



AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE  
DE SÃO PAULO

**ANÁLISE TÉRMICA DE DIFERENTES TÉCNICAS DE  
UTILIZAÇÃO DO LASER DE Nd: YAG APÓS O PREPARO  
QUÍMICO-CIRÚRGICO DE DENTES UNIRRADICULARES**

**JOSÉ RICARDO DE F. ARCHILLA**

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

Orientadora:

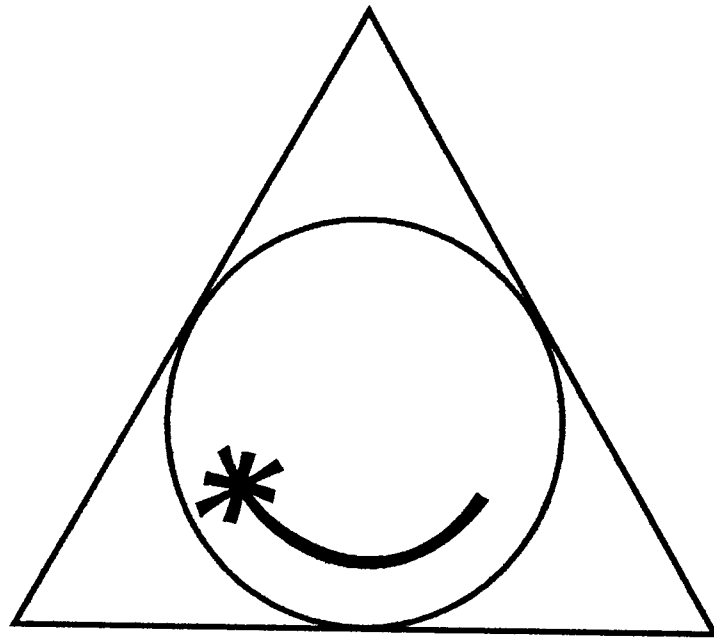
Prof. Dra. Denise Maria Zezell

Co-Orientador:

Prof. Dr. Eduardo de Bortoli Groth

**São Paulo  
2001**



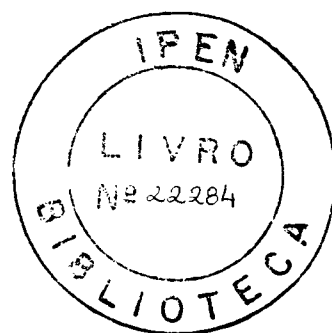


**MESTRADO PROFISSIONALIZANTE DE LASER EM  
ODONTOLOGIA**

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

**ANÁLISE TÉRMICA DE DIFERENTES TÉCNICAS DE  
UTILIZAÇÃO DO LASER DE Nd:YAG APÓS O PREPARO  
QUÍMICO-CIRÚRGICO DE DENTES UNIRRADICULARES**

**JOSÉ RICARDO DE F. ARCHILLA**



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

Orientador: Prof. Dr. José Luiz Lage Marques  
Co-orientador: Prof. Dr. Armando Mirage

São Paulo  
2001

## DEDICATÓRIA

*A meus pais, por suas vidas dedicadas aos filhos.*

*A meus irmãos, que nosso espírito de família e  
união esteja sempre presente.*

## AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador Prof. Dr. José Luiz Lage Marques, pela amizade, pelos ensinamentos, e pela confiança na liberdade de realizar o trabalho.

Ao meu co-orientador Prof. Dr. Armando Mirage, pelo prazer de ter sido seu orientado, pela paciência e dedicação.

Ao Professor Titular Carlos de Paula Eduardo, mentor dos estudos na área do laser, pelo exemplo profissional, espírito de equipe e incentivo.

Ao Professor Titular João Humberto Antoniazzi, pela bagagem adquirida na Disciplina de Endodontia da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Ao Professor Titular José Gustavo de Paiva, pela sua herança deixada na Disciplina de Endodontia da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Ao Professor Titular Nilson Vieira, por seu exemplo como capacidade profissional e ser humano.

À Profa. Dra. Denise Maria Zezell, pelo apoio e pela dedicação ao fortalecimento da união com a Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Ao Prof. Dr. Wagner de Rossi, pela colaboração no laboratório de laser de Nd:YAG.

Aos Professores e Monitores das Disciplinas do Mestrado de Lasers em Odontologia do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares.

Aos Professores e Monitores das Disciplinas do Mestrado de Lasers em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares-IPEN e à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo-USP.

Aos funcionários do Mestrado Profissionalizante Fernando Moreira, Sandra Cruz, Liliane de Souza e Souza e Maria Aparecida pelo apoio constante.

Aos colegas do Mestrado Profissionalizante pela amizade e colaboração.

Aos Profs. Drs. Antônio Carlos Bombana e Hildeberto Francisco Pesce, pelos ensinamentos da Endodontia.

Aos amigos de Especialização em Endodontia da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

À Dra. Priscilla Labes P. da Rocha, pelo estímulo, pela colaboração e compreensão.

Aos amigos, incentivadores e colaboradores, Dr. Francisco José de Souza Filho, Dr. Renato Marui, Dr. Renato Vita, Dra. Margareth Oda, Dr. Carlos Henrique Leitão, Dra. Maria Esperança M. Sayago, Dra. Nícia da Cunha Ribeiro, Dra. Andrea Ashcar Cury, Dra. Idelana Maria Luz Lopes, Dr. Samy Tunchel e Engenheiro Newton César Domineghetti.

À Vânia Martins B. O. Funaro e à Maria Aparecida Pinto da Biblioteca da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Aos profissionais que confiam em mim a oportunidade do trabalho conjunto.

**ANÁLISE TÉRMICA DE DIFERENTES TÉCNICAS DE UTILIZAÇÃO DO LASER  
DE Nd:YAG APÓS O PREPARO QUÍMICO-CIRÚRGICO DE DENTES  
UNIRRADICULARES**

**José Ricardo de F. Archilla**

**RESUMO**

O experimento proposto neste estudo objetivou a análise das variações de temperatura, mediante três técnicas diferentes de aplicação do laser de Nd:YAG no interior de três raízes de dentes unirradiculares. Os canais radiculares foram instrumentados, irrigados, radiografados para medição do remanescente dentinário na região apical e submetidos a irradiação laser, utilizando-se de técnicas aplicadas por Gutknecht, Matsumoto e uma nova técnica com movimento oscilatório. Os parâmetros utilizados foram: energia do pulso 250 mJ, frequência 5 Hz, fluência do pulso 354 J/cm<sup>2</sup>, potência média de 1,25 W, largura de pulso 300 µs, diâmetro do núcleo da fibra 300 µm e intervalo de relaxação térmica: 20 s. Após a avaliação da temperatura e interpretação dos dados obtidos, concluiu-se que: 1º) a técnica oscilatória proporcionou uma melhor distribuição de calor durante a aplicação do laser, quando analisados os gráficos isoladamente; 2º) todas as técnicas utilizadas estão dentro de certo padrão de segurança, analisando as temperaturas médias e máximas da região apical e do terço médio, porém, desconsiderando o último dia de aplicação e do terço médio da raiz "C".

**THERMAL ANALYSIS OF DIFFERENT APPLICATION TECHNIQUES OF  
Nd:YAG LASER AFTER ROOT CANAL PREPARATION  
OF SINGLE-ROOTED TEETH**

**José Ricardo de F. Archilla**

***ABSTRACT***

The experiment objective is to analyze temperature variation, by means of three different application techniques of Nd:YAG laser in the root canals of single-rooted anterior teeth. Three root canals were instrumented, irrigated, x-rayed to measure the remaining dentin in the apical area and submitted to laser irradiation techniques used by Gutknecht, Matsumoto and a new technique with oscillatory movement. The used laser parameters were: pulse energy 250 mJ, frequency 5 Hz, pulse fluency 354 J/cm<sup>2</sup>, average potency 1,25 W, pulse width 300 μs, fiber core diameter 300 μm and interval of thermal relaxation of 20 s. After temperature evaluation and interpretation of the obtained data, it was concluded: 1<sup>o</sup>) the oscillatory technique provided a better heat distribution during the laser application, when analyzing the graphs separately; 2<sup>o</sup>) all the used techniques are within a pattern of safety, analyzing the average and highest temperatures of the apical area and the middle third, even so, disrespecting the last application day and the middle third of root "C".



## SUMÁRIO

	Página
<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>1</b>
<b>2 OBJETIVO.....</b>	<b>3</b>
<b>3 REVISÃO DA LITERATURA.....</b>	<b>4</b>
3.1 Endodontia .....	4
3.1.1 Instrumentação mecanizada .....	5
3.2 Insucessos da terapia endodôntica.....	5
3.3 Microbiota endodôntica .....	6
3.4 Soluções irrigadoras e medicação intracanal .....	8
3.4.1 Hipoclorito de sódio.....	9
3.4.2 Paramonoclorofenol canforado .....	9
3.4.3 Hidróxido de cálcio .....	11
3.4.4 Clorexidina.....	12
3.5 Princípios básicos de um laser.....	13
3.6 Laser de Nd:YAG .....	21
3.6.1 Efeito antimicrobiano .....	21
3.6.2 Efeito térmico.....	24
<b>4 MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>	<b>28</b>
4.1 Lista de Material .....	28
4.2 Equipamentos.....	28
4.3 Metodologia experimental .....	29
4.3.1 Critérios de seleção.....	29
4.3.2 Preparo dos espécimes.....	29
4.3.3 Irradiação laser.....	30
4.3.4 Comparação dos grupos experimentais .....	30
4.3.5 Metodologia experimental para avaliação da temperatura.....	31
4.3.6 Compilação de dados.....	31

<b>5 RESULTADOS .....</b>	<b>36</b>
5.1 Confeção dos gráficos .....	36
<b>6 DISCUSSÃO .....</b>	<b>52</b>
<b>7 CONCLUSÕES .....</b>	<b>60</b>
<b>8 ANEXOS.....</b>	<b>61</b>
<b>9 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>63</b>

## LISTA DE ABREVIATURAS

$\mu\text{m}$	micrometro
$\mu\text{s}$	microsegundo
cm	centímetro
$\text{cm}^2$	centímetro quadrado
CO <sub>2</sub>	dióxido de carbono
CW	continuous wave
EDTA	ácido etileno diamino tetracético
Er:YAG	érbio: ítrio, alumínio, granada
excimer	contração dos termos anglo-saxões excited dimers
He:Ne	hélio-neônio
Ho:YAG	hólmio: ítrio, alumínio, granada
Hz	hertz
J	joule
$\text{J}/\text{cm}^2$	joule por centímetro quadrado
Laser	light amplification by stimulated emission of radiation
mJ	milijoule
mJ/p	milijoule por pulso
mm	milímetro
NaOCl	hipoclorito de sódio
Nd:YAG	neodímio: ítrio, alumínio, granada
nm	nanômetro

°C	grau Celsius
pH	potencial de Hidrogênio
pps	pulso por segundo
s	segundo
TEM <sub>00</sub>	modo transversal eletromagnético gaussiano
W	Watt

## INTRODUÇÃO

## 1 INTRODUÇÃO

O laser de Nd:YAG emite o principal comprimento de onda na região do infravermelho próximo do espectro eletromagnético em 1.064 nanômetros. A absorção dos tecidos biológicos nessa região ocorre principalmente devido à melanina e à hemoglobina, com pobre absorção de água. Assim, a dentina não-esclerótica (opaca) absorve alguma energia, enquanto a dentina esclerótica (translúcida) praticamente não absorve energia, transmitindo-a para a estrutura subjacente.

A transmissão do laser de Nd:YAG é realizada por meio de fibras ópticas de diversos diâmetros, mediante o modo de contato ou não-contato, e sua energia pode penetrar de 0.5 a 4 mm nos tecidos bucais. Por não ser um comprimento de onda visível, possui como luz guia o laser de baixa intensidade de He:Ne de emissão visível (632.8 nm), possibilitando a visualização do local de incidência.

Este laser tem mostrado resultados bastante satisfatórios como coadjuvante de capeamento pulpar, redução de permeabilidade dentinária, desinfecção intracanal, desinfecção de bolsas periodontais, eliminação de *debris*, remoção de tecidos moles (gengivoplastias, aumento de coroa clínica, frenectomia), hemostasia, coagulação, analgesia, remoção de cáries incipientes, remoção de detritos de fóssulas e fissuras, coadjuvante na reparação de úlceras aftosas e lesões herpéticas. Também vem sendo estudada a utilização em baixas densidades de energia (10 J/cm<sup>2</sup> a 20J/ cm<sup>2</sup>) para a prevenção de cáries, induzindo alterações na superfície do esmalte, sugestivas de fusão, tornando-as menos susceptível ao ataque ácido produzido por bactérias.

A utilização do laser no tratamento endodôntico propicia uma desinfecção com maior profundidade de penetração no interior dos túbulos dentinários, se comparado aos agentes químicos e à medicação intracanal hoje utilizadas durante e após o preparo químico-cirúrgico do sistema de canais radiculares. Verifica-se uma diminuição na sintomatologia pós-operatória, assim como uma diminuição no tempo de reversão das lesões ósseas. Com o aparecimento de

fibras ópticas mais flexíveis e de menor diâmetro, torna-se possível a sua utilização em um maior número de casos.

A aplicação do laser de Nd:YAG como coadjuvante do tratamento endodôntico de dentes necrosados eleva a temperatura local, causando efeitos deletérios à possível presença de microrganismos resistentes, existentes na lesão. Quase a totalidade dos trabalhos realizados em endodontia com o laser de Nd:YAG controla a espessura mínima de dentina remanescente, após a instrumentação, a um valor não inferior a 1 mm para que a temperatura na região apical não exceda 10°C e, portanto, não ocorra reabsorção óssea. Clinicamente, nem sempre é fácil controlar essa dimensão, seja por variação anatômica ou por dificuldade de visualização radiográfica, portanto torna-se interessante a utilização de uma técnica de aplicação de energia que propicie o menor aumento possível de temperatura bem como uma melhor distribuição do calor gerado, e ao mesmo tempo demonstre eficácia no combate a microrganismos. Considerando esses fatores, a confirmação de uma melhor técnica de aplicação de laser nos dará maior margem de segurança no controle da temperatura e esta poderá ser útil em vários outros comprimentos de onda.

## OBJETIVO



## 2 OBJETIVO

Constitui objetivo do presente experimento analisar as variações de temperatura, mediante três técnicas diferentes de aplicação do laser de Nd:YAG no interior de raízes de dentes unirradiculares.

## REVISÃO DA LITERATURA

## 3 REVISÃO DA LITERATURA

### 3.1 Endodontia

O preparo do sistema de canais radiculares comporta o uso conjugado de instrumentos endodônticos e de substâncias químicas auxiliares, de sorte a permitir adequada modelagem, limpeza e desinfecção com conseqüente sanificação do conduto (Paiva e Antoniazzi, 1993).

O objetivo precípua da terapia endodôntica é proporcionar condições favoráveis ao processo de reparação, de maneira que esta ocorra no menor período de tempo, após a intervenção praticada, possibilitando, ao elemento dentário, o retorno às suas funções específicas, tanto estéticas quanto mastigatórias (Gavini, 1992).

As substâncias químicas, ao mesmo tempo que favorecem o aumento da permeabilidade dentinária, têm sua ação germicida otimizada pela agitação mecânica, propiciada pelos instrumentos endodônticos (Gavini, 1994).

A presença de microrganismos, bem como suas toxinas, interferem na reparação, impedindo o seu início.

O potencial de cura alicerça-se na manutenção da vitalidade e função dos tecidos periapicais remanescentes, que devem ser preservados de eventuais traumas cirúrgicos, medicamentosos ou térmicos, capazes de exacerbar a reação inflamatória e comprometer a reparação.

O sucesso da terapia endodôntica é determinado pela criteriosa realização de todas as suas fases. A adequada execução de cada etapa do tratamento endodôntico qualifica a etapa seguinte, concorrendo assim, para o êxito do tratamento em sua totalidade (Gekelman, 2000).

Cabe ao instrumento a responsabilidade pela criação de um canal cirúrgico que contenha o anatômico, com forma final troncocônica, cujo menor diâmetro se sedia no terço apical, nas proximidades do vértice radiográfico, favorecendo a fase final de obturação e contribuindo para um adequado selamento do sistema de canais radiculares.

### 3.1.1 Instrumentação mecanizada

Com o intuito principal de aprimorar a qualidade do preparo do canal cirúrgico e oferecer maior conforto ao profissional e paciente, surgiu uma série de instrumentos rotatórios. Confeccionados em níquel-titânio eles proporcionam maior flexibilidade e resiliência, sendo recomendados também para canais bastante curvos, finos e calcificados.

Numerosos trabalhos foram publicados descrevendo estes instrumentos, comparando-se com técnicas de instrumentação manual, analisando sua fadiga após a utilização e orientando-nos a utilizá-los para desfrutar ao máximo de seus benefícios (Buchanan, 2000; Buchanan, 2001a; Buchanan, 2001b; Buchanan, 2001c; Buchanan, 2001d; Buchanan, 2001e; Buchanan, 2001f; Ferraz et al., 2001; Gambarini, 2001; Ruddle, 2001).

### 3.2 Insucessos da terapia endodôntica

Peters et al. (1995), em revisão de literatura sobre o papel das bactérias remanescentes nos túbulos dentinários radiculares, concluíram que a falha da terapia endodôntica, aparentemente, não está relacionada a um número pequeno de bactérias que permaneceram após o preparo químico-cirúrgico. A obturação parcial ou imprópria fornece condições para o crescimento bacteriano e a reinfecção, levando ao insucesso do tratamento. Não existe evidência suficiente para indicar a aplicação de medidas especiais para erradicar as bactérias remanescentes nos túbulos dentinários.

Nair et al. (1998) descrevem a presença de cristais de colesterol como fator etiológico em inflamações crônicas.

Love (2001) analisou o mecanismo do *Enterococcus faecalis* no insucesso do tratamento endodôntico. O autor concluiu que a virulência do microrganismo, em tratamentos endodônticos realizados, pode estar relacionada à habilidade das células do *E. faecalis* em manter sua capacidade de invasão aos túbulos dentinários e aderir ao colágeno na presença de soro humano.

Siqueira Jr. (2001) investigou a razão dos insucessos de tratamentos endodônticos realizados conforme protocolo estabelecido. Na maioria dos casos, a falha do tratamento endodôntico é o resultado de microrganismos que

permaneceram na porção apical do sistema radicular. Os microrganismos remanescentes nutrem-se provavelmente do fluido tissular que pode infiltrar em regiões não-vedadas de dentes endodonticamente tratados com lesão perirradicular persistente. A falha do tratamento endodôntico atribuída a microrganismos remanescentes no conduto radicular ocorrerá somente se estes possuírem patogenicidade e tiverem acesso ao tecido perirradicular para induzir ou manter a doença perirradicular. Como os microrganismos estabelecidos na região do tecido perirradicular são inacessíveis aos procedimentos de desinfecção endodôntica, a infecção extra-radicular pode ser um fator na falha da terapia endodôntica.

### 3.3 Microbiota endodôntica

A eliminação de microrganismos constitui um fator determinante no sucesso da terapia endodôntica, em se tratando de elementos dentais contaminados.

Tronstad et al. (1987) demonstraram que bactérias anaeróbicas são capazes de sobreviver e manter um processo infeccioso no tecido periapical, após a terapia endodôntica convencional. Neste experimento, em oito pacientes assintomáticos, sem histórico de doença grave ou de medicação antibiótica nos últimos seis meses e com radioluscência periapical refratária ao tratamento endodôntico, foram realizados meios de cultura provenientes das lesões e dos condutos previamente retratados. Verificou-se a presença de bactérias anaeróbicas em todas as amostras: microrganismos anaeróbicos Gram-negativos foram isolados em seis lesões, microrganismos anaeróbicos Gram-positivos foram isolados em todos os espécimes e microrganismos Gram-positivos facultativos foram isolados em cinco espécimes.

Sundqvist (1992) afirma que existe uma correlação entre o tamanho da lesão periapical e o número de espécies bacterianas e células presentes no canal radicular. A anaerobiose é rompida quando o canal é aberto e o tratamento biomecânico elimina as bactérias, assim como as priva de nutrientes e interfere na interação bacteriana. Entretanto, quando o canal é selado a anaerobiose é restituída e o refluxo de fluido tissular pode viabilizar a reconstituição dessas bactérias. O significado clínico da remoção dessas bactérias anaeróbicas no tratamento inicial é que, neste momento, elas estão particularmente vulneráveis à

irradiação, devido ao distúrbio da sua sensível ecologia. Caso contrário, algumas bactérias como *Enterococcus faecalis*, mais resistentes ao tratamento, mas que compõem um porcentual pequeno da flora da infecção original, podem ser favorecidas por uma mudança na ecologia no canal radicular e estabelecer infecções de difícil tratamento.

