



AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**MODELAGEM DOS EFEITOS TÉRMICOS E ÓPTICOS NA  
CÂMARA PULPAR DURANTE A IRRADIAÇÃO DO *LASER*  
DE Nd:YAG NO TRATAMENTO DA HIPERSENSIBILIDADE  
DENTINÁRIA**

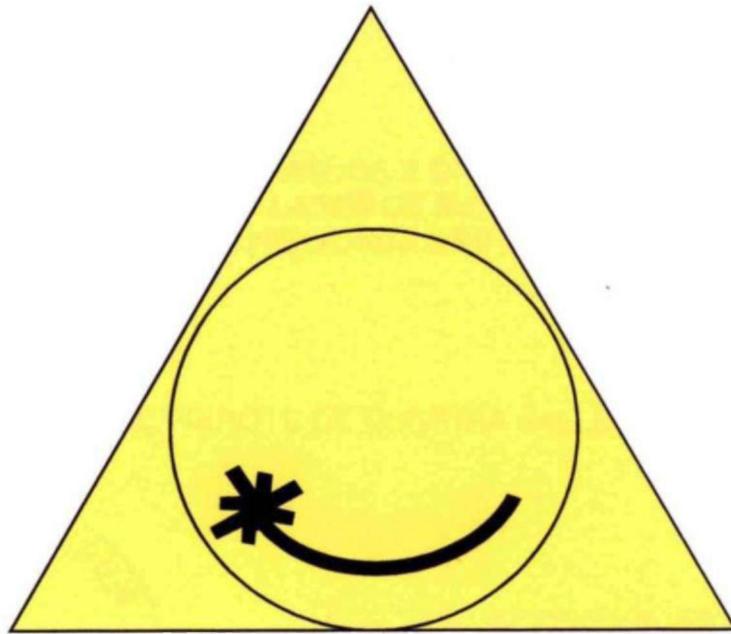
**ALINE PIEROTE DE OLIVEIRA SALLES**

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

Orientador:  
Prof. Dr. Gesse Eduardo Calvo Nogueira

Co-orientadora:  
Profa. Dra. Ilíria Salomão Feist

**São Paulo  
2005**



**MESTRADO PROFISSIONALIZANTE DE LASER EM  
ODONTOLOGIA**



INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES

**MODELAGEM DOS EFEITOS TÉRMICOS E ÓPTICOS NA CÂMARA PULPAR  
DURANTE A IRRADIAÇÃO DO LASER DE Nd:YAG NO TRATAMENTO DA  
HIPERSENSIBILIDADE DENTINÁRIA**

ALINE PIEROTE DE OLIVEIRA SALLES



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

Orientador: Prof. Dr. Gesse Eduardo Calvo Nogueira

Co-orientadora: Prof.-. Dr<sup>a</sup>. Ilíria Salomão Feist

São Paulo

2005

Faculdade de Odontologia

***ipGn***

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES

**MODELAGEM DOS EFEITOS TÉRMICOS E ÓPTICOS NA CAMARA PULPAR  
DURANTE A IRRADIAÇÃO DO LASER DE Nd:YAG NO TRATAMENTO DA  
HIPERSENSIBILIDADE DENTINÁRIA**

ALINE PIEROTE DE OLIVEIRA SALLES

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

Orientador: Prof. Dr. Gesse Eduardo Calvo Nogueira

Co-orientadora: Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Ilíria Salomão Feist

São Paulo

2005

**Faculdade de Odontologia**

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES

A minha família

## AGRADECIMENTOS

A meu orientador, Prof. Dr. Gesse Eduardo Calvo Nogueira, que, com todo seu conhecimento e dedicação, guiou-me na realização deste trabalho, participando ativamente de todas as suas etapas. Receba meus sinceros agradecimentos pelo seu empenho, paciência e gentileza surpreendentes e meu eterno reconhecimento;

