability. **Archs. Oral Biol.**, v.29, n.5, p.379-383, 1984.
114. PEARLMAN, S. The cutting edge: interfacial dynamics of cutting and grinding. **DHEW publication**, n.76, p.170 [s.n.t] apud GWINNET, A. J. Smear layer: morphological considerations. **Operative Dent.** v 10 (Suppl. 3), p.3-12, Mar. 1984.
115. PICK, R. M. Using laser in clinical dental practice. **JADA**, v.124, p.37-47, 1993.
116. REEDER JR, O. W.; WALTON, R. E.; LIVINGSTON, M. J.; PASHLEY, D. H. Dentin permeability: determinants of hydraulic conductance. **J. Dent. Res.**, v.57, n.2, p.187-193, Feb. 1978.
117. RENTON-HARPER, P.; MIDA, M. Nd:YAG laser treatment of dentinal hypersensitivity. **Br. Dent. J.**, v.172, p.13-16, Jan. 1992.
118. RIMONDINI, L.; BARONI, C.; CARRASI, A. Ultrastructure of hypersensitive and non-sensitive dentine. A study on replica models. **J. Clin. Periodontol.**, v.22, p.899-902, 1995.
119. ROHANIZADEH, R.; GEROS, R.Z.; FAN, D. et al. Ultrastructural properties of laser-irradiated and heat-treated dentin. **J. Dent. Research**, v.78, n.12, p.1928-1935, Dec. 1999.

120. ROSENTHAL, M. W. Historic review of the management of tooth hypersensitivity. **Dental Clinics of North America**, v.34, n.3, p.403-425, July 1990.
121. SAGI, A.; SHITZER, A.; KATZIR, A.; AKSELROD, S. Heating of biological tissue by laser irradiation: theoretical model. *Opt. Eng.*, v.31, n.7, p.1417-1424, 1992 apud ZECELL, D. M.; CECCHINI, S. C. M.; PINOTTI, M.; EDUARDO, C. P. **Temperature changes under Ho:YLF irradiation**. In: WIGDOR, H. A.; FEATHERSTONE, J. D. B.; WHITE, J. M.; NEEV, J. *Proceedings of lasers in dentistry II*. San Jose: SPIE, 1996. p.34-39.
122. SCHALLER, H. G.; WEIHING, T.; STRUB, J. R. Permeability of dentine after Nd:YAG laser treatment: an in vitro study. **Journal of Oral Rehabilitation**, v.24, p.274-281, 1997.
123. SCHAWLOW, A. L.; TOWNES, C. H. Infrared and optical masers. *Phys. Rev.*, v.112, n.6, p.1940-1949, Dec. 1958 apud CECCHINI, S. C. M. **Estudo in vitro das aplicações do laser de Hólmio:YLF em esmalte e dentina, visando cirurgia de acesso endodôntico e preparo cavitário**. São Paulo: Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, 1995. 148p. (Dissertação, Mestrado em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear).
124. SCHEININ, A.; KANTOLA, S. Laser induced effects on tooth structure in microradiography and polarized light microscopy of dental enamel and dentine. **Acta Odontol. Scand.**, v.27, n.2, p.181-192, 1968.
125. SCHIFF, T.; DOTSON, M.; COHEN, S.; De VIZIO, W.; McCOOL, J.; VOLPE, A. Efficacy of a dentifrice containing potassium nitrate, soluble pyrophosphate, PVM/MA copolymer, and sodium fluoride on dentinal hypersensitivity: a twelve-week clinical study. **J. Clin. Dent.**, v.5, spec. issue, p.87-92, 1994.
126. SOBRAL, M. A. P. **Hipersensibilidade dentinária cervical: incidência, diagnóstico, causas e mecanismo da dor dentária**. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, 1994. 125p. (Dissertação, Mestrado em Dentística).
127. SOBRAL, M. A. P.; CARVALHO, R.C.R.; GARONE NETTO, N. Prevalência de hipersensibilidade dentinária cervical. **Rev. Odontol. Univ. São Paulo**, v.9, n.3, p.177-181, jul./set. 1995.
128. SOBRAL, M. A. P.; GARONE NETTO, N. Aspectos clínicos da etiologia da hipersensibilidade dentinária cervical. **Rev. Odontol. Univ. São Paulo**, v.13, n.2, p.189-195, abr./jun., 1999.