Perez et al. (1993) analisaram a penetração de bactérias nos túbulos dentinários radiculares *in vitro*. A dentina de dentes bovinos foi inoculada com *Streptococcus sanguis* e amostras foram retiradas após 10, 20 e 28 dias. A penetração de bactérias nos tubos dentinários foi demonstrada usando-se duas técnicas: microscopia eletrônica de varredura e microscópio óptico. Os resultados demonstraram que o *Streptococcus sanguis* pode penetrar até 792 micrometros nos túbulos dentinários. Nesse experimento o grau de maturidade do dente contribuiu na profundidade de penetração das bactérias.

Siqueira Jr. et al. (1996) avaliaram a penetração de bactérias nos túbulos dentinários *in vitro* pela microscopia eletrônica de varredura. Todas as bactérias utilizadas no estudo eram anaeróbicas, com exceção da *Enterococcus faecalis*, anaeróbica facultativa. A totalidade das bactérias usadas nesse estudo mostra-se normalmente isolada de canais radiculares infectados, o que pode implicar o insucesso da terapia endodôntica. Como resultado do experimento todas as bactérias utilizadas foram capazes de penetrar nos túbulos dentinários em diversas profundidades.

Sjögren et al. (1997) investigaram o papel da infecção no prognóstico da terapia endodôntica por intermédio de um controle de dentes com canais instrumentados e obturados em uma única sessão. Os condutos de 55 dentes unirradiculares com periodontite apical foram instrumentados e irrigados com solução de NaOCl a 0,5%. Utilizando-se de técnicas bacteriológicas anaeróbicas avançadas foram retiradas amostras após a instrumentação e, então, estes dentes foram obturados. Todos os dentes estavam inicialmente infectados. Depois da instrumentação, foi detectado um pequeno número de bactérias em 22 dos 55 dentes. O controle pós-operatório foi realizado durante cinco anos. A cura periapical completa ocorreu em 94% dos casos com cultura negativa. Nos casos em que as amostras obtiveram uma cultura positiva previamente à obturação, o sucesso do tratamento foi de apenas 68%. A investigação posterior de três casos de insucesso revelou a presença constante da espécie *Actinomyces*. Esse

resultado enfatizou a importância da eliminação completa de bactérias do sistema de canais radiculares antes da obturação. Esse objetivo é não alcançado em tratamentos de uma única sessão porque não é possível erradicar toda infecção do sistema de canais radiculares sem o auxílio da medicação intracanal.

As bactérias presentes nos canais radiculares infectados representam um grupo restrito de espécimes comparadas à flora total da cavidade bucal, atualmente com mais de 509 grupos ou espécies de bactérias reconhecidas (Leonardo et al., 1999).

Dahlén et al. (2000) analisaram a resistência antimicrobiana de *Enterococcus* diante de alguns antibióticos. Vinte e nove dentes de 29 pacientes foram submetidos a tratamentos endodônticos utilizando-se a medicação intracanal com  $\text{Ca(OH)}_2$  em dezessete amostras e tintura de Iodo a 10% em quatro amostras. Nenhuma informação foi dada em oito amostras. Foram detectadas em 26 amostras, *Enterococcus faecalis* e em três amostras *Enterococcus faecium*. A avaliação da resistência à antibioticoterapia revelou que as cepas eram resistentes à benzilpenicilina, ampicilina, clindamicina, metronidazole e tetraciclina, porém eram sensíveis à eritromicina e à vancomicina. Os autores concluíram que o reconhecimento do potencial patológico dos *Enterococcus* em outras partes do corpo e a progressiva resistência a antibióticos indicam a necessidade de diagnóstico microbiológico das infecções bacterianas radiculares resistentes.

Love (2001) em análise do mecanismo do *Enterococcus faecalis* no insucesso de tratamentos relata a habilidade desta bactéria em manter a capacidade de invasão tubular e aderir ao colágeno na presença de soro.

### **3.4 Soluções irrigadoras e medicação intracanal**

Várias substâncias têm sido preconizadas para uso como medicação intracanal. As mais comuns são os derivados fenólicos, aldeídicos e halogenados, além do hidróxido de cálcio e antibióticos (Siqueira Jr. et al., 1996).

Apesar da adequação cada vez maior aos objetivos específicos dessa fase, não há um fármaco que reúna a totalidade das condições ideais e dos requisitos básicos (Lage Marques e Antoniazzi, 2000).

A máxima eliminação de bactérias do sistema de canais radiculares propicia um ambiente favorável para o reparo dos tecidos perirradiculares,

elevando, conseqüentemente, o índice de sucesso da terapia endodôntica em casos de necropulpectomia. O emprego de medicação intracanal entre as sessões do tratamento endodôntico potencializa a desinfecção do sistema de canais radiculares, atuando, sobretudo, sobre bactérias não afetadas pelo preparo químico-cirúrgico.

#### **3.4.1 Hipoclorito de sódio**

Beirutti et al. (1997) avaliaram a profundidade de eliminação de *Streptococcus faecalis* nos túbulos dentinários utilizando em um grupo NaOCl 5% seguido de 10% de EDTA, e em outro grupo, os mesmos produtos de maneira inversa. Os autores verificaram um resultado superior quando o EDTA foi seguido de NaOCl, obtendo eliminação dos microrganismos em até 130 micrometros de profundidade.

Siqueira Jr. et al. (1997) compararam a eficácia da solução de NaOCl utilizando a agitação manual com limas endodônticas, agitação ultra-sônica e combinando o peróxido de hidrogênio a 3%. Não houve diferença estatística entre os diferentes grupos.

Siqueira Jr. et al. (1998) compararam diferentes concentrações de NaOCl e clorexidina no combate de microrganismos anaeróbicos Gram-negativos pigmentados de negro e bactérias facultativas. Os melhores resultados foram primeiramente o NaOCl 4%, seguido de NaOCl a 2% e clorexidina a 2%. A avaliação foi feita mediante a medição de halos de inibição.

#### **3.4.2 Paramonoclorofenol canforado**

Haapasalo e Ørstavik (1987) utilizando um cilindro de dentina bovina de dentes incisivos recém-extraídos avaliaram a eficácia de medicamentos intracanal. Os túbulos dentinários foram abertos com aplicação de ultra-som em solução de EDTA a 17% e NaOCl a 5,25%. A contaminação foi realizada com *Enterococcus faecalis*. Alguns túbulos tiveram penetração de 300 a 400 micrômetros somente após um dia. Depois de três semanas de incubação, uma alta concentração de microrganismos foi localizado a 400 micrometros e em algumas amostras a distância de contaminação chegou a 1000 micrometros. Foram testados para desinfecção paramonoclorofenol canforado na forma líquida e gasosa e Calasept. A forma líquida de paramonoclorofenol canforado



rapidamente desinfetou os túbulos dentinários, enquanto a forma gasosa desinfetou mais lentamente. O Calasept falhou na desinfecção, mesmo em regiões mais superficiais. O método bacteriológico utilizado permitiu a amostragem seqüencial de espessura de dentina de 100 micrometros. Nesse estudo é interessante notar que, quando o cimento das amostras preparadas foi não intencionalmente mantido, não houve penetração de nenhuma bactéria ao longo dos túbulos e a contaminação destes na proximidade pulpar foi consideravelmente menor que nas outras amostras.

Ørstavik e Haapasalo (1990) utilizaram o modelo de um bloco de dentina bovina contaminada com *Enterococcus faecalis*, *Streptococcus sanguis*, *Escherichia coli* e *Pseudomonas aeruginosa*. Os seguintes medicamentos foram testados: Calasept, paramonoclorofenol canforado, Hibitane (solução de gluconato de clorexidina a 0,2%), iodeto de potássio iodado (solução de 2% de iodo em 4% de iodeto de potássio), NaOCl a 5,25% em água e EDTA. O paramonoclorofenol canforado foi em geral mais eficiente que o Calasept, e nas soluções de irrigação testadas, durante o período de 5 minutos, o iodeto de potássio iodado demonstrou maior penetração que o NaOCl ou a clorexidina. Constatou-se também que a presença de lama dentinária retardou, porém não eliminou o efeito dos medicamentos.

Chong e Ford (1992), analisando a ação antibacteriana da medicação intracanal sobre as bactérias remanescentes após o preparo químico-cirúrgico, realçou que para justificar a utilização desses medicamentos a sua atividade antibacteriana deve ser significativamente maior que a sua citotoxicidade, caso contrário pode haver danos aos tecidos periapicais. Para ser eficaz o medicamento deve ter concentração suficiente quando em contato com as bactérias residuais. Os medicamentos em forma de vapor costumam ser eficazes a longa distância. Infelizmente, esta difusibilidade superior ocasiona efeitos colaterais. Os medicamentos do tipo fenólicos e aldeídicos têm o potencial de ser distribuído em todo o corpo, além disso, os últimos possuem potencial mutagênico e carcinogênico. Em relação à duração dos medicamentos fenólicos, ocorre um rápido decréscimo de sua concentração após a aplicação, assim como quando em contato com fluidos será inativado em um curto período de tempo.

Siqueira Jr. et al. (1996) avaliaram a atividade antibacteriana de medicamentos endodônticos sobre bactérias anaeróbicas estritas e facultativas.

As bactérias utilizadas foram: a Gram-negativa *Fusobacterium nucleatum*, as Gram-negativas, produtoras de pigmento negro, *Porphyromonas endodontalis* e *Porphyromonas gingivalis*, as Gram-positivas, *Propionibacterium acnes* e *Bacteroides fragilis*. Os medicamentos utilizados foram: pasta de hidróxido de cálcio em água destilada, pasta de hidróxido de cálcio em paramonoclorofenol aquoso a 2%, paramonoclorofenol aquoso a 2%, paramonoclorofenol associado ao Furacin na proporção de 5 g/28 ml, paramonoclorofenol canforado na proporção de 35% paramonoclorofenol e 65% de cânfora. O paramonoclorofenol canforado, o paramonoclorofenol associado ao Furacin e a pasta de hidróxido de cálcio, associada ao paramonoclorofenol a 2% apresentaram os maiores halos de inibição de crescimento bacteriano observados nesse estudo. O paramonoclorofenol a 2% apresentou baixa atividade antibacteriana. Nenhuma atividade antibacteriana foi observada para a pasta de hidróxido e cálcio em água destilada.

Ørstavik e Ford (1998) relatam a perda de 73% a 90% do paramonoclorofenol canforado nas primeiras 24 horas, quando colocados na câmara pulpar. Apesar de um pequeno percentual permanecer no dente, mais de 50% se espalham rapidamente além do forame apical, aparecendo na urina e no sangue.

### 3.4.3 Hidróxido de cálcio

O hidróxido de cálcio é o agente antimicrobiano recomendado em diversas situações clínicas, como: reabsorção, apicificação e desinfecção. A presença de altas concentrações de íons cálcio dissociados da medicação presente no interior dos canais favorece o aumento da ação enzimática, aprimorando os mecanismos de defesa e aumentando a velocidade da reparação. O seu efeito antimicrobiano é dado pela liberação de íons hidroxila, elevando o pH. Essa liberação necessita de um tempo para a eliminação efetiva dos microrganismos.

Estrela et al. (1999) avaliaram o poder antimicrobiano do hidróxido de cálcio em túbulos dentinários infectados com *Streptococcus faecalis*, *Staphylococcus aureus*, *Bacillus subtilis* e *Pseudomonas aeruginosa* isoladamente, ou em conjunto, em intervalos de tempo de zero, 48 e 72 horas e 7 dias. Para tanto foram utilizados incisivos centrais superiores esterilizados e autoclavados, que posteriormente foram contaminados e encubados durante 28

dias. As raízes foram então irrigadas com solução salina, secas e preenchidas com pasta de hidróxido de cálcio. Nos intervalos de tempo o medicamento foi removido e os dentes foram imersos em meio de cultura durante 48 horas para a observação do crescimento e da multiplicação de microrganismos. Mediante o turvamento dos meios de cultura e a confirmação em caldo de agar BHI verificou-se que o hidróxido de cálcio foi ineficaz contra as bactérias testadas.

Haapasalo et al. (2000) segundo um novo modelo, utilizando pó de dentina, avaliaram os medicamentos intracanáis: solução de hidróxido de cálcio saturada, NaOCl 1%, acetato de clorexidina a 0,5% e 0,05%, e iodeto de potássio iodado a 2/4% e 0,2/0,4%. A bactéria utilizada foi *Enterococcus faecalis*. Verificou-se que o pó de dentina criou um efeito inibitório em todos os medicamentos testados, e tal inibição variou de acordo com a concentração e o tempo de contato com a bactéria. O hidróxido de cálcio mostrou-se totalmente ineficaz, enquanto as maiores concentrações de clorexidina e iodeto de potássio iodado não foram prejudicadas pelo pó de dentina.

#### 3.4.4 Clorexidina

Dentre as medicações utilizadas nos procedimentos da clínica odontológica, o gluconato de clorexidina assume destaque devido à capacidade antimicrobiana. A clorexidina é um agente antimicrobiano de amplo espectro, com atividade diante de microrganismos Gram-positivos e Gram-negativos aeróbios e anaeróbios. Apresenta alta substantividade refletida na capacidade de adsorção aos tecidos dentais, com prolongada e gradual liberação em dose terapêutica efetiva e biologicamente compatível. A afinidade da clorexidina pelos microrganismos decorre de uma interação eletrostática entre a molécula do fármaco, com carga positiva, e a parede celular, carregada negativamente. Essa interação fragiliza a superfície externa e permite a invasão do citoplasma microbiano, além de suas propriedades catiônicas contribuírem para a absorção seletiva que ocorre pela hidroxiapatita.

Vahdaty et al. (1993) compararam a eficácia antimicrobiana em até 500 micrometros de profundidade das soluções de clorexidina e NaOCl em concentrações de 0,2 e 2%, utilizando dentes bovinos contaminados com *Enterococcus faecalis*. O experimento comprovou a redução microbiana em até 100 micrometros com ambas as soluções.

Silva et al. (1997) compararam o poder de desinfecção das concentrações de clorexidina de 0,12; 0,2 e 2% no interior dos túbulos dentinários de incisivos bovino infectados com o *Streptococcus sanguis*. O resultado demonstrou desinfecção com todas as concentrações após um dia de contato.

Leonardo et al. (1999) avaliaram a atividade antimicrobiana do gluconato de clorexidina a 2% como uma solução irrigadora em dentes com polpas necrosadas e radiograficamente com lesão periapical. Após a instrumentação, os dentes foram mantidos selados com algodão estéril e curativo de óxido de zinco e eugenol por um período de 48 horas. Por meio de colheita intracanal do material e incubação em meio de cultura, concluiu-se que a clorexidina possui um efeito residual, que se traduziu em uma eficácia contra microrganismos anaeróbicos de 77,78%.

Ferraz et al. (2001) investigaram comparativamente o desempenho da clorexidina gel à base de natrosol, do gluconato de clorexidina líquida a 2% e de NaOCl a 5,25% em dentes instrumentados e contaminados com *Enterococcus faecalis*. Os resultados da microscopia eletrônica de varredura comprovaram que a clorexidina gel produziu uma superfície radicular mais limpa e com uma habilidade antimicrobiana comparável às outras soluções testadas.

### 3.5 Princípios básicos de um laser

O laser (acrônimo na língua inglesa de *light amplification by stimulated emission of radiation*) é constituído de três elementos principais:

- um meio de ganho
- um sistema de bombeamento
- um ressonador óptico

O meio de ganho provê as condições de amplificação da radiação, possuindo inversão de população e transições ópticas com probabilidades não-nulas.

A inversão de população é provida pelo bombeamento do sistema.

Os elétrons que gravitam em torno do núcleo de um átomo podem ocupar diferentes órbitas com energias bem conhecidas. A passagem de um elétron de uma órbita para outra mais afastada do núcleo corresponde a um aumento de energia interna do átomo.

Niels Born, postulou que:

- Os elétrons só poderão se movimentar em certas órbitas estacionárias, definidas pela quantização de suas variáveis de movimento.
- Os elétrons podem mudar de órbita emitindo ou absorvendo quantidades discretas de radiação (quanta de energia), dando saltos, sem nenhuma trajetória conectando uma órbita à outra.

Denomina-se estado fundamental o que corresponde à energia mínima. Os outros estados, de energia superior à do estado fundamental, são estados "excitados". A passagem do estado fundamental para o estado excitado (ou de um estado excitado para outro, de energia superior) realiza-se pela absorção de uma energia exterior ao átomo. Essa energia de excitação pode ser cinética (choques de partículas, de átomos, de moléculas etc.) ou eletromagnética. Neste último caso, a radiação que chega ao átomo será parcial ou totalmente absorvida.

A energia adquirida pelo átomo excitado poderá ser perdida espontaneamente por transição para um nível inferior, e transformada, por exemplo, em energia cinética durante colisões, conduzindo assim a um aumento de temperatura. Essa perda de energia pode também dar lugar à emissão de uma radiação eletromagnética. Essa emissão espontânea, ou fluorescência, não ocorre simultaneamente para todos os centros excitados.

A emissão espontânea é incoerente; como cada átomo emite independentemente dos outros, em qualquer momento e durante um período muito curto, não existe relação de fase, de direção ou de polarização entre todas essas emissões, e a radiação é multidirecional. Apenas a frequência é fixada pelo intervalo de níveis de energia entre os quais se efetua a transição.

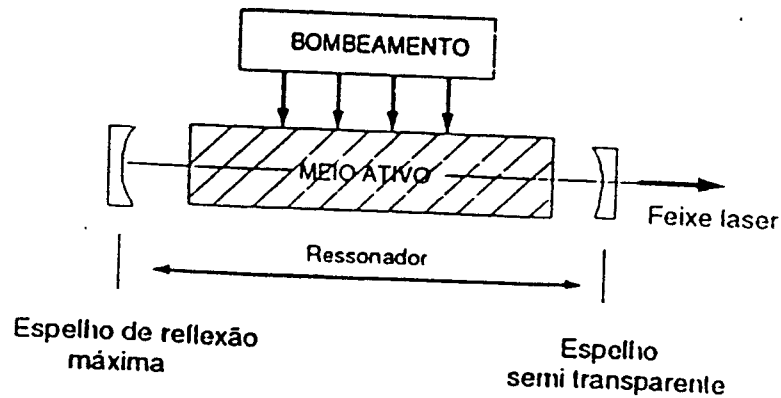
O fenômeno de emissão estimulada, descoberto teoricamente por Einstein em 1917, corresponde, como a emissão espontânea, à liberação de um fóton por transição de um átomo excitado a um nível inferior de energia. Tal emissão é provocada pela chegada de um fóton, de energia igual àquela passível de ser liberada pelo átomo que retorna ao nível inferior. Em outras palavras, o fóton "indutor" deve ter a mesma frequência que o fóton cuja emissão ele vai induzir.

Essa emissão estimulada possui propriedades notáveis: as radiações induzidas e indutoras têm a mesma fase, a mesma direção e a mesma polarização. Portanto, não existe qualquer discriminação física possível entre o fóton indutor e o fóton induzido, e tudo ocorre como se houvesse uma verdadeira "amplificação da luz por emissão estimulada de radiação".

Os principais lasers são classificados em quatro famílias, diferenciadas basicamente pela natureza do meio ativo:

- Lasers de isolantes dopados, são átomos introduzidos sob forma de íons metálicos e de terras-raras em uma matriz sólida isolante de cristal, de vidro ou cerâmica.
- Lasers de gás, que funcionam com base em uma excitação, em geral de natureza elétrica mas ocasionalmente também de natureza química, de meios gasosos atômicos neutros, ionizados ou moleculares.
- Lasers de corantes. Todos eles operam com o mesmo tipo de meio ativo: um corante orgânico diluído em um solvente líquido; porém retiram energia da radiação emitida por outras fontes ópticas. Suas características dependem essencialmente das características da fonte óptica de bombeamento.
- Lasers de semicondutores, em que a radiação é emitida no interior de uma junção p-n de um diodo de tipo semiconductor. O comprimento de onda dependerá da composição desse material.