A minha co-orientadora, Prof-*. Dr-.* Ilíria Salomão Feist, pela significativa contribuição neste trabalho, respaldada em seu amplo conhecimento em Odontologia e em pesquisa;

A Prof-*. Dr-.* Denise Maria Zezell e Prof. Dr. Sílvio Issao Myaki, pela relevante contribuição na revisão e aprimoramento deste trabalho;

A todos os professores do mestrado do IPEN e da FOU SP, por todo o seu conhecimento e pela maneira como ele nos foi passado;

A meus amados pais, Dário e Tica, pelo amor, apoio e estímulo para meu constante aprimoramento profissional e por viabilizarem a realização de mais esse sonho;

A meu marido Alexandre, companheiro de todas as horas, pelo seu amor, compreensão e otimismo motivador;

A meu irmão Bruno e à Érica, pela sua amizade e seu carinho;

A meus queridos tios, Noeme e Odilon, por me receberem com tanto amor em sua casa durante o período do curso; e, a meus "primos-irmãos" Rafael e Fábio, por seu carinho e seus cuidados. Também a Daniela e Ana Paula, por nos acompanharem nos bons momentos juntos;

A meus sogros Ney e Antoinette, e cunhados Danielle, Cristiane, Humberto e Daniel por apoiarem as minhas escolhas profissionais e torcerem por mim;

A querida amiga e colega Letícia Lang Bicudo, *"cuja preciosa amizade é uma das minhas maiores aquisições deste mestrado"*, pela adorável companhia ao longo do curso e pelo apoio e força constantes;

À Dr-*.* Maria das Graças Cruz Najjar, exemplo de amor à profissão e à busca pelo conhecimento, por ser minha fonte de motivação;

Ao Dr. Lívio de Barros Silveira e Dr. Gerdal Roberto de Sousa, por me introduzirem ao estudo do *laser* e serem grandes incentivadores; e, Dr. José Cláudio Faria Amorim, pelo seu apoio e interesse;

Aos colegas do mestrado, pela agradável companhia e por momentos memoráveis;

Aos doutores Walter Miyakawa e Anderson Zanardi de Freitas, pelas inúmeras vezes em que, de forma tão solícita, esclareceram nossas dúvidas;

Aos funcionários do IPEN e LELO, em especial à Gladys, Elaine, Liliane, Josi , Cida e Haroldo;

A Deus, pela sua proteção e presença constante em minha vida, por ser fonte de fé, força e perseverança.

**MODELAGEM DOS EFEITOS TÉRMICOS E ÓPTICOS NA CÂMARA PULPAR  
DURANTE A IRRADIAÇÃO DO LASER DE Nd:YAG NO TRATAMENTO DA  
HIPERSENSIBILIDADE DENTINÁRIA**

**Aline Pierote de Oliveira Salles**

**RESUMO**

O *laser* de neodímio tem sido empregado no tratamento da hipersensibilidade dentinária com bastante eficácia, entretanto sempre houve grande preocupação com os riscos de danos ao tecido pulpar em função das alterações térmicas geradas durante a utilização de *lasers* em alta intensidade. Recentemente, demonstrou-se que não apenas a energia térmica atinge a câmara pulpar, mas também a radiação que é transmitida através do esmalte e da dentina atinge a polpa com intensidade suficiente para produzir efeitos térmicos locais adicionais. Porém, essa radiação remanescente não tem sido considerada nos modelos físicos utilizados nos estudos que avaliam a temperatura intrapulpar e seus efeitos durante a irradiação dos *lasers*, o que significa que eles podem ter subestimado a real variação térmica produzida nos protocolos correntes. Este trabalho teve como objetivo reavaliar as variações de temperatura na câmara pulpar durante a irradiação do *laser* Nd:YAG, seguindo um protocolo corrente, utilizado no tratamento da hipersensibilidade dentinária (45mJ, 20Hz e 1,0W), usando um modelo físico (Modelo I) que simulou somente as propriedades térmicas da polpa e um modelo físico que também considerou a radiação remanescente na câmara pulpar (Modelo II). Os resultados deste estudo mostraram que as elevações de temperatura no Modelo II são 108% superiores às obtidas com o Modelo I, confirmando a expectativa de que estudos anteriores podem ter subestimado as elevações de temperatura.

