BR0645471

INIS-BR--4051

AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO

ESTUDO *IN VITRO* DA ALTERAÇÃO DA TEMPERATURA DURANTE A APLICAÇÃO DO Er:YAG LASER INTRACANAL

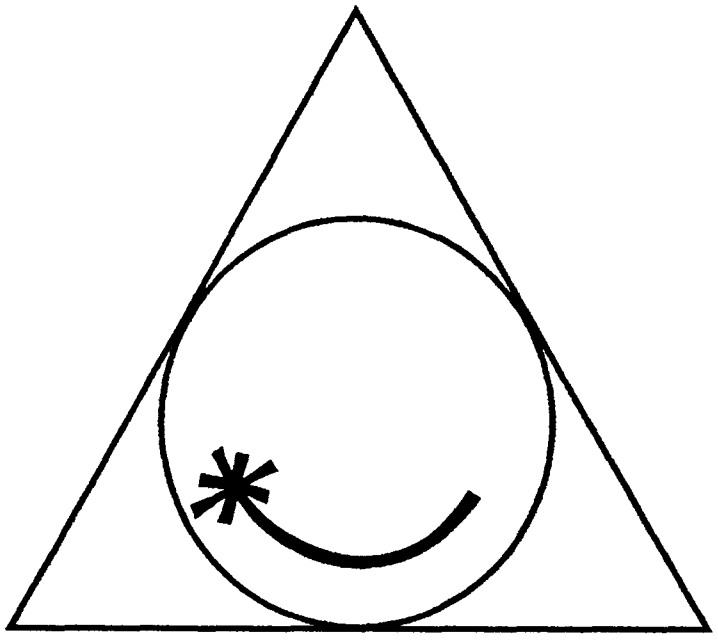
REDSON VILELA BRANDÃO

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

Orientador:
Prof. Dr. José Luiz Lage Marques

Co-Orientador:
Prof. Dr. Edison Puig Maldonado

São Paulo
2001



MESTRADO PROFISSIONALIZANTE DE LASER EM ODONTOLOGIA

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

IPEN
LIVRO
Nº 22286
BIBLIOTECA

ESTUDO *IN VITRO* DA ALTERAÇÃO DA TEMPERATURA DURANTE A APLICAÇÃO DO Er:YAG LASER INTRACANAL

REDSON VILELA BRANDÃO

Orientador: Prof. Dr. José Luiz Lage Marques

Co-orientador: Prof. Dr. Edison Puig Maldonado

Dissertação apresentada ao curso do mestrado profissionalizante laser em odontologia como parte dos requisitos para obtenção do grau de mestre.

SÃO PAULO
2001

COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR/SP - IPEN

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

ESTUDO *IN VITRO* DA ALTERAÇÃO DA TEMPERATURA DURANTE A APLICAÇÃO DO Er:YAG LASER INTRACANAL

REDSON VILELA BRANDÃO

Orientador: Prof. Dr. José Luiz Lage Marques

Co-orientador: Prof. Dr. Edison Puig Maldonado

Dissertação apresentada ao curso do mestrado profissionalizante laser em odontologia como parte dos requisitos para obtenção do grau de mestre.

SÃO PAULO
2001

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho
aos meus familiares pela força.

COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR/SP IPEN

REFLEXÃO

Ao desenvolver o laborioso trabalho, não podemos esquecer das decepções passadas. Esta entrada traiçoeira que tão facilmente enganou os primeiros exploradores da odontologia e laser, lembra-nos de como nossa profissão sempre fez questão de se iludir.

Infelizmente, muitos entram nesta decepcionante fase da prática odontológica para nunca mais sair. Dentro das decepções sempre há um símbolo do futuro "esperança" que nós precisamos ter acompanhada de determinação. Esperança de que o futuro da odontologia venha a melhorar consideravelmente. Esperança de que na prática esclarecida passe a ser orientada pela idéia de retenção e recuperação de todos os dentes. Esperança de que não seja mais aceita a "*amputação oral total ou parcial*".

Seria ridículo afirmar que as idéias contidas neste texto são nossas ou originais. Não há nada de realmente novo sob o sol da odontologia. Citamos liberalmente tantos contemporâneos quanto aqueles que nos precederam, esperamos apenas ter indicado as fontes sempre que isto se fez necessário.

Tentamos discutir e ilustrar detalhadamente os aspectos práticos do laser dentro da endodontia. Já foi dito muitas vezes que qualquer pessoa bem treinada pode executar a parte mecânica da odontologia, mas é a habilidade de se fazer um diagnóstico correto que distingue o profissional realmente competente daquele que age mecanicamente.

Muita reflexão foi empregada na preparação deste trabalho. Abrindo caminhos do laser na endodontia. Simplificar. Simplificar é o lema, e simplificar é uma regra que podemos seguir a risca.

Tento apresentar o assunto de forma não apenas simples, mas também sistemática, preservando a essência onde esperamos ter conseguido trazer uma contribuição relevante e útil para os profissionais da área.

COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR/SP IPEN

AGRADECIMENTOS

Gostaria de poder agradecer aqui a cada uma das pessoas que de alguma forma contribuíram para a realização deste trabalho, mas elas são numerosas para que se possa citar todas. A cada uma destas a minha estimável gratidão.

Grato sou a meus colegas da 1ª turma do mestrado profissionalizante desta instituição pela convivência durante o tempo em que juntos estivemos.

Agradecimentos especiais aos prof. Drs. Nilson Dias Vieira Jr., Denize Zezell, Edison Puig Maldonado, Carlos de Paula Eduardo, José Luiz Lage Marques por terem orientado este e outros trabalhos.

Minha profissão lhes será eternamente grata e devedora. Orgulhamos de ter herdado o inestimável conhecimento e sabedoria, como seus amigos e discípulos. A todos o meu inestimável reconhecimento.

Redson

RESUMO

Estudo *in vitro* da alteração da temperatura durante a aplicação do Er:YAG laser intracanal

Foi realizada uma análise do aumento da temperatura em dentina radicular irradiada por laser de Er:YAG, para diferentes espessuras de dentina e em diferentes condições de energia e freqüência, tendo em vista avaliar o potencial da utilização do laser de Er: YAG como coadjuvante na terapêutica endodôntica, sem causar danos térmicos aos tecidos adjacentes.

Vinte e quatro dentes humanos foram divididos em quatro grupos de seis dentes cada, e seccionados longitudinalmente em espessuras de 0,5 mm (1º grupo), 1,0 mm (2o grupo), 1,5 mm (3o grupo) e 2,0 mm (4o grupo). Estas amostras foram irradiadas com o laser de Er:YAG, emitindo no comprimento de onda de 2,94 μm, através de fibra óptica de safira de 0,375 mm de diâmetro, e formando um ângulo de 5º com a superfície dentinária irradiada. Foram utilizadas três energias diferentes nesse estudo, 180 mJ, 160 mJ e 140 mJ, com freqüências de 10 e 15 Hz. Os dados da irradiação foram coletados em um sistema analógico digital e enviados a um computador para obtenção dos resultados.

Foi verificado que o tempo para se atingir uma elevação de temperatura de 5°C na parede externa radicular varia de acordo com a energia do feixe laser, a taxa de repetição utilizada e a espessura de dentina radicular. Assim, pudemos obter neste trabalho parâmetros de ajuste do feixe laser para se evitar danos térmicos aos tecidos periodontais.

COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR/SP IPEN

ABSTRACT

In vitro study of temperature changes in root during Er:YAG laser application

The temperature increase in root dentine irradiated by Er:YAG laser beam was analyzed, for different dentine thickness and different energy and frequency conditions, aiming the evaluation of Er:YAG laser in endodontic therapy, without causing any damages to close tissues.

Twenty four human teeth were separated in four groups with six teeth each, and longitudinally sectioned in thickness of 0.5 mm (1st group), 1,0mm (2nd group), 1,5mm (3rd group) and 2,0mm (4th group). Those samples were irradiated with the Er:YAG laser, emitting at the wavelength of 2.94μm, by using a sapphire optic fiber with diameter of 0.375 mm, and forming an angle of 5° with the irradiated dentine surface. Three different laser energies were used in this study, 180 mJ, 160 mJ and 140 mJ, with frequencies of 10 Hz and 15 Hz. The temperature data were collected in a digital-analog system and sent to a computer for analysis.

It was verified that the time for temperature increases of 5°C in the external root walls varies according to the laser energy, repetition rate and dentine root thickness. Thus, in this work we could obtain laser parameters to avoid thermal damages in periodontal tissues.

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 - Instrumentos tipos K ____ *8*
Tabela 2 - Aumento de temperatura provocado pela irradiação laser intracanal, utilizando laser de Ho:YAG. Weber-Moritz et al (1997) ____ *14*
Tabela 3 - Tempos obtidos para elevação de 5°C - Grupo I ____ *71*
Tabela 4 - Tempos obtidos para elevação de 5°C - Grupo II ____ *71*
Tabela 5 - Tempos obtidos para elevação de 5°C - Grupo III ____ *71*
Tabela 6 - Tempos obtidos para elevação de 5°C - Grupo IV ____ *71*

COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR/SP IPEN

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 – Quadro comparativo das áreas das superfícies radiculares dos dentes da maxila. O valor entre parênteses colocado acima de cada dente é a proporção entre a área da raiz deste dente com a da raiz do menor dente do arco, o incisivo lateral (baseado em dados de Jepsen). 9

Figura 2 - Quadro comparativo das áreas das superfícies das raízes dos dentes da mandíbula. O valor entre parênteses colocado acima de cada dente é a proporção entre a área da raiz deste dente com a raiz do menor dente do arco, incisivo central (baseados em dados de Jepsen). 10

Figura 3 ***Interação da radiação laser com o tecido biológico. (a) Reflexão; (b) Transmissão; (c) Espalhamento; (d) Absorção.*** 17

Figura 4 ***Absorção óptica dos principais componentes dos tecidos biológicos*** 19

Figura 5 Processo de vaporização. A célula absorve a luz laser (a), ebulição da água intercelular (b) e rompimento da célula (c). 22

Figura 6 Carta de intensidade e tempos de exposição para aplicações biológicas de lasers. 24

Figura 7 Principais lasers médicos e absorção dos principais cromóforos biológicos. 39

Figura 8 - Kavo Key Laser 57

Figura 9 – Ponta 2055 com a fibra ótica de 0,375 µm (dois anéis) 57

Figura 10 - Máquina de Corte 59

Figura 11 - Máquina de Corte (verso) 59

Figura 12 - Espécimes 59

Figura 13 – Irradiação dos espécimes 60

Figura 14 - Temperaturas obtidas para o GRUPO I, 10 Hz 63

Figura 15 - Temperaturas obtidas para o GRUPO I, 15Hz 63

Figura 16 - Temperaturas obtidas para o GRUPO II, 10 Hz 64

Figura 17 - Temperaturas obtidas para o GRUPO II, 15Hz 64

Figura 18 - Temperaturas obtidas para o GRUPO III, 10Hz 65

Figura 19 - Temperaturas obtidas para o GRUPO III, 15 Hz 65

Figura 20 - Temperaturas obtidas para o GRUPO IV, 10 Hz 66

Figura 21 - Temperaturas obtidas para o GRUPO IV, 15 Hz. 66

Figura 22 – Espessura do terço incisal e ápice 75

Figura 23 – Espessura dentinária 75

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 1

1.1 PRINCÍPIOS BÁSICOS DA ENDONDONTIA 1
1.2 PADRONIZAÇÃO DOS INSTRUMENTOS ENDONDÔNTICOS 6
1.3 CONSIDERAÇÕES SOBRE A MORFOLOGIA RADICULAR 9
1.4 LASER NA ODONTOLOGIA 10
1.5 INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO LASER COM TECIDO BIOLÓGICOS 16
1.5.1 PROCESSO DE INTERAÇÃO 16
1.5.2 TIPOS DE EFEITOS DA LUZ EM TECIDOS BIOLÓGICOS 20
1.6 TIPOS DE LASERS E PRINCIPAIS APLICAÇÕES 25
1.6.1 BREVE HISTÓRICO 25
1.6.2 LASERS DE ESTADO SÓLIDO: 26
1.6.3 LASERS GASOSOS: 31
1.6.4 LASERS LÍQUIDOS (LASERS DE CORANTE): 38
1.6.5 PRINCIPAIS LASERS MÉDICOS E ABSORÇÃO DOS PRINCIPAIS CROMÓFOROS BIOLÓGICOS 39

2 REVISÃO DE LITERATURA 40

3 PROPOSIÇÃO 54

4 MATERIAIS E METÓDOS 55

4.1 SISTEMA LASER UTILIZADO 56
4.2 MÉTODO 58
4.2.1 OBTENÇÃO DAS AMOSTRAS 58
4.2.2 PREPARAÇÃO DA AMOSTRA 58
4.2.3 IRRADIAÇÃO DOS ESPÉCIMES 60

5 RESULTADOS E ANÁLISE 62

5.1 ANÁLISE DOS RESULTADOS OBTIDOS 67

6 DISCUSSÃO 72

6 CONCLUSÕES 76

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS 77

COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR/SP IPEN

1 INTRODUÇÃO

1.1 Princípios Básicos da Endondontia

A evolução da endodontia sempre esteve associada ao surgimento de novas tecnologias e novos aparelhos que propiciaram progresso no diagnóstico e tratamento, resultando em índices satisfatórios de sucesso.

Com o advento do microscópio, tornou-se conhecida a possibilidade da presença de microorganismos nos tecidos, relacionando-os com as infecções pulpares, embora a terapia endodôntica ainda estivesse sendo realizada de forma imprecisa.

Com o surgimento do raio x pode-se constatar a má qualidade dos tratamentos e a presença de lesões periapicais eram consideradas como conservação de foco infeccioso. Entretanto apenas com estudos de FISH[28] (1939), é que ficou claro que o foco de infecção estava localizado no interior do canal radicular, e que as lesões periapicais, com zonas de infecção, contaminação, irritação e estimulação, eram conseqüências de alterações ocorridas no interior do conduto.

Durante muitos anos o teste bacteriológico foi empregado nas clínicas. Resultados negativos, comprovando a ausência de microorganismos após a instrumentação, forneciam o aval para a finalização do tratamento através da obturação[6,8]. No entanto com o aprimoramento das técnicas de transporte e de culturas de células vivas, pôde-se isolar microorganismos anaeróbios dos condutos contaminados e constatar a presença de inúmeras outros que até então não puderam ser detectados. Desde então, deixou-se de realizar a coleta de

COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR/SP IPEN

material do sistema endodôntico para a cultura bacteriana antes da obturação do conduto[11,64,65,81].

A preocupação com a desinfecção dos condutos radiculares fez com que pesquisadores examinassem histologicamente dentes necrosados, onde observou-se que aqueles que sofriam agudizações apresentavam microorganismos no interior do sistema endodôntico, porém em número menor quando comparados com aqueles de processos crônicos, sendo que aqueles que apresentavam

processos periapicais visíveis tinham grande contaminação[15,39,76,86].

Quanto maior a lesão periapical e maior o tempo de exposição da dentina aos microorganismos, maior é a densidade de microorganismos no interior do sistema endodôntico e maior sua profundidade no interior dos túbulos dentinários. A eliminação dos microorganismos é o principal papel do tratamento endodôntico de canais contaminados[6,7,13,73,82].

O preparo bio-mecânico é considerado como a fase de desinfecção na terapia endodôntica. Apesar de não promover a sanificação do conduto, proporciona na maioria dos casos redução dos microorganismos a níveis adequados para se alcançar o sucesso no tratamento[42,55,67,83,87]. Entretanto, o grande desafio para os endodontistas está em alcançar índices cada vez maiores de sucesso nos casos refratários ao tratamento conservador. Casos refratários resultam da presença de infecções extra radiculares e processos periapicais extensos[24,36,38], atribuídos freqüentemente às falhas na desinfecção pela dificuldade de eliminar a flora microbiana. Porém as soluções irrigadoras associadas aos instrumentos de preparo bio-mecânico removem apenas os

microorganismos da *luz do canal* (espaço delimitado pelas paredes dentinárias do conduto) e de profundidade pouco extensas de dentina. Assim, a solução irrigadora e a instrumentação não apresentam a capacidade de remoção total de microorganismos no interior dos túbulos dentinários (que se estendem às camadas mais profundas da dentina), mesmo após a remoção do *smear layer* (fragmentos de dentina e fluidos), e também não são capazes de alcançar a superfície radicular externa da região periapical[15,16,18,23,27,32,33,37,38,47,52].

Os microorganismos anaeróbios, pelas condições respiratórias próprias, apresentam capacidade de sobreviver em ambientes mais profundos da dentina, no terço apical de dentes com lesões periapicais. Dessa maneira os anaeróbios, como os bacteroídes e os facultativos gram-positivos (como o *Enterococcus Faecalis*), foram freqüentemente isolados da região periapical em casos refratários ao tratamento conservador[8].

Na presença de infiltrado seroso, em condições favoráveis de PH, dependendo da densidade e do tipo de interação entre si, esses microorganismos podem crescer e se multiplicar, recontaminando o conduto radicular e podendo ocasionalmente causar complicações periapicais, principalmente nos casos de infecções recorrentes com lesão periapical e resistentes ao tratamento endodôntico. A presença de microcavidades no interior dos túbulos dentinários contaminados por microorganismos, são áreas nas quais o tecido necrótico não consegue ser removido pela instrumentação e que muitas vezes servem como suprimento de nutrientes para a multiplicação de microorganismos[28,45,48,79]. Portanto há necessidade de intervenção com algum procedimento ou agente que seja eficiente no combate aos microorganismos remanescentes, e cujo potencial

bactericida possa eliminar os diferentes tipos metabólicos (anaeróbios aeróbios e facultativos)[21].

Os agentes bactericidas atualmente empregados não são totalmente eficazes em função de sua concentração, não eliminando todos os microorganismos, e necessitam entrar em contato direto com os microorganismos. Clinicamente isto nem sempre é possível, pois muitas vezes os microorganismos se encontram alojados no interior da massa dentinária, ou seja no sistema de canais localizados na região do terço apical. Além disso, é necessário o emprego não apenas de um agente bactericida mas também de um antifungicida[81].

A medicação mais utilizada é o hidróxido de cálcio em função de sua ação bactericida, antifungicida e biológica. Porém, seu efeito ocorre com permanência por longos períodos de tempo no interior do canal e mediante a necessidade de realizar trocas constantes. O *Enterococus Faecalis*, que pode sobreviver por longos períodos no interior do conduto e freqüentemente encontrado na região periapical de canais contaminados, é altamente resistente aos agentes bactericidas e refratário a terapia conservadora. O emprego de outras substâncias,devido a sua rápida evaporação fazem com que o efeito bactericida seja de curta duração. Por outro lado, as medicações sistêmicas também são deficientes por não atingirem os microorganismos no sistema endodôntico[73,83,86].

Os microorganismos remanescentes com características respiratórias próprias favorecidas pelas condições nutricionais e anaerobiose local, podem sobreviver, permanecendo nas profundidades dos túbulos

dentinários, no sistema de canais radiculares, tais como: canais colaterais secundários e acessórios. Nestas condições, dependendo da densidade, variedade de espécies e principalmente do tipo de interação, estas bactérias remanescentes podem crescer e multiplicar significativamente entre sessões, provocando recontaminação no sistema endodôntico.

Para complementar o saneamento, preconiza-se na terapêutica convencional o emprego de agentes bactericidas no sistema endodôntico, no entanto, considerando que este potencial da medicação não deva produzir efeito citotóxico, sua ação antimicrobiana torna-se limitada pelo pequeno espectro de ação, ou pela curta duração do seu efeito bactericida, e com isso, torna-se ineficaz na eliminação de todas as cepas bacterianas. Estes agentes bactericidas necessitam entrar em contato direto com os microorganismos mas, clinicamente, isto nem sempre é possível devido a deficiência na capacidade de difusão da medicação para o interior dos túbulos dentinários[24,28,34,36,39,40,47,49,58].

O êxito do tratamento endodôntico está na realização criteriosa de todos os passos, desde a abertura até a obturação do canal radicular. A correta cirurgia de acesso oferece condições de íntimo contato dos instrumentos com a parede do canal radicular, promovendo juntamente com as soluções irrigadoras, a limpeza da cavidade, a desinfeção e forma adequada, para finalmente, a obturação preencher hermeticamente e por completo, sem deixar espaços vazios[13,15,24,47,49].