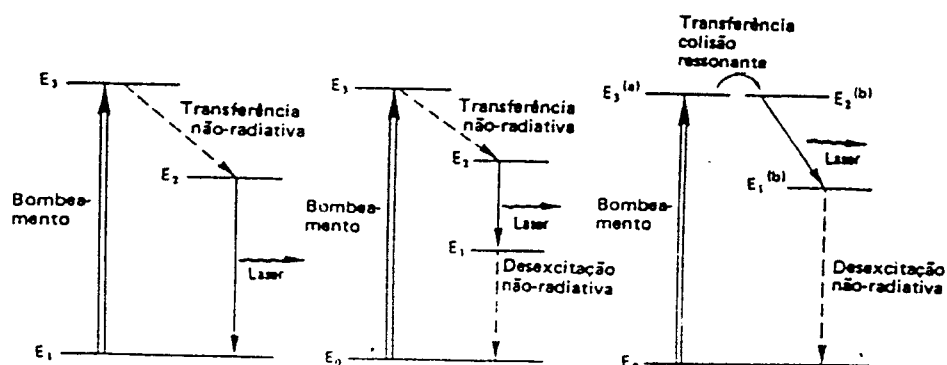
Para que a emissão estimulada predomine sobre a absorção, cujo efeito é reduzir o número de fótons ressonantes disponíveis, é necessário produzir uma situação que não existe naturalmente: é necessário destruir o equilíbrio termodinâmico e fazer com que o nível superior da transição seja mais povoado que o nível inferior. O bombeamento, por intermédio de uma fonte exterior de energia, fornece energia ao meio ativo (FIG.1).



**Figura 1. Esquema básico de um laser**

Existem três principais sistemas ou mecanismos que produzem a ação laser (FIG. 2):

- Sistema de três níveis: neste caso, o nível terminal da fluorescência é o nível fundamental. A inversão de população entre os níveis  $E_2$  e  $E_1$  é obtida povoando-se por bombeamento externo o nível  $E_3$ . A dificuldade de tal processo está no bombeamento bastante intenso que se precisa fornecer para manter uma população suficiente no nível  $E_2$ . Exemplo desse sistema: laser de rubi.
- Sistema de quatro níveis: o nível  $E_1$  da transição óptica possui energia superior à do nível fundamental. Dessa forma, o sistema evita a necessidade de fornecer um bombeamento excessivo. Exemplo: laser de neodímio.
- Sistema com transferência ressonante de energia: assemelha-se ao funcionamento do sistema de quatro níveis. Duas espécies gasosas, aqui nomeadas a e b possuem níveis elevados de energia, situados em coincidência, ou seja, níveis ressonantes. Submetendo-se a mistura a um bombeamento exterior, os níveis superiores  $E_{3a}$  e  $E_{2b}$  das duas espécies são povoados. Escolhe-se sempre a espécie a, para que  $E_{3a}$  seja um nível metaestável. Quando esses átomos armazenados no nível  $E_{3a}$  colidem com os átomos da outra espécie b, cuja quase totalidade está no estado fundamental, eles transferem diretamente, por ressonância, sua energia. Exemplo: laser de He:Ne.



**Figura 2. Esquema dos processos de bombeamento, de desexcitação e de emissão laser nos principais sistemas: (a) sistema de três níveis; (b) sistema de quatro níveis; (c) sistema com transferência ressonante de energia**

Alguns exemplos de métodos de bombeamento são: óptico incoerente (lâmpada flash, lâmpada de arco); óptico coerente (outro laser); eletrônico de descargas elétricas (contínuas, radiofrequência etc); eletrônico de feixe de elétrons; térmico, de expansão hidrodinâmica; químico, de combustão química e exotérmicas (chama) de combustão rápida (explosão); por injeção de portadores; por partículas pesadas, feixe de íons e produtos de fissão de um reator; por radiação ionizante, explosão nuclear e fonte de raios X.

O ressonador óptico, além de influenciar as propriedades espectrais e de potência da radiação laser, também é o responsável pela distribuição espacial da amplitude e da fase do campo eletromagnético dessa radiação, ou seja, o ressonador forma estados definidos no campo de radiação. Essa distribuição espacial representa modos de vibração transversais em relação ao eixo do ressonador, os quais são representados como  $TEM_{mnq}$ , isto é, modos eletromagnéticos transversos de índices  $m$  e  $n$ , e modo longitudinal  $q$ .

O modo de mais baixa ordem é o modo  $TEM_{00}$  (modo fundamental), o qual possui a estrutura mais simples do ponto luminoso, apresentando um perfil de intensidade do tipo Gaussiano, com o máximo de intensidade no eixo do feixe. Esse modo é o que produz a menor divergência, maior densidade de potência, e



assim, o maior brilho. A focalização de um modo fundamental vai produzir um ponto limitado por difração de máxima potência por unidade de área.

As cavidades de bombeamento mais utilizadas são: refletoras (elipsoidal, elíptica, cilíndrica etc.) e difusas (cilíndricas, *close coupled* etc.).

Embora muitos tipos de ressonadores possam ser utilizados (com três espelhos, em anel etc.) os mais comuns são aqueles formados por dois espelhos planos ou esféricos de faces voltadas um para o outro. O acoplamento óptico em direção ao exterior realiza-se tornando semitransparente um dos espelhos, ou então fazendo um orifício em um dos espelhos: este acoplamento constitui uma perda útil inevitável.

Os espelhos paralelos planos constituem ressonadores com taxa de ocupação máxima, pois o volume total da cavidade pode ser preenchido. Algumas combinações de espelhos esféricos apresentam boa estabilidade, mas nem sempre permitem o eficaz preenchimento do volume da cavidade. Nos lasers de potência freqüentemente é vantajoso empregar ressonadores instáveis, pois estes possibilitam a otimização do preenchimento do volume excitado.

A luz laser se diferencia da luz comum por suas propriedades:

- monocromaticidade, isto é, composta de fótons de mesmo comprimento de onda;
- coerência, com fótons de mesmo comprimento de onda, se propagando da mesma direção e vibrando na mesma fase;
- colimação ou direcionalidade, ou seja, a propriedade que os fótons têm de se propagar em única direção sem divergência significativa;
- polarização, as ondas têm uma direção preferencial de propagação.

Obtém-se essa característica mediante polaróides ou filtros polarizadores, mais meios cristalográficos especiais.

Os sistemas de entrega de feixe podem ser de forma direta, por meio de endoscópios, lentes, microscópios, braços articulados, guias de onda ocos ou ainda fibras ópticas.

O sistema de entrega de feixes por fibras ópticas é mais desejável para aplicações em sistemas biológicos, por ser mais flexível e permitir o acesso a regiões de difícil acesso.

Os tipos de fibras podem ser: maço de fibras, fibra com variação de índice em forma de degrau monomodo, fibra multimodo e fibra com variação de índice radialmente graduado.

O sistema laser pode operar em regime contínuo (CW) ou pulsado. A emissão contínua pode ser monitorada pela sua potência, e alguns equipamentos comerciais podem ser interrompidos de forma a alternar sua emissão entre os modos ligado e desligado.

É interessante utilizar lasers de comprimentos de onda ressonantes, cujo feixe é fortemente absorvido pelo tecido. Nesse caso, o espalhamento não tem efeito significativo e a deposição de calor acompanha a distribuição de intensidade do feixe laser (controlada e conhecida).

Os tecidos moles são largamente compostos de água, o que determina o uso predominante de lasers emitindo no infravermelho, para interações ressonantes. Dessa forma, o laser de CO<sub>2</sub> e o laser de Er:YAG, têm pouca penetração no tecido, sendo fortemente absorvidos. Tal característica faz com que estes lasers sejam uma excelente ferramenta de corte, vaporização e hemostasia. Na região de emissão do laser de Nd:YAG, a água é praticamente transparente, levando a uma penetração mais profunda do tecido. Já os lasers de argônio e criptônio possuem habilidade para a coagulação e hemostasia, devido à interação da melanina e hemoglobina com os seus comprimentos de onda.

Nas interações térmicas, em que o parâmetro significativo é o aumento na temperatura local, ocorrem os efeitos biológicos: hiperemia, redução na atividade de enzimas, imobilidade celular, desnaturação de proteínas e colágeno, coagulação, permeabilização de membranas, vaporização, ablação, carbonização e fusão.

Na fotoablação, ocorre o rompimento das ligações moleculares por fótons de alta energia (por exemplo, laser de excimer no tecido da córnea). Na ablação mediada por plasma dá-se a formação de um plasma ionizante (por exemplo, na cirurgia da córnea e na odontologia). A fotodisrupção, ablação por ondas de choque, é utilizada para a fragmentação do cristalino e a destruição de cálculos urinários.

Os lasers, para ser instrumentos úteis para o uso odontológico, devem:

- Exercer ou maximizar uma função que a odontologia convencional por si só não é capaz.

- Apresentar uma relação custo-benefício que justifique seu emprego.
- Possuir comprimento de onda adequado para a finalidade desejada, para que ocorra uma interação da radiação no tecido, amenizando ao máximo danos às estruturas vizinhas, sem esquecer do regime de operação e da dose utilizada (FIG. 3).
- Possuir todos os itens de segurança necessários, para não acarretar danos aos pacientes ou à equipe que nele trabalha.
- Ser de fácil manuseio, para que se torne viável sua utilização em todas as regiões da cavidade bucal (O'Shea, 1978; Maillet, 1987; Apostilas dos professores do curso de Mestrado Profissionalizante, 2000).

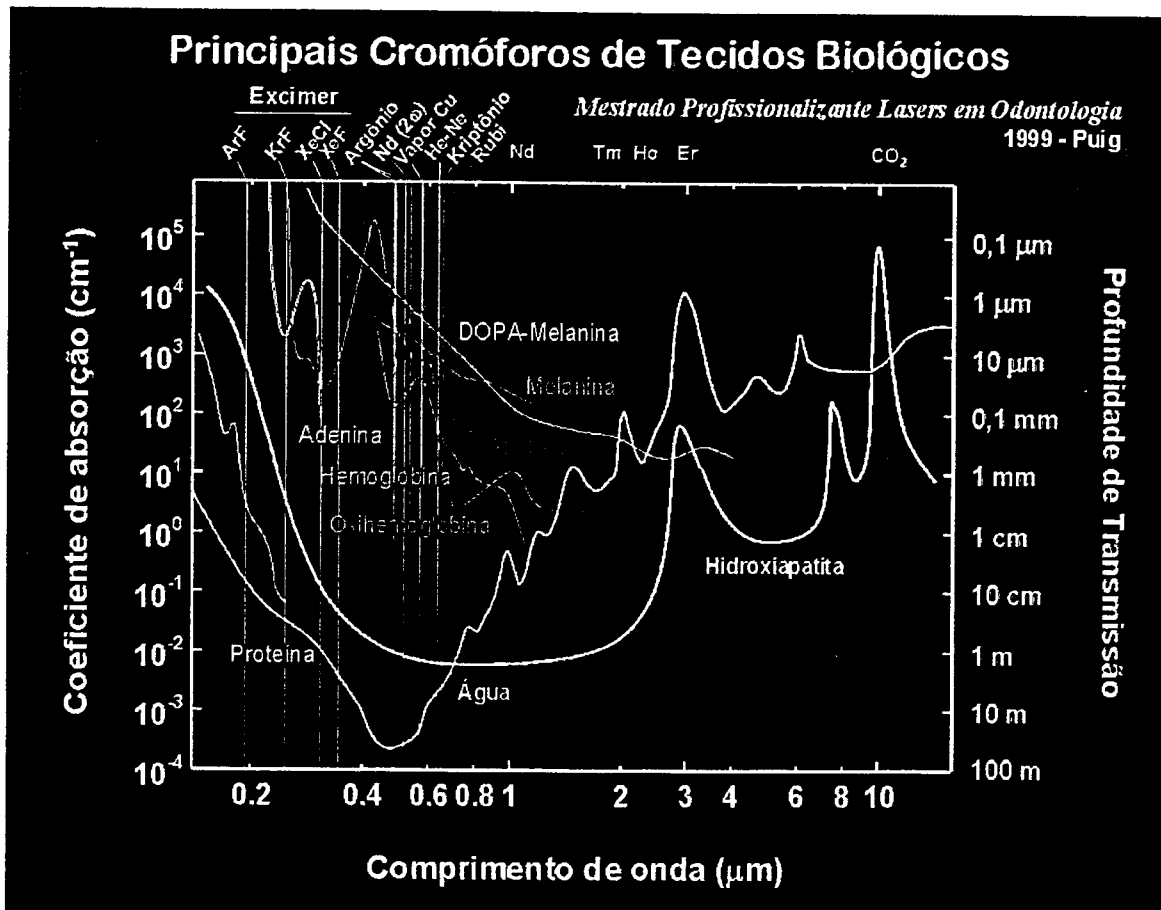


Figura 3. Absorção da luz laser e penetração tecidual em função do comprimento de onda

### 3.6 Laser de Nd:YAG

#### 3.6.1 Efeito antimicrobiano

A elevada permeabilidade da dentina (Bhaskar, 1978), a pequena dimensão dos microrganismos (Bier, 1982) e a limitação dos agentes químicos em combatê-los à distância tornam o laser um aliado na desinfecção do sistema de canais radiculares.

Hardee et al. (1994) avaliaram o poder bactericida da radiação intracanal do laser de Nd:YAG com os parâmetros de: 3 W, 20 Hz, tempo de aplicação de um e dois de minutos através de uma fibra de 320 micrometros e aplicação ápico-cervical, comparado à solução de NaOCl a 0,5%. Os autores utilizaram no experimento esporo de *Bacillus stearothermophilus*. Apesar da redução de colônias, em nenhum grupo ocorreu a esterilização dos canais radiculares.

Moshonov et al. (1995) analisaram o poder desinfectante do laser de Nd:YAG comparado ao NaOCl a 1,0%, utilizando cultura de *Enterococcus faecalis*. A aplicação do laser foi realizada com uma potência de 4,5 W com irrigação de água a uma pressão de 5 psi e um fluxo de ar de 8 psi. Enquanto o laser reduziu significativamente o número de bactérias, a irrigação de NaOCl proporcionou uma desinfecção dos canais.

Fegan e Steiman (1995), utilizando *Bacillus stearothermophilus*, avaliaram a eficácia do laser de Nd:YAG com o parâmetro de 3 W, 20 Hz, durante 1 minuto em raízes preenchidas de água destilada ou NaOCl a 5,25%, com a utilização de fibra óptica em movimento oscilatório comparado com a instrumentação ultra-sônica e manual, com o preenchimento do conduto de água ou NaOCl a 5,25%. Os resultados demonstraram que todos os grupos que utilizaram NaOCl inibiram o crescimento do bacilo, as instrumentações manuais e ultra-sônicas com água não desinfectaram os canais e o laser de Nd:YAG foi eficaz na inibição do crescimento do bacilo.

Gutknecht et al. (1996b), utilizando a bactéria Gram-positiva *Enterococcus faecalis*, em dentes extraídos, realizaram aplicação do laser pulsado de Nd:YAG com largura de pulso de 100 microssegundos, potência máxima de saída de 10 W, fibra óptica de 200 e 300 micrometros. Durante a aplicação os autores utilizaram 15 Hz, 100 mJ, 1,5 W, quatro vezes, durante 10 segundos cada

aplicação, em movimento helicoidal ápico-coronário. Obtiveram como resultado médio 99,91% de eliminação de microrganismos.

Gutknecht et al. (1996a) realizaram avaliação clínica de longo termo em dentes tratados endodonticamente com o uso do laser de Nd:YAG. O objetivo desse trabalho foi desenvolver um novo método no qual a eficácia da terapia endodôntica poderia ser significativamente melhorada pela utilização de lasers nos casos em que há envolvimento do periápice. Entre 1991 e 1994 foram tratados 517 dentes com seleção estrita do material (em análise radiográfica existia presença de granuloma com 5 mm de diâmetro ou mais). A análise radiográfica foi feita antes, durante e após o término do tratamento, assim como após 3, 6 e 12 meses. A radiação laser foi introduzida no interior do canal através de uma fibra óptica de quartzo estandarizada de 200 micrometros. Um estudo prévio resultou na utilização de 1,5 W e 15 pps. Os critérios de avaliação do sucesso do tratamento foram: redução da radiolucidez apical em período de até doze meses, ausência de queixas, percussão negativa e conforto oclusal quando submetido a carga. O sucesso obtido com este critério foi de 82%.

Klinke et al. (1997), utilizando *Streptococcus mutans* em fatias de dentina de 100 a 1000 micrometros de espessura aplicaram o laser de Nd:YAG, com os parâmetros de 1,5 W, 15 Hz, em uma angulação de 5° com uma fibra de transmissão de 200 micrometros. Apesar da intensidade da irradiação do laser decrescer com o aumento da espessura das fatias de dentina, o efeito bactericida continuou eficaz. O porcentual de redução de bactérias variou de 84,8% a 93,9%.

Aun et al. (1999) avaliaram o efeito da irradiação do laser de Nd:YAG em canais radiculares contaminados com *Streptococcus sanguis*, com 15 Hz, 100 mJ e 1,5 W por 10, 20 e 30 segundos com movimentos helicoidais do ápice para a coroa usando uma fibra de 300 um. Depois do procedimento os espécimes foram colocados em Tryptic Soy Agar, e o número de colônias formadas foi avaliado. Esse experimento mostrou uma redução significativa de contaminação nos tempos respectivos de 20 e 30 segundos.

Moritz et al. (1999) analisaram em estudo *in vitro* o efeito bactericida dos lasers de Nd:YAG, Ho:YAG e Er:YAG do sistema de canais radiculares. Os autores utilizaram um aparelho possuindo uma combinação de vários comprimentos de onda. Este equipamento estava acoplado a uma fibra para transferência do feixe com diâmetro de 400 micrometros. Após a extração dos

dentos, estes foram armazenados em solução salina até o tratamento. A instrumentação utilizada foi a *step back* com alargamento de 0,7 mm e posteriormente eles foram irrigados com solução de EDTA para a remoção da lama dentinária. Em seguida, os dentes foram autoclavados e depois inoculados com *Escherichia coli* e *Enterococcus faecalis*, para mais tarde receberem selamento provisório e serem encubados por 48 horas a 37°C. Após a remoção do selamento provisório os dentes foram irradiados com 0,8 W, 10 hertz e 1,5 W, respectivamente com um grupo-controle permanecendo sem irradiação. O procedimento foi repetido cinco vezes por 5 segundos, com 20 segundos de intervalo. Adicionalmente, foi fixado um sensor térmico, na superfície externa de cada raiz para monitoramento. Os três lasers não ultrapassaram o limite de temperatura considerado seguro para aplicações endodônticas *in vivo*. Foram colhidas amostras para o exame microbiológico, as quais obtiveram uma eliminação bacteriana na potência de 1,5 W de 99,64% para o laser de Er:YAG, 99,16% para o laser de Nd:YAG e 99,05% para o laser de Ho:YAG.

Berkiten et al. (2000) avaliaram a comparação do efeito antibacteriano do laser de Nd:YAG nos canais radiculares e nos túbulos dentinários. Utilizaram duas aplicações diferentes: 30 pps, 1,8 W e 30 pps, 2,4 W, durante 30 segundos em amostras contaminadas com *Streptococcus sanguis* e *Prevotella intermedia*. Os resultados encontrados no microscópio óptico: carbonização na superfície dentinária e abertura dos túbulos. Não houve diferença de resultados entre as duas aplicações. No microscópio eletrônico de varredura: foi observado em ambas as doses o fechamento de alguns túbulos dentinários resultantes da fusão e resfriamento da dentina. Nenhuma bactéria foi encontrada. Com 2,4 W foram observadas erosões e fissuras.

Moritz, A. et al. (2000) avaliaram o efeito específico da irradiação através da dentina e de bactérias Gram-negativas e Gram-positivas, levando em consideração a estrutura celular. Amostras de dentina estéril e de tamanho estandardizado foram divididas em duas partes de quatro grupos com oito amostras cada grupo. A primeira parte foi inoculada com a bactéria Gram-negativa *Escherichia coli*, a segunda, com a bactéria Gram-positiva *Enterococcus faecalis*. As amostras foram irradiadas no lado livre de bactérias em contato com a fibra de Nd:YAG, com movimento constante de scaneamento com o ângulo de 10°. Após a irradiação, as amostras foram desidratadas e submetidas a

microscopia eletrônica de varredura. Outros dois grupos de amostras foram preparados, irradiados da mesma maneira e avaliados mediante procedimentos microbiológicos a fim de se verificar se as alterações morfológicas estavam correlacionadas com a morte celular. Os resultados mostraram que nas radiações em que ocorreu imediata destruição estrutural nas bactérias Gram-negativas houve uma necessidade de repetição de aplicação da irradiação nas bactérias Gram-positivas. Como conclusão, o estudo demonstrou resultados diferentes da aplicação do laser nos representantes dos dois principais grupos de bactérias. Constatou-se que a construção da parede celular é crucial na sensibilidade do tratamento com laser. Nesse experimento foi necessária a utilização dos parâmetros: 1,5 W, 15 pps, durante 5 segundos, com intervalo de 15 segundos, cinco vezes e em dois ciclos. O aumento de temperatura foi de 4,3°C.