**MODELING OF THERMAL AND OPTICAL EFFECTS IN THE PULP CHAMBER  
DURING Nd:YAG LASER IRRADIATION IN THE TREATMENT OF DENTINE  
HYPERSENSITIVITY**

**Aline Pierote de Oliveira Salles**

***ABSTRACT***

Neodymium laser has been efficiently used in the dentine hypersensitivity treatment, however there always were great preoccupation with the damage risk to pulpal tissue due to the thermal alterations produced by lasers in high intensity. Recently, it was shown that not only thermal energy reaches the pulp chamber, but also the radiation that is transmitted through enamel and dentine gets the pulp with sufficient intensity to cause additional local thermal effects. Nevertheless, this remaining radiation has not been considered in the physical models used in the studies that evaluate the intrapulpal temperature and its effects throughout lasers irradiation, which means that such studies might have underestimated the real thermal variation produced in the current protocols. The aim of this study was to reevaluate the temperature changes in the pulp chamber during the Nd:YAG laser irradiation, following a protocol currently used in the dentine hypersensitivity treatment (45mJ, 20Hz, 1,0W), using a physical model (Model I) which simulated only thermal properties of the pulp and a physical model which also considered remaining radiation in the pulp chamber (Model II). Results of this study show that temperature elevations in Model II are 108% higher than those obtained in Model I, confirming the expectation that former studies could have underestimated temperature elevations.

## SUMÁRIO

	<b>Página</b>
<b>1 INTRODUÇÃO.....</b>	<b>1</b>
<b>2 OBJETIVO.....</b>	<b>4</b>
<b>3 SEGURANÇA NO TRATAMENTO DA HIPERSENSIBILIDADE COM O LASER DE NEODÍMIO (REVISÃO DE LITERATURA).....</b>	<b>5</b>
3.1 Tratamento da hipersensibilidade dentinária com <i>laser</i> Nd:YAG. . . . .	5
3.2 Modelagem dos efeitos térmicos e ópticos.....	11
<b>4 MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>	<b>24</b>
<b>5 RESULTADOS E DISCUSSÕES.....</b>	<b>31</b>
5.1 Sensibilidade do modelo à distância da irradiação.....	31
5.2 Constante de tempo de resposta do modelo.....	32
5.3 Respostas térmicas dos modelos.....	36
<b>6 CONCLUSÕES.....</b>	<b>47</b>
<b>7 APÊNDICE: Gráficos de registros das temperaturas durante a irradiação dos dentes com e sem foto-absorvedor.....</b>	<b>48</b>
<b>8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>50</b>

## LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1: Valores das espessuras dentinárias da face vestibular até a parede interna da câmara pulpar de cada uma das amostras.....	26
Tabela 5.1: Temperaturas médias medidas no modelo quando irradiado a duas distâncias da superfície (1,5 mm e 5 mm).....	32
Tabela 5.2: Valores das elevações de temperaturas registradas em cada amostra sem o uso do foto-absorvedor nos instantes 10s, 20s, 30s, 40s, 50s e 60s (DP significa Desvio-padrão, n=5), D1 a D5 são os cinco espécimes irradiados ....	36
Tabela 5.3: Valores das elevações de temperaturas registradas em cada amostra com o uso do foto-absorvedor nos instantes 10s, 20s, 30s, 40s, 50s e 60s (DP significa Desvio-padrão, n=5), D1 a D5 são os cinco espécimes irradiados ....	37
Tabela 5.4: Variações percentuais entre as elevações médias de temperatura dos modelos I e II, em diferentes instantes.....	37