129. SOUSA, S. M. G.; SANTA CECÍLIA, M.; NUNES, E. et al. Permeabilidade dentinária: implicações clínicas e terapêuticas. **Revista Brasileira de Odontologia**, v.5, n.5, p.2-5, 1995.
130. SOUT, W. C. Sodium silicofluoride as a desensitizing agent. **J. Periodontol.**, v.26, p.208, 1955.
131. STABHOLZ, A.; KHAYAT, A.; WEEKS, D. A. et al. Scanning electron microscopic study of the apical dentin surfaces lased with Nd:YAG laser following apicoectomy and retrofill. **Int. Endo. J.**, v.25, p.288-291, 1992 apud ROHANIZADEH, R.; LeGEROS, R. Z.; FAN, D.; JEAN, A.; DACULSI, G. Ultrastructural properties of laser irradiated and heat-treated dentin. **J. Dent. Res.**, v.12, p.1819-1835, 1999.
132. STABHOLZ, A.; NEEV, J.; LIH-HUEI, L. et al. Sealing of human dentinal tubules by XeCl 308-nm excimer laser. **Journal of Endodontics**, v.19, n.5, p.267-271, June 1993.
133. STRAWN, S. E. et al. Spectroscopic changes in human dentine exposed to various storage solution – short term. **Journal of Dentistry**, v.24, n.6, p.417-423, 1996.
134. SZABÓ, J.; TROMBITÁS, K.; SZABÓ, I. The odontoblast process and its branches in human teeth observed by scanning electron microscopy. **Archs. Oral Biol.**, v.29, n.4, p.331-333, 1984.
135. TANJI, E. Y.; MATSUMOTO, K. The comparative study of the morphological changes of dentin surface after Nd:YAG, CO₂ and argon lasers irradiation. **The Journal of Japan Endodontic Association**, v.15, n.1, p.14-20, June 1994.
136. TEN CATE, A. R. Oral histology; development, structure and function. St. Louis: Mosby, 1989, p.157-196 apud LUZ, M. A. A. C. **Importância do esfregaço na permeabilidade dentinária**. São Paulo: Faculdade de Odontologia, 1994. 99p. (Dissertação, mestrado, área de concentração: Dentística).
137. TOUYZ, L. Z.; STERN, J. Hypersensitive dentinal pain attenuation with potassium nitrate. **Gen. Dent.**, v.47, p.42-45, 1999.
138. TROWBRIDGE, H. O. Review of dental pain; histology and physiology. **Journal of Endodontics**, v.12, n.10, p.445-452, Oct. 1986.
139. TROWBRIDGE, H. O.; FRANKS, M.; KOROSTOFF, W.; EMLING, R. Sensory response to thermal stimulation in human teeth. **Journal of Endodontics**, v.6, n.1, p.405-411, Jan. 1980.