### 3.6.2 Efeito térmico

Ao mesmo tempo que o laser tem se mostrado um poderoso coadjuvante no tratamento do sistema de canais radiculares, é preocupante a utilização dos parâmetros corretos de energia, freqüência e potência média de maneira que se possam simultaneamente obter alto controle de desinfecção e baixos valores de aumento de temperatura, prevenindo assim danos térmicos à dentina, ao cimento e as fibras do ligamento periodontal da região apical.

Ericsson e Albrektsson (1983) avaliaram os limiares de temperatura que promovem injúria térmica ao tecido ósseo. Utilizaram 15 coelhos e em suas tíbias foram acopladas câmaras de temperatura. Então, os animais foram divididos em três grupos e as mencionadas câmaras foram aquecidas a 50°C por 1 minuto, no grupo A; a 47°C por 5 minutos, no grupo B; e a 47°C por 1 minuto, no grupo C. Seqüencialmente, foram realizadas observações em microscópio para avaliar as respostas imediata e mediata do tecido ósseo. Os autores verificaram que o tecido ósseo aquecido a 50°C por 1 minuto e a 47°C por 5 minutos não se mantém funcional, é absorvido e substituído por células de gordura. O limiar para a manutenção da vitalidade do tecido ósseo é de 47°C por 1 minuto. Portanto, a temperatura crítica para o dano ósseo é de 47°C, ou seja, apenas 10°C acima da temperatura corpórea humana, sendo importante o fator tempo.

Eriksson e Albrektsson (1984), avaliando o efeito da temperatura na regeneração óssea, realizaram um estudo, em que foi implantado titânio em

tíbias de coelhos, posicionando um termopar a 0,5 mm do implante. Quatro grupos foram criados: o primeiro foi aquecido a 50°C por 1 minuto, o segundo a 47°C por 1 minuto, o terceiro a 44°C por 1 minuto e o quarto não recebeu aquecimento. Após quatro semanas, os animais foram sacrificados e verificou-se que em termos de retenção o terceiro grupo apresentou a mesma dificuldade para remoção dos implantes que a do grupo sem aquecimento, fato confirmado mediante a densitometria. Pelo controle histológico não se verificou diferença qualitativa entre o grupo aquecido a 47°C e o grupo aquecido a 44°C.

Bahcall et al. (1992) analisaram o efeito histológico do tratamento endodôntico com laser de Nd:YAG em tecido periapical de cachorros com os parâmetros de 3 watts e 25 pps, durante um tempo não superior a 30 segundos com a fibra colocada a 1 mm do ápice caminhando lentamente para a região coronária. Observou-se que um dia após o tratamento verificava-se necrose no ligamento periodontal, após 15 dias ocorriam sinais de reabsorção óssea, após 30 dias ocorriam anquilose, lise cementária e remodelação óssea.

White et al. (1992) avaliaram a temperatura superficial e a alteração térmica em profundidade do laser de Nd:YAG aplicado na dentina e no esmalte. Utilizou-se um laser pulsado de 150 microssegundos de duração e fibra óptica de 320 micrometros. A potência variou de 0,3 a 3,0 W, a energia por pulso variou de 30 a 150 mJ/pulso e a frequência variou de 10 a 30 Hz. A fibra óptica foi mantida em contato com o dente durante todo o período de aplicação, que variou entre 1, 10 e 30 segundos. Para os parâmetros de 1 W, 100 mJ/pulso, 10 Hz, a alteração térmica alcançou um diâmetro superficial de 1,41 mm e uma profundidade de 3,30 mm. Nesses mesmos parâmetros, a temperatura máxima superficial após 10 segundos de exposição alcançou 280°C.

Behrens et al. (1993) avaliaram o aumento de temperatura em diferentes espessuras de dentina durante a utilização do laser de Nd:YAG. Concluíram que quando a energia utilizada correspondia à recomendada para o tratamento de dentina (10 pps, 80 mJ e 15 pps, 150 mJ), o aumento de temperatura não causaria danos aos tecidos vizinhos.

Hirata et al. (1994) avaliaram os efeitos térmicos do laser pulsado de Nd:YAG em dentina humana em diferentes espessuras (0,5, 1, 1,5 e 2 mm) com diferentes potências (0,45 a 3,4 W) durante 2 segundos com 10 e 20 Hz de frequência, com uma fibra de 0,4 mm de diâmetro. Quando se utilizou a



espessura de 0,5 mm e 3,4 W ocorreu um aumento de temperatura de 14,4°C, enquanto nos espécimes com espessura superior a 1 mm o aumento da temperatura não alcançou 2°C.

Lage Marques et al. (1995) utilizaram a irradiação do laser de Nd:YAG em condições inferiores a 3 W, 20 pps e 0,5 s sobre a parede dentinária de maneira a não causar injúria térmica aos ligamentos periodontais.

Anic et al. (1996) compararam permeabilidade, morfologia e alterações térmicas dos lasers de Nd:YAG, CO<sub>2</sub> e argônio. Verificaram que a temperatura máxima ocorreu em 30% dos casos na região cervical, em outros 30% na região apical e nos 40% restantes, no terço médio da superfície externa radicular. Nesse trabalho não houve um controle da espessura remanescente da dentina após o tratamento endodôntico. Com a aplicação de 3 segundos em movimentação ápico-coronária, 1 W e frequência de 20 Hz ocorreu um aumento máximo de temperatura de 17,9°C.

Azam et al. (1997) avaliaram as modificações térmicas e morfológicas na porção apical de dentes humanos extraídos tratados com o laser de Nd:YAG, CO<sub>2</sub> e argônio. A microscopia eletrônica mostrou que a energia utilizada vaporizou os *debris* depositados, produzindo uma superfície vitrificada. As maiores alterações térmicas foram produzidas pelo laser de argônio.

Ramsköld et al. (1997), utilizando o laser de Nd:YAG em movimento de subida e descida, com parâmetros de 3 W, 50 Hz e 60 mJ durante 15 segundos, com 15 segundos de relaxação térmica, largura de pulso de 0,8 ms e fibra com 300 micrometros de diâmetro posicionada a 2 mm do ápice, verificaram um aumento de temperatura de até 6°C, com medida realizada a 7 mm do ápice. A esterilização de *Enterococcus faecalis* e *Streptococcus mitis* foi obtida repetindo-se quatro vezes a irradiação de 15 segundos, utilizando os parâmetros acima especificados.

Cecchini et al. (1999) avaliaram dois sistemas de lasers na irradiação intracanal. Foram utilizados lasers de ErYAG e Nd:YAG em raízes unirradiculares extraídas, e após instrumentação endodôntica mecânica, utilizou-se a técnica estandarizada submetendo-se a energias de saída de 40-100 mJ/pulso e taxa de repetição de 10-15 Hz. Os canais foram irradiados por quatro períodos com intervalos de 20 segundos com a fibra estacionária 1 mm do forame apical, durante 3 segundos (técnica preconizada por Matsumoto) ou com movimento

contínuo do ápice à coroa em movimentos circulares (técnica preconizada por Gutknecht). Durante esse processo a temperatura foi medida e pela microscopia eletrônica de varredura foram analisadas as mudanças morfológicas dos tecidos. A análise morfológica mostrou que o laser de Nd:YAG produziu uma dentina derretida e recristalizada com remoção de lama dentinária, ao passo que o laser de ER:YAG mostrou-se mais eficaz na remoção de *debris* e na abertura de túbulos dentinários. Os resultados de avaliação da temperatura mostraram-se dentro dos parâmetros de segurança preconizados por Matsumoto e Gutknecht, não ultrapassando 5,76°C.

Lan (1999) avaliou a elevação de temperatura na superfície radicular. O terço apical nos canais de 90 dentes foram irradiados pelo laser de Nd:YAG nos parâmetros de 50 a 200 mJ/pulso e 20 a 30 pps e as temperaturas assim promovidas medidas por um termopar localizado externamente na raiz. O aumento de temperatura não excedeu o limiar de 10°C quando a energia esteve abaixo de 100 mJ/pulso e 20 pps; 80 mJ/pulso e 25 pps; ou 60 mJ/pulso e 30 pps, sempre aplicados por menos de 15 segundos.

## **MATERIAIS E MÉTODOS**

## 4 MATERIAIS E MÉTODOS

### 4.1 Lista de material

1. broca endo Z
2. broca esférica número 4
3. cola Araldite super rápida
4. creme File-Eze (Ultradent Products, Inc. USA)
5. EDTA a 17% (farmácia de manipulação Fórmula & Ação)
6. limas orifice shaper Dentsply-Maillefer
7. limas flexofile Dentsply-Maillefer
8. limas rotatória GT Dentsply-Maillefer
9. limas rotatória profile Dentsply-Maillefer
10. NaOCl a 1% (farmácia de manipulação Fórmula & Ação)
11. pasta condutora Implastec
12. tubo plástico

### 4.2 Equipamentos

1. amplificador *Lock-In*
2. aparelho de raio X Spectro II Dabi Atlante
3. computador Pentium 3 Toshiba, 450 MHz, 64 MB
4. cronógrafo Timex
5. cronômetro Timex
6. fibra óptica de 300 micrometros
7. hardware Schick Technologies
8. laser de He:Ne
9. laser de Nd:YAG
10. recipiente do banho térmico
11. sensor digital Schick Technologies
12. *software* Microcal Origin Microsoft
13. *software* Schick Technologies
14. termômetro de mercúrio

15. termopar
16. TRI AUTO ZX J. Morita (motor para as limas rotatórias)

### **4.3 Metodologia experimental**

#### **4.3.1 Critérios de seleção dos dentes**

Para esta pesquisa utilizaram-se três raízes de dentes unirradiculares que não apresentavam nenhum tipo de calcificação, reabsorção ou tratamento endodôntico prévio.

#### **4.3.2 Preparo dos espécimes**

Após a exodontia os dentes foram enxaguados em água corrente e desinfetados em solução de hipoclorito de sódio a 1%. Eles foram armazenados em água destilada (Strawn et al., 1996), aí permanecendo até o início da instrumentação dos canais radiculares.

Os dentes foram seccionados em suas porções coronárias com disco de diamante no limite da junção amelo-cementária. A instrumentação foi realizada com o instrumento rotatório TRI AUTO ZX a 1 mm do forame apical, limite este determinado pelo localizador apical acoplado ao TRI AUTO ZX (FIG. 4).

Para o emprego do localizador apical *in vitro* foi utilizado um tubo de filme fotográfico adaptado, contendo soro fisiológico, com dois furos na tampa, onde estavam posicionados a raiz e o adaptador intrabucal. Essa instrumentação estendeu-se até o mínimo equivalente à lima 50 ISO, com o preparo apical realizado um número acima, com lima manual flexofile Dentsply-Maillefer (FIG. 5).

Após a instrumentação os dentes foram radiografados com o instrumento do preparo apical, utilizando-se o sistema digital Schick, nas posições ortorradiar e proximal, auxiliado por um posicionador fixado ao cone do aparelho de raio X (FIG. 6). Com essas radiografias, mensuraram-se as dimensões remanescentes das paredes dentinárias por intermédio de uma grade milimetrada integrante do *software* Schick.

Durante todo o preparo químico-cirúrgico foi realizada irrigação com NaOCl a 1% a cada troca de instrumento, coadjuvado com o creme File-Eze e irrigação final realizada com 5 ml de EDTA a 17%.

Após a secagem das raízes com cone de papel estéril, o forame apical recebeu uma fina camada de cola Araldite para impermeabilização durante a inserção em banho térmico.

#### **4.3.3 Irradiação laser**

Todas as raízes foram irradiadas com o laser experimental de Nd:YAG do laboratório do IPEN, com comprimento de onda de 1.064 nm, largura de pulso de 300  $\mu$ s, fibra óptica de sílica de 300  $\mu$ m de diâmetro do núcleo, utilizada de modo contato, com os mesmos parâmetros: 1,25 W, 5 Hz, 250 mJ, fluência do pulso de 354 J/cm<sup>2</sup> e com o tempo de utilização no interior do conduto proporcional à metade do comprimento dos canais.

O intervalo de relaxação térmica foi de 20 segundos entre cada aplicação, com um total de dez aplicações em cada raiz. Posteriormente, a energia transmitida pela fibra óptica era aferida e seu valor anotado. Antes de iniciar a aplicação na raiz seguinte a fibra era limpa com lenço de papel umedecido em solução alcoólica e clivada quando necessário. Nova calibragem foi realizada para atingir 250 mJ bem como para iniciar a próxima série de aplicações.

Para orientar as aplicações foi confeccionada uma tabela de tempo com a inclusão dos intervalos de relaxação térmica para cada raiz, que juntamente com um cronômetro era utilizada pelo operador do laser (TAB. 1). Durante a técnica oscilatória, monitorou-se a aplicação com auxílio de um cronógrafo sonorizado, programado para 1 segundo (FIG. 7).

#### **4.3.4 Comparação dos grupos experimentais**

As raízes consideradas "A", "B" e "C" receberam técnicas de irradiação distintas, a saber:

- 1<sup>a</sup>-técnica de Gutknecht: partindo do preparo apical com movimento helicoidal em direção cervical à velocidade de 2 mm por segundo.

2<sup>a</sup>-técnica de Matsumoto: partindo do preparo apical em movimento retilíneo em direção cervical à velocidade de 2 mm por segundo.

3<sup>a</sup>-em movimentos oscilatórios apical-cervical-apical de duração de 1 segundo cada movimento, com o tempo proporcional à metade do comprimento do conduto.

Toda a raiz foi irradiada pelas três técnicas. No intervalo de cada técnica a raiz foi submersa em água destilada por um período mínimo de 48 horas a fim de esfriá-la e reidratá-la, para em seguida ser seca com cones de papel estéril e submetida a nova irradiação.

A ordem de irradiação seguiu a seguinte distribuição:

Raiz A: técnica 1<sup>a</sup>, 2<sup>a</sup> e 3<sup>a</sup>

Raiz B : técnica 3<sup>a</sup>, 1<sup>a</sup> e 2<sup>a</sup>

Raiz C: técnica 2<sup>a</sup>, 3<sup>a</sup> e 1<sup>a</sup>

#### **4.3.5 Metodologia experimental para avaliação da temperatura**

Todas as variações térmicas com aplicação intracanal do laser foram medidas com dois termopares localizados na superfície radicular no terço médio e na região de preparo apical. Para potencializar a transferência de temperatura entre os termopares e a superfície radicular esta foi coberta por uma pasta condutora. Os dentes testados foram colocados verticalmente em um banho de água a aproximadamente 37°C com a porção cervical acima do nível de água. O sinal dos termopares foi amplificado e digitalizado por um amplificador *Lock-In*, transmitindo os valores ao computador (FIG. 8).

#### **4.3.6 Compilação de dados**

As temperaturas extraídas do experimento foram transferidas ao *software* Origin para confecção e interpretação dos gráficos realizados.

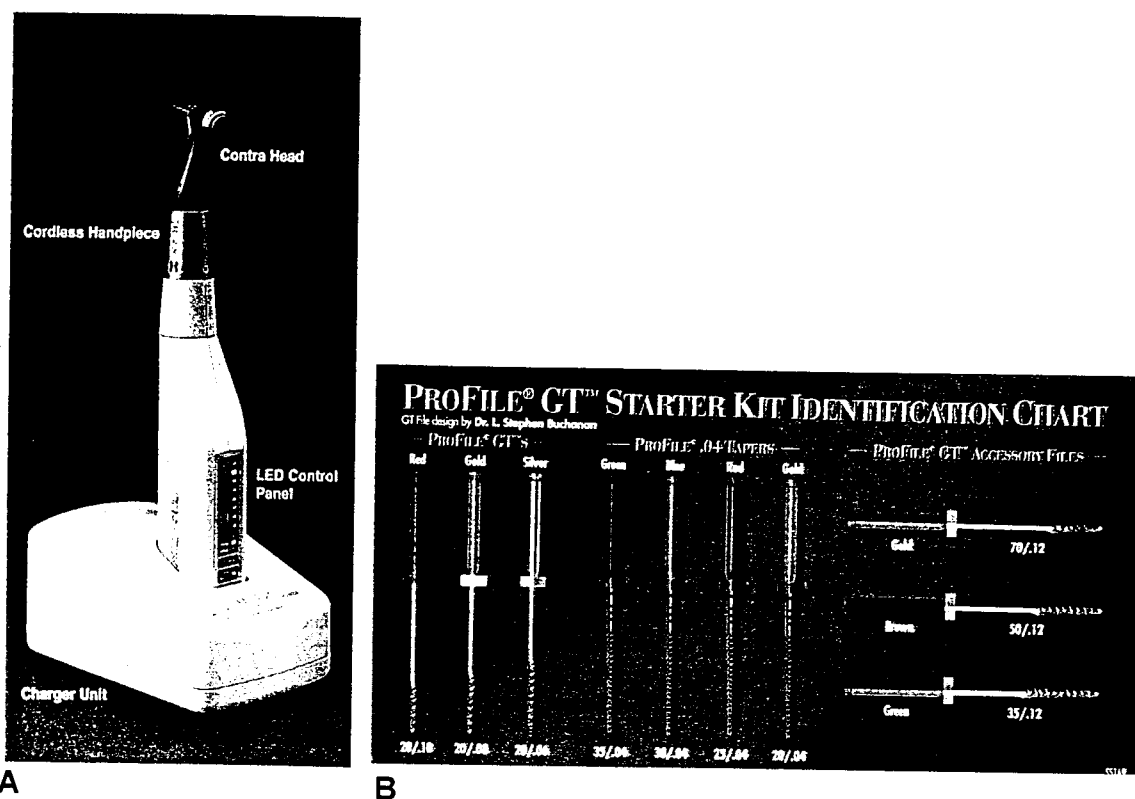


Figura 4. A. Motor para instrumentação e localizador apical TRI AUTO-ZX. B. Limas rotatórias PROFILE e GT (Dentsply-Maillefer)

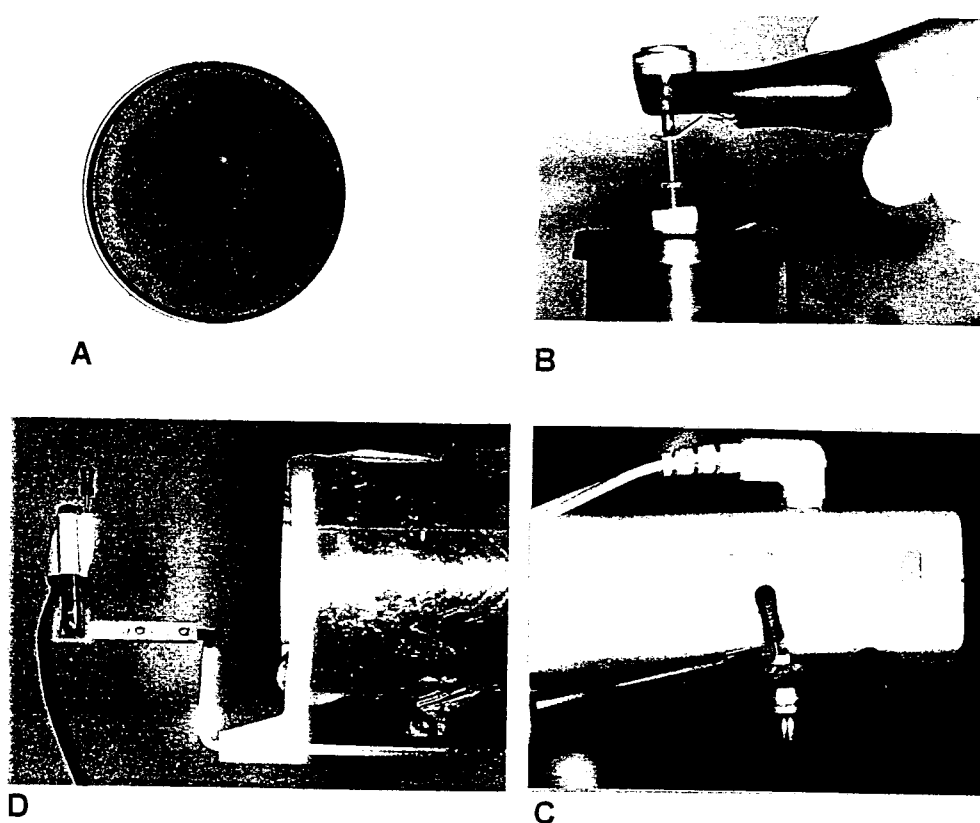


Figura 5. A. Tampa de tubo plástico preparada. B. Instrumentação. C. Reconfirmação do comprimento de trabalho após a instrumentação. D. Radiografia digital com posicionador acoplado ao RX





Figura 6. Radiografia digital das raízes com lima do preparo apical no comprimento de trabalho nas posições ortorrádial (esquerda) e proximal (direita)