**LISTA DE FIGURAS**

FIGURA 4.1: Incisivos inferiores utilizados como amostras.....	24
FIGURA 4.2: Preparo do acesso lingual com ponta diamantada esférica e caneta de alta rotação.....	25
FIGURA 4.3: Arranjo experimental: dente fixado no suporte acrílico com câmara pulpar preenchida por água e pelo foto-absorvedor.....	28
FIGURA 4.4: Microcomputador e conversor analógico/digital usado na armazenagem dos dados.....	29
FIGURA 4.5: <i>Laser</i> de Nd.YAG usado no experimento.....	29
FIGURA 5.1: Gráfico da resposta térmica de um espécime irradiado com 0,9W durante 400s (traçado contínuo) e gráfico de uma exponencial simulando a resposta térmica (traçado tracejado).....	33
FIGURA 5.2: Temperaturas médias (n=5) nos instantes 0 a 60s com incrementos de 10s, com e sem foto-absorvedor na câmara pulpar. As barras verticais correspondem ao intervalo de um desvio padrão acima e abaixo do valor médio.....	38

## LISTA DE ABREVIATURAS

- c: calor específico
- cm: centímetro
- cm<sup>-1</sup>: 1/cm; por centímetro
- CO<sub>2</sub>: dióxido de carbono
- C<sub>T</sub>: condutividade térmica
- D: dente
- DP: desvio padrão
- EDTA: ácido etilenodiaminotetracético dissódico ou ácido diamino-tetra acético
- Er: érbio
- Er:YAG: cristal óxido: Y<sub>3</sub>Al<sub>5</sub>O<sub>12</sub> dopado com érbio
- et al.*: *et alii*, e outros
- FIG.: figura
- GaAIAs: Gallium Aluminium Arsenide, arseneto de gálio e alumínio
- g/m<sup>3</sup>: grama por metro cúbico
- He-Ne: Hélio-Neônio
- Ho: hólmio
- Ho:YAG: cristal óxido: Y<sub>3</sub>Al<sub>5</sub>O<sub>12</sub> dopado com hólmio
- Hz: hertz
- IPEN: Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares
- J: joule
- J/cm<sup>2</sup>: joule por centímetro quadrado
- J. g<sup>-1</sup>. °C<sup>-1</sup>: Joule por grama por grau centígrado
- Laser*: Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation, amplificação da luz por emissão estimulada de radiação
- LELO: Laboratório Experimental de Laser em Odontologia
- MHz: megahertz
- min: minuto
- mJ: milijoule
- mJ/pulso: milijoule por pulso
- mL: mililitro
- mm: milímetro
- ms: milisegundo

mV/°C: milivolt por grau centígrado

mW: miliwatt

n: número de amostras

Nd: neodímio

Nd:YAG: cristal óxido:  $Y_3Al_5O_{12}$  dopado com neodímio

nm: nanómetro

pulso/s: pulso por segundo

s: segundo

TAB.: tabela

V/V: volt por volt

YAG: Ytrium Aluminium Garnet, cristal óxido: Y3Al5O12

W: watt

W/cm<sup>2</sup>: watt por centímetro quadrado

W. °C<sup>-1</sup>. m<sup>-1</sup>: watt por grau centígrado por metro

%: por cento

°C: grau Celsius ou grau centígrado

um: micrómetro

us: microsegundo

us/pulso: microsegundo por pulso

#: número

## 1 INTRODUÇÃO

Dentre as dores que acometem a cavidade bucal, a hipersensibilidade dentinária é tida como uma das mais comumente encontradas. Clinicamente, manifesta-se como uma dor súbita em regiões de dentina exposta provocada por estímulo externo, que pode ser térmico, mecânico, químico ou osmótico. O grau de hipersensibilidade varia de acordo com o dente e a pessoa, indo desde um leve desconforto até uma dor extrema.

A exposição dos túbulos dentinários ocorre por muitas razões