Entretanto, ao se analisar as inúmeras causas que contribuem para a falha do tratamento endodôntico, observa-se que a contaminação do canal radicular desempenha papel de grande relevância no prognóstico de sucesso da

COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR/SP IPEN

terapia, sendo o índice de sucesso significativamente maior nos canais livres de microorganismo no momento da obturação.

Desta forma a eliminação de microorganismos constitui no principal objetivo da terapia endodôntica dos canais contaminados, já que são responsáveis pelo desenvolvimento e manutenção das patologias apicais.

1.2 Padronização dos instrumentos endondônticos

Novas estratégias são necessárias para eliminar os microrganismos remanescentes localizados nas camadas mais profundas da dentina, onde as substâncias irrigadoras e medicações específicas não conseguem penetrar, e não atingidas pelos mecanismos de defesa do organismo e antibióticos sistêmicos.

Até algum tempo atrás, os instrumentos endodônticos não eram padronizados em tamanho ou forma, da mesma maneira que os demais instrumentos de uso odontológico..

Na realidade, o problema era mais sério que este, pois o sistema de numeração era inteiramente arbitrário; havia pouco controle na qualidade de fabricação e não existia uniformidade na progressão de um número para outro, além de não haver correlação entre os instrumentos e os materiais de obturação (em termos de tamanho e forma).

Em 1955 teve início uma tentativa séria no sentido de corrigir estas falhas, e uma nova linha de instrumentos e materiais de obturação padronizados foi introduzida na área:

a) Estabeleceu-se uma concordância sobre o diâmetro e a conicidade para cada tamanho de instrumento e material de obturação

b) Desenvolveu-se uma fórmula de aumento gradual de um instrumento para outro (protocolo)

c) Criou-se um novo sistema de numeração, baseado no diâmetro do instrumento.

Foi desenvolvido um sistema de numeração diferente, de 10 a 100. Os novos números dos instrumentos e cones de obturação não eram mais números arbitrários, mas sim baseado nos diâmetros dos instrumentos em décimos de milímetros.

Inicialmente somente um fabricante produziria os instrumentos padronizados que exigiam considerável investimento em novos modelos e máquinas para produzi-los. Mais tarde, os fabricantes do mundo inteiro aceitaram as novas medidas, embora grande a variação continuasse a exigir mais padrões e controle de qualidade.

A fim de manter padrões, a Associação Americana de Endodontistas solicitou urgentemente da Associação Dentária Americana e do órgão especializado "*United States Bureau of Standards*" que designassem uma comissão de padronização do instrumental endodôntico. Este esforço pioneiro foi seguido por uma comissão mundial, formada pela *Federação Dentária Internacional,* em colaboração com a Organização Mundial de Saúde. Como conseqüência do trabalho destas comissões americana e internacional, foram criadas especificações internacionais, com ligeiras modificações da padronização original. [46]

As exigências quanto aos instrumentos padronizados eram relativas ao diâmetro, comprimento, resistência à fratura, dureza e resistência à corrosão. Estas especificações somente se aplicam aos instrumentos tipo "K", não às limas Hedstroem ou raspadores, instrumentos farpados ou materiais de obturação.

Tabela 1 - Instrumentos tipos K

Tamanho	Dimensão da Ponta (Tolerância 0,020 mm)	Dimensão da Base (Tolerância 0,020 mm)
10	0,100	0,420
15	0,150	0,470
20	0,200	0,520
25	0,250	0,570
30	0,300	0,620
35	0,350	0,670
40	0,400	0,720
45	0,450	0,770
50	0500	0,820
55	0,550	0,870
60	0,600	0,920
70	0,700	1,020
80	0,800	1,120
90	0,900	1,220
100	1,000	1,320
110	1,100	1,420
120	1,200	1,520
130	1,300	1,620
140	1,400	1,720

As dimensões para o diâmetro são mostrados no quadro 2. Foram permitidas tolerâncias de fabricação de 20 μm. A conicidade da seção do corte espiral da lima ou dilatador deve ter um aumento de 0,02 mm, por mm de comprimento do cabo. A ponta do instrumento deve ter um ângulo inscrito de 75°, com uma tolerância de mais ou menos 15°. O comprimento da seção espiral do instrumento deve ser de 16 mm.

O comprimento-padrão do instrumento é 25 mm, da sua ponta ao centro. Alguns dentes, particularmente caninos e, ocasionalmente, incisivos superiores e molares superiores e inferiores, ultrapassam o comprimento-padrão. Para estes casos, comprimentos extras são fabricados.

1.3 Considerações sobre a morfologia radicular

O fator importante na avaliação do dente, é a área da superfície externa da raiz, ou seja, a extensão que ocupa a inserção do ligamento periodontal que une a raiz ao osso. Em dentes volumosos esta área é maior, e portanto, estão melhor supridos para suportar um esforço adicional. As áreas das superfícies radiculares dos diferentes dentes foram relacionadas por JEPSEN e podem ser observadas nas figuras 1 e 2 a seguir. Os valores absolutos (que variam de pessoa a pessoa) não são tão significativos como os relativos, nem como as proporções entre os diferentes dentes em determinados arcos.

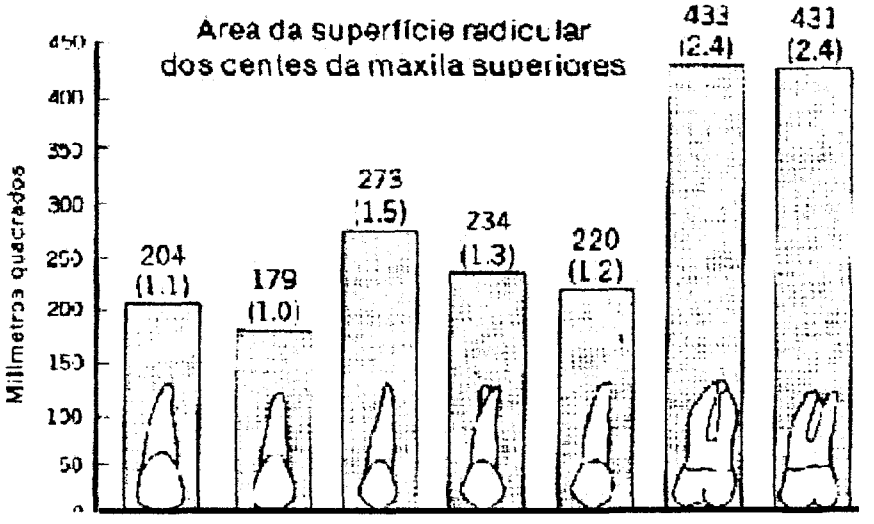


Figura 1– Quadro comparativo das áreas das superfícies radiculares dos dentes da maxila. O valor entre parênteses colocado acima de cada dente é a proporção entre a área da raiz deste dente com a da raiz do menor dente do arco, o incisivo lateral (baseado em dados de Jepsen).

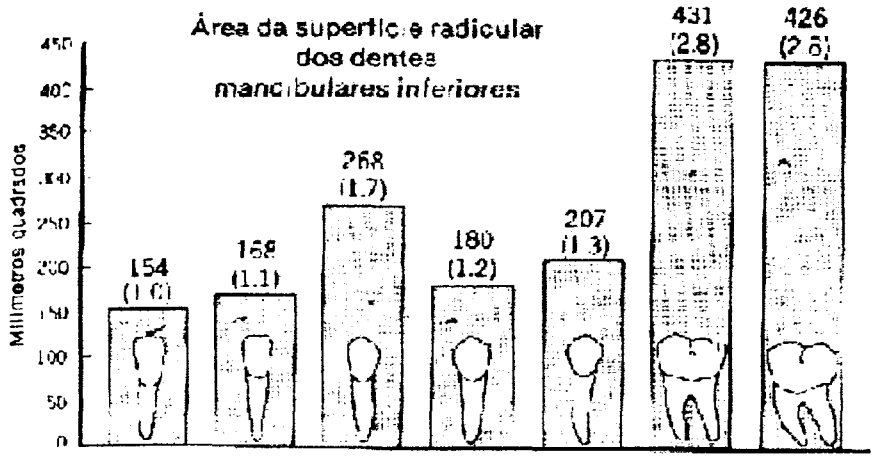


Figura 2 - Quadro comparativo das áreas das superfícies das raízes dos dentes da mandíbula. O valor entre parênteses colocado acima de cada dente é a proporção entre a área da raiz deste dente com a raiz do menor dente do arco, incisivo central (baseados em dados de Jepsen).

1.4 Laser na odontologia

Sistemas laser oferecem a possibilidade de entrega de energia aos tecidos de maneira controlada e seletiva, com as características possíveis de monocromaticidade, coerência espacial e temporal, colimação, alta capacidade de focalização e controle temporal adequado, assim consistindo em uma ferramenta bastante útil para procedimentos cirúrgicos e terapêuticos, além de sua extensa utilização em diagnósticos.

O advento do laser pode ser considerado um grande passo também na terapia dos canais contaminados, otimizando os índices de sucesso, pois auxilia na desinfecção, promovendo a redução dos microorganismos do sistema endodôntico. Para que a utilização do laser seja viável em procedimentos clínicos, é preciso que o sistema de entrega de feixe se dê através de fibra óptica montada

COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR/SP IPEN

em peça de mão, possibilitando sua introdução no interior do canal. A Interação da luz laser com o tecido dentinário, ocorre a partir da alta absorção da energia eletromagnética pelo tecido alvo, convertida em energia térmica, e sua propagação (de calor) promove a ação bactericida[4,9,10].

Estudos, demonstram a capacidade de redução bacteriana intra-canal dos sistemas laser operando em modo de emissão contínua, entretanto frequentemente causando danos à dentina, provocando trincas e carbonização. Além disso, promovem um excesso de aquecimento na superfície externa radicular, com aumentos de temperatura acima de 10º C. A manutenção destas temperaturas elevadas provoca necrose dos ligamentos periodontais, como anquilose do cemento ao osso alveolar e reabsorção radicular externa[17]. Da mesma maneira, assim como as concentrações das substâncias químicas e das medicações intra-canal devem apresentar potencial bactericida sem efeitos citotóxicos, a energia térmica produzida pela luz não deve causar um super aquecimento, que poderia provocar resultados adversos[35,36].

Assim como deve-se operar o laser em regime de modo pulsado para procedimentos cirúrgicos externos, em tecido duro, nos procedimentos intracanal é também recomendável a utilização de lasers com duração de pulso na escala de centenas de microsegundos, para controlar a região afetada termicamente e assim não provocando danos nos ligamentos e cemento [3,7,9,14,21,28,30,44,45,62,68].

As primeiras pesquisas empregando o laser em endodontia visando avaliar se a energia da luz laser tinha a capacidade de promover o preparo mecânico do canal, foram realizadas por FRENTZEN(1992).

Analisando o potencial do laser de cloreto de xenônio, em endodontia, verificaram que a densidade de energia aplicada nas condições de seu estudo, com um comprimento de onda de 300nm (4 J/cm², e 40 Hz de freqüência, com duração de pulso de 60 ns, utilizando fibras ópticas de 200 e 300µm de diâmetro) produzia efeito térmico sem causar danos à dentina e tecidos adjacentes, porém insuficiente para promover o alargamento do canal, não removendo adequadamente o tecido pulpar. Os resultados clínicos demonstraram que houve uma grande incidência de quebras da fibra óptica no interior do canal, e a remoção dos fragmentos não foi possível.

GOODIS (1992), realizou uma análise comparativa do preparo intraradicular *in vitro*, com um laser de Nd:YAG, em dentes uniradiculares sem a presença de tecido cariado. Após a análise radiográfica, foram divididos em dois grupos diferentes, sendo um deles preparado mecanicamente com a técnica escalonada no outro grupo com uma combinação de instrumentos manuais seguidos de irradiação laser de Nd:YAG, através de fibras ópticas de quartzo de 100, 200 e 300µm, ao fim do preparo os dentes foram radiografados novamente para verificar o aumento do lúmem (espessura) do canal. No preparo convencional observou-se um aumento em torno de 37% e 57% nas dimensões vestíbulos linguais e mésio distal com a presença de smear layer e tecido remanescente. No caso da aplicação do laser, houve um aumento de 41% e 34% (Vestíbulo Lingual e Mesio Distal) sendo que através de microscopia eletrônica foi observado que não havia existência de smear-layer e tecido remanescente onde os autores concluíram que ambos os métodos ampliaram o lúmem do canal.

WHITE (1993), avaliou o limiar de modificação morfológica da dentina irradiada com laser de Nd:YAG e Ho:YAG onde verificou que o laser de HO:YAG é capaz de provocar alteração morfológica dentinária com densidade de energia menor que o laser de Nd:YAG (207 J/cm² para o Nd e 83 J/cm² para o Ho). Com isso, inferiram que a absorção de energia do laser pela dentina aumenta com o aumento do comprimento de onda, sendo que para os dois comprimentos de onda, o limiar da alteração morfológica superficial da dentina ocorre a uma densidade de energia bastante baixa.

COHEM *et al* (1996), empregaram o laser de hólmio intra-canal, sendo transmitido através de fibra óptica de 245 µm de diâmetro, com extremidade em forma de estrutura anelar, irradiando a luz laser perpendicularmente à superfície dentinária. Os autores concluíram, que utilizando uma potência média e freqüências de: 0,5W e 5 Hz; 0,75W e 0,5Hz e 1W e 5Hz, não houve aumento maior que 5°C na região do cemento, quando a fibra percorre o conduto de apical para cervical em velocidade de 4mm/s.

Antes da aplicação do laser, os canais foram preparados mecanicamente até o instrumento ISO 25, e após a irradiação de Ho: YAG houve um alargamento em torno de 0,15 mm no conduto, o que corresponde ao instrumento ISO 40.

De acordo com ZACH & COHEM (1965), um aumento da temperatura da polpa acima de 5°C provoca a necrose pulpar, porém para ERIKSSON & ALBREKTSON (1983), o aumento acima de 10°C na superfície radicular externa, durante um minuto, provoca a necrose do ligamento periodontal, com anquilose e reabsorção radicular externa .

Avaliando o aumento da temperatura na superfície radicular externa decorrentes das aplicações do laser de Ho:YAG intracanal, Nubler-Moritz *et al* (1997), estudaram a eficiência do laser de hólmio na remoção de debris e smear-layer intra canal. Através de microscopia eletrônica de varredura verificaram a alteração morfológica da superfície dentinária radicular, e através de um sensor termoeléctrico (termopares), fixos na região do cemento, mediram a temperatura durante a irradiação laser. O aumento de temperatura foi registrado 30s antes da irradiação do laser e até 60s após, onde obtiveram os seguintes resultados de acordo com a potência e a freqüência empregada:

Tabela 2 - Aumento de temperatura provocado pela irradiação laser intracanal, utilizando laser de Ho:YAG. Nubler-Moritz et al (1997)

Potência Média	Freqüência	Aumento da temperatura
1,O W	5,0 Hz	6.5°C
1,O W	10 Hz	9,0°C
1,5 W	5,0 Hz	9,8°C
1,5 W	10 Hz	14,1°C
2,O W	5,0 Hz	15°C
2,O W	10 Hz	22,3°C

A literatura mostra que a irradiação da luz laser no interior do conduto radicular pode ser considerada como um coadjuvante no tratamento endodôntico de canais contaminados, promovendo a redução bacteriana .

Pioneiros como FISCHER e FRAME (Reino Unido), PECARO e PICK (Estados Unidos) e MELCER (França) iniciaram trabalhos clínicos utilizando o laser de CO_2 em cirurgias teciduais. MELCER também estendeu as aplicações

o laser de CO_2 aos tecidos duros. Alguns dos pesquisadores voltaram sua atenção para o laser de Nd: YAG, em função do seu comprimento de onda, aplicando-o em tecidos moles e duros. Incluem-se à eles MYERS e MYERS (Estados Unidos), MIDDA (Reino Unido), YAMAMOTO (Japão). Outros contribuintes para a evolução da utilização de lasers na Odontologia são MATSUMOTO (Japão), POWEL e BLANKENAU, MISERANDINO, WHITE, MUNGO, FEATHERSTONE, POGREL e REMPFER (Estados Unidos), DEDERICH e ZACKARIASEN (Canadá), LEVY (França), HIBST e KELLER (Alemanha), e na área de prevenção com laser de 2μm ZEZELL e EDUARDO (Brasil).

Varias pesquisas mostram que o laser de Nd:YAG, com emissão em 1,064 μm de comprimento de onda, é muito utilizado como auxiliar na desinfecção intra-canal. A alta densidade de energia absorvida pelo tecido alvo produz efeito térmico que age como bactericida em profundidade, não necessitando do contato direto da luz com os microrganismos .

Na busca destes novos sistemas laser que possam ser utilizados na terapia endodôntica promovendo redução de mircrooganismos, e a constante preocupação do binômio pesquisa-clínica, há a necessidade de se avaliar in-vitro o potencial do aumento de temperatura nos tecidos adjacentes ao cemento radicular e osso alveolar com laser de Er:YAG.

COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR/SP IPEN

1 5 Interação da Radiação Laser com Tecido Biológicos

1 5 1 *Processo de interação*

O feixe laser pode ser caracterizado pela sua potência instantânea energia por unidade de tempo), que consideraremos medida em watts (W) joule/segundo). Outro parâmetro importante, não coincidente com os valores da potência instantânea, no caso de lasers pulsados, é a sua potência média também em watts). Porém é muito importante, no caso de lasers pulsados, a quantificação da energia por pulso laser, dada em joules (J), assim como sua largura temporal. Para suas aplicações, a quantidade de energia focalizada é um parâmetro essencial para determinar o efeito físico causado pela interação com o material. Esta energia focalizada é denominada fluência do feixe laser, em joules / cm^2. O diâmetro do feixe na superfície do material depende de uma série de variáveis, tais como a distância focal das lentes utilizadas, o modo de propagação do feixe e o comprimento de onda do laser. Quanto menor a distância focal das lentes, menor o tamanho do spot e portanto maior sua densidade de energia .

A luz laser, ao incidir em um tecido, pode sofrer quatro tipos de processos ópticos: *reflexão, transmissão, espalhamento e absorção.* Assim sendo, quando a luz laser incide em um tecido biológico, parte da luz pode ser refletida pela superfície tecidual, não provocando efeito sobre este (fig. 3a); parte pode ser transmitida através do tecido, não interagindo com o mesmo (fig. 3b).

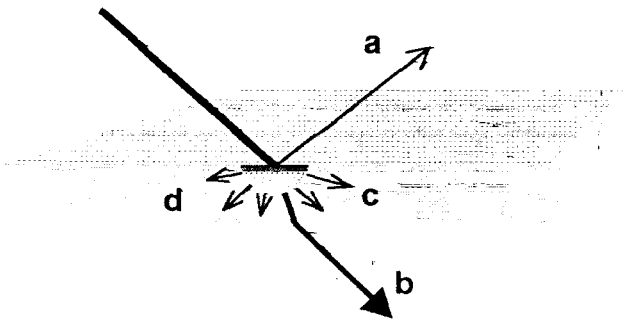


Figura 3 – **Interação da radiação laser com o tecido biológico. (a) Reflexão; (b) Transmissão; (c) Espalhamento; (d) Absorção.**

Quando o feixe de laser é espalhado pelo tecido, é absorvido por uma vasta área, podendo causar efeitos difusos e com intensidades variadas, e em determinados casos provocar danos distantes da região de interesse *fig.3*.

No caso de aplicações envolvendo interações térmicas, apenas a luz laser absorvida tem utilidade, e por isso torna-se importante conhecer a absorção óptica dos vários tecidos do corpo em função do comprimento de onda. Desta forma dependendo da composição e das características ópticas dos tecidos, um determinado comprimento de onda será mais ou menos absorvido por este tecido. A variação da penetração da radiação nos tecidos, dependendo do comprimento de onda também é fator importante na escolha do laser para um determinado procedimento clínico.