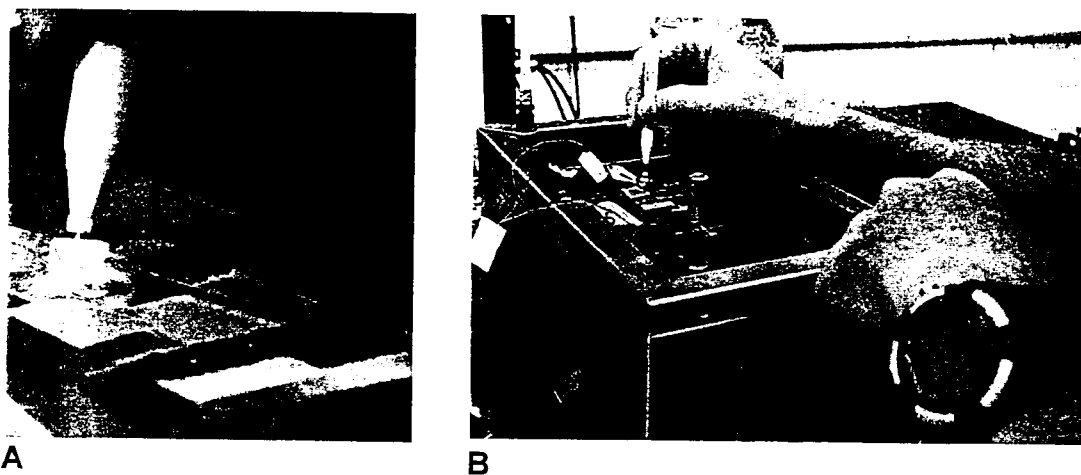


Figura 7. A. Aplicação do laser de Nd:YAG com luz guia de laser de He:Ne. B. Visualização da aplicação do laser, banho térmico e cronógrafo



Figura 8. Amplificador *Lock-In* e computador

**Tabela 1. Tabela com o tempo de aplicação do laser de Nd:YAG somado ao intervalo de relaxação térmica de 20 segundos em cada raiz**

	raiz A	raiz B	raiz C
	CT= 15 mm	CT= 17 mm	CT= 12 mm
	tempo de cada aplicação: 07 s	tempo de cada aplicação: 08 s	tempo de cada aplicação: 06 s
primeira aplicação	07 s	08 s	06 s
relaxação térmica	27 s	28 s	26 s
segunda aplicação	34 s	36 s	32 s
relaxação térmica	54 s	56 s	52 s
terceira aplicação	1 min 01 s	1 min 04 s	58 s
relaxação térmica	1 min 21 s	1 min 24 s	1 min 18 s
quarta aplicação	1 min 28 s	1 min 32 s	1 min 24 s
relaxação térmica	1 min 48 s	1 min 52 s	1 min 44 s
quinta aplicação	1 min 55 s	2 min 00 s	1 min 50 s
relaxação térmica	2 min 15 s	2 min 20 s	2 min 10 s
sexta aplicação	2 min 22 s	2 min 28 s	2 min 16 s
relaxação térmica	2 min 42 s	2 min 48 s	2 min 36 s
sétima aplicação	2 min 49 s	2 min 56 s	2 min 42 s
relaxação térmica	3 min 09 s	3 min 16 s	3 min 02 s
oitava aplicação	3 min 16 s	3 min 24 s	3 min 08 s
relaxação térmica	3 min 36 s	3 min 44 s	3 min 28 s
nona aplicação	3 min 43 s	3 min 52 s	3 min 34 s
relaxação térmica	4 min 03 s	4 min 12 s	3 min 54 s
décima aplicação	4 min 10 s	4 min 20 s	4 min 00 s

## **RESULTADOS**

## 5 RESULTADOS

Os resultados encontram-se expressos em gráficos.

### 5.1 Confeção dos gráficos

Após o terceiro dia do experimento, com a utilização do software Origin, foram obtidos 90 gráficos, em que se observou o comportamento térmico de cada raiz submetida às técnicas oscilatória, Gutcknecht e Matsumoto, possibilitando não só obter valores específicos, mas também visualizar a distribuição de calor durante toda a aplicação, nas regiões aferidas apical e do terço médio.

Para facilitar a interpretação dos resultados foram criadas três séries de três gráficos, a saber:

A. comparação da temperatura máxima de cada técnica:

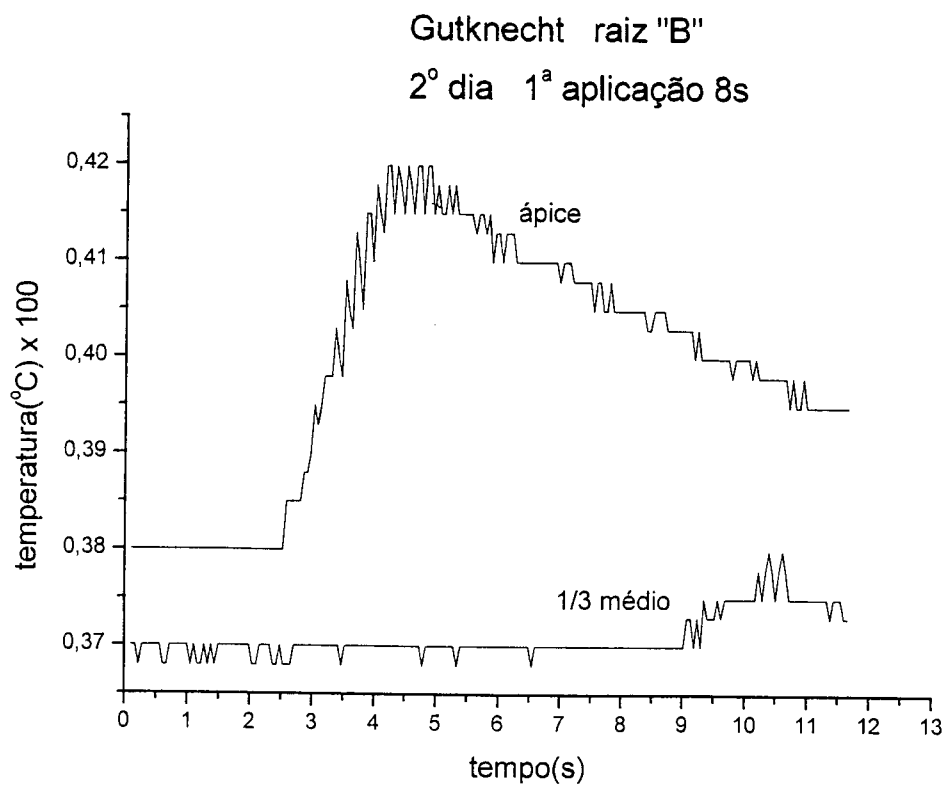
Cada raiz recebeu dez aplicações por técnica. Foi selecionada a temperatura máxima da região apical e do terço médio de cada uma das dez aplicações, durante o primeiro, segundo e terceiro dia de aplicação.

B. comparação da temperatura média de cada técnica:

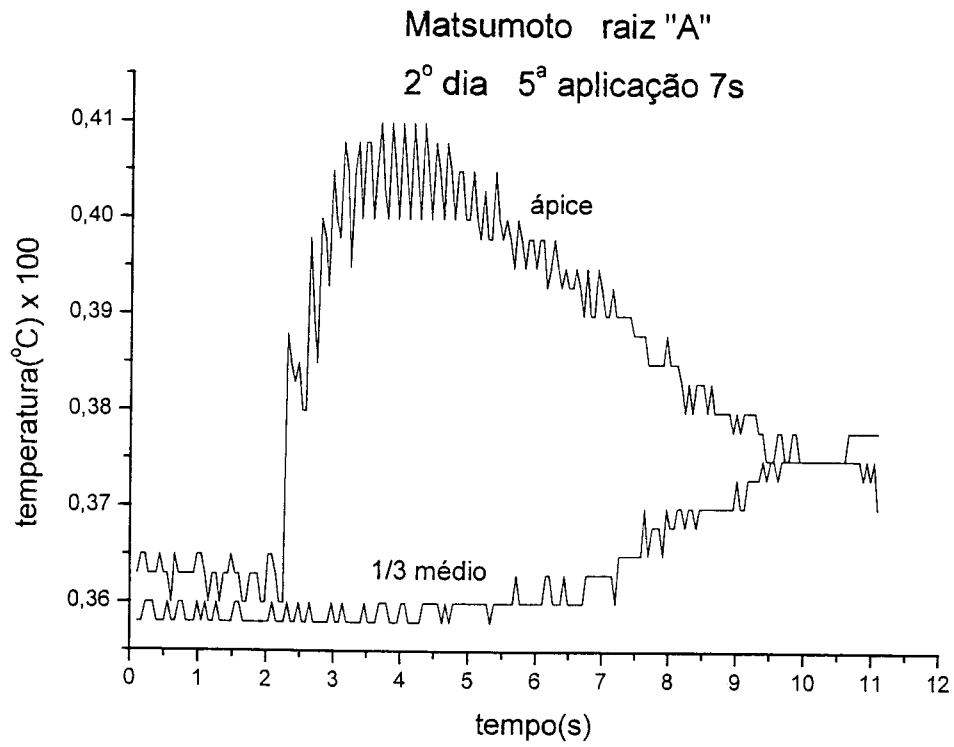
Foi selecionada a temperatura inicial, máxima e final, da região apical e do terço médio, realizando a média aritmética de cada uma das dez aplicações, de cada técnica aplicada em cada raiz, durante o primeiro, segundo e terceiro dia de aplicação.

C. comparação da temperatura média de cada técnica em cada raiz:

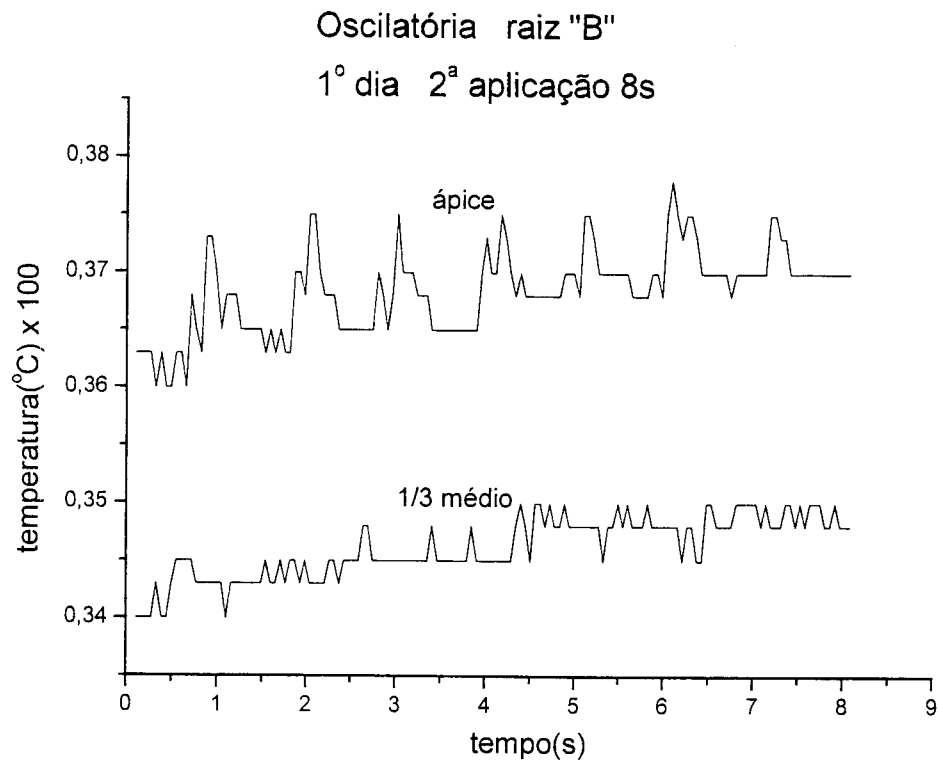
Por meio dos valores obtidos no item anterior, foram agrupadas as técnicas em cada uma das três raízes.



**Gráfico 1. Comportamento térmico de uma aplicação utilizando a técnica de Gutknecht**

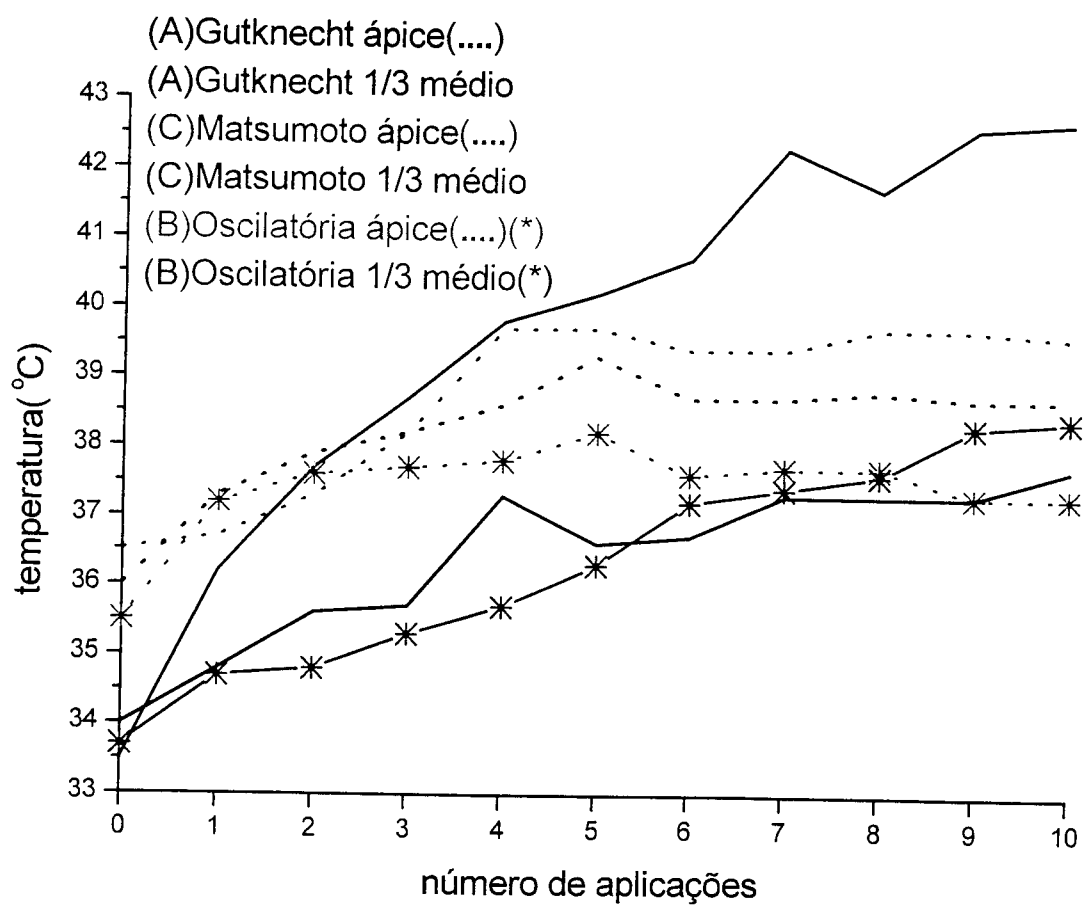


**Gráfico 2. Comportamento térmico de uma aplicação utilizando a técnica de Matsumoto**



**Gráfico 3. Comportamento térmico de uma aplicação utilizando a técnica Oscilatória**





**Gráfico 4. Temperatura máxima em cada aplicação. 1º dia**

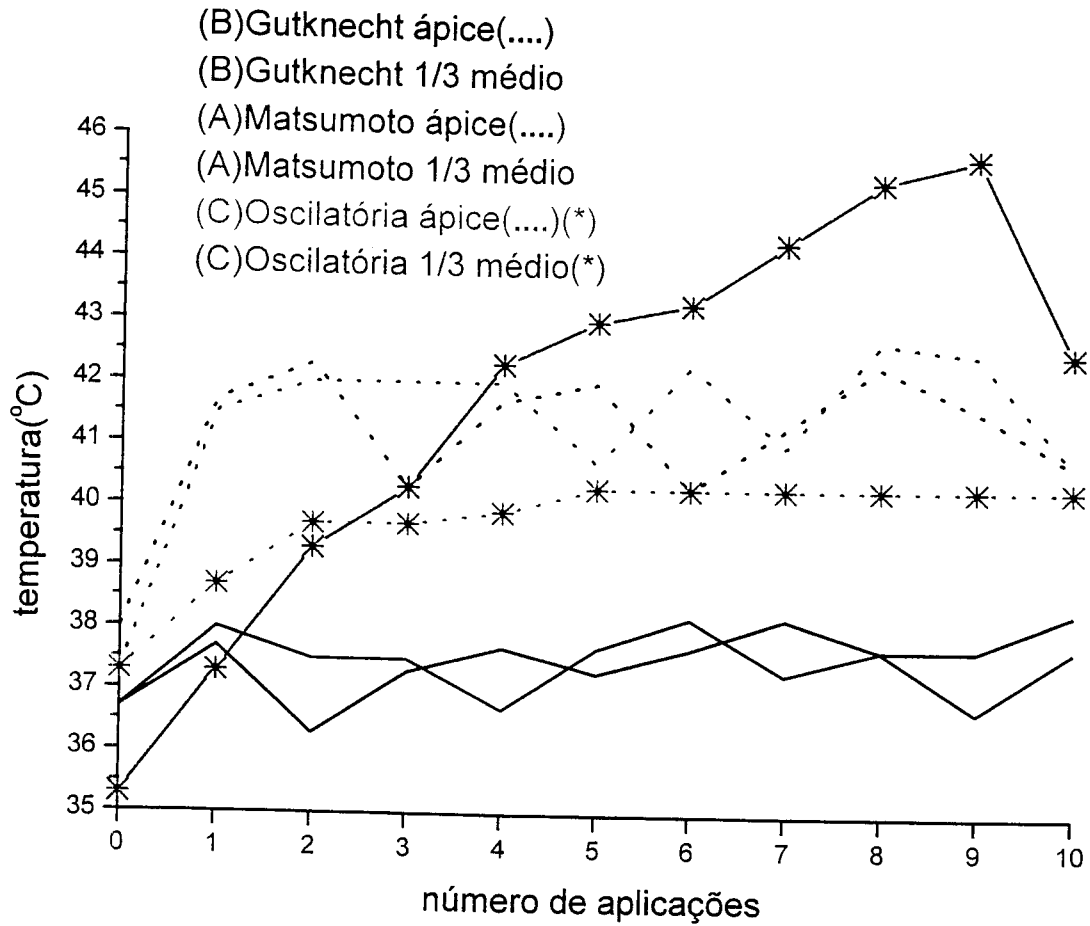
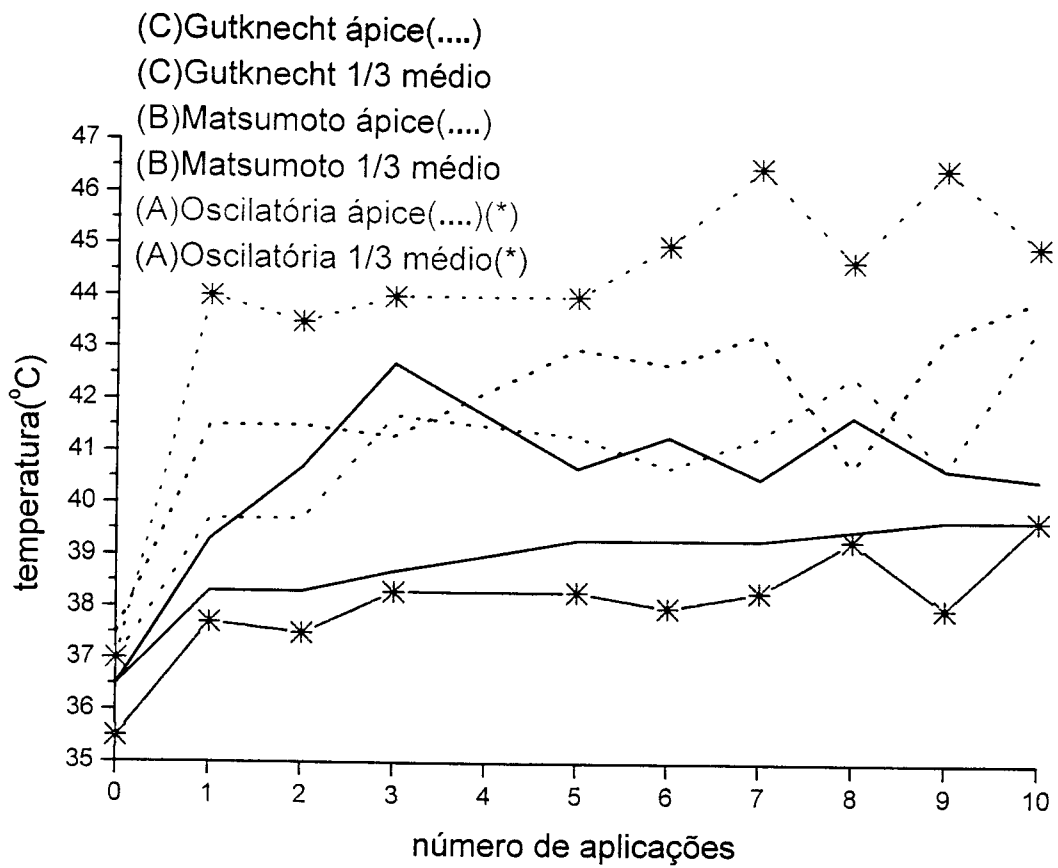