140. US DEPT. OF LABOR. Occupational Safety and Health Administration. **Guidelines for laser safety and hazard assessment**. OSHA Instruction PUB 8-1.7. Washington, D.C., August 1991 apud PROCEEDINGS of laser in dentistry V. San Jose, California, Jan. 1999, v.3593.
141. VONGSAVAN, N.; MATTHEWS, R. W.; MATTHEWS, B. The permeability of human dentine in vitro and in vivo. **Archives of Oral Biology**, v.45, p.931-935, 2000.
142. WALSH, L. J. The current status of low level laser therapy in dentistry. Part 2. Hard tissue applications. **Australian Dental Journal**, v.42, n.5, p.302-306, 1997.
143. WEST, N.; ADDY, M.; HUGHES, J. Dentine hypersensitivity: the effects of brushing desensitizing toothpaste, their solid and liquid phases, and detergents on dentine and acrylic: studies in vitro. **Journal of Oral Rehabilitation**, v.25, p.885-895, 1998.
144. WETTER, N. U. **Fibras óticas**. São Paulo: Mestrado Profissionalizante Laser em Odontologia – IPEN-FOUSP, 2000. Apostila do Curso.
145. WETTER, N. U.; ROSSI, W.; GRASSI, F.; STEEN, W. M.; MORATO, S. P. (edit.) **ICS lectures on industrial applications of lasers**. Vienna: UNIDO, 2000. Cap. 1: Lasers, p.1-28.
146. WHEELER, M. D. Dental lasers: better for the patient, but are they too expensive? **Biophotonics International Lasers in Dentistry**, p.48-53, January/February 1999.
147. WHITE, J. M.; FAGAN, M. C.; GOODIS, H. E. Intrapulpal temperatures during pulsed Nd:YAG laser treatment of dentin, in vitro. **Journal of Periodontology**, v.65, n.1-3, p.255-259, Oct. 1994.
148. WHITE, J. M.; GOODIS, H. E.; SETCOS, J. C. et al. Effects of pulsed Nd:YAG laser energy on human teeth: a three-year follow-up study. **JADA**, v.124, p.45-51, July 1993.
149. WHITE, J. M.; GOODIS, H. E.; ROSE, C. M.; DANIELS, T. E. Effects of Nd:YAG laser on pulps of extracted human teeth. **J. Dent. Res.**, v.69, p.300, 1991 apud ZEZELL, D. M.; CECCHINI, S. C. M.; PINOTTI, M.; EDUARDO, C. P. **Temperature changes under Ho:YLF irradiation**. In: WIGDOR, H. A.; FEATHERSTONE, J. D. B.; WHITE, J. M.; NEEV, J. **Proceedings of lasers in dentistry II**. San Jose: SPIE, 1996. p.34-39.

150. WHITTERS, C. J.; HALL, A.; CREANOR, S. L. et al. A clinical study of pulsed Nd:YAG laser – induced pulpal analgesia. **Journal of Dentistry**, v.23, p.145-150, 1995 apud KIMURA, Y. et al. Treatment of dentine hypersensitivity by lasers; a review. **J. Clin. Periodontol.**, Munksgaard, v.27, p.715-721, 2000.
151. WICHGERS, T.; EMERT, R. Dentin hypersensitivity. **Gen. Dent.**, n.37, p.225-229, May/June 1996.
152. YAP, A. U. J.; NEO, C. L. J. Non carious cervical tooth loss: part 1. **Dental Update**, p.315-318, Oct. 1995.
153. YONAGA, K.; KIMURA, Y.; MATSUMOTO, K. Treatment of cervical dentin hypersensitivity by various methods using pulsed Nd:YAG laser. **Journal of Clinical Laser Medicine and Surgery**, v.17, n.5, p.205-210, 1999.
154. YOSHIYAMA, M.; MASADA, J.; UCHIDA, A.; ISHIDA, H. Scanning electron microscopic characterization of sensitive vs. insensitive human radicular dentin. **J. Dent. Res.**, v.68, n.11, p.498-1502, Nov. 1989.
155. YOSHIYAMA, M.; NOIRI, Y.; OZAKI, K. et al. Transmission electron microscopic characterization of hypersensitive human radicular dentin. **J. Dent. Res.**, v.69, n.6, p.1293-1297, June 1990.
156. YU, D.; POWELL, L.; HIGUCHI, W.; FOX, J. L. Pulpal temperature measurement for Nd:YAG laser irradiated human tooth. **Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery**, v.13, n.2, p.69-71, 1995.0
157. ZACH, L.; COHEN, G. Pulp response to externally applied heat. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.**, v.19, n.4, p.515-530, Apr. 1965.
158. ZENNYU, K.; INOUE, M.; KONISHI, M. et al. Transmission of Nd:YAG laser through human dentin. **Journal of Japanese Society for Laser Dentistry**, v.7, p.37-45, 1996 apud KIMURA, Y. et al. Treatment of dentine hypersensitivity by lasers; a review. **J. Clin. Periodontol.**, Munksgaard, v.27, p.715-721, 2000.
159. ZECELL, D. M. **Fundamentos da física do laser. Interação laser-tecidos biológicos, normas de segurança e proteção física no uso dos lasers.** São Paulo: ABO/FO-USP/FDCTO/ABLO/IPEN. 1999. (Workshop: Utilização clínica do laser). 44p.



M22512



Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares

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

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

SÃO PAULO - São Paulo

[Http://www.ipen.br](http://www.ipen.br)

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