A medida mais utilizada é o comprimento de absorção, que se refere à profundidade na qual que ocorreu absorção de 63% da luz incidente. Como exemplo, o laser de neodímio é um dos que apresentam maior comprimento de absorção, ou penetração, nos tecidos biológicos devido à sua pequena absorção pela água, hidroxiapatita, e demais cromóforos que compõem os tecidos..

O espectro de absorção dos diferentes tecidos, em função do comprimento de onda, revela variações notáveis no percentual de energia absorvida. Em um mesmo tecido, a energia absorvida pode ser, por exemplo, de 65% para o laser de argônio, 50% para o de rubi e apenas 40% para o laser de neodímio. A variação na penetração da radiação nos tecidos, conforme o comprimento de onda utilizado também é outro fator importante a ser considerado quando da escolha de um laser para determinada aplicação.

O laser de CO_2 é facilmente absorvido por tecidos com grande conteúdo de água, independentemente de sua coloração, apresentado uma penetração bastante superficial. Desta forma, a pigmentação não afeta atuação deste laser.[39]

O laser de Nd: YAG, por sua vez, é mais eficientemente absorvido na presença de pigmentos, por isso, em Odontologia, utiliza-se corantes (iniciadores) para tratar tecidos duros, com intuito de aumentar sua absorção. É relativamente bem absorvido pela hemoglobina e melanina e atua em maior profundidade quando comparado ao laser de CO_2 por ser transmitido pela água (fig.4). O comprimento de extinção da radiação laser (*extinction lenght*), profundidade em que 90% da energia do laser é absorvido com relação à água, para laser de CO_2, é de 0,01mm, enquanto que para o Er: YAG é 0,001 mm.[21]

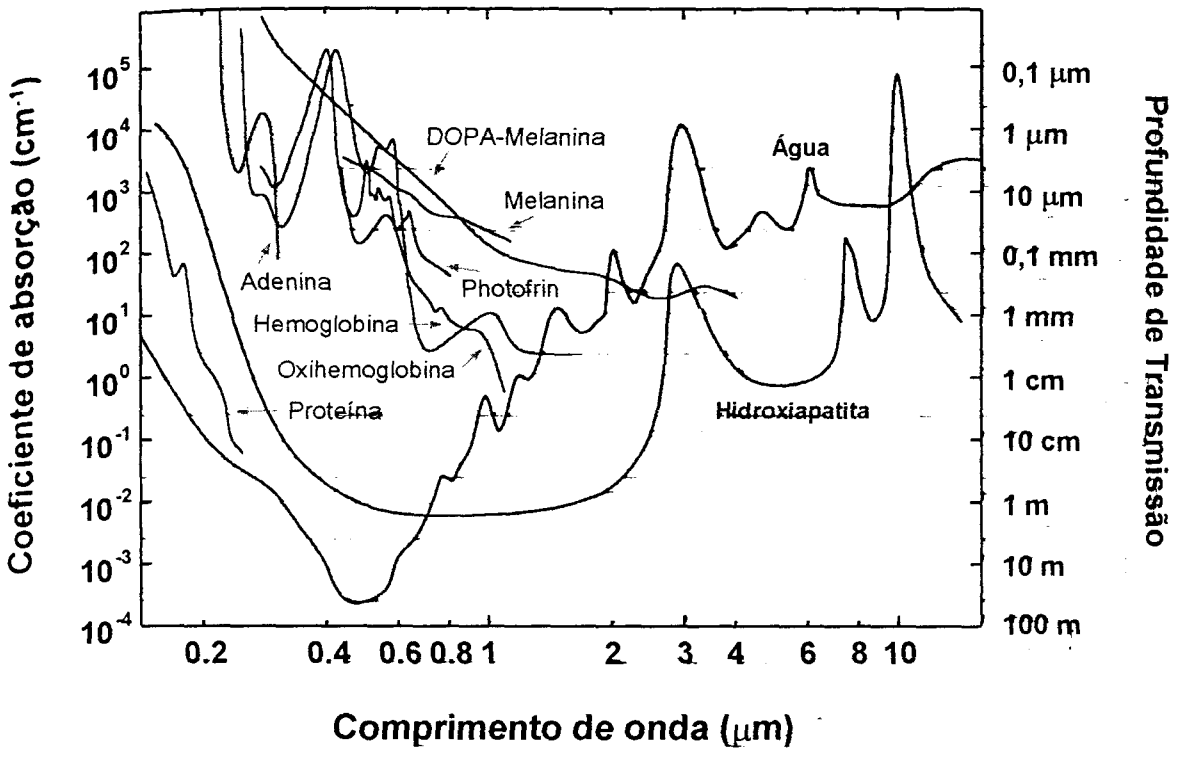


Figura 4 – **Absorção óptica dos principais componentes dos tecidos biológicos**

A hemoglobina e a melanina são cromóforos que absorvem bem a luz do visível, faixa do espectro eletromagnético em que a água apresenta fraca absorção. O laser de argônio, emitindo na região do verde, é bem absorvido pelo pigmentos biológicos e permite excelente hemostasia, uma vez que muitos tecidos são pigmentados por hemoglobina. Desta forma o laser de argônio não é indicado para o tratamento de tecidos não pigmentados como ossos, cartilagens e tecidos duros dentais devido a sua fraca absorção pelos mesmos[35].

O laser de érbium, emitindo na região de 3 μm, é bem absorvido pela água, ou seja, coincide com um dos picos máximos de sua absorção, apresentando deste modo, uma ação tecidual mais superficial ao ser comparado ao laser de CO_2 .

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

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

1.5.2 Tipos de efeitos da luz em tecidos biológicos

Os mecanismos de interação de luz 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 fotodisrrupção) dependem fundamentalmente de outros fenômenos físicos, tais como dissociação molecular, efeitos não-lineares, avalanche de elétrons, formação de plasma, ondas de choque, etc .*fig 6*

Os efeitos causados pela absorção da irradiação laser sobre os tecidos podem ser térmicos (coagulação, vaporização, corte ou carbonização tecidual) ou não térmicos (fotoquímicos, elétricos, fotomecânicos, entre outros). A maior parte das aplicações médicas se utilizam de fótons menos energéticos (região do infravermelho), levando à um aumento de temperatura. A ação térmica é modulada então pela condutividade térmica dos tecidos atingidos e pela vascularização local. O calor flui do tecido aquecido para os tecidos circunvizinhos à região de incidência do feixe laser. Este fluxo deve ser minimizado, a fim de que

...NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR/SP IPEN

o dano térmico seja confinado. Desta forma, idealmente, deve ser depositada energia suficiente em tempo menor ao que levaria para o calor difundir para o tecido vizinho por condução. O feixe de luz, em função de suas características, pode ser focalizado sobre a superfície tissular, em áreas entre vários mm^2 e alguns μm^2 . A temperatura atingida irá depender da densidade superficial de energia, ou seja, da fluência (J/cm^2).

A coagulação é um processo que se inicia quando há um aquecimento tecidual acima de 60°C. Macroscopicamente, observa-se um empalidecimento da superfície irradiada. O mecanismo de coagulação baseia-se na desnaturação de proteína, em particular, a desnaturação que compõe a matriz tecidual e as paredes do vaso sangüíneo. Com a elevação da temperatura acima de 60°C, o arranjo estrutural tri-helicoidal do colágeno é quebrado, sendo acompanhado pela contração de veias, por volta de 70°C, e artérias por volta de 75°C. Os procedimentos cirúrgicos com laser, geralmente são acompanhados de hemostasia, ou mesmo, em muitas vezes, o laser é utilizado somente com este intuito. Na realidade, o aumento de temperatura irá levar á uma vasoconstrição, além da participação dos tecidos vizinhos (matriz de colágeno contraída) no selamento destas veias.

Devido à maior penetração nos tecidos do laser de Nd:YAG que o laser argônio, o primeiro provoca uma melhor coagulação em camadas profundas, enquanto o laser de argônio coagula melhor em tecidos superficiais. Outro fator relevante na hemostasia é a trombose. Trombócitos são atraídos por eritrócidos, lesados pelo aumento da temperatura, formando rapidamente um coágulo. Este

processo ocorre secundariamente, pois há hemostasia imediatamente após a radiação do tecido.

Quando a energia é depositada rápida o suficiente para evitar significante fluxo de calor e alta o suficiente para aquecer o tecido acima de 100°C, ocorre ebulição da água celular, isto é, a célula se rompe explosivamente, permitindo o escape do vapor, processo denominado de vaporização *fig.5.*.

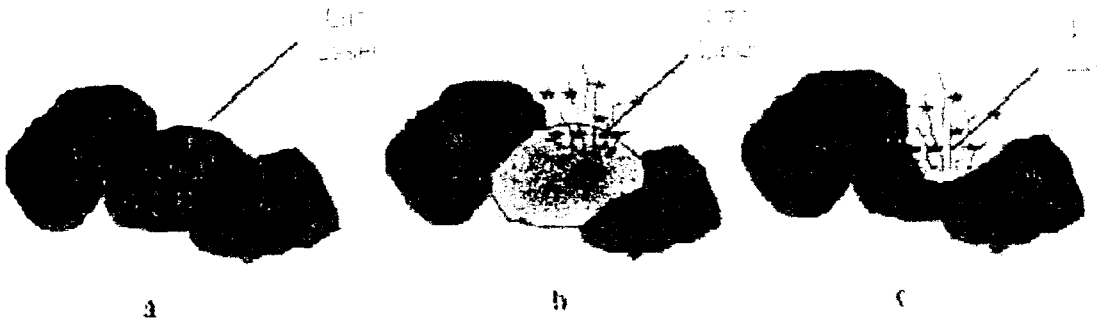


Figura 5 – Processo de vaporização. A célula absorve a luz laser (a), ebulição da água intercelular (b) e rompimento da célula (c).

Para irradiações mais intensas e prolongadas, a temperatura do material pode atingir valores entre 300°C e 400°C, ponto no qual começa a ocorrer a carbonização do tecido, provocando a saída de gás ou fumaça. Acima de 500°C e na presença de oxigênio atmosférico, o tecido se queima e evapora[13].

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

A extensão das alterações dos tecidos vizinhos à área alvo é desejada ser a menor possível. Para limitar o dano térmico, lasers com operação em modo pulsado são preferidos. A difusão térmica local determina a faixa de durações temporais dos pulsos, adequadas para confinar o dano térmico à região de penetração óptica. No entanto, quando a freqüência da emissão laser é muito alta, o período entre pulsos não permite resfriamento eficiente dos tecidos, e pode

ocorrer efeitos cumulativos. A freqüência de emissão pulsada deve, portanto, ser um parâmetro variável, se adaptando ao tecido em função das propriedades deste.

A absorção da energia laser pode ser bastante seletiva, em alguns casos, envolvendo uma das substâncias constituintes do tecido. A maioria dos aminoácidos, por exemplo, tem seu pico de absorção centrada em 280 nm, enquanto a vitamina B_{12} apresenta três picos de absorção, a 278, 361 e 550 nm. Desta forma, quando um feixe de luz laser incide sobre uma determinada substância, com um cumprimento de onda correspondente à seu pico de absorção, ocorre absorção característica da maior parte da energia que a atinge, conseguindo-se, por exemplo, a destruição ou desnaturação, *in vivo*, de um certo componente celular, sem provocar morte celular.

Analisando os efeitos do espectro óptico da radiação em tecidos biológicos, temos que para comprimento de ondas menores que 400 nm, os efeitos no tecido são predominantemente de ionização ou quebra de ligações moleculares (a energia dos fótons é suficiente para produzir mudanças químicas diretamente). Nesta região, entretanto, temos alta absorção nas proteínas e DNA. Para comprimentos de ondas maiores que 750 nm, os efeitos são predominantemente térmicos, onde a energia individual dos fótons é menos importante (a menos da seletividade de absorção) e os efeitos dependem do número de fótons atingidos.

A luz também é utilizada para ativar fotoquimicamente drogas, como o derivado da hamatoporfirina (HpD), que assim se torna citotóxicas. Esta droga é retida por tecidos malignos e absorve mais profundamente em 630 nm, região do

vermelho, sendo este comprimento de onda necessária para ativação do processo fotoquímico.

Os efeitos fotomecânicos são limitados a energias altas e pulsos curtos, como os desenvolvidos pelos sistemas laser em regime Q-Switched ou modelocked, este último também podendo levar à conhecida interação mediada por plasma.

A figura 6 sumariza os diferentes efeitos em função da densidade de potência e tempo de irradiação para os lasers mais comumente usados.

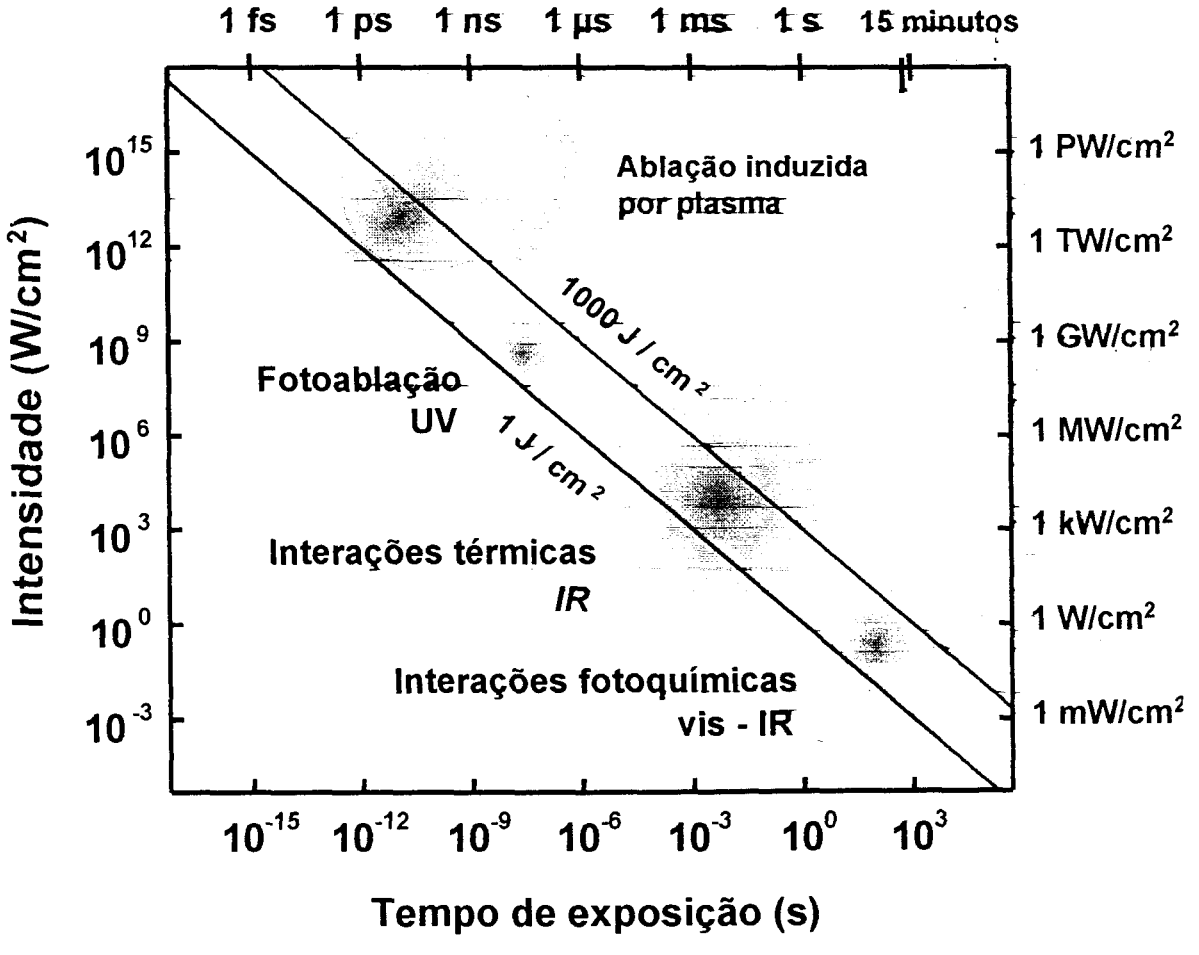


Figura 6 – Carta de intensidade e tempos de exposição para aplicações biológicas de lasers.

Estes efeitos mencionados estão ligados entre si, estando presentes em maior ou menor grau, conforme o tipo de laser utilizado, a natureza do alvo e o modelo de operação.[42]

1.6 Tipos de Lasers e Principais Aplicações

1.6.1 Breve histórico

A teoria de EINSTEIN[25] (1916), sobre a emissão estimulada de luz teve como base a teoria quântica proposta por PLANCK (1900). Essa teoria analisava as relações entre a quantidade de energia liberada por processos atômicos. Assim, EINSTEIN discorreu sobre a interação de átomos, ions e moléculas com as radiações eletromagnéticas em termos de absorção e emissão espontânea de radiação, e concluiu que o terceiro processo de interação, a emissão estimulada, deveria existir, e nela, a radiação eletromagnética deveria ser produzida por um processo atômico

Na primeira metade do século XX, muitas pesquisas foram desenvolvidas e, MAIMAN (1960), apresentou o primeiro Maser "microwawe amplification by stimulated emission of radiation", no qual o autor conseguiu, pela primeira vez, a emissão estimulada de radiação pela excitação do rubi. Essa emissão estimulada obtida com rubi estava localizada na faixa visível do espectro eletromagnético.

COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR/SP IPEN

JAVAN, BENNETT e HERRIOT (1960), apresentaram o laser de He-Ne, JOHNSON (1964) desenvolveu o laser de Nd:YAG e, PATEL *et al.* [73] (1964) apresentaram o laser de Dióxido de Carbono.

1.6.2 Lasers de estado sólido:

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

1.6.2.1 Laser de rubi

O laser de rubi foi o primeiro laser a ser desenvolvido, por MAIMAN (1960), e desde então vem sendo largamente utilizado. O rubi é um cristal de Al_2O_3 onde alguns íons de Al^{3+} são substituídos por íons Cr^{3+}. O meio laser ativo é obtido através do crescimento de cristais a partir de Al_2O_3 com uma pequena porcentagem de Cr_2O_3.

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

Em Oftalmologia, o laser de rubi estabeleceu um novo rumo para o tratamento de uma série de patologias. Devido ao seu comprimento de onda, não é absorvido diretamente pelos vasos sangüíneos, sendo substituídos pelo laser de argônio nestes tipos de intervenções.

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

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

1.6.2.2 Laser de neodímio

Os lasers de neodímio são os lasers de estado sólido mais utilizados. O meio ativo é usualmente um cristal de $Y_2Al_5O_{12}$ (YAG - ítrio, alumínio, granada), onde alguns íons Y^{3+} são substituídos por íons Nd^{3+} . Outras matrizes cristalinas como o YLF ($YliF_4$), YALO ($YALO_3$) e GSGG ($Gd_3Sc_2Ga_3O_{12}$), além de vidros de fosfato ou sílica dopados com Nd^{3+} são também utilizados como meios ativos. Constituem um sistema de quatro níveis de energia e operam pulsado ou contínuo.

Desenvolvido por GEUSIC (1964), emite fluorescência no infravermelho, em três principais comprimentos de onda diferentes: 0,9 μm; 1,06

μm e 1,35 μm. Apresenta uma linha mais intensa em 1,06 μm, sendo necessário uma luz guia para sua localização e aplicação, que usualmente é o laser de hélio-neônio.

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

Em Odontologia, entre as aplicações do Nd:YAG em tecidos moles, podemos citar a realização de gengivoplastias, aumento de coroa clínica, frenectomias. Operculectomias, redução de microorganismos intracanal e em cirurgias apicais. Assim como a atuação coadjunvante na reparação de úlceras aftosas e lesões herpéticas. Em tecido dentais tem atuado clinicamente finalizado a remoção de cáries, na remoção de detritos de fóssulas e fissuras da sensibilidade dentinária (de coto ou após preparo cavitário),entre outras aplicações (EDUARDO, 1994 *et al.* , 1995).

Segundo WIGDOR *et al.* (1995), o laser de ND:YAG também tem sido utilizado para soldagem dos elementos de estruturas protéticas de titânio a serem suportadas por implantes.

1.6.2.3 Laser de érbium

O íon érbium, assim como o íon neodímio, pode dopar diferentes cristais, tais como o YAG e o YLF. O laser de Er:YAG emitindo no comprimento de onda de 2.94 um, apresenta grande absorção pela água a desta forma não pode ser guiada por fibras ópticas de quartzo ou sílica, que apresentam alto teor de OH. São então empregados fibras cristalinas de safira a fim de que não haja perda de energia pela fibra.