Gráfico 5. Temperatura máxima em cada aplicação. 2º dia



**Gráfico 6. Temperatura máxima em cada aplicação. 3º dia**

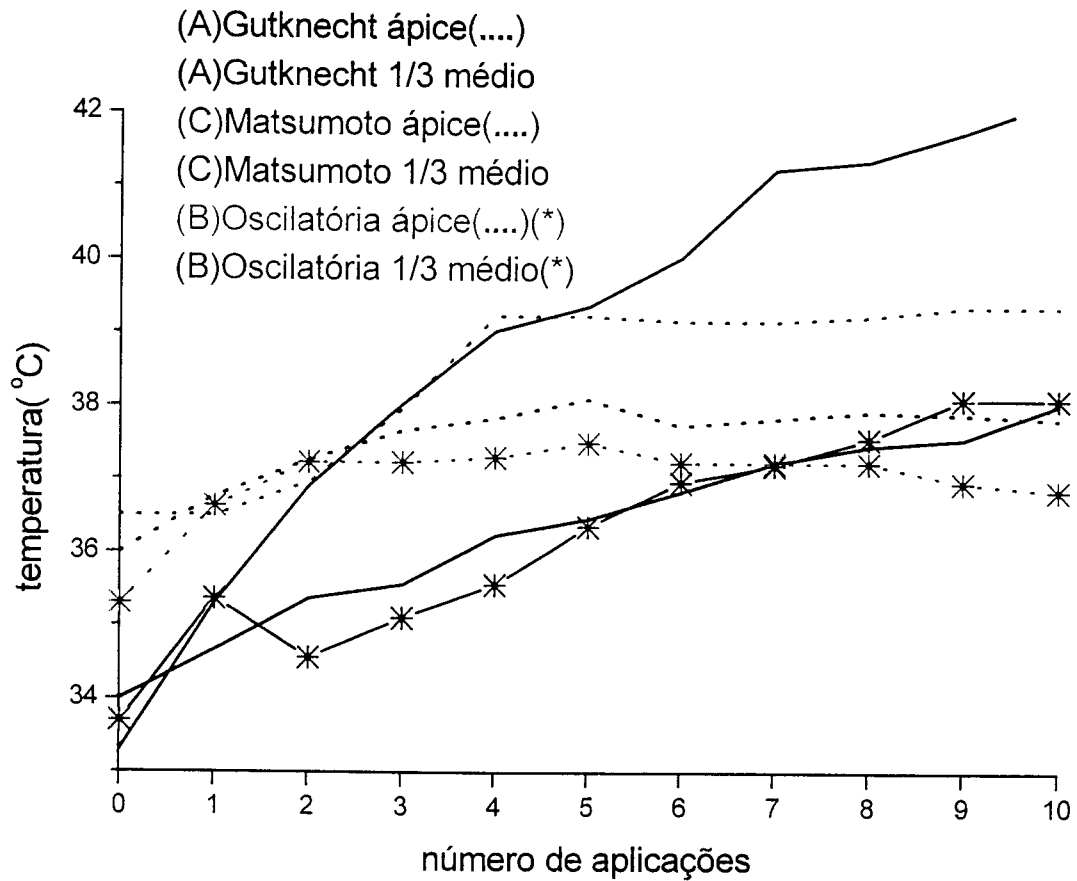


Gráfico 7. Média aritmética da temperatura inicial, máxima e final. 1º dia

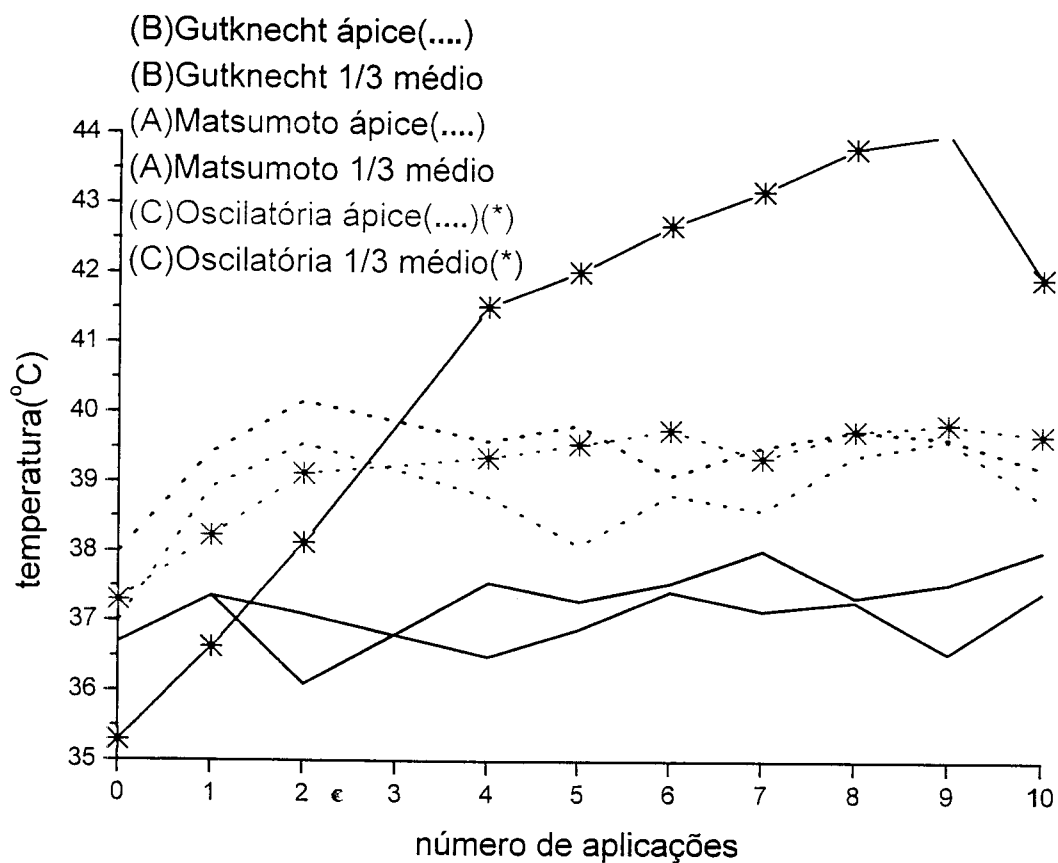
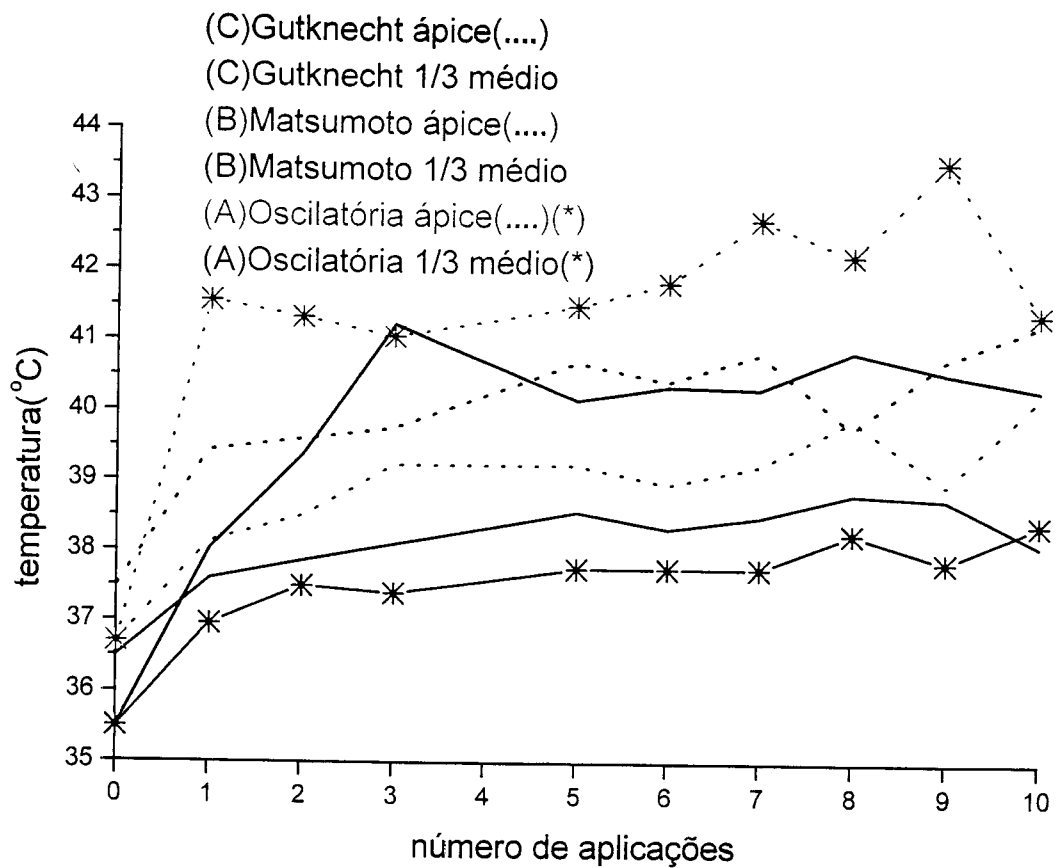
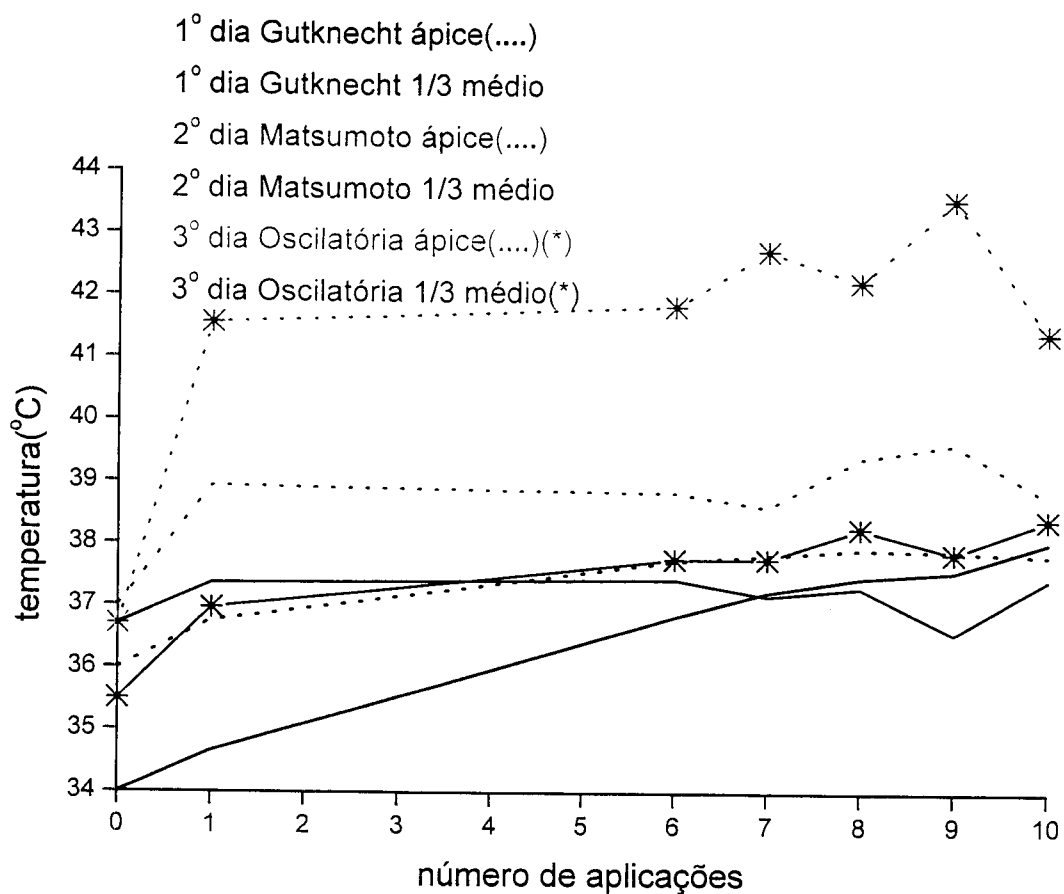


Gráfico 8. Média aritmética da temperatura inicial, máxima e final. 2º dia



**Gráfico 9. Média aritmética da temperatura inicial, máxima e final. 3º dia**



**Gráfico 10. Média aritmética da temperatura inicial, máxima e final.**

**Raiz "A"**

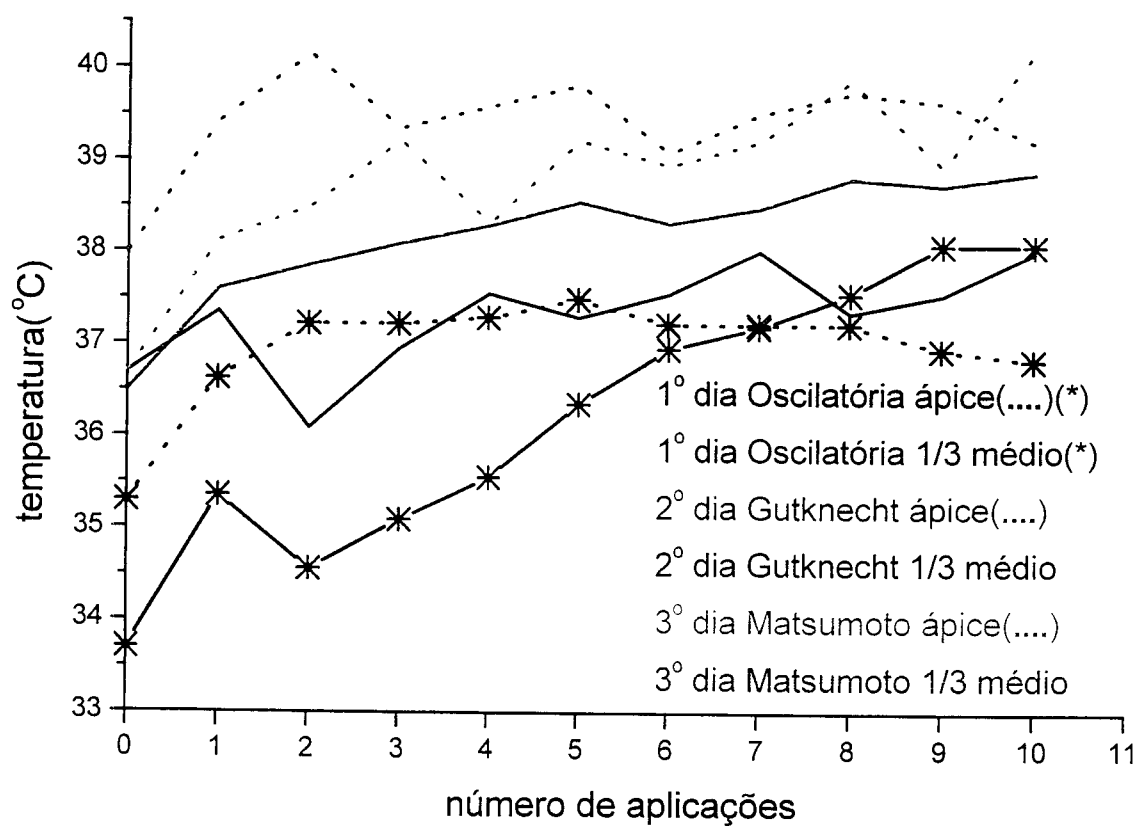


Gráfico 11. Média aritmética da temperatura inicial, máxima e final.

Raiz "B"



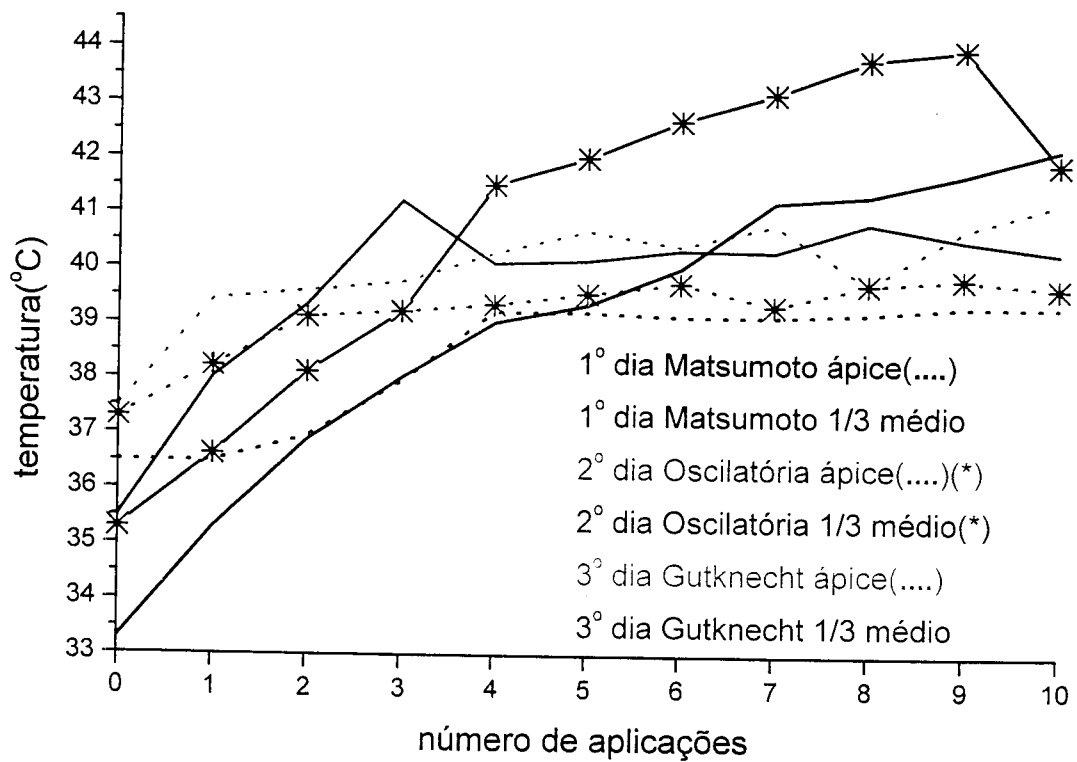


Gráfico 12. Média aritmética da temperatura inicial, máxima e final.

Raiz "C"

Tabela 2. Temperatura máxima em cada aplicação 1º dia

Gutknecht(raiz A)	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
ápice	36	37,3	37,9	38,2	38,6	39,3	38,7	38,7	38,7	38,7	38,7
1/3 médio	34	34,8	35,6	35,7	37,3	36,7	36,7	37,3	37,3	37,3	37,7
Matsumoto(raiz C)	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
ápice	36,5	36,7	37,3	38,2	39,7	39,7	39,4	39,4	39,7	39,7	39,6
1/3 médio	33,5	36,2	37,7	38,7	39,8	40,2	40,7	42,3	41,7	42,6	42,7
Oscilatória(raiz B)	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
ápice	35,5	37,2	37,6	37,7	37,8	38,2	37,6	37,7	37,7	37,3	37,3
1/3 médio	33,7	34,7	34,8	35,3	35,7	36,3	37,2	37,4	37,6	38,3	38,4

Tabela 3. Temperatura máxima em cada aplicação 2º dia

Gutknecht(raiz B)	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
ápice	38	41,7	42,3	40,3		41,7	42	40,3	41,3	42,3	41,6	40,7
1/3 médio	36,7	37,7	36,3	37,3		37,7	37,3	37,7	38,2	37,7	37,7	38,3
Matsumoto(raiz A)	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
ápice	37,3	41,5	42		42	40,7	42,3	41	42,7	42,5	40,7	
1/3 médio	36,7	38	37,5		36,7	37,7	38,2	37,3	37,7	36,7	37,7	
Oscilatória(raiz C)	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
ápice	37,3	38,7	39,7	39,7		39,7	40,3	40,3	40,3	40,3	40,3	40,3
1/3 médio	35,3	37,3	39,3	40,3		42,3	43	43,3	44,3	45,3	45,7	42,5

Tabela 4. Temperatura máxima em cada aplicação 3º dia

Gutknecht(raiz C)	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
ápice	37,5	41,5	41,5	41,3	42,3	43	42,7	43,3	40,7	43,3	44
1/3 médio	36,5	39,3	40,7	42,7	41	40,7	41,3	40,5	41,7	40,7	40,5
Matsumoto(raiz B)	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
ápice	37	39,7	39,7	41,7	39,7	41,3	40,7	41,3	42,5	40,7	43,5
1/3 médio	36,5	38,3	38,3	38,7	38,7	39,3	39,3	39,3	39,5	39,7	39,7
Oscilatória(raiz A)	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
ápice	37	44	43,5	44		44	45	46,5	44,7	46,5	45
1/3 médio	35,5	37,7	37,5	38		38,3	38	38,3	39,3	38	39,7

Tabela 5. Temperatura média em cada aplicação 1º dia

Gutknecht(raiz A)	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
ápice	36	36,76	37,26	37,66	37,83	38,1	37,73	37,83	37,93	37,9	37,83
1/3 médio	34	34,66	35,36	35,56	36,23	36,46	36,83	37,23	37,46	37,56	38,03
Matsumoto(raiz C)	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
ápice	36,5	36,5	36,96	37,96	39,23	39,23	39,16	39,16	39,23	39,36	39,36
1/3 médio	33,5	35,3	36,9	38,03	39,03	39,36	40,3	41,23	41,36	41,76	42,23
Oscilatória(raiz B)	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
ápice	35,5	36,63	37,23	37,23	37,3	37,5	37,23	37,23	37,23	36,96	37,85
1/3 médio	33,7	35,36	34,56	35,1	35,56	36,36	36,96	37,2	37,56	38,1	38,1

Tabela 6. Temperatura média em cada aplicação 2º dia

Gutknecht(raiz B)	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
ápice	38	39,43	40,16	39,36		39,6	39,83	39,1	39,53	39,76	39,66	39,23
1/3 médio	36,7	37,36	36,1	36,96		36,56	37,3	37,56	38,03	37,36	37,56	38,03
Matsumoto(raiz A)	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
ápice	37,3	38,93	39,56		38,8	38,1	38,83	38,6	39,4	39,63	38,76	
1/3 médio	36,7	37,36	37,1		36,5	36,9	37,43	37,16	37,3	36,56	37,43	
Oscilatória(raiz C)	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
ápice	37,3	38,23	39,13	39,23		39,36	39,56	39,76	39,36	39,76	39,86	39,7
1/3 médio	35,3	36,63	38,13	39,23		41,53	42,03	42,7	43,2	43,83	44,03	41,96

Tabela 7. Temperatura média em cada aplicação 3º dia

Gutknecht(raiz C)	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
ápice	37,5	39,43	39,6	39,76	40,3	40,7	40,43	40,83	39,76	40,76	41,26
1/3 médio	36,5	38,03	39,36	41,23	40,16	40,16	40,36	40,33	40,86	40,56	40,33
Matsumoto(raiz B)	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
ápice	37	38,13	38,5	39,23	38,33	39,23	38,96	39,23	39,9	38,96	40,23
1/3 médio	36,5	37,6	37,86	38,1	38,3	38,56	38,33	38,5	38,83	38,76	38,9
Oscilatória(raiz A)	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
ápice	37	41,56	41,33	41,06		41,5	41,83	42,73	42,23	43,56	41,4
1/3 médio	35,5	36,96	37,5	37,4		37,76	37,76	37,76	38,26	37,86	38,4

## DISCUSSÃO

## 6 DISCUSSÃO

O avanço da tecnologia tem proporcionado condições para uma melhor qualidade do tratamento endodôntico e conseqüentemente um maior índice de sucesso.

Na farmacologia presenciamos antiinflamatórios seletivos, inibidores da cicloxigenase-2 (COX-2) proporcionando efeitos colaterais significativamente menores. Com o aumento da resistência dos microrganismos aos antibióticos, surgem novos fármacos para combatê-los.

Na clínica odontológica o uso de microscópio tem proporcionado um diagnóstico mais preciso e tornado mais eficaz procedimentos de difícil visualização. A utilização do sistema de radiografia digital diminui de 50% a 90% a dose de radiação, agiliza o tratamento e proporciona uma interação entre profissionais de várias áreas de especialização, em diferentes consultórios, mediante a visualização dessas imagens pela internet.

Na endodontia as medicações intracanal e substâncias irrigadoras constantemente são motivo para novos estudos, proporcionando um maior desempenho do tratamento. O advento das limas de níquel-titânio, manuais e rotatórias, tais como: ProTaper, Hero, GT, Profile, Flex-R e Pow-R, Lightspeed, Quantec, K3, Fleximaster e o surgimento de motores com controle de torque, velocidade e rotação promovem uma maior fidedignidade do canal cirúrgico em relação ao canal anatômico, com diminuição do estresse, da fadiga do operador e do paciente (Buchanan, 2000; Buchanan, 2001a; Buchanan, 2001b; Buchanan, 2001c; Buchanan, 2001d; Buchanan, 2001e; Ruddle et al., 2001, Gambarini, 2001).

O laser em seus diferentes comprimentos de onda tornou-se um poderoso aliado na odontologia, prestando-se a um número crescente de utilizações clínicas.

Para a realização deste experimento poderia fazer-se uso de outros lasers que utilizem uma fibra óptica como sistema de entrega, por exemplo, os lasers de

diodo ou Er:YAG. Daria-se da mesma forma a interpretação dos resultados obtidos nas diferentes cinemáticas de utilização.

Diferentemente do laser de Er:YAG, com comprimento de onda de 2.940 nanômetros, portanto, com maior absorção pela água, o laser de Nd:YAG com a emissão em 1.064 nanômetros é pouco absorvido pela água e pela hidroxiapatita da dentina, possuidora de 12% de água em sua composição, o que assegura uma baixa absorção deste comprimento de onda.

A irradiação do laser de Nd:YAG promove a fusão e a ressolidificação da dentina, fechando os canalículos, reduzindo a permeabilidade dentinária e promovendo, ainda, o aumento da microdureza da dentina. Suas características tornam este laser capaz de produzir vaporização e remover magma dentinário existente no interior de canais radiculares (Azam et al., 1997; Cechini et al., 1999).

Pelo fato de o laser de Nd:YAG utilizar uma fibra óptica de transmissão de sílica com diâmetro de núcleo de até 200 micrometros, ele pode ser introduzido no interior dos canais radiculares mais atrésicos e com curvaturas de até 90°, sem provocar fraturas (Levy, 1992).

Embora o experimento realizado esteja restrito a uma análise do comportamento térmico de técnicas distintas de aplicação do laser de Nd:YAG, é importante salientar sua eficácia antimicrobiana na terapia endodôntica.

A desinfecção proporcionada pela terapia laser constitui fator primordial de seu emprego, devido à sua maior profundidade de penetração nos túbulos dentinários, comparada às soluções irrigantes e medicamentos intracanal, possibilitando combater bactérias resistentes ao tratamento endodôntico convencional e conseqüentemente minimizando as reações pós-operatórias (Vahdaty et al., 1993; Beirutti et al., 1997 e Ørstavik e Haapasalo, 1990).

A descontaminação nos canais radiculares ocorre basicamente pela vaporização de material orgânico ou *debris* remanescente, diminuindo a possibilidade de as bactérias se proliferarem; neste caso, o material a ser removido precisa absorver fortemente o comprimento de onda a ser irradiado. A ação térmica também propicia a descontaminação devido à penetração além da região superficial da parede da dentina, interagindo no interior dos túbulos dentinários (Bachmann, 2000).

Mediante o aumento controlado da temperatura, obtém-se uma desinfecção dentinária em maior profundidade. (Behrens et al. (1993) concluíram

que a penetração de 0,5 mm de dentina resulta em uma perda de radiação de energia de um terço da energia original) sic.

Em um estudo comparativo Moritz et al. (1999) analisaram o efeito bactericida dos lasers de Nd:YAG, Ho:YAG e Er:YAG, em que obtiveram eliminação bacteriana sempre acima de 99%. Com o uso clínico do laser de Nd:YAG em pacientes portadores de granuloma periapical, Gutknecht et al. (1996b) obtiveram um índice de sucesso de 82%, ou seja, com uma estatística consideravelmente menor.

Em estudos realizados *in vitro*, apenas com o laser de Nd:YAG Hardee et al. (1994), Moshonov et al. (1995), Fegan e Steiman (1995), Gutknecht et al. (1996a), Klinke et al. (1997), Aun et al. (1999), Moritz et al. (1999) e Berkiten et al. (2000) obtiveram redução ou eliminação dos microrganismos radiculares.

A literatura enfatiza os microrganismos resistentes ao tratamento endodôntico (Tronstad et al., 1987; Sundqvist, 1992; Sjögren et al., 1997; Love, 2001), a sua capacidade de penetrar em profundidade nos tubúlos dentinários (Perez et al., 1993; Siqueira Jr. et al., 1996), assim como a resistência à antibioticoterapia (Dahlén et al., 2000).

A grande presença de túbulos dentinários na dentina, de 30 mil a 75 mil por  $\text{mm}^2$ , a torna porosa, facilitando a penetração de bactérias em seu interior (Bhaskar, 1978; Bier, 1982; Machado, 2000).

A medicação intracanal pode apresentar efeito citóxico, ter limitação de profundidade de penetração, minimizada na presença da *smear layer* e, quando colocada no interior do canal, necessita de um período de espera para a difusão e conseqüente atuação em todo o sistema de canais radiculares, postergando o término do tratamento endodôntico (Chong e Ford, 1992; Ørstavik e Ford, 1998; Carvalho, 1999; Estrela et al., 1999; Leonardo et al., 1999; Haapasalo et al., 2000; Lage Marques e Antoniazzi, 2000; Ferraz et al., 2001).

O experimento foi realizado em dentes humanos, visando aproximar-se o máximo possível da realidade clínica, embora isso proporcione uma variável anatômica e morfológica. Para amenizar as variáveis foram utilizadas apenas três raízes, as quais foram submetidas às três técnicas de aplicação da fibra óptica no interior dos canais radiculares.



O limite de 1 mm do vértice radiográfico sofreu uma redução de até 0,5 mm nas raízes "A" e "B", diminuindo a espessura de dentina remanescente na região apical, devido à metodologia utilizada na instrumentação radicular.

Apesar de o Tri Auto ZX trabalhar com um localizador apical com precisão de 97%, Park et al. (2000) demonstraram que se diminui o porcentual de precisão quando o sistema de rotação e alto reverso trabalham em conjunto com o localizador apical no limite de 1 mm, portanto, para compensar, utilizou-se limitador de borracha. Mesmo assim, provavelmente devido à flexibilidade do limitador e talvez durante o preparo apical, ocorreu tal diferença, a qual não compromete uma situação de penetração desinfetante, em que os limites estipulados situam-se entre 0,5 mm e 1 mm do vértice radiográfico (Ingle, 1979; Paiva e Antoniazzi, 1993; Soares e Goldberg, 2001).

Em relação à cinemática de utilização da fibra óptica no interior do conduto radicular Gutknecht (Gutknecht et al., 1996b) propõe o movimento helicoidal partindo da região apical à região coronária a uma velocidade de 2 milímetros por segundo, já Matsumoto (Anic et al., 1996; Takeda et al., 1999; Cecchini et al., 1999) utiliza técnicas distintas em seus trabalhos, isoladamente ou em combinação, dependendo do objetivo almejado: quando a intenção de utilização do laser é a vaporização, limpeza e esterilização, o movimento é retilíneo, partindo da região apical à região cervical a uma velocidade de 2 milímetros por segundo, quando o objetivo for a ablação, para remoção de *debris* e remanescentes pulpares a fibra óptica é posicionada a 1 mm do ápice, sem movimentação, durante 3 segundos.

Ramsköld et al. (1997) utilizaram uma combinação da técnica de movimento helicoidal com a técnica proposta oscilatória, porém sem controle de tempo de movimentação da fibra no interior do conduto e sem análise gráfica do calor distribuído na raiz.

Vale lembrar que a utilização da técnica de aplicação helicoidal torna-se limitada à técnica de recuo retilíneo nos canais com preparo apical diminuto e/ou com curvaturas mais acentuadas.

O cronógrafo sonorizado utilizado no experimento possibilitou a movimentação precisa da fibra óptica partindo da região apical à região cervical e novamente retornando à apical a cada 1 segundo, mantendo o tempo total de aplicação equivalente às outras técnicas utilizadas.

Para a utilização das técnicas preconizadas por Matsumoto ou Gutknecht torna-se necessário um treinamento prévio para se tentar obter a velocidade de 2 mm/s.

Durante o experimento a temperatura do banho térmico sofreu uma oscilação de mais ou menos 1°C, variação esta que foi levada em consideração na interpretação das alterações térmicas nas diferentes técnicas utilizadas.

Os termopares foram utilizados no terço médio e na região apical, com base em análise térmica anterior realizada com câmara termobárica em que se constataram os maiores aumentos de temperatura no terço médio (40%), região apical (30%) e terço cervical (30%) (Anic et al., 1996).

O tempo de resposta superior dos termopares acusava uma diferença inicial de temperatura, de acordo com seu posicionamento da raiz, antes da aplicação do laser. Pelo fato de o calor gerado ser proveniente da base do recipiente, a temperatura inicial era mais elevada no termopar localizado na região apical, diferença esta que se acentuava quanto maior a dimensão da raiz.

Para que houvesse uma sincronia do operador do laser, para ligá-lo e desligá-lo em tempo hábil, simultaneamente ao operador da fibra óptica e ao operador do computador, foi confeccionada a TAB. 1. O intervalo de relaxação térmica de 20 segundos possibilitou ao operador do computador o tempo necessário para reprogramar o *software* Origin a fim de confeccionar novos gráficos.

A utilização do laser potencializa a redução bacteriana, porém atenção especial deve ser dada ao controle da temperatura durante a sua utilização.

Ericksson e Albrektsson (1983) concluíram que uma elevação de temperatura de até 10°C acima da temperatura corpórea, durante um minuto, não é lesiva aos tecidos. Os mesmos autores, posteriormente (Ericksson e Albrektsson, 1984), avaliando o efeito da temperatura na regeneração óssea, obtiveram os melhores resultados na fixação de implantes quando a temperatura não excedeu 44°C durante 1 minuto de aplicação, ou seja, uma elevação de 7°C da temperatura corpórea.

Na clínica odontológica, muitas vezes torna-se difícil o controle da parede dentinária com espessura superior a 1 mm. Diversos trabalhos foram realizados para mensurar a temperatura da dentina após a aplicação do laser com espessura remanescente de dentina de 1 mm (Bahcall et al., 1992; White et al.,

1992; Anic et al., 1996; Azam et al., 1997; Ramsköld et al., 1997). Alguns autores, como Behrens et al. (1993) e Hirata et al. (1994), trabalharam com espessuras remanescentes de dentina de até 0,5 mm.

Ainda com a intenção de controlar a temperatura durante a utilização do laser de Nd:YAG, Miserendino et al. (1995); Moshonov et al. (1995) e Gow et al. (1999); utilizaram irrigação com água, porém, obtiveram elevação da temperatura além dos padrões de segurança, devido aos altos valores dos parâmetros utilizados.

Embora a grande maioria dos trabalhos realizados com o laser de Nd:YAG utilize até cinco aplicações com intervalo de relaxação térmica variando de 15 a 30 segundos, o trabalho de Moritz (2000) chama atenção para a importância de dez aplicações quando realizada uma análise qualitativa para a eliminação de microrganismo anaeróbico Gram-positivo facultativo, possuidor de uma parede celular mais espessa de mucopeptídeo (Bier, 1982), que no caso do *Staphylococcus* é constituído de esférolas de 0,5 a 0,75 micrometros que penetram com facilidade em túbulos dentinários com 1 a 4 micrometros de diâmetro (Bhaskar, 1978). Com base nesse trabalho, podemos concluir que um dente molar possuidor de quatro canais supostamente contaminados com microrganismo Gram-positivo necessitará, portanto, de 40 aplicações.

Na literatura verificam-se resultados satisfatórios desinfectantes e de controle térmico com parâmetros de 15 Hz, 1,5 W, 100 mJ e largura de pulso variando de 100 a 150 microssegundos (Hirata et al., 1994; Gutknecht et al., 1996a; Gutknecht et al., 1996b; Klinke et al., 1997; Aun et al., 1999; Cecchini et al., 1999; Moritz, 2000). Considerando-se os parâmetros já testados e com o laser experimental com taxa de repetição máxima de 5 Hz e largura de pulso de 300 microssegundos, foi selecionado neste experimento 1,25 W e energia de 250 mJ.

Observou-se a presença de dentina remanescente após a instrumentação, demonstrado que na região apical das raízes "A" e "B" havia paredes com espessura atingindo um valor mínimo de 0,5 mm, o que caracteriza uma realidade clínica. De modo geral, as técnicas analisadas permaneceram dentro do padrão de segurança tanto para a região apical como para o terço médio radicular.

Os gráficos confeccionados com os valores de temperatura média e temperatura máxima não ilustram o comportamento térmico que se verifica comparando os Gráficos 1, 2 e 3, em que é possível observar nitidamente o

aumento progressivo de temperatura na técnica oscilatória, diferentemente das técnicas Gutknecht e de Matsumoto, nas quais se nota uma distribuição heterogênea do calor gerado no período de aplicação do laser.

A região cervical da raiz "C" possuía uma descalcificação, visível na radiografia, o que pode justificar o aumento da temperatura dessa região. Com a técnica de Gutknecht observa-se um aumento significativamente menor, nesta região, mesmo ela tendo sido aplicada no terceiro dia, após as aplicações das técnicas anteriores. Tal detalhe ressalta a necessidade de um exame criterioso antes da aplicação do laser visando não lesar os tecidos circunvizinhos.

A ordem estabelecida para a aplicação das diferentes técnicas do laser nas três raízes, com os parâmetros utilizados, influenciou nos resultados, elevando a temperatura nas leituras subseqüentes.

Durante o terceiro dia de aplicação houve aumento da temperatura apical e aparência de carbonização, sugerindo que existe uma correlação entre os dois.

Analisando as TAB. 4 e 7, referentes ao terceiro dia do experimento, nota-se que após a primeira aplicação ocorre um aumento bem mais acentuado de temperatura quando comparadas às TAB. 2 e 5, referentes ao primeiro dia do experimento. A mesma variação é verificada na comparação dos Gráficos 6 e 9, referentes ao terceiro dia de aplicação, em que visualizamos uma maior inclinação do traçado no terceiro dia em relação aos Gráficos 4 e 7, referentes ao primeiro dia de aplicação.

Nas tabelas confeccionadas, observa-se uma lacuna de preenchimento na terceira aplicação do segundo dia, utilizando a técnica de Matsumoto, e na quarta aplicação do terceiro dia, utilizando a técnica oscilatória, em decorrência de provável falha de transferência dos arquivos do *software* Origin. A décima primeira temperatura anotada no segundo dia, nas técnicas de Gutknecht e oscilatória, deu-se em razão da perda do registro da quarta aplicação.

Comparando os gráficos de temperatura máxima de cada aplicação com os gráficos de temperatura da média aritmética da temperatura inicial, máxima e final, foi possível verificar uma diferença pouco significativa entre eles.

Nos Gráficos 10, 11 e 12 foram agrupadas as técnicas utilizadas para cada raiz e para melhor interpretá-los deve-se levar em consideração a técnica utilizada no terceiro dia.

Analisando a fibra óptica após a aplicação, foi possível notar a presença de material, provavelmente resultante da ablação ocorrida.

A medida da transmissão de energia pela fibra, realizada após as dez aplicações de cada raiz acusou valores de 190 mJ a 230 mJ (calibragem inicial de 250 mJ), independentemente da técnica utilizada na aplicação do laser. Tal fato enfatiza a necessidade constante de aferição da fibra durante a utilização clínica.

Finalizando, é desnecessário expressar o desejo de encontrar uma alternativa superior para a utilização clínica do laser intracanal. O experimento realizado confirma a melhor distribuição de temperatura, durante a aplicação do laser mediante o emprego da técnica oscilatória, o que pode acarretar em uma melhora na desinfecção, potencializando o seu uso clínico. Faz-se desejável, portanto, a realização de novos experimentos utilizando microrganismos para comprovar uma atividade desinfectante diante da microbiota do sistema endodôntico e reconfirmar os dados obtidos nas três técnicas testadas.