A grande absorção pela água e hidroxiapatita faz com que o laser de érbium atue superficialmente, de modo a promover uma ablação mais precisa nos tecidos duros, como esmalte e dentina. KELLER; HIBST, (1989), demonstraram o efeito produzido por este laser sobre os tecidos duros dentais. Segundo KELLER; HIBST, (1992), o laser de Er: YAG se mostra efetivo também para a realização de esteotomias a apicectomias.

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

Desde MORIOKA, (1994) e WIGDOR *et al* (1995), o laser de ER:YAG é considerado bastante favorável para a realização de perfurações nos tecidos duros dentais.

1 6.2.4 *Lasers semicondutores*

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

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

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

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

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

COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR/SP - IEA

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

1.6.3 Lasers gasosos:

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

1.6.3.1 Laser de hélio-neônio:

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

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

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

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

1.6.3.2 Laser de Argônio:

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

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

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

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

1.6.3.3 Laser de Dióxido de Carbono:

O laser de CO_2 utiliza em seu meio ativo uma mistura de CO_2, N_2 e He. O N_2 e o He são responsáveis pelo aumento da sua eficiência. Sua emissão, em geral, é contínua e no caso do TEA CO_2, pulsado.

Este laser foi inicialmente desenvolvido por PATEL[74] (1964), emitindo no infravermelho, com linha mais intensa em comprimento de onda de 10,6 μm, sendo necessária uma luz guia para sua localização, que normalmente é um laser de He-Ne. Devido ao seu comprimento de onda, a transmissão deste laser é retirada, em geral, através de um sistema de espelhos presentes em um braço articulado. Recentemente foi desenvolvido um sistema de transmição utilizando um cabo oco espelhado e catibroso, denominada *hollow fiber*, o que permite uma maior mobilidade para acesso ao local de aplicação. Fibras ópticas cristalinas com transmissão neste comprimento de onda são muito frágeis, além de apresentarem custo elevado.

A emissão em 10,6 μm apresenta alta absorção pela água, sendo pouco absorvido por tecidos pigmentados. Quando seu feixe é focalizado em uma região pequena, pode realizar incisões precisas. Quando este se apresenta desfocalizado, é capaz de promover remoção tecidual através da vaporização (remoção de lesões), além de promover a coagulação de vasos sangüíneos (hemostasia). Assim como o laser de argônio e de rubi, o laser de CO_2 tem sido usado na remoção de tatuagens.

Em Otorrinolaringologia, o laser de CO_2 têm sido empregado promovendo a vaporização de lesões benignas (papilomas, nódulos traumáticos,

pólipos, etc.) e malignas (carcinomas) presentes na laringe, não havendo dano aos tecidos normais adjacentes.

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

Com relação aos tecidos duros dentais, autores como POGREL *et al.* (1993) e TANJI; MATSUMOTO (1994) realizaram estudos visando observar alterações morfológicas decorrentes da incidência do laser de CO_2 em esmalte e dentina. A carbonização destas estruturas e presença de trincas, muitas vezes, têm se mostrado presentes, durante a incidência com o laser de CO_2.

1.6.3.4 Lasers de TEA CO_2:

Os lasers de TEA CO_2 (*Transversely Excitated Atmospheric Pressure*) apresentam sistema de bombeamento que permite a obtenção de emissão pulsada de alta energia com pulsos da ordem de μs. Embora não seja o caso de todos os lasers gasosos, no laser de CO_2 a energia de saída pode ser aumentada simplesmente pelo aumento da pressão do CO_2. Estes lasers são feitos de modo a operar sob pressão atmosférica ou mesmo acima deste valor. Para que isto se torne viável, é necessário que as descargas elétricas ocorram em um número de pontos em direção transversal da cavidade ressonante, ao invés de longitudinalmente. Desta forma, gigawatts de potência de pico podem ser

COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR/SP IPEN

obtidas em pulsos muito curtos (na ordem de ns e μs). Para aplicações biológicas, o efeito de elevação térmica, problema este apresentado acentuadamente pelo laser de CO_2 convencional, é evitado através destes pulsos de curta duração. Ambos os lasers, emitindo em 9,6μm apresentam uma grande absorção pela água e pela hidroxiapatita, composto inorgânico presente no esmalte e dentina.

Segundo KOORT; FRENTZEN (1992), a ablação do tecido dentinário é efetiva com o laser de TEA CO_2 (9,6 μm). MELCER et al.,(1992), salietam a promissora utilização do laser de TEA CO_2 na remoção de tecido cariado e em preparos cavitários.

1.6.3.5 Lasers de excimer

O termo excimer é derivado de *excited dimer* e se refere à moléculas composta de dois átomos da mesma espécie, que são consideravelmente estáveis quando excitadas, mas após ocorrer a emissão laser, a molécula atinge o estado fundamental e imediatamente se dissocia (os átomos se repelem). Isto significa que o nível fundamental estará sempre vazio. Os gases Xe_2, Kr_2 e Ar_2 são exemplos de excimers que promovem a emissão laser.

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

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

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

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

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

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

6.4 Lasers líquidos (lasers de corante):

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

1 6.5 *Principais lasers médicos e absorção dos principais cromóforos biológicos*

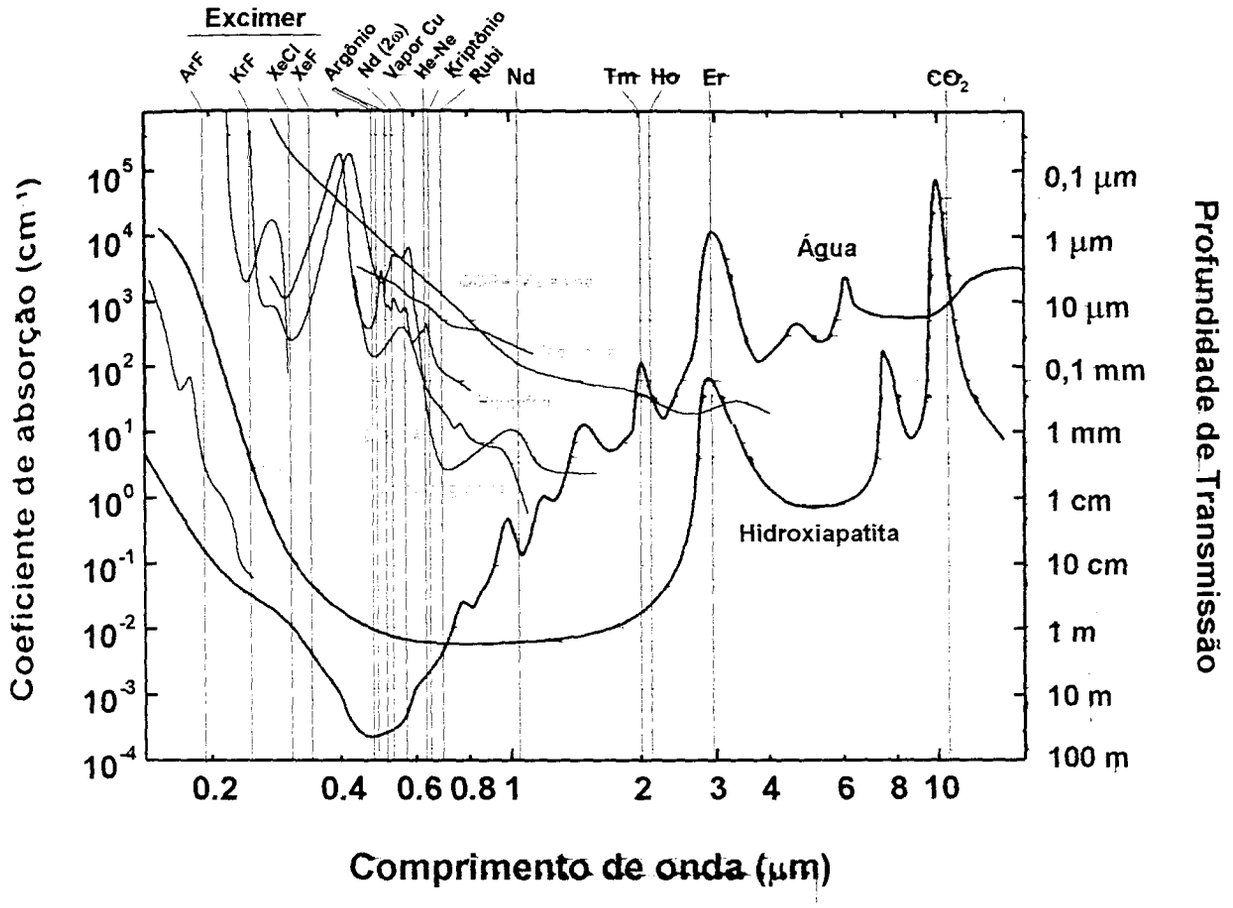


Figura 7 – Principais lasers médicos e absorção dos principais cromóforos biológicos.

Além destes, destacam-se os seguintes lasers sintonizáveis:

- Corantes - 350 nm a 900 nm
- Semicondutores (diodo) - 600 nm a 1200 nm
- Ti:safira - 750 nm a 1100 nm
- Cr:LiSAF - 800 nm a 900 nm
- Elétrons livres - 300 nm a ...

2 REVISÃO DE LITERATURA

A aplicação dos diferentes tipos de laser em biomedicina possibilitou uma grande alteração nos procedimentos médicos e odontológicos, pois proporcionou uma grande redução do tempo de duração das cirurgias, no tempo de recuperação dos pacientes, nas complicações pós-operatórias, na redução de edemas e, ainda, facilitou a bioestimulação dos tecidos (atualmente conhecida como biorregulação), sendo aplicado, inclusive, no maior controle e domínio das dores crônicas.

Assim que o laser começou a ser difundido na área médica, os dentistas verificaram que este sistema de luz poderia ser aplicado em muitos procedimentos odontológicos e que havia um futuro promissor nesta nova fonte de investigação.

As pesquisas com laser na área odontológica começaram nos primeiros anos da década de sessenta e, já em 1988, no Primeiro Congresso de Laser no Japão, fundou-se a International Society for Lasers in Dentistry (ISLD) (Sociedade Internacional de Estudo de Laser na Odontologia). Logo depois, a FDA aprovou o uso do laser para as cirurgias de tecido moles da cavidade bucal.

O primeiro estudo envolvendo o uso de laser em Odontologia coube a STERN & SOGANNAES[79] (1964). Eles utilizaram o laser de rubi e aplicaram-no em tecidos dentais in vitro. Observaram que este tipo de laser formava cratera e fusão de esmalte e dentina. A dentina exposta ao laser de rubi apresentava crateras e queima de tecido. Eles detectaram, também, alterações de temperatura

COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR/SP IPEN

nos tecidos radiados e chamaram atenção para a necessidade de se desenvolver mais pesquisas sobre o assunto.

A primeira aplicação do laser de rubi em dentes in vivo foi realizada por GOLDMAN *et al.* [32] (1965). Sendo ele médico, aplicou o laser em um dente de seu irmão, cirurgião dentista e relatou que o paciente não sentiu dor durante o ato operatório e nem depois.

Neste mesmo ano, TAYLOR *et al.* [87] (1965), evidenciaram que a aplicação de laser de rubi em dentes causavam danos térmicos à polpa dental, levando à destruição de dentinoblastos, bem como à necrose tecidual. O laser de rubi tem comprimento de onda de 6,94 μm.

HALL[36] (1971), realizou um estudo onde comparou a ação do laser de CO_2, o eletrocautério e o bisturi em cirurgia de tecido mole em ratos e constatou que as incisões realizadas com este tipo de laser curava-se mais lentamente do que as realizadas com bisturi.

KANTOLA[49] (1972), divulgou o uso do laser de CO_2 com comprimento de onda de 10.6 μm e comentou que este laser era bem absorvido pelo esmalte dental e que poderia ser indicado na prevenção da cárie no selamento de cicatrículas e fissuras.

KANTOLA *et al.* [50] (1973) observaram que o laser de CO_2 aumentava a resistência do esmalte dental à ação de ácidos.

YAMAMOTO & OOYA[93] (1974), mostraram que o laser de Nd:YAG induzia mudanças na superfície do esmalte dental sugestiva de fusão e que esta alteração deixava o tecido menos susceptível à desmineralização.

STEWART *et al*[80]. (1985), não lograram sucesso com o laser de CO_2 no selamento de fissuras de esmalte com fusão de hidroxiapatita e observaram que o laser de CO_2 gerava elevação muito alta de temperatura no esmalte.

HIBST & KELLER[40] (1989), relataram que o uso do laser Er:YAG com comprimento de onda de 2,94 μm, proporcionou eficiente remoção de tecido dentinário e de esmalte, de forma a não produzir fusão da hidroxiapatita e a não gerar muito calor. Esse tipo de laser tem grande interação com água e com a hidroxiapatita. Os lasers da família YAG possui como meio ativo um cristal transparente de Ítrio-Alumínio-Granada conhecido como Garnet cuja fórmula é $Y_3Al_5O_{12}$. Este cristal transparente pode estar mergulhado em ions de Neodímio, Érbio e Hólmio, dando os laser de Nd:YAG com comprimento de onda de 1,06 mm, o laser de Er:YAG com comprimento de onda de 2,94 mm e laser de Ho:YAG com 2,10 mm, respectivamente. O Neodímio, o Érbio e o Hólmio são metais da série lantanídios da cadeia periódica.

HIBST[39] *et al.*[43] (1988), HIBST & KELLER[49] (1989), KELLER & HIBST (1989), realizaram os primeiros estudos utilizando o laser de Er:YAG em tecidos duros dentais, observando a efetividade da ablação tanto de tecidos sadios como cariados, sem danos térmicos aos tecidos adjacentes.

HOKE *et al.*[44] (1990), avaliando in vitro a mudança de temperatura na câmara pulpar de dentes humanos durante o preparo com laser Er:YAG (2,94μ m), obteve aumento médio de temperatura da ordem de 2,2°C, quando foi utilizada refrigeração a água durante o procedimento, relatando ainda que o uso de um fino jato de água aumenta a eficiência de ablação do laser Er:YAG. Em análises utilizando microscopia eletrônica de varredura, os autores concluíram

ainda que os canalículos dentinários permanecem intactos a uma distância aproximadamente 10m m da superfície dentinária irradiada por laser Er:YAG.

KAYANO *et al.*[51] (1991), apresentaram como explicação para a excelente efetividade de ablação do laser Er:YAG livre de danos térmicos o fato do efeito de vaporização ser muito forte neste comprimento de onda, pois este é amplamente absorvido pela água presente nos tecidos.

O laser Er:YAG foi utilizado clinicamente para remoção de tecidos cariados por KELLER & HIBST[39] (1992), verificando a ausência de danos térmicos à polpa. Nesse estudo, a maioria dos pacientes não relatou dor durante a remoção de cárie com o laser Er:YAG, indicando que a percepção a dor foi menor que a remoção convencional de tecido cariado.

A influência da água na superfície dental durante a irradiação com o laser Er: YAG em relação ao aumento da temperatura e à eficiência de ablação foi estudada por HIBST & KELLER[42] (1992). Os autores observaram que a camada de água era evaporada pela parte inicial do pulso de laser e a maior parte da energia era consumida no processo de ablação. Também verificaram que o spray de água reduziu o efeito térmico tanto para pulso simples como para múltiplos.

A análise de irradiação de tecidos duros dentais com o laser Er:YAG foi realizado por PAGHDIWALA *et al.*[72] (1993), em relação à variação de temperatura, profundidade de corte e efeitos estruturais. Observaram que a presença de água durante a irradiação com o laser Er:YAG diminui as alterações estruturais por evitar o aumento da temperatura, e também melhorou o grau de ablação do tecido duro dental. Nesse estudo, a irradiação do laser Er:YAG com spray de água não ultrapassou o limite de 5°c .

AOKI *et al.*[4] (1994), estudaram a remoção de lesões cariosas cervicais com o laser Er:YAG, com 200 mJ, densidade de energia de 56,5 J/cm^2 e taxa de repetição de 10 pulsos por segundo. Compararam com as remoções de cáries cervicais por meio de instrumentos rotatórios, em baixa rotação. A análise por meio da microscopia eletrônica de varredura mostrou uma superfície dentinária irregular e com canalículos dentinários abertos após a remoção do tecido cariado com o laser Er:YAG, e com a presença da camada de smear, com o uso de brocas.

VISURI *et al.*[88] (1995), realizaram testes de cisalhamento da resina composta em superfícies dentinárias irradiadas com o laser Er:YAG. Os valores foram estatisticamente superiores ao grupo de dentina tratados com instrumentos de alta rotação do tipo carbide. Por meio da microscopia eletrônica de varredura, observaram-se canalículos dentinários abertos na dentina irradiada com o laser Er:YAG, sugerindo a eliminação da camada de smear.

O mecanismo de formação de cavidade pela irradiação com o laser Er:YAG foi descrito por ALTSHULER[1] *et al.*[1] (1995). Segundo os autores, reduzindo-se a duração do pulso do laser Er:YAG de 280 para 140 µs, a eficiência da remoção do esmalte aumenta 60% e da dentina, 80%. A presença do spray em pulsos de água aumenta 70% da eficiência de ablação do esmalte, e 10% da dentina. No caso de uso de spray contínuo de água, o aumento no esmalte é de 50% e na dentina há uma redução de 10% da eficiência de ablação.

WIGDOR *et al.*[91] (1995) investigaram *in vitro* a ação de três tipos de laser no tecido dentinário e pulpar quanto ao efeito térmico. Os lasers de dióxido de carbono, Nd:YAG e Er:YAG foram usados para remoção de tecido dental

cariado. Os autores concluíram que o laser Er:YAG é o mais efetivo na remoção de dentina e esmalte. Também é o que provoca menor dano térmico nos tecidos dentais, pois é absorvido pela água.

KUMASAKI[61] (1994); MATSUMOTO *et al.*[66] (1995); YOKOYAMA *et al.*[94] (1996) e ISHIKAWA *et al.*[47] (1996) utilizaram, clinicamente, o laser Er:YAG para preparos cavitários. Na maioria dos casos, os pacientes não relataram dor durante o procedimento.

KELLER & HIBST[45] (1996), avaliaram *in vivo* a resposta dos pacientes durante o preparo cavitário (remoção de lesões cariosas primárias), comparando o uso do laser Er:YAG e de brocas acionadas por motor em baixa rotação. Os autores compararam a dor, a diferença de sensação quanto ao medo, a vibração e o barulho. Essas sensações subjetivas foram respondidas como sendo confortáveis, desconfortáveis e muito desconfortáveis. Os pacientes responderam que a aplicação do laser Er:YAG foi confortável em todos os aspectos.

ANDO *et al.*[4] (1996), estudaram o efeito bactericida do laser Er:YAG trabalhando com bactérias causadoras de periodontopatias e concluíram que o laser Er:YAG tem grande ação deletéria sobre as bactérias pesquisadas.

HIBST *et.al.*[45] (1996), valendo-se de estudos anteriores com laser de Er:YAG 2,94mm e preocupados também com aumento de temperatura, registraram que o aquecimento do dente e das estruturas adjacentes em conseqüência do emprego do laser é determinado, principalmente pela energia transmitida em uma única passada de irradiação. A fim de evitar um aquecimento de curta duração a uma temperatura de mais de 10°C da membrana

COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR/SP IPEN

perirradicular, a freqüência da seqüência dos pulsos não deve ser muito alta ou a velocidade de retrocesso não deve ser muito lenta. A medida que a espessura de dentina é diminuída ,diminui-se também a freqüência dos impulsos, porem com o aumento da massa dentinária diminui a velocidade de retrocesso da fibra e propôs que :

D/mm	*F/Hz*	*V mm/s*	*Iso 50*	*Iso 30*
0,5 – 0,7	6	2	10	6
0,8 – 09	10	2	6	4
1,0 – 1,5	15	2	4	3
> 1,5	15	1,5	3	2

COZEAN *et al*[22]. (1997), realizaram um levantamento clínico sobre a efetividade do laser Er:YAG na remoção de tecido cariado e preparo cavitário. Esse estudo foi dividido em dois grupos, sendo o primeiro composto por dentes com indicação para exodontia que, após irradiados com o laser Er:YAG, foram extraídos e submetidos ao tratamento histológico. No segundo grupo, os dentes irradiados foram acompanhados quanto à vitalidade pulpar. Em ambos os grupos, foram realizados preparos convencionais como controle. Os autores concluíram que não houve diferença significante na histologia pulpar entre os dentes irradiados e os controles, e que o laser Er:YAG é eficiente para remoção de tecido cariado e preparo cavitários de esmalte e dentina.

DOSTÁLOVÁ *et al.*[23] (1997), realizaram uma investigação *in vivo* em pré-molares humanos com indicação para exodontia, nos quais foram realizados preparos cavitários com laser Er:YAG. Os mesmos foram analisados por meio de microscopia óptica, verificando-se ausência de danos estruturais ou trincas e as polpas dentais apresentaram-se normais, sem reação inflamatória.

PELAGALLI *et al.*[75] (1997), realizaram um estudo clínico e laboratorial onde compararam o preparo cavitário e a remoção do tecido cariado em pré-molares, utilizando brocas de alta rotação e o laser Er:YAG. Após as extrações dos dentes, foram realizados cortes histológicos para microscopia óptica e para microscopia eletrônica de varredura. Os resultados evidenciaram que a aplicação do laser Er:YAG apresentou menos problemas pulpares que o causados pelas brocas de alta rotação.

TANJI *et al.*[85] (1997), investigaram o aspecto da superfície dentinária condicionada com o laser Er:YAG. Por meio da microscopia eletrônica de varredura, os autores verificaram abertura dos canalículos dentinários e a criação de um padrão micro-retentivo, que sugere a retenção de materiais restauradores.

KOMORI *et al.*[60] (1997), estudando a aplicação clínica do laser Er:YAG na apicectomia, encontraram várias vantagens como: efeito térmico extremamente pequeno, ausência de desconforto e vibração, menor chance de contaminação do campo cirúrgico e um reduzido risco de trauma do tecido adjacente comparado com os métodos tradicionais da cirurgia.

TAKEDA *et al.*[87] (1998), estudaram, por meio da microscopia eletrônica de varredura, a capacidade de remoção da camada de smear, aplicando laser Er:YAG após a instrumentação dos canais radiculares. O preparo dos canais radiculares foi realizado usando a técnica step-back. Como substâncias irrigadoras, foram utilizadas as soluções de hipoclorito de sódio à 5,25% alternada com H_2O_2 à 3%, e a irrigação final foi realizada com 2 ml de H_2O destilada. Foram utilizados 36 incisivos inferiores unirradiculares humanos extraídos. Os dentes foram divididos em três grupos. O grupo 1 foi usado como

controle. Nos grupos 2 e 3, os dentes foram irradiados com laser Er:YAG com potências de 1W e 2 W, respectivamente. A seguir, os dentes foram preparados para microscopia eletrônica de varredura e os resultados evidenciaram que o grupo controle apresentava-se com grande quantidade de débris e smear layer, obstruindo os canalículos dentinários em todos os níveis do canal radicular. Os dentes irradiados com laser apresentaram-se livres da camada de smear e débris, com os canalículos dentinários abertos. Não houve diferença estatística significante entre os resultados com o uso do laser com 1W e com 2W de potência. Os resultados mostram que o laser Er:YAG é eficiente na limpeza das paredes dos canais radiculares.

TAKEDA *et al.*[84] (1998), avaliaram *in vitro* a eficiência de 3 tipos de laser, Argônio, Nd:YAG e Er:YAG na remoção da camada de smear das paredes do canal radicular. Os dentes usados nesse experimento foram os molares superiores humanos extraídos. Esses dentes tiveram seus canais radiculares preparados pela técnica step-back e foram divididos em 4 grupos. Grupo 1: os canais foram instrumentados e irrigados com uma solução de EDTA a 17%. Grupo 2: os canais radiculares foram irradiados com laser de Argônio com seguintes parâmetros: 1 W, 50 mJ e 5 HZ. Grupo 3: os canais radiculares foram irradiados com Nd:YAG com os seguintes parâmetros: 2 W, 200 mJ e 20 HZ. Grupo 4: os canais radiculares foram irradiados com Er:YAG com os seguintes parâmetros: 1 W, 100 mJ, 10 HZ.

Esses dentes foram seccionados longitudinalmente e observados por meio do microscópio eletrônico de varredura, e apresentaram os seguintes resultados: os canais radiculares dos dentes do grupo 1 apresentavam-se com

paredes limpas e canalículos dentinários abertos; os do grupo 2, o terço médio estava livre da camada de smear e se observou também vaporização do tecido pulpar remanescente; os do grupo 3 apresentaram, na maioria dos espécimes, paredes dos canais muito limpas, com vaporização, fusão e recristalização da camada de smear, os do grupo 4 mostraram-se livre da camada de smear e canalículos dentinários abertos nos terços médio e apical. Esses resultados salientaram que os lasers de Argônio e Nd:YAG são bons na remoção da camada de smear e que o laser Er:YAG é o mais eficiente na remoção da camada de smear das paredes do canal radicular.

DOSTÁLOVÁ *et al.*[23] (1998), avaliaram a qualidade da ablação promovida pelo laser Er:YAG e compararam com o preparo clássico, feito por instrumento rotatório. Os autores concluíram que o preparo da cavidade realizado pelo método clássico e o preparo feito pelo laser Er:YAG são similares no que concerne à retenção e à qualidade da cavidade.

MATSUOKA *et al.*[66] (1998), investigaram *in vitro* o efeito do laser Er:YAG na remoção de débris situados na constricção apical do canal radicular e também avaliaram a capacidade de um fibroscópio para avaliar os débris remanescentes nas paredes do canal radicular. Foram usados 80 dentes unirradiculares humanos extraídos, com canais retos, que, após terem seus canais radiculares instrumentados e limpos pela técnica step-back com irrigação alternada de peróxido de hidrogênio e solução de hipoclorito de sódio, foram divididos aleatoriamente em 4 grupos. Os dentes dos grupos 1, 2, e 3 foram irradiados com laser Er:YAG com os seguintes parâmetros: 1, 2 e 3W de potência, respectivamente. O grupo 4 foi usado como controle. Os grupos que

receberam a irradiação laser foram examinados pelo fibroscópio para avaliar o remanescente de débris na constricção apical. Os dentes foram então seccionados longitudinalmente e os espécimes foram observados por um estereoscópio e um microscópio eletrônico de varredura. A avaliação da quantidade de débris remanescente observada pelo fibroscópio foi similar com os resultados obtidos pelo microscópio eletrônico de varredura. Os autores concluíram o laser Er:YAG é eficiente na remoção de débris na constricção apical e que o uso do fibroscópio é bom para avaliar os débris remanescentes nas constricções apicais dos canais radiculares.

GLOCKNER *et al.*[31] (1998), investigaram in vitro as alterações de temperatura no interior da câmara pulpar de dentes cujas cavidades foram preparadas com o uso de brocas diamantadas acionadas por motor de alta rotação e com a aplicação do laser Er:YAG. Essas variações de temperatura foram registradas por meio de um sensor térmico e analisadas por meio de análise estatística. Os autores concluíram que o preparo cavitário realizado com o laser Er:YAG promovia menor dano térmico à polpa dental.

TANJI *et al.*[86] (1998), observaram, por meio da microscopia eletrônica de varredura, as alterações de superfícies dentinárias de canais radiculares irradiados com os lasers Er:YAG, Nd:YAG e Er:YAG + Nd:YAG. Os resultados demonstraram que o uso do laser Er:YAG promovia a ablação do tecido e deixava os canalículos dentinários abertos ao passo que o uso do laser Nd:YAG , após fusão e recristalização da dentina, obliterava alguns canalículos. Os autores concluíram que a aplicação do laser Nd:YAG poderia obliterar canalículos dentinários previamente abertos pelo laser Er:YAG.

COMISSAO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR/SP IPEN

TAKEDA *et al.*[84] (1999), fizeram um estudo comparativo entre várias soluções irrigantes e dois tipos de laser (Er:YAG e CO_2) sobre a capacidade de remoção da camada de smear layer do canal radicular. Sessenta dentes pré-molares humanos inferiores com um canal radicular e ápice fechado foram divididos aleatoriamente em cinco grupos de 12 dentes cada. Esses dentes foram instrumentados pela técnica step-back e irrigados com 3 ml de hipoclorito de sódio a 5.25% e água oxigenada a 3% alternadamente entre cada lima. No primeiro grupo, os espécimes foram usados como controle e tiveram irrigação final com EDTA a 17%. Os dentes do segundo grupo receberam irrigação final com ácido fosfórico a 6%. Os dentes do terceiro grupo receberam irrigação final com ácido cítrico a 3%. Os do quarto grupo receberam irradiação com laser de dióxido de carbono e, no quinto grupo, os canais radiculares foram irradiados com o laser Er:YAG. Os dentes foram seccionados longitudinalmente e preparados para serem examinados por meio de microscopia eletrônica de varredura. Os autores concluíram que os dentes irradiados com o laser Er:YAG apresentaram ausência da camada de smear, abertura dos canalículos dentinários tanto no terço médio como no terço apical, superior a todos os outros tratamentos.

PÉCORA *et al.*[74] (1999), analisaram a permeabilidade dentinária das paredes dos canais radiculares após a instrumentação dos canais com o uso dos seguintes tratamentos e soluções irrigantes:

a) água destilada deionizada;

b) hipoclorito de sódio a 1%;

c) água destilada deionizada mais aplicação do laser Er:YAG;

d) hipoclorito de sódio mais laser Er:YAG; e

e) somente uso do laser Er:YAG. Após a identificação da permeabilidade dentinária com uso de íons cobre, os autores concluíram que a utilização da água destilada deionizada como solução irrigante acrescida da aplicação do laser Er:YAG promovia maior aumento da permeabilidade dentinária que os demais tratamentos.

SOUSA-NETO[81] (1999), avaliou *in vitro* o efeito da aplicação do laser Er:YAG sobre a dentina humana na adesividade dos seguintes cimentos obturadores de canais radiculares: Grossman, Endométhasone®, N-Rickert e Sealer 26®.

Os cimentos foram colocados sobre a dentina tratada com soro fisiológico e com laser Er:YAG. A análise da adesão desses cimentos foi realizada em uma Máquina Universal de Ensaios. Os resultados evidenciaram que, para o cimento Sealer 26®, a adesão foi muito maior após a aplicação do laser Er:YAG sobre a dentina.

Para os cimentos à base de óxido de zinco e eugenol, os resultados não mostraram significância estatística com e sem aplicação do laser, uma vez que a adesão desses cimentos é dada pela carga elétrica da colofônia utilizada em suas formulações e não por um embricamento mecânico. Este trabalho demonstra, claramente, o efeito do laser Er:YAG no aumento da adesão do cimento obturador de canais radiculares à base de resina epóxica.

PÉCORA *et al.*[78] (2000), determinaram o aumento da temperatura na superfície externa das raízes dos dentes, após uso de laser Er:YAG em canais radiculares previamente instrumentados. Os parâmetros foram de 15J, 30J e 45J

com 15Hz e 140 mJ/pulso. Os canais radiculares foram irradiados com laser de dois modos, ou seja, com água como irrigante e sem água. A temperatura da superfície externa das raízes foi detectada por um par termoelétrico de cobre-constantan. Os resultados obtidos foram os seguintes:

a) Quando a água era utilizada como irrigante ao mesmo tempo em que se aplicava o laser, os aumentos de temperatura foram em média de 6,9°C para 15J, 11,8°C para 30J e de 9,6°C para 45J;

b) Sem solução irrigante o aumento da temperatura externa das raízes foi bem mais alta. Assim, os autores recomendam boa refrigeração e irrigação durante o uso do laser no interior dos canais radiculares, para evitar aquecimento.

SHOJI *et al.*[78] (2000), examinaram o efeito da irradiação com laser Er: YAG com um novo tipo de fibra óptica no preparo e limpeza de canais simulados. A fibra óptica apresenta uma ponta cônica com inclinações de 230 graus. Um modelo de canal foi preparado em dentina bovina com dimensões de 0,5 x 5 mm. A fibra óptica foi introduzida no canal simulado e movida do ápice para o orifício a uma velocidade de 0,75 mm/s. A energia de 10 mJ/10 pps causou uma ampliação de dimensões do canal em 106,5% e com 20 e 40mJ/10 pps causou aumento de 116,3% e 118,6% respectivamente. O exame por meio de microscopia eletrônica de varredura indicou que a superfície preparada apresentava-se mais limpa do que a dentina preparada a broca. A forma cônica da ponta de fibra óptica aumenta a capacidade de ablação de dentina e reduz o tempo de preparo.

3 PROPOSIÇÃO

O aumento da temperatura durante a irradiação laser intracanal pode causar insucessos. Este efeitos devem ser minimizados a fim de que não ocorra danos térmicos nos tecidos próximos à área irradiada. Assim, idealmente, deve-se depositar energia suficiente em um tempo menor ao que levaria o calor difundir por condução para os tecidos vizinhos.

Constitui o objeto do presente estudo analisar o aumento da temperatura em dentina radicular irradiadas pelo laser de Er:YAG, para diferentes espessuras de dentina e em diferentes condições de energia e freqüência dos pulsos laser. Assim, objetivamos avaliar o potencial da utilização do laser de Er: YAG como coadjuvante na terapêutica endodôntica sem causar danos térmicos aos tecidos adjacentes.

MATERIAIS E METÓDOS

- ⇨ Discos diamantados – para corte dos dentes;
- ⇨ Peróxido de hidrogênio – H_2O_2 – para limpeza;
- ⇨ NaCl soro fisiológico a 0,5%0 – para armazenamento das amostras;
- ⇨ Termopar tipo k (fio de chromel 0,05 diam., coberto de PFA teflom "USA") – para medidas de temperatura;
- ⇨ Lock-in Tektronix (TDS 360) 20 MHz, 1GS/s – para monitoração do sinal elétrico do termopar, amplificado – controle do ruído ;
- ⇨ Máquina de ponto (união dos fios do Termopar) – para preparação dos termopares;
- ⇨ Pasta térmica – para contato térmico do termopar com as amostras;
- ⇨ Maquina labcut 1010 – para preparo das amostras;
- ⇨ Banho térmico (Modern scientific research and process control equipament. Engineered and built by the precision scientific(ps) Chicago. USA. – para controle da temperatura de armazenamento;
- ⇨ KAVO K.E.Y. LASER 1242 – Er:YAG,(Biberach,Alemanha), com emissão em 2,94µm, e largura temporal por pulso de 250-500µs.Cedido pelo LELO (Laboratório Experimental de Lasers em Odontologia) da USP (Univ. de São Paulo) – para irradiação das amostras;
- ⇨ Fibra óptica de safira com 375 µm – para entrega do feixe laser;
- ⇨ Peça de mão com ponta 2055, 40 x 28 – para irradiação intracanal
- ⇨ 24 dentes humanos (incisivos inferiores) do banco de dentes da fousp

4.1 Sistema Laser Utilizado

O laser de Er:YAG com comprimento de onda de 2,94 µm, pulsado com sistema de entrega de feixe através de fibra óptica cristalina (safira) a fim de que não haja perda de energia pela fibra flexível, também possibilita a sua utilização dentro do canal radicular. Desta forma não pode ser guiado por fibras ópticas de quartzo ou sílica, que apresentam alto teor de OH^{-} *f.fig.8 e 9* .

- ✓ Emissor..... Er:YAG (kavo key Laser, - Kavo Alemanha)
- ✓ Comprimento de onda.....2,94 µm
- ✓ Largura de pulso entre....250 e 500 µs
- ✓ Forma de aplicação..... contato (*"MATSUMOTO"*)
- ✓ Peça de mão..... número 2055
- ✓ Dimensões da fibra..... 0,375 x 28 mm circular
- ✓ Fator de transmissão.... 42%
- ✓ Energia utilizada painel. 140 mJ, 160 mJ, 180 mJ.
- ✓ na Ponta da fibra..... 58,8 mJ, 67,2 mJ, 75,6 mJ.
- ✓ Freqüência ..... 10 e 15 hz.

O aparelho laser utilizado pertence ao *LELO* (Laboratório Experimental de Laser em Odontologia) da Faculdade de Odontologia de São Paulo da Universidade de São Paulo.

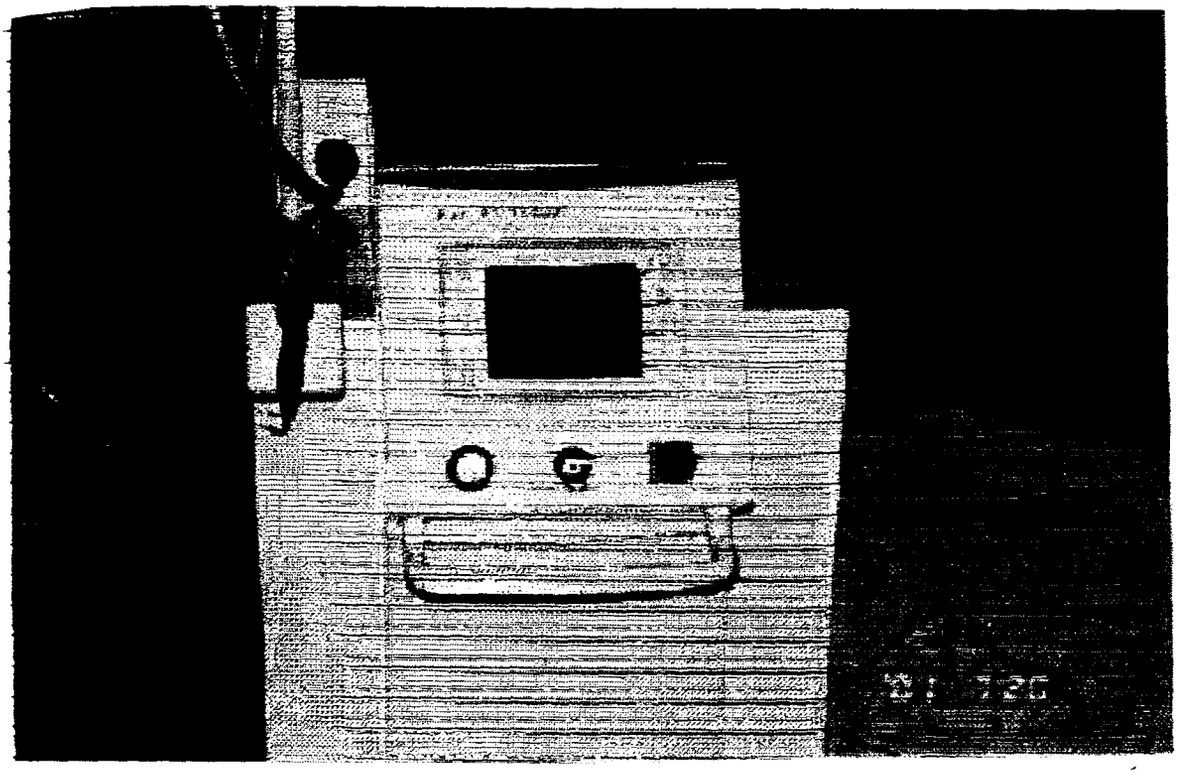


Figura 8 - Kavo Key Laser

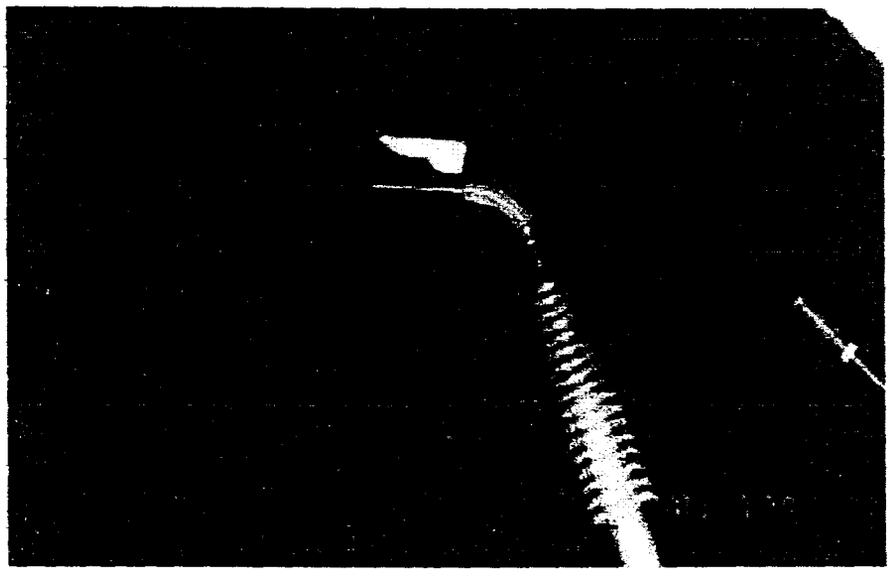


Figura 9 – Ponta 2055 com a fibra ótica de 0,375 μm (dois aneis)