## CONCLUSÕES

## 7 CONCLUSÕES

Diante das condições experimentais executadas, foi possível concluir que:

1. A técnica oscilatória proporciona uma melhor distribuição de calor durante a aplicação do laser, quando analisados os gráficos isoladamente.
2. Todas as técnicas utilizadas estão dentro de um padrão de segurança, analisando as temperaturas médias e máximas da região apical e do terço médio, porém, desconsiderando o último dia de aplicação e do terço médio da raiz "C".
3. Pelas características morfológicas do processo houve mudança de fase superficial indicando temperatura próxima a 1100°C, onde ocorre efeito antimicrobiano.

## **ANEXOS**

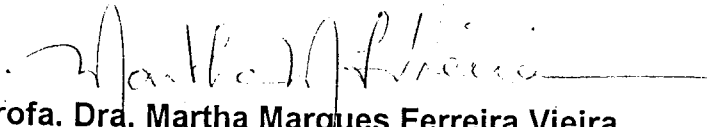




## Parecer - Projeto Nº 033/CEP-IPEN/SP

Com base nos pareceres apresentados pelos relatores, o protocolo de pesquisa "Análise térmica de diferentes técnicas de utilização do laser de Nd:YAG após o preparo químico-mecânico de dentes unirradiculares", de responsabilidade do pesquisador José Ricardo de Freitas Archilla, sob orientação do Professor Doutor José Luiz Lage Marques, foi considerado **APROVADO**.

São Paulo, 15 de maio de 2001

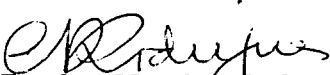
  
**Prof. Dra. Martha Marques Ferreira Vieira**  
Coordenadora do CEP-IPEN



**PARECER nº 19/01**  
**Ref. Protocolo 26/01**

O Grupo de Trabalho indicado pelo Comitê de Ética em Pesquisa, **APROVOU** o protocolo de pesquisa ***“Análise térmica de diferentes técnicas de utilização do laser de Nd: YAG após o preparo químico-mecânico de dentes unirradiculares”***, de responsabilidade do pesquisador José Ricardo de F. Archilla, sob orientação do Professor Doutor José Luiz Lage Marques.

São Paulo, 12 de março de 2001

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

## **REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

## 9 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS\*

1. ANIC, H.; TACHIBANA, H.; MATSUMOTO, K.; QI, P. Permeability, morphologic and temperature changes of canal dentine walls induced by Nd:YAG, CO<sub>2</sub> and argon lasers. *Int. Endod. J.*, v. 29, n.1, p. 13-22, 1996.
2. Apostilas dos professores do curso de Mestrado Profissionalizante FOUSP-IPEN, 2000.
3. AUN, C.E.; BARBERINI, A.F.; CAMARGO, S.C.C.; KFOURI, L.S.; SIMIONATO, M.R.L. Bactericidal effects of Nd: YAG laser irradiation in endodontics. *Part of the SPIE Conference on Lasers in Dentistry V*, San Jose, California, v. 3593, p. 22-30, Jan. 1999.
4. AZAM, K.; FAZLUR, R.K.M.; WAHIDUZZAMAN, K.M.; Wakabayashi, H.; Matsumoto, K. Effect of laser treatment on the root canal of human teeth. *Endod. Dent. Traumatol.*, v. 13, n. 3, p. 139-145, 1997.
5. BACHMANN, L. *Avaliação de entrega de feixe para laser de Ho:YLF e aplicação em endodontia*. 2000. Dissertação (Mestrado) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.
6. BAHCALL, J.; HOWARD, P.; MISERENDINO, L.; WALIA, H. Preliminary investigation of the histological effects of laser endodontics Treatment on the periradicular tissues in dogs. *J. Endod.*, v. 18, n. 2, p. 47-51, 1992.
7. BEHRENS, V.G.; GUTKNECHT, N.; RENZIEHAUSEN, R.; LAMPERT, F. Die transmission und absorption der temperatur und energie des Nd:YAG-lasers im dentin. *ZWR*, v. 102, n. 9, p. 629-634, 1993.
8. BEIRUTTI, E.; MARINI, R.; ANGERETTI, A. penetration ability of different irrigants into dentinal tubules. *J. Endod.*, v. 23, n. 12, p. 725-727, 1997.

---

\* Baseado em:

ABNT-NBR6023/DIDC01/2001

Normas extraídas da ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS- ABNT, NBR 6023 edição 2000, adaptadas e exemplificadas para o uso dos alunos de pós-graduação que apresentam as teses no IPEN.

9. BERKITEN, M.; BERKITEN R.; OKAR I. Comparative evaluation of antibacterial effects of Nd:YAG laser in root canals and dentinal tubules. *J. Endod.*, v. 26, n. 5, p. 268-270, 2000.
10. BHASKAR, S.N. *Histologia e embriologia oral de orban*. 8<sup>a</sup> ed. São Paulo: Artes Médicas, 1978.
11. BIER, O. *Bacteriologia e imunologia*. 22<sup>a</sup> ed. São Paulo: Melhoramentos, 1982.
12. BUCHANAN, L.S. 2001: las nuevas limas GT. *Gaceta Dent.*, v. 119, p. 56-62, 2001a.
13. BUCHANAN, L.S. The standardized-taper root canal preparation - Part 1. Concepts for variably tapered shaping instruments. *Int. Endod. J.*, v. 33, n. 6, p. 516-529, 2000.
14. BUCHANAN, L.S. The standardized-taper root canal preparation - Part 2. GT file selection and safe handpiece-driven file use. *Int. Endod. J.*, v. 34, n. 1, p. 63-71, 2001b.
15. BUCHANAN, L.S. The standardized-taper root canal preparation - Part 3. GT file technique in Large Root canals with small apical diameters. *Int. Endod. J.*, v. 34, n. 2, p. 149-156, 2001c.
16. BUCHANAN, L.S. The standardized-taper root canal preparation - Part 4. GT file technique in Large Root canals with large apical diameters. *Int. Endod. J.*, v. 34, n. 2, p. 157-164, 2001d.
17. BUCHANAN, L.S. The standardized-taper root canal preparation - Part 5. GT file technique in Small Root canals. *Int. Endod. J.*, v. 34, n. 3, p. 244-249, 2001e.
18. BUCHANAN, L.S. The standardized-taper root canal preparation - Part 6. GT file technique in abruptly curved canals. *Int. Endod. J.*, v. 34, n. 3, p. 250-259, 2001f.
19. CARVALHO, C.A.T. *Efeito dos Lasers de Nd:YAG e de Er:YAG na adaptação das obturações de canais radiculares: análise do selamento marginal apical*. 1999. Dissertação (Mestrado) - Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho", São José dos Campos.

20. CECCHINI, S.C.M.; ZECELL, D.M.; BACHMANN, L.; PINOTTI, M.M.; NOGUEIRA, G.E.C.; STREFEZZA, C.; EDUARDO, C.P. Evaluation of two laser systems for intracanal irradiation, *Part of the SPIE Conference on Lasers in Dentistry V, San Jose, California*, v. 3593, p. 31-35, Jan. 1999.
21. CHONG, B.S.; FORD, T.R.P. The role of intracanal medication in root canal treatment. *Int. Endod. J.*, v. 25, n. 3, p. 97-106, 1992.
22. DAHLÉN, G.; SAMUELSSON, W.; MOLANDER, A.; REIT, C. Identification and antimicrobial susceptibility of enterococci isolated from the root canal. *Oral Microbiol. Immunol.*, v. 15, n. 5, p. 309-312, 2000.
23. ERIKSSON, R.A.; ALBREKTSSON, T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: A vital-microscopic study in the rabbit. *J. Prosthet. Dent.*, v. 50, n. 1, p. 101-107, 1983.
24. ERIKSSON, R.A.; ALBREKTSSON, T. The effect of heat on bone regeneration: An experimental study in the rabbit using the bone growth chamber. *J. Oral. Maxillofac. Surg.*, v. 42, n. 11, p. 705-711, 1984.
25. ESTRELA, C.; PIMENTA, F.C.; ITO, I.Y.; BAMMANN, L.L. Antimicrobial evaluation of calcium hydroxide in infected dentinal tubules. *J. Endod.*, v. 25, n. 6, p. 416-418, 1999.
26. FEGAN, S.E.; STEIMAN, H.R. Comparative evaluation of the antibacterial effects of intracanal Nd:YAG laser irradiation: an *in vitro* study. *J. Endod.*, v. 21, n. 8, p. 415-417, 1995.
27. FERRAZ, C.C.R.; GOMES, B.P.F.A.; ZAIA, A.A.; TEIXEIRA, F.B.; SOUZA, F.J. *In vitro* assessment of the antimicrobial action and the mechanical ability of chlorhexidine gel as an endodontic irrigant. *J. Endod.*, v. 27, n. 7 p. 452-455, 2001.
28. GAMBARINI, G. Cyclic fatigue of profile rotary instruments after prolonged clinical use. *Int. Endod. J.*, v. 34, n. 5, p. 386-389, 2001.
29. GAVINI, G. *Análise "in vitro" da limpeza do terço apical do canal radicular, quanto à remoção do magma dentinário, à luz da microscopia eletrônica de varredura, tendo como fonte de variação o regime de irrigação e as soluções irrigantes*. 1994. Tese (Doutorado) - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo.

30. GAVINI, G. *Avaliação "in vitro" da limpeza da parede do canal radicular (terço apical), após o preparo químico-mecânico, valendo-se da microscopia eletrônica de varredura, tendo como fonte de variação a solução irrigadora e seu volume.* 1992. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo.
31. GEKELMAN, D. *Estudo "in vitro" dos efeitos da radiação do laser de Nd:YAG no selamento do terço apical de obturações endodônticas executadas com e sem tampão dentinário.* 2000. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo.
32. GOW, A.M.; McDONALD, A.V.; PEARSON, G.J.; SETCHELL, D.J. An *in vitro* investigation of the temperature rises produced in dentine by Nd:YAG laser light with and without water cooling. *Europ. J. Prosthodont. Rest. Dent.*, v. 7, n. 2/3, p. 71-77, 1999.
33. GUTKNECHT, N.; KAISER, F.; HASSAN, A.; LAMPERT, F. Long-term clinical evaluation of endodontically treated teeth by Nd:YAG Lasers. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, v. 14, n. 1, p. 7-11, 1996a.
34. GUTKNECHT, N.; MORITZ, A.; CONRADS, C.; SIEVERT, T.; LAMPERT, F. Bactericidal Effect of the Nd: YAG Laser in *in vitro* Root Canals. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, v. 14, n. 2, p. 77-80, 1996b.
35. HAAPASALO, H. K.; SIRÉN, E.K.; WALTIMO, T. M. T.; ØRSTAVIK, D.; HAAPASALO, M. P. P. Inactivation of local canal medicaments by dentine: na *in vitro* study. *Int. Endod. J.*, v. 33, n. 2, p. 126-131, 2000.
36. HAAPASALO, M.; ØRSTAVIK, D. *In vitro* infection and disinfection of dentinal tubules. *J. Dent. Res.*, v. 66, n. 8, p. 1375-1379, 1987.
37. HARDEE, M. W.; MISERENDINO, L.J.; KOS, W.; WALIA, H. Evaluaton of the antibacterial effect of intracanal Nd:YAG laser irradiation. *J. Endod.*, v. 20, n. 8, p. 377-380, 1994.
38. HIRATA, K.; NAKASHIMA, M.; AONO, M. Thermal effects of normal pulsed Nd:YAG laser irradiation on human dentin: an *in vitro* study. In: INTERNATIONAL CONGRESS OF LASERS IN DENTISTRY, . 4., 6-10 august, 1994, Singapore. *Resumos...*Singapore.
39. INGLE, J.I. *Endodontia.* 1ª ed. Rio de Janeiro: Interamericana, 1979.
40. KLINKE, T.; KLIMM, W.; GUTKNECHT, N. Antibacterial effects of Nd:YAG laser irradiation within root canal dentin. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, v. 15, n. 1, p. 29-31, 1997.

41. LAGE MARQUES, J.L.; EDUARDO, C.P.; MATSUMOTO, K. A study on morphological changes on the root canal walls lased by pulsed Nd: YAG laser. *J. Japan Endo. Assoc.*, v. 16, n. 1, p. 64-69, 1995.
42. LAGE MARQUES, J.L.; ANTONIAZZI, J.H. **Atualização na clínica odontológica**. São Paulo: Artes Médicas, 2000. v. 1. cap. 3, Quando a medicação intracanal é fundamental para o sucesso da terapia endodôntica. p. 59-89.
43. LAN, W.H. Temperature elevation on the root surface during Nd:YAG laser irradiation in the root canal. *J. Endod.*, v. 25, n. 3, p. 155-156, 1999.
44. LEONARDO, M.R.; FILHO, T.; SILVA, L.A.B.; FILHO, N.; BONIFÁCIO, K.C.; ITO, I.Y. *In vivo* antimicrobial activity of 2% chlorhexidine used as a root canal irrigating solution. *J. Endod.*, v. 25, n. 3, p. 167-171, 1999.
45. LEVY, G. Cleaning and shaping the root canal with a Nd:YAG laser beam: a comparative study. *J. Endod.*, v. 18, n. 3, p. 123-127, 1992.
46. LOVE, R.M. *Enterococcus faecalis*- a mechanism for its role in endodontic failure. *Int. Endod. J.*, v. 34, n. 5, p. 399-405, 2001.
47. MACHADO, M.E.L. **Endoatlas**, São Paulo, 24 out. 2000. Disponível em: <<http://www.endoatlas.com.br>>. Acesso em: 15 jun. 2001.
48. MAILLET, H.O. **Laser, princípios e técnicas de aplicação**. 3ª ed. São Paulo: Editora Manole LTDA, 1987.
49. MISERENDINO, L.J.; LEVY, G.C.; RIZOIU, I.M. Effects of Nd:YAG irradiation of the permeability of root canal wall dentin. *J. Endod.*, v. 21, n. 2, p. 83-87, 1995.
50. MORITZ, A.; JAKOLITSCH, S.; GOHARKHAY, K.; SCHOOP, U.; KLUGER, W.; MALLINGER, R.; SPERR, W.; GEORGOPOULOS. A. morphologic changes correlating to different sensitivities of *Escherichia coli* and *Enterococcus faecalis* to Nd:YAG laser irradiation through dentin. *Lasers Surg. Med.*, v. 26, n. 3, p. 250-261, 2000.
51. MORITZ, A.; SCHOOP, U.; GOHARKHAY, K.; JAKOLITSCH, S.; KLUGER, W.; WERNISCH, J.; SPEER, W.A. The bactericidal effect of Nd:YAG, Ho:YAG, and Er:YAG laser irradiation in the root canal: an *in vitro* comparison. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, v. 17, n. 4, p. 161-164, 1999.



52. MOSHONOV, J.; ØRSTAVIK, D.; YAMUCHI, S.; PETTIETTE, M.; TROPE, M. Nd: YAG laser irradiation in root canal disinfection. *Endod. Dent. Traumatol.*, v. 11, n. 5, p. 220-224, 1995.
53. NAIR, P.N.R.; SJÖGREN, U.; SUNDQUIST, G. Cholesterol crystals as an etiological factor in non-resolving chronic inflammation: an experimental study in guinea pigs. *Eur. J. Oral Sci.*, v. 106, n. 2, p. 644-650, 1998.
54. ØRSTAVIK, D.; HAAPASALO, M. Disinfection by endodontic irrigants and dressings of experimentally infected dentinal tubules. *Endod. Dent. Traumatol.*, v. 6, n. 4, p. 142-149, 1990.
55. ØRSTAVIK, D.; FORD, T.R.P. *Essential endodontology. prevention and treatment of apical periodontitis*. 1<sup>a</sup>.ed. Oxford: Blackwell Science, 1998.
56. O'SHEA, M. *Introduction to lasers and their applications*. 2<sup>a</sup> ed. reading: Addison-Wesley Publishing Co., 1978.
57. PAIVA, J.G.; ANTONIAZZI, J.H. *Endodontia: bases para prática clínica*. 2<sup>a</sup> ed. São Paulo: Artes Médicas, 1993.
58. PARK, J.W.; KIM, S.K. Accuracy of Tri Auto ZX in locating apical foramen with rotatory file. *J. Endod.*, v. 26, n. 9, p. 561, 2000.
59. PEREZ, F.; CALAS, P. FALGUEROLLES, A.; Maurette, A. migration of a *Streptococcus sanguis* strain through the root dentinal tubules. *J. Endod.*, v. 19, n. 6, p. 297-301, 1993.
60. PETERS, L.B.; WESSELINK, P.R.; MOORER, W.R. The fate and the role of bacteria left in root dentinal tubules. *Int. Endod. J.*, v. 28, n. 2, p. 95-99, 1995.
61. RAMSKÖLD, L.O.; FONG, C.D.; STROMBERG, T. Thermal effects and antibacterial properties of energy levels required to sterilize stained root canals with an Nd:YAG laser. *J. Endod.*, v. 23, n. 2, p. 96-100, 1997.
62. RUDDLE, C.; WEST, J.; MACHTOU, P. Nuevas limas rotatorias de NiTi: protaper. *Gaceta Dent.*, v. 119, p. 52-54, 2001.
63. SILVA, C.H.F.P.; LIMA, K.C.; SIQUEIRA JR., J.F.; UZEDA, M. Dentinal tubule disinfection by chlorhexidine solutions: an *in vitro* study. *Braz. Endod. J.*, v. 2, n. 1, p. 55-57, 1997.
64. SIQUEIRA JR., J.F. Aetiology of root canal treatment failure: why well-treated teeth can fail. *Int. Endod. J.*, v. 34, n. 1, p. 1-10, 2001.

65. SIQUEIRA JR., J.F.; BATISTA, M.M.D.; FRAGA, R.C.; UZEDA, M. Antibacterial effects of endodontic irrigants on black-pigmented Gram-negative anaerobes and facultative bacteria. *J. Endod.*, v. 24, n. 6, p. 414-416, 1998.
66. SIQUEIRA JR., J.F.; MACHADO, A.G.; SILVEIRA, R.M.; LOPES, H.P.; UZEDA, M. Evaluation of the effectiveness of sodium hypochlorite used with three irrigation methods in the elimination of *Enterococcus faecalis* from the root canal, *in vitro*. *Int. Endod. J.*, v. 30, n. 4, p. 279-282, 1997.
67. SIQUEIRA JR., J.F.; UZEDA, M.; FONSECA, M.E.F. A scanning electron microscopic evaluation of *in vitro* dentinal tubules penetration by selected anaerobic bacteria. *J. Endod.*, v. 22, n. 6, p. 308-310, 1996.
68. SJOGREN, U.; FIGDOR, D.; PERSSON, S.; SUNDQVIST, G. Influence of Infection at the time of root filling on the outcome of endodontic treatment of teeth with apical periodontitis. *Int. Endod. J.*, v. 30, n. 5, p. 297-306, 1997.
69. SOARES, I.J.; GOLDBERG, F. *Endodontia técnica e fundamentos*. 1<sup>a</sup> ed. Porto Alegre: Artes Médicas Sul, 2001.
70. STRAWN, S.E.; WHITE, J.M.; MARSHALL, G.W.; GEE, L.; GOODIS, H.E.; MARSHALL, S.J. Spectroscopic changes in human dentine exposed to various storage solutions - short term. *J. Dent.*, v. 24, n. 6, p. 417-423, 1996.
71. SUNDQVIST, G. Ecology of the root canal flora. *J. Endod.*, v. 18, n. 9, p. 427-430, 1992.
72. TAKEDA, F.H.; HARASHIMA, T.; KIMURA, Y.; MATSUMOTO, K.A. Comparative study of the removal of smear layer by three endodontic irrigants and two types of laser. *Int. Endod. J.*, v. 32, n. 1, p. 32-39, 1999.
73. TRONSTAD, L.; BARNETT, F.; RISO, K.; SLOTS, J. Extraradicular Endodontic Infections. *Endod. Dent. Traumatol.*, v. 3, n. 2, p. 86-90, 1987.
74. VAHDATY, A.; FORD, T.R.P.; WILSON, R.F. Efficacy of chlorhexidine in disinfecting dentinal tubules *in vitro*. *Endod. Dent. Traumatol.*, v. 9, n. 6, p. 243-248, 1993.
75. WHITE, J.M.; NEEV, J.; GOODIS, H.E.; BERNS, M.W. Surface temperature and thermal penetration depth of Nd:YAG laser applied to enamel and dentin. *SPIE*, v. 1643, n. 3, p. 423-436, 1992.



M22284



**CT** Ministério  
da Ciência e  
**BRASIL** Tecnologia

**GOVERNO  
FEDERAL**  
Trabalhando em todo o Brasil

***Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares***  
Av. Prof. Lineu Prestes, 2242 - Cidade Universitária - CEP 05508-000  
Fone (0XX11) 3816-9000 - Fax (0XX11) 3812-3546  
SÃO PAULO - São Paulo  
[Http://www.ipen.br](http://www.ipen.br)

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