4.2 Método

4.2.1 Obtenção das Amostras

Foram utilizados no presente estudo 24 dentes humanos unirradiculares e biradiculares, mostrando sem defeitos hipoplásicos e de materiais restauradores procedentes do banco de dentes do departamento de dentística da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

4.2.2 Preparação da amostra

Estes dentes encontravam-se mantidos em soro fisiológico, foram lavados novamente em água corrente para a remoção de depósitos calcificados, as superfícies radiculares foram examinadas com auxilio de uma lupa sendo as raízes que apresentavam muitas irregularidades descartadas. Todas as coroas clínicas foram seccionadas a nível cervical e desprezadas, de posse somente das raízes estas foram incluídas em resina insaturada de poliéster (para facilitar o corte), depois do tempo de presa desta resina as amostras foram lixadas até as faces ficarem isentas do vestígio de resina em sua maior área. Feito isso as raízes foram secionadas longitudinalmente, através de um aparelho de corte preciso "*LABCUT 1010 figs 10 e 11.*", montado com disco diamantado 0,3mm na velocidade 5 do painel de controle do aparelho, e com refrigeração abundante com água deionizada, foram obtidas espécimes com espessuras de 0,5mm, 1,0mm, 1,5mm, 2,0mm; sendo 6 espécimes de cada espessura num total de 24 amostras *fig 12.*

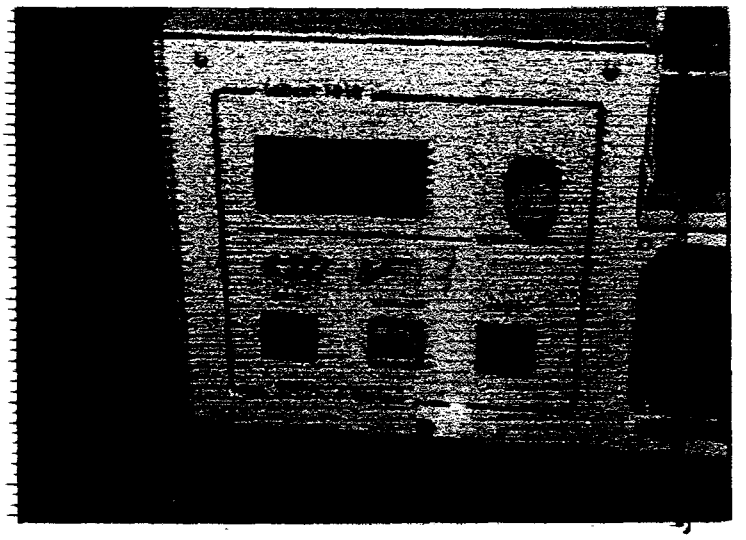


Figura 10 – Máquina de Corte

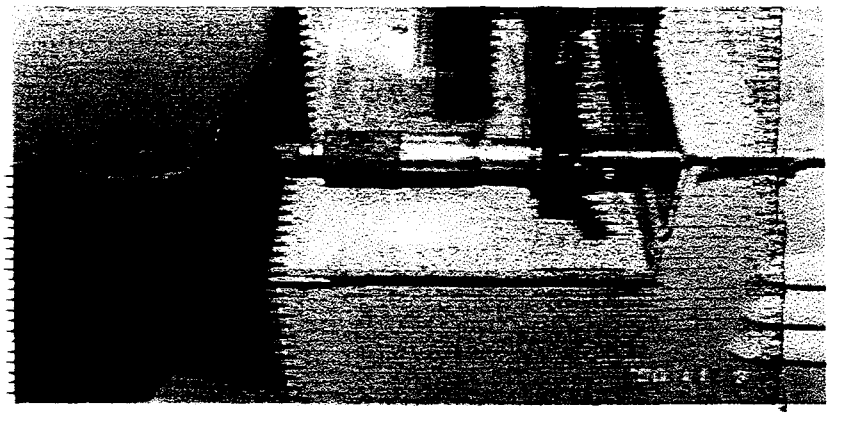


Figura 11 – Máquina de Corte (verso)



Figura 12 – Espécimes

4.2.3 Irradiação dos Espécimes

Após ter sido feito um pilota sobre raízes integras concluímos ser muito difícil obter um controle correto da temperatura. Por isso foram feitas lâminas de dentina, onde em cada um dos cortes foram as amostras feitas no sentido dos tubulos dentinários da polpa para o cemento.

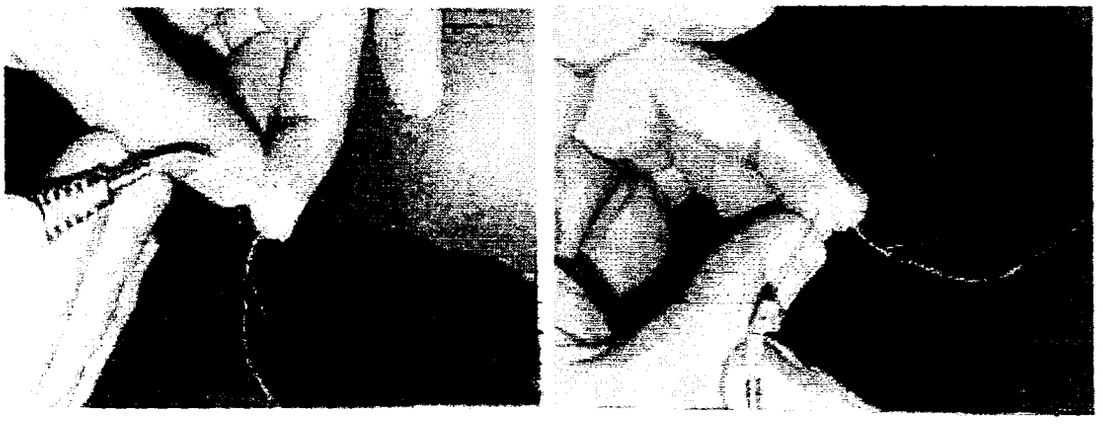


Figura 13 – Irradiação dos espécimes

Os espécimes obtidos foram lavados com irrigação abundante de soro fisiológico e divididos em 4 grupos de 6 espécimes cada, recebendo a seguinte denominação:

GRUPO I - Espécimes com espessura de 0,5mm.

GRUPO II - Espécimes com espessura de 1,0mm.

GRUPO III - Espécimes com espessura de 1,5mm.

GRUPO IV - Espécimes com espessura de 2,0mm.

Ao irradiarmos cada amostra pela técnica estacionária (Matsumoto) tivemos o cuidado de não deixar que os fios do termopar se soltassem, os quais unidos e com um fio terra foram ainda impregnados com pasta térmica e seguros

entre os dedos para que a temperatura destes simulassem a temperatura corpórea. O sinal do termopar foi amplificado e enviado ao conversor analógico digital, efetuando-se a aquisição de dados em um computador, onde os dados puderam ser registrados e analisados, *Fig. 13* .

Os espécimes de cada grupo foram divididas em 2 subgrupos de 3 espécimes cada, considerando a irradiação com 2 freqüências, e três energias diferentes para cada freqüência. Estes espécimes foram mantidos em soro fisiológico e em uma temperatura constante de 36,5°c por 24 horas até minutos antes da irradiação laser dos espécimes.*Fig.12.*

5 RESULTADOS E ANÁLISE

Nos gráficos a seguir são apresentadas as temperaturas obtidas para irradiação das amostras, em função do número de pulsos aplicados, para cada grupo de espessuras, taxa de repetição dos pulsos, e para cada energia de pulso aplicada. As cores das curvas obedecem à seguinte legenda universal:

- AZUL -> pulsos com energia de 140 mJ;
- VERMELHO -> pulsos com energia de 160 mJ;
- VERDE -> pulsos com energia de 180 mJ.

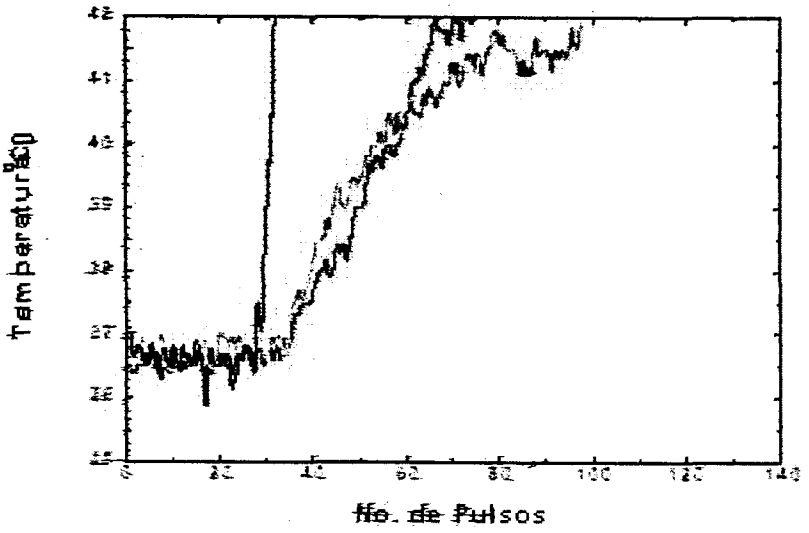


Figura 14 – Temperaturas obtidas para o GRUPO I, 10 Hz

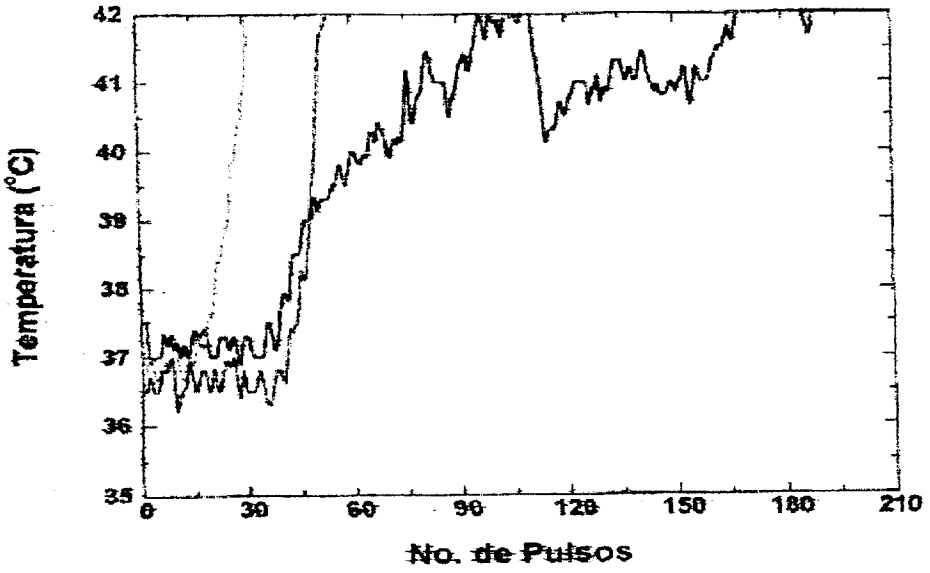


Figura 15 - Temperaturas obtidas para o GRUPO I, 15Hz

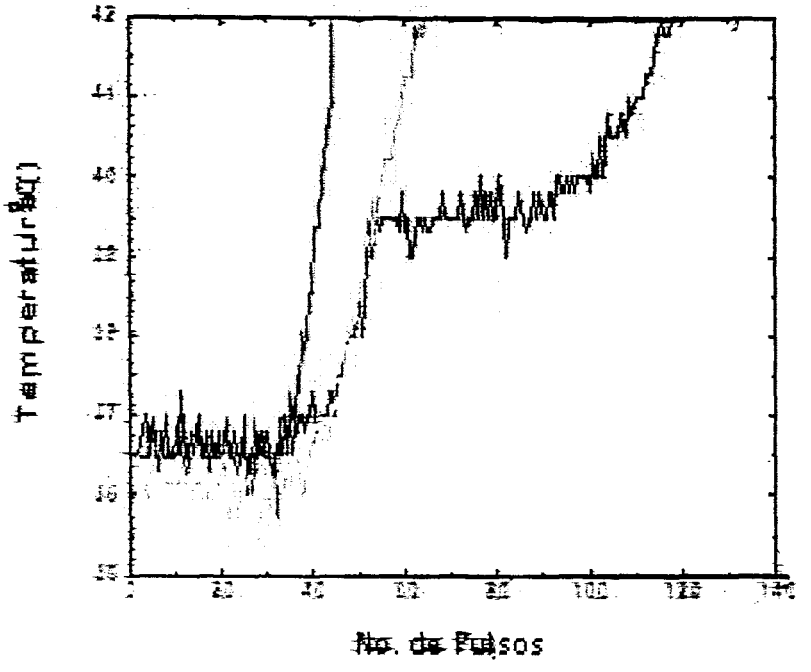


Figura 16 - Temperaturas obtidas para o GRUPO II, 10 Hz

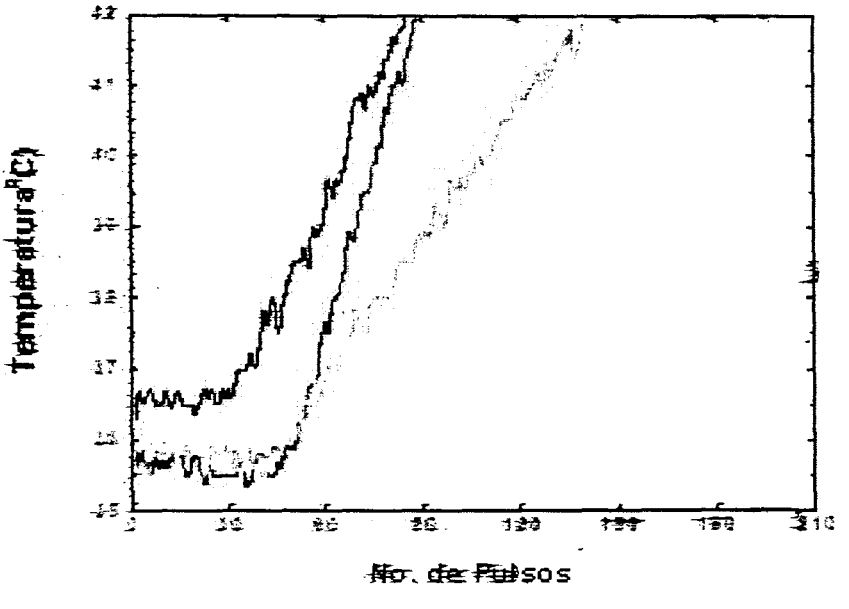


Figura 17 - Temperaturas obtidas para o GRUPO II, 15Hz

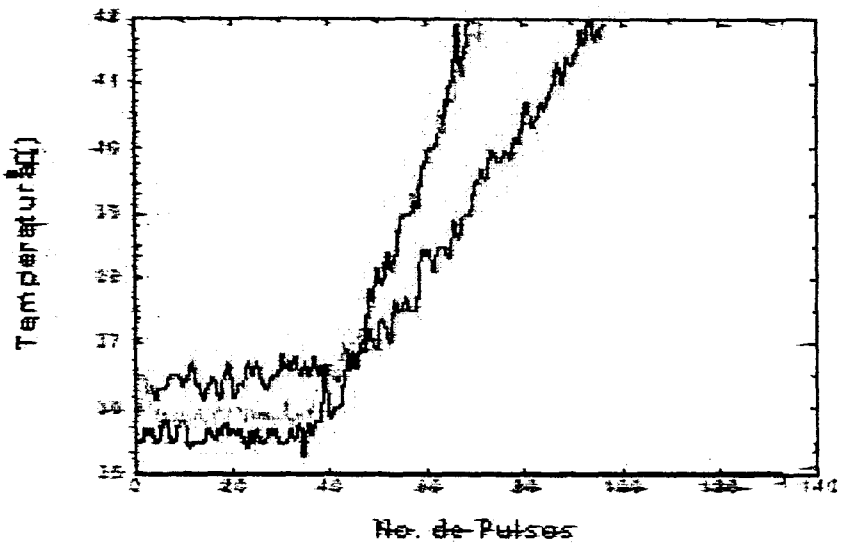


Figura 18 - Temperaturas obtidas para o GRUPO III, 10Hz

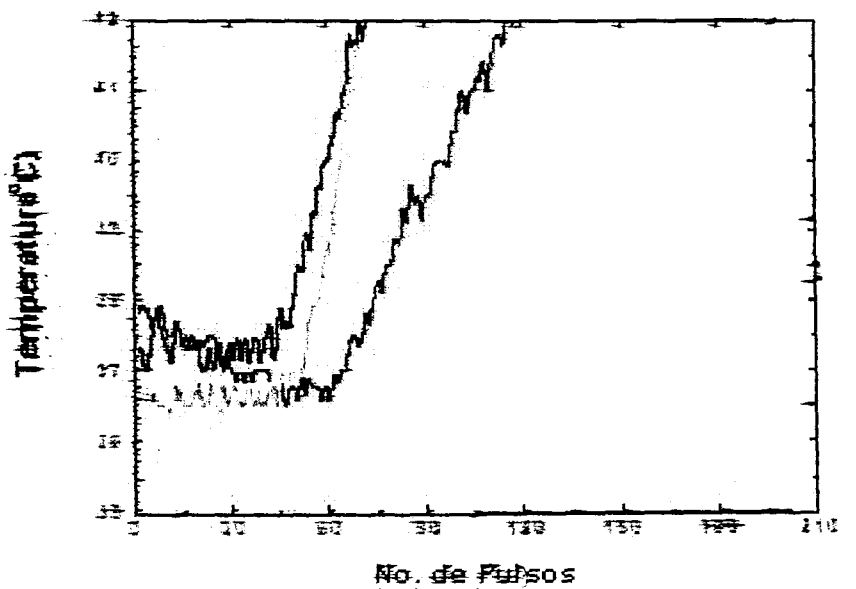


Figura 19 - Temperaturas obtidas para o GRUPO III, 15 Hz

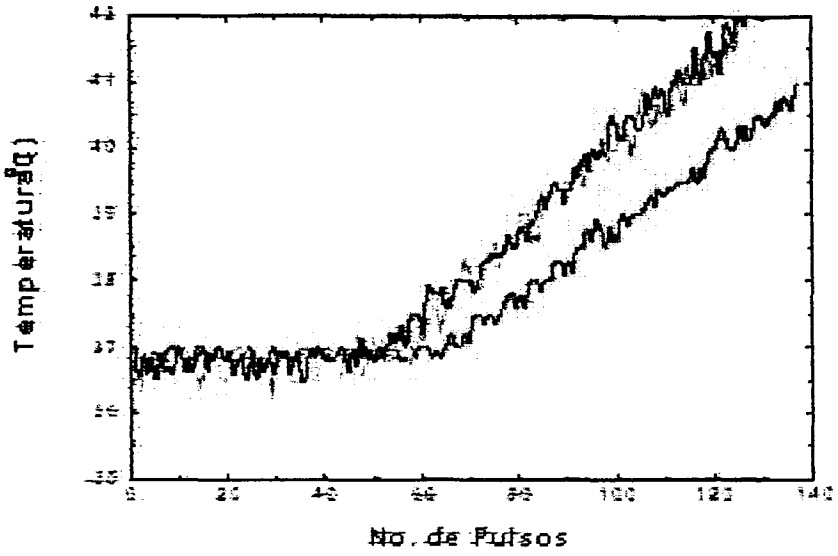


Figura 20 - Temperaturas obtidas para o GRUPO IV, 10 Hz

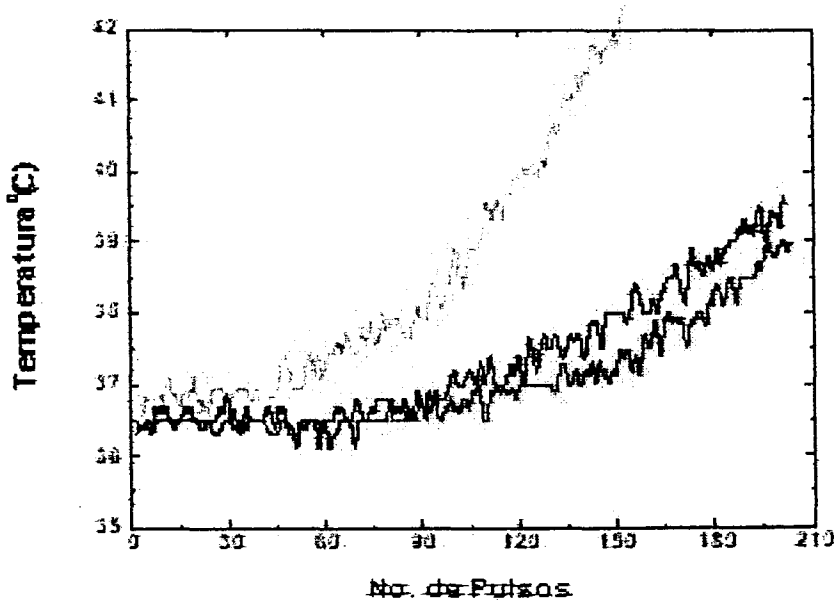


Figura 21 - Temperaturas obtidas para o GRUPO IV, 15 Hz.

5.1 Análise dos resultados obtidos

GRUPO I

10 Hz : Esta energia de 140 mJ (por apresentar uma excessiva elevação de temperatura, o que pode ter sido falha na obtenção da amostra deve ser despresada), notamos que até 28 pulsos, e um tempo próximo de 3s, a temperatura manteve-se constante. A temperatura mantém-se também constante para até 30 pulsos, com 160 mJ, ocorrendo após um aumento de 1°C para cada 10 pulsos, atingindo a temperatura de 5°C em torno de 65 pulsos (6s). (3s +3s). A 180 mJ, como no caso acima, a temperatura também se manteve constante até 30 pulsos ocorrendo um aumento de 1°C para cada 10 pulsos atingindo a temperatura de 5°C por volta de 70 pulsos (7s) (3s +4s).

15 Hz : Ao usarmos 140 mJ a temperatura mantém-se constante até 35 pulsos, após ocorre uma elevação brusca da temperatura onde esta atinge os 5°C em 45 pulsos (3s) (2s + 1s). Com energias de 160 mJ a temperatura mantém-se constante até por volta de 40 pulsos (2,5 s) elevando-se gradativamente tendo como pico máximo em torno de 100 pulsos (6 s). (2s + 4s). Em180 mJ observa-se uma elevação muito alta a partir de 15 pulsos (1 s), atingindo os 5°C em menos de (2 s) 30 pulsos . (1s+1s)

GRUPO II

10 Hz : Devido ao aumento da espessura de dentina, verificou-se que a temperatura mantem-se estável até 45 pulsos aplicados (4 s), para a energia de 180 mJ. Após, ocorre um aumento gradativo até 60 pulsos atingindo um aumento de temperatura de 5°C em (6 s) (4s+2s); 160 mJ.- Mantém-se estável até 35 pulsos (3s) após ocorre uma elevação uniforme da temperatura chegando aos 5°C em menos de 40 pulsos (4s) (3s+1s); 140 mJ - Mantém-se estável até 40 pulsos (4s), elevando-se gradativamente até por volta de 55putsos (5s), onde verificamos os 5°C. (4s+1s)

15 Hz : 180 mJ – A temperatura mantém-se estável até 45 pulsos (3s) chegando a uma elevação de temperatura de 5°C gradativamente em torno de 120 pulsos (8 s) (3s+5s); 160 mJ - Permanece estável até 45 pulsos (3s) chegando a temperatura de 5°C em torno de 75 pulsos (5s) (3s+2s); 140 mJ - Apresenta estável até 30 pulsos (2s) apresentando elevação moderada até 75 pulsos (5s) para atingir os 5°C. (2s+3s)

GRUPO III

10 Hz : 180 mJ - A temperatura mantém-se estável até 40 pulsos (4s) ocorrendo uma elevação moderada até 65 pulsos onde atingimos os 5°C em (6s) (4s+2s); 160 mJ - Do mesmo modo que a anterior, este se manteve também estável até 40 pulsos (4s)a partir daí o aumento dos 5°c aconteceu na casa dos 90 pulsos (9s) (4s + 5s); 140 mJ - do mesmo modo que as anteriores , manteve-se estável até 40 pulsos a partir daí o aumento torna-se evidente atingindo o pico máximo nos 60 pulsos (6s) (4s + 2s).

15 Hz : 180 mJ - A temperatura manteve-se estável até 45 pulsos, após sofre uma elevação acentuada até 60 pulsos onde atingiu a temperatura de 5°C (4s) (3s + 1s); 160 mJ - A temperatura manteve-se estável por 45 pulsos, ocorrendo após, uma elevação até 120 pulsos atingindo assim os 5°C de temperatura, em (8s) (3s + 5s); 140 mJ - A temperatura se mantém estável até 40 pulsos atingindo os 5°C entre 60 pulsos (4s) (3s + 1s).

GRUPO IV

10 Hz : Este grupo, o que apresentou melhores padrões entre as 3 energias aplicadas onde ambas mantiveram estáveis até 50 pulsos (5s), sendo que a temperatura de 5°C somente obtida por 140 e 180 mJ em torno de 110 pulsos (11s ou 5s + 6s); com 160 mJ a temperatura máxima foi de 4,5°C com 140 pulsos (14s ou 5s + 9s).

15 Hz : 180 mJ - a temperatura se mantém estável até 45 pulsos (3s). Após a temperatura, eleva-se gradativamente até 135 pulsos (9s) atingindo os 5°C (3s + 6s); 140 e 160 mJ - apresenta temperatura estável até 90 pulsos (6s). A temperatura máxima atingida foi de 3,5°C com 210 pulsos(14s) (6s + 8s).

Nas tabelas a seguir , resumimos os tempos obtidos experimentalmente para a elevação máxima de temperatura de 5°C, para os grupos de espessuras dentinárias , e, em função das energias e freqüências utilizadas. Entretanto os resultados que apresentam (*), não foram os esperados , os quais nos deixam dúvidas quando da sua utilização.

COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR/SP IPEN

Energia, mJ	Freqüência	Tempo
180	10 Hz	7s*
160		6s
140		5s
180	15 Hz	2s
160		6s*
140		3s

Tabela 3 - Tempos obtidos para elevação de 5°C - Grupo I

Energia, mJ	Freqüência	Tempo
180	10 Hz	6s*
160		4s
140		5s
180	15 Hz	8*s
160		5s
140		5s

Tabela 4 - Tempos obtidos para elevação de 5°C - Grupo II

Energia, mJ	Freqüência	Tempo
180	10 Hz	6s
160		9s
140		6s
180	15 Hz	4s
160		8s
140		3s

Tabela 5 - Tempos obtidos para elevação de 5°C - Grupo III

Energia, mJ	Freqüência	Tempo
180	10 Hz	11s*
160		14s
140		11s
180	15 Hz	9s*
160		14s
140		14s

Tabela 6 - Tempos obtidos para elevação de 5°C - Grupo IV

* Resultados não esperados.

6 DISCUSSÃO

A preocupação dos endodontistas em selecionar qual a melhor energia e freqüência que promova maior ou menor efeito térmico nas paredes dentinárias dos canais radiculares levou a realização de pesquisas com adoção de métodos como; pontual, proposta por MATSUMOTO, e escalonada proposta por GUTKNECHT. A radiação do laser de Er:YAG é absorvida predominantemente pela água, assim as temperaturas máximas atingidas são freqüentemente menores que aquelas necessárias para promover a fusão e o derretimento do tecido dentinário, obliterando canalículos. As regiões apicais dos canais radiculares apresentam menor número de canalículos dentinários por unidade de área do que os terços médio e cervical. Presume-se assim que a permeabilidade da região apical será menor do que os demais terços da raiz.

O presente trabalho mostrou que o laser de Er: YAG (2,94 μm) apresentou resultados significativos em relação ao aumento da temperatura. O experimento no qual se observou maior aumento de temperatura foram as amostras do grupo I, onde a espessura dentinária era muito reduzida. Em aplicações clinicas, entretanto, não é freqüente encontrarmos ápices com esta espessura. No caso de ocorrer um caso de espessuras reduzidas como as do grupo I, podemos preconizar a redução da freqüência para 6Hz e da energia para 120 mJ.

Ao estudarmos amostras com espessuras de 1 mm, e mantidas as energias aplicadas, notou-se que o tempo necessário para atingir os 5°C são de 5 segundos.

As energia de 160 mJ e 140 mJ são as mais indicadas para espessuras de 1,5 mm de espessura. A 10 Hz, a temperatura mantém-se constante e o tempo para atingir os 5°C aumenta para 6 a 9 segundos, na faixa dos 60 pulsos. Em 15 Hz, o número de pulsos para se atingir uma elevação de 5° C de temperatura fica na casa dos 45 pulsos.

Em espessuras com 2,0 mm ou mais, as energias e freqüências aplicadas levam a uma elevação de 5°C de temperatura em até 11 segundos. A 15 Hz, as energias de 140 - 160 mJ mantiveram os 5°C na casa dos 210 pulsos.

HIBST et al (1992) preconizam um valor mínimo de fluência para a redução bacteriana intracanal utilizando-se o laser de Er:YAG, que é de aproximadamente 104 J/cm^2. Em nosso trabalho, considerando a área da ponta de entrega do feixe utilizada, 10^{-3} cm^2 (um milésimo de cm^2), a fluência atingida, mesmo para a menor energia utilizada (140 mJ), é de 127 J/cm^2 . As energias utilizadas apresentaram resultados esperados, para aplicação puntual. Entretanto, deve-se lembrar que no terço apical, deve-se utilizar uma parametrização laser, e a partir do terço médio outra parametrização, devido à espessura dentinária ser maior e ao diâmetro da cavidade aumentar em relação àquele criado durante a instrumentação.

Assim, a utilização do laser de Er: YAG intracanal para redução bacteriana pode ser um coadjuvante seguro no tratamento endodôntico, pois é sempre possível ajustar os parâmetros laser para se evitar danos térmicos aos tecidos periodontais, dentro dos padrões estabelecidos para máxima elevação de temperatura.

Não temos conhecimento de trabalhos publicados na literatura que estabeleçam protocolos de utilização do laser de Er:YAG intracanal para redução bacteriana, utilizando a técnica de aplicação puntual. Assim, julgamos ser este trabalho de grande relevância para o estabelecimento desta técnica, muito utilizada, por exemplo, no caso de aplicação do laser de Nd:YAG intracanal.

A avaliação da espessura radicular é um parâmetro muito importante para a adequação do protocolo de aplicação do laser de Er:YAG intracanal, como pudemos demonstrar nesse trabalho. Nesse sentido, experimentalmente, pudemos observar em nossas amostras uma relação entre a espessura do ápice no sentido mésio-distal (que é menos espesso que o vestíbulo lingual) e a espessura do terço incisal do dente. Assim, um possível prosseguimento deste trabalho consistiria na melhor evidenciação destas relações de espessura, visando um aperfeiçoamento dos protocolos de aplicação do laser de Er:YAG intracanal *in vivo*. *Fig* 22 e 23.

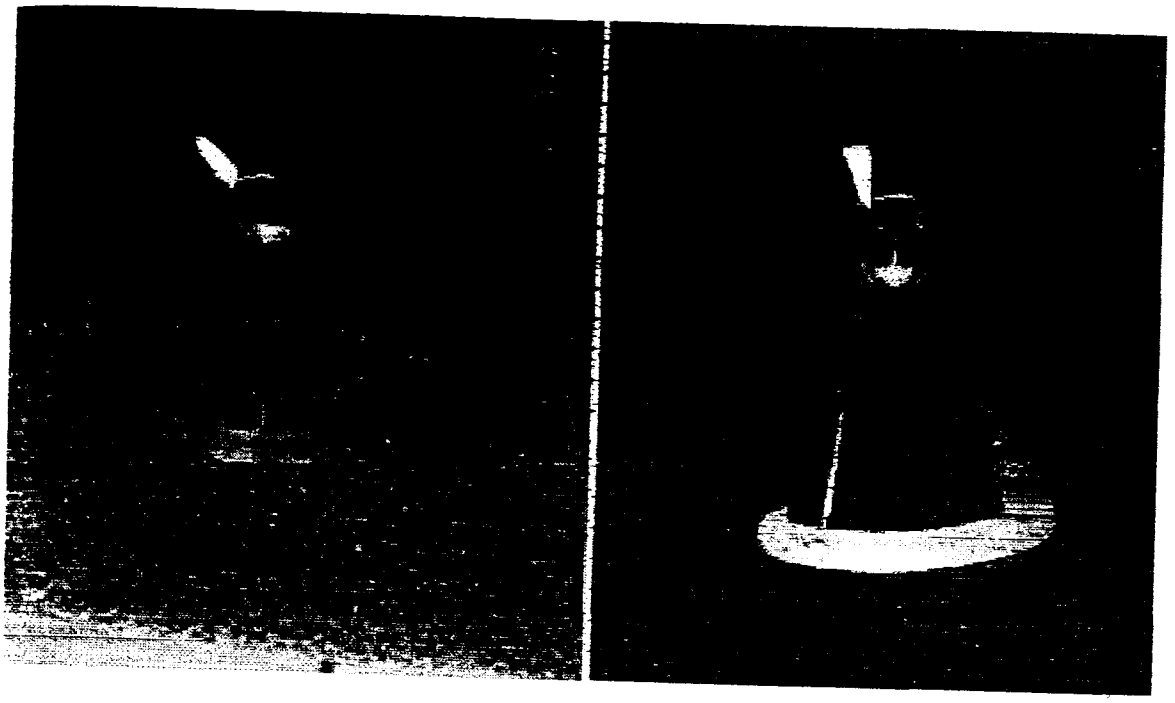


Figura 22 – Espessura do terço incisal e ápice

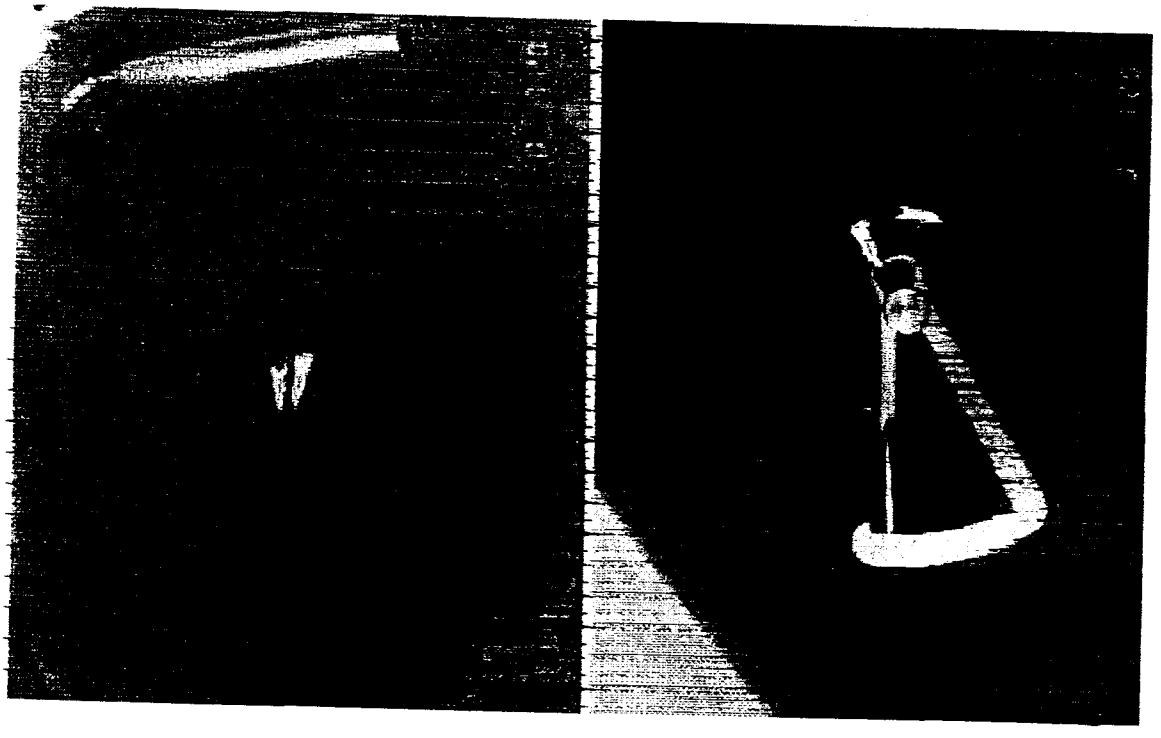


Figura 23 – Espessura dentinária

6 CONCLUSÕES

Com base na metodologia empregada e nos resultados obtidos, concluímos que:

- ⇨ O tempo para se atingir uma elevação de temperatura de 5°C na parede externa radicular varia de acordo com a freqüência utilizada e a espessura de dentina radicular.

- ⇨ Os valores dos parâmetros da energia de 140 mJ @ 10 Hz, pode ser usada em espessuras radiculares de 1 milímetro ou menos;

- ⇨ As energias e freqüências mais altas investigadas somente são alternativas viáveis para o procedimento intracanal em espessuras dentinárias acima de 1,5 mm;

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

01-ALTSHULER, G.B.; BELIKOV, A.V.; EROFEEV, A.V.; SKRYPNIK, A.V. Physical aspects of. cavity formation of. Er:YAG laser radiation. In: WIGDOR, H.A.; FEATHERSTONE, J.D.; WHITE, J.M. (Eds.). Lasers In dentistry San José, 1995. p.211-2. SPIE 2394.

02-ALMEIDA-LOPES, A.; PINHEIRO, A.L.B. Normas de segurança. In: BRUGNERA JUNIOR, A.; PINHEIRO, A.L.B. Lasers na Odontologia Moderna. São Paulo. Pancast, 1998, p. 81-98.

03-ARIMA MATSUMOTO,K Effects of Far: eximer laser irradiation on human emanel and dentin. Lasers surg med v.13, n.1 , p 97-105,1993

04-ANDO, Y.; AOKI, A.; WATANABE, H.; ISHIKAWA, I. Bactericidal effect of. Erbium YAG laser on periodontopathic bactéria. Lasers Surg. Med., v.19, p.190-200, 1996.

05-ANIC, I.; TACHIBANA, H.; MASUMOTO, K.; OI, P. Permeability, morphologic and temperature changes of. canal dentine walls induced by Nd:YAG, CO_2 and argon laser Int, Endod. J. v. 29, n. 1, p. 14-22, 1996.

06-BARTELS, H. A. The effect of eugenol and oil of cloves on the growth of microrganisms. Oral Surg, v.33, n.2, p. 458-65, 1947.

07-BAHCALL, J;howard, P;MISERANDINO,L;WALIA,H Preliminary investigation of the histological effects of laser endodontic treatment on the perirradicular tissues in dogs . J ENDODOM,v 18 n.2 p 45-51, 1992.

08-BAUMGARTNER,J.C.;FALKER Jr., W.ª Bacteria in the apical 5 mm of infected root canals. J Endod, v.17, n.8, p.380-383, Aug. 1991

09- BEHRENS, V.G.; GUTKNECHT, N.; RENZIEHAUSEN, R.; LAMPERT, F. Die transmission und absorpition der temperatur und energie des Nd: YAG lasers im dentim. ZWR, v.102, p.629-634, 1993.

10-BERKITEN, M.; BERKITEN, R.; OKAR, I. Comparative evaluation of antibacterial effects of Nd:YAG laser irradiation in root canals and dentinal tubules. J. Endod, v. 26, n. 5, p. 268-70, 2000.

11-BODECKER, C. F., APPLEBAUM, E. The variable permeability of the dentin and its relation to operative dentistry. Dent. Cosmos, v. 75, n. 1, p. 21-31, 1933.

12-BRANNSTOM, M.; GARBEROGLIO, R. The dentinal tubules and the odontoblast process. A scanning electron microscope study. Acta. Odont. Scand, v. 30, p. 291-311, 1072.

13-BRANSTTETTER, J.; FRAUNHOFER, J.A. The physical properties and sealing action of endodontic sealer cements: a review of the literature. J. Endod., v.8, n.7 p.312-6, Jul 1982.

14-BRYSTRON, A; CLAESSON, R.;SUNDQVIST, G. The antibacterial effects of canphorated paramonoclorophenol, camphorated phenol and calcium hydroxide in the treament of infected root canals. Endod Dent Traumatol, v.1, n.5, p.170-175, Oct. 1985.

15-BURGHARD, S.U.F. Die Auswirkung des Holmium: YAG lasers auf das Bakterium Enterococcus faecalis bei der Wurzelkanaldesinfektion eine in

vitro Untersuchung. Alemanha,1997. 116p. Thesis (Ph.D.)-Rheinisch Westfälischen Technischen Hochschule.

16-CALLAHAN, J.R. Rosin solution for the sealing of the dentinal tubuli and as an adjuvant in the filling of root-canals. D. Cosmos, v.56, n.12, p. 1376, 1914.

17-CARRUTH, J.A.S. McKENZIE, A.L. Medical lasers. England: Adam Hilger, 1986, p. 269

18-CECCHINI, S.C.M.; ZEZELL, D.M.; BACHMAN, L.; PINOTTI, M.M.; NOGUEIRA, C.S.; EDUARDO, C.P. Evaluation of two lasers systems for intracanal irradiation. Laser in Dentistry V, v. 1, p. 31-5, Jan. 1999.

19-CERNAVIN, I. a Comparison of the effects of Nd:YAG and Ho: YAG laser irradiation on dentine enamel. Aust Dent J, v.40,n.2, p.79-84, 1995.

20-CIUCCHI, B.; KHETTABI, M.; HOLZ, J. The effectiveness of different endodontic irrigation procedures on the removal of the smear layer: a scanning electron microscopic study. Int. Endod. J., v. 22, n. 1, p. 21-8, 1989.

21-COHEN, B.I.; A.S.; MUSIKANT, B.L. Effect of power setting on temperature change at the root surface when using a holmium: YAG laser in enlarging the root canal. J Endod, v.22, n.11, p.596-599, 1996.

22-COZEAN, C.; ARCORIA, C.J.; PELAGALLI, J.; POWELL., G.L. Dentistry for the 21 st CENTURY ? Erbium: YAG Laser for teeth. J. Am. Dent. Assoc., v. 128, n.8, p. 1080-7, Aug.1997

23-DOSTÁLOVÁ, T.; JELÍNKOVÁ, H.;KREJSA, O, HAMAL.,K.; KUBELKA, J.; PROCHÁZKA, S.; HIMMOLOVÁ, L. Dentin and pulp response to

Erbium:YAG laser ablation: a preliminary evalution of human teeth. J. Clin. Laser Med. Surg., v.15, n.3, p.117-21, 1997.

24- EDUARDO, C.P.; ZEZELL, D.M.; CECCHINI, S.C.M.; ROSSI, W.; RANIERI, I.M; MORATO, S.P.; MATSUMOTO, K. Scanning electron microscopy analysis of enamel and dentine irradiated b

25-EINSTEIN, A. Zur Quantentheorie der Strahlung. Physiol, Z., v. 18, p. 121-8, 1971.

26-ERIKSSON, A.R.; ALBREKTSSON, T. Temperature threshold levels for heat induced bone tissue injury: a vital microscopic study in the rabbit. J Prosthet Dent, v. 50, p.101 –107, 1983.

27-FEGAN, S.E; STEIMAN, R. Comparative evaluation of the antibaterial effects of intracanal Nd: YAG laser irradiation: na in vitro study. J Endod, v.21,n.8 , p.415-417, 1995.

28-FISH, E.W. BONE infection. J Am Dent Assoc, v.26, n.5, p.691-712, 1939.

29- FRENTZEN,M.;KOORT,H.J. Histological investigation of mid infraredlaser ablation of dental hard tissues in:INTERNATIONAL CONGREESON LASERS IN DENTISTRY, 3 Salt Lake Cityaug.6-8 1992

30-GITOMER , S.J.; JONES, R.D. *Laser – produced plasmas in medicine.* IEEE Trans Plasma Sci, v.19, n.6, p.1209-19, Dec, 1991

31-GLOCKNER, K.; RUMPLER, J.; EBELESENDER, K.; STADTLER, P. Intrapulpal temperature during preaparation with the Er:YAG laser compared to the conventional burr: Na in vitro study. J. Clin. Laser Med. Surg., v.16, n.3, p.153-7, June 1998.

32-GOHARKHAY, M. D.; A . MORITZ, The bacterial effect of Nd:YAG,Ho:YAG , and Er:YAG laser irradiation in the root canal :Na in vitro v17 n4 p161-164 1999.

33-GOLDMAN, L.; HORNBY, P.;MEYER, R.; GOLDMAN, B. Impact of the laser on dental caries. Nature, v.203, n. 4943, p.417, jul.1964

34-GUIMARÃES, L.F.L.; ROBAZZA, C.R.C.; MURGEL, C.A.F.; PÉCORA, J.D.; COSTA, W.F. Tensão superficial de algumas soluções irrigantes dos canais radiculares. Ver. Odont. USP, v. 2, n. 1, p. 6-9, 1988.

35-GUTKNECHT, N;MORITZ, A;CONRADS,G; SIEVERT, T LAMPERT,F Bactericidal effect of the Nd:YAG laser in vitro root canal. J CLIN LASERS MED SURG,V 14 N 2 P 77-80; 1996[A]

36-GOODIS, H. E.;WHITE,J.M.;YEE,B.;MARSHALL,S.J. Evaluation of the Nd:YAGlaserin root canal systemssterilization in norh american academy of laser dentistry 1992 resumo ae10

37-HARASHIMA, T.; TAKEDA, F.H.; KIMURA, Y.; MATSUMOTO, K. Effect of Nd:YAG laser irradiation for removal of intracanal debris and smear layer in extracted human teeth. J. Clin. Laser Med. & Surg., v. 5, n. 3, p. 131-5, 1997.

38-HARDEE, M.V.; MISERENDINO, L.J.; KOS, W.; WALIA, H. Evaluation of the antibactericidal effects of intracanal Nd:YAG irradiation. J. Endod., v. 20, p. 377-80, 1994.

39-HIBST, R.; KELLER, U. Dental Er:YAG laser application: effect of water spray on ablation. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON *LASERS* IN DENTISTRY, Salt Lake City, 1992. Proceedings. Slt Lake City, International Society of *Lasers* in Dentistry, 1992, p. 229-30.

40-_ HIBST, R.; KELLER, U. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: I. Light microscopic and SEM investigations. Lasers Surg. Med., v. 9, n. 4, p. 338-44, 1989.

41-HIBST, R. Er:YAG and excimer laser induced ablation of biologic tissue. A quantitative study. Lasers Sur. Med., v. 8, p. 144, 1998.

42-HIBST, R. ; KELLER, U. Dental Er:YAG laser application: effect of water spray on ablation. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, Salt Lake City,1992. Proceedings. Salt Lake City, International Society of Lasers in Dentistry, 1992. p. 229-30.

43-HIBST,R,K.STOCK,U.KELLER. Er:YAG laser for endodontics efficience and safety.proc.spie vol 3192 in press.

44-HOKE, J.; BURKES, E.; GOMES, E.; WOLBARSHT, M.L. Erbium:YAG (2,94m m) laser effects on dental tissues. J. Laser Appl., v.6, n.1, p.61-65, Summer/Fall 1990.

45-INGLE, J.I. Endodontics. Philadelphia, Lea & Febriger, 1965, p. 124-6.

46-INGLE & BEVERIDJE Endodontia , Ed Ynteramericana caps.3,4,6,7,8,9. 1979.

47-ISHIKAWA, I.; AOKI, A.; WATANABE, H.; ANDO, Y.; YAMADA, T.; OTSUKI, M.; TAGAMI, J. Er:YAG laser: The promissing procedure for root caries

treatment. In: WIGDOR, H.A.; FEATHERSTONE, J.D.; WHITE, J.M; NEEV, J. (Eds.). *Lasers* in Dentistry II. Laguna Beach, 1996, p. 131-4. SPIE 2672.

48-JOHNSON, L.F. Optical maser characteristics of rare-earth ions in crystals. J. Appl. Physiol., n. 34, p. 867-909, 1961.

49-KANTOLA, S. Laser indutuced effects on tooth strucuture 6 and 7. Acta Odontol. Scand., v. 30, p. 463-84, 1972.

50-KANTOLA, S.; LANE, E.; TARNA, T. Laser-induced effects on tooth structure: VI. X-ray diffaction study of dental enamel exposed to a CO_2 laser. Acta Odontol. Scand., v. 31, p. 369-88, 1973.

51-KAYANO, T.; OCHIARI, S.; KIYONO, K.; YAMAMOTO, H.; NAKAJIMA, S.; MOCHIZUKI, T. Effect of Er:YAG laser irradiation on human extracted teeth. J. Clin. Laser Med. Surg., v.4, p.147-50, Apr. 1991.

52-KELLER, U.; HIBST, R.; GEURTSEN, W.; SCHILKE, R.; HEIDEMANN, D.; KLAIBER, B.; RAAB, W.H.M. Erbium:YAG laser application in caries therapy. valuation of patient perception and acceptance. J. Dent., v.26, p.649-56, 1998.

53-KELLER, U.; HIBST, R. Erbium:YAG laser in caries therapy: Indications and first clinical results. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON *LASERS* IN DENTIDTRY, Salt Lake City, 1992.

54-_____. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: II. Light microscopic and SEM investigations. Lasers Surg. Med., v. 9, n. 4, p. 345-51, 1989.

55-_____. Patient's response to cavity preparation using the Er:YAG laser. In: SPIE 2922, p. 84-87, 1996.

56-_____. Ultrastructural changes of enamel and dentin following Er:YAG laser radiation on teeth. Proceedinhd of SPIE, v. 1200, p. 401-415, 1990.

57- KELLER, U.; HIBST, R.; GEURTSEN, W.; SCHILKE, R.; HEIDEMANN, D.; KLAIBER, B.; RAAB, W.H.M. Erbium:YAG laser application in caries therapy. Valuation of patient perception and acceptance. J. Dent., v. 26, p. 649-56, 1998.

58-KESLER, G.; KOREN, R.; KESLER, A. Sccanning electron microscope and dye penetration test – comparison of root canal preparation with 15FCO2 laser microphobe versus conventional method – in vivo study. Lasers in Dentistry V, v. 1, n. 1, p. 7-9, 1999.

59-KLINKE , T ; KLIMM, W .GUTKNECHT, N . Antibacterial effects of Nd:YAG laser irradiation within root canal dentine. J clin lasers med surg v 15 n1 p 29-31, 1997.

60-KOMORI, T.; YOKOYAMA, K.; MATSUMOTO, Y.; MATSUMOTO, K. Erbium:YAG and Holmium:YAG laser root resection of extracted human teeth. J. Clin. Laser Med. Surg., v.15, n.1, p.9-13, 1997.

61-KUMAZAKI, M. Removal of hard dental tissue (cativy preparation) with the Er:YAG laser. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON *LASERS* IN

DESTISTRY, 4, Singapoure, 1994. Proceedings. Bologna, Monduzzi Editore, 1994, p. 151-7.

62-KOORT,H,J,;FRENTZEN,M, The effect of TEA-CO_2-LASER on dentine im,: CONGRESSINTERNATIONAL ON LASER IN DENTISTRY,3.Salt Lake City, aug.6-8,1992

63- LASCALA &MOUSSALLI Periodontia clínica Artes médicas 1981

64-LEONARDO, M. R.; LEAL, J. M. Endodontia: tratamento de canais radiculares. São Paulo, Médica Panamericana, 1991.

65-MARESCA B;VECHIO,S;DIAZ,R. Estudyof the effects produced by Nd:YAG laser on the response of apico-periapical tissues in the teeth afected by chromic periapical periodontitis 5th congress of the international society for laser in dentistry,jerusalem 1999.

66-MATSUOKA, E.; KIMURA, Y.; MATSUMOTO, K. Studies on the removal of debris near the apical seats by Er: YAG laser and assessment with fiberscope. J. Clin. Laser Med. Surg. v.16, n.5., p.255-61, 1998.

67-MELCER,J. The CO_2 laser in everyaday use, in:INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 3, Salt Lake City, Aug.6-8, 1992, p.273-4

68-MORITZ, A.; DOERTBUDAK, °; GUTKNECHT, N.; GOHARKAY, K.;SCHOOP, U.; SPERR, W. Nd:YAG laser irradiation of infected root canals in com bination with microbiological examinations. J Am Dent Assoc, v.128,p.1525-1529, Nov.1997[a]

69-NAUMOVICH, D.B. Surface tension and of drugs in root canal therapy. Oral Surg., v. 16, n. 2, p. 965-8, 1963.

70-ORSTAVIK, D.; ERIKSEN, H.M. BEYER-OLSEN, E.M. Adhesive properties and leakage of root canal sealer *in vitro*. Int. Endod. J., v. 16, p. 59-63, 1983.

71-OUTHWAITE, W.C.; LIVINGSTON, M.J.; PASHLEY, D.H. Effect of changes in surface area, thickness, temperature and post-extraction tissue on human dentine permeability. Arch. Oral Biol., v. 21, n. 10, p. 599-603, 1976.

72-PAGHDIWALA, A.F. Root resection of endodontically treated teeth by Erbium:YAG laser-radiation. J. Endod., v.19, n.2, p.91-4, 1993.

73-PATEL, C.K.N.; MAC FARLANE, R.A.; FAUST, W.L. Selective excitation transfer and optical maser action in N2-CO2. Physiol. Rev., v. 13, p. 617-9, 1964.

74-PÉCORA, J.D.; BRUGNERA-JUNIOR, A.; ZANIN, F.; MARCHESAN, M.A.; DAGHASTANLI, N.; SILVA, R.S. Effect of energy (J) on the temperature changes at apical root surface when using Er:YAG laser to enlarger root canal. Laser in Destistry VI, v. 1, n. 4, p. 90-4, 2000a.

75-PELAGALLI, J.; GIMBELL, C.B.; HANSEN, R.T.; SWETT, A. WINN II, D.W. Investigational study of the use of Er:YAG laser versus dental drill for caries removal and cavity preparation – Phase I. J. Clin. Laser Med. Surg.; v. 15, n.3, p.109-15, 1997.

75-POGREL,M,A,,;MUF,D,F.;MARSHALL,G,W. Structural changes in dental emanel induced by high energy continuous wave carbone dioxide laser. Laseres surg med v. 13,n.1 , p.86-96,1993

76-ROBAZZA. C.R.C. Contribuição "in vitro" da permeabilidade dentinária radicular quando do emprego de algumas substâncias de uso endodôntico. Ribeirão Preto, 1973. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia e Farmácia de Ribeirão Preo, Universidade de São Paulo.

77-SEN, B.H.; WESSELINK, P.R.; TÜRKÜN, M. The smear layer: a phenomenon in root canal therapy. Int. Endod. J., v. 28, p. 141-8, 1995.

78-SHOJI, S.; HARIU, H.; HORIUCHI, H. Canal enlargement by Er:YAG laser using a Cone-shaped irradiation tip. J. Endod., v. 26, n. 8, p. 454-8, 2000.

79-STERN, R.H.; SOGNNAES, R.F. Laser beam effect on dental hard tissues. In. International Associational Association for Dental Research. General Session & Exihibition, 42. Los Angeles, Mar. 19-22, 1964. Abstract ffor papers. Los Angeles. J. Dent. Res. v.43, p.873, 1964

80-STEWART, L.; POWELL, G.L. WRIGHT, S. Hydroxyapattite attached by laser: A potencial-sealant for pits and fissures. Operat. Dent., v. 10, p.2-5, 1985.

81-SOUSA-NETO, M.D. Estudo da influência de diferentes tipos de breus e resinas hidrogenadas sobre as propriedades físico-químicas do cimento obturador de canais radiculares do tipo Grossman. Ribeirão Preto, 1997. 108p. Tese (Doutorado) – Facualdade de Oddontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

82-_____. Estudo in vitro do efeito da aplicação do Laser Er:YAG sobre a dentina humana na adversidade de diferentes cimentos obturadores dos canais radiculares. Ribeirão Preto, 1999. 87p. Tese (livre-Docência) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

83-SUDA,H;SEKINE,TAKEDA. The effects of intracanal irradiation of pulsed Nd:YAG laser on the perirradicular tissue in dog.5th congress international society for lasers in dentistry, jerusalem.israel 1996.

84- TAKEDA, F.H.; HARASHIMA, T.; KIMURA, Y., MATSUMOTO, K. Comparative study about the removal of smear layer by three types of laser devices. J. Clin. Laser Med. Surg., v.16, n.2, p.117-22, Apr. 95, 1965 1998.

85-TANJI, E. Y.; MATSUMOTO, K.; EDUARDO, C. P. Scanning electron microscopic observations of dentin surface conditioned with the Er:YAG laser. Deuts Gesellschaft Laser Newletter, v.8, p.6, Jan/Feb 1997. Edição Congresso.

86-TANJI, E. Y.; SOARES, S.C.G.; EDUARDO, C.P. M.E.V. de canais radiculares irradiados com Er:YAG e Nd:YAG lasers. In: Reunião Anual da Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológicaa, 15, Águas de São Pedro, 1998. Resumos. São Paulo, SBPqO, 1998. p.47

87-TAYLOR, R.; SHKLAR, G.; ROEBER, F. The effects of laser radiation on teeth, dental pulp, and oral mucosa of experimental aanimals. Oral Surg. Med. Oral Pathol., v.19, n.6, p.786-95, June 1965.

87-TOKANABE H.; KOUJI,R.; WATANABE H.; NAKAMURA Y.; MATSUMOTO, K. Morphological changes of human teeth with Er: YAG laser irradiation. J Clin Laser Med Surg. v.17, n.1, p.7-12, 1999.

88-VISURI, S.R.; GILBERT, J.L.; WALSH JR. J.T.; WIGDOR, H.A. Shear test of composite bonded to dentin: Er:YAG laser versus dental handpiece preparations. In: WIGDOR, H.A.; FEATHERSTONE, J.D.; WHITE, J.M. (Eds.) Lasers in Destistry. San Jose, 1995, p. 223-7. SPIE 2394.

89-WAINWRIGTH, W.W.; BELGOROD, H.H. Time study of the penetration of extracted human teeth by radiactive nicotinamide, urea, thiorua and acetamine. J. Dent. Res., v. 24, n. 1, p. 28-36, 1995.

90-WHITE, J.M. GOODIS, H. E; MARSHALL,S.J. Identification of the physical modification thresshold of dentin induced by Ne:YAG and Ho:YAG lasers using scanning electron microscopiy.scanning microsc,v 7 n.1 p. 239-246, 1993.

91-WIGDOR, H.; ABT, E.; ASHRAFI, S.; WASLSH JR, J.T. Efecto del rayo láser sobre los tejidos duros del ciente. J. Am. Dent. Assoc., v. 11, n. 6, p. 63-9, 1996.

92-YAMADA, R. S.; ARMAS, A.; GOLDMAN, M. A scanning electron microscopic comparison of a high volume final flush with several irriganting solutions: part 3. J. Endod., v 9, n.4, p. 137-42, 1983.

93-YAMAMOTO, H.; OOYA, K. Potencial of yttrium-aluminium-garnet laser in caries prevention. J. Oral Pathol., v. 38, p. 7-15, 1974

94-YOKOYAMA, K.; KOMORI, T.; MATSUMOTO, Y.; preparation with the Er:YAG laser. In: CONGRESS OF THE INTERNATIONAL SOCIETY FOR LASER IN DENTISTRY, Jerusalem, 1996,. Proceedings. Bologna, Monduzzi Editore, 1996. p. 139-43

M22286

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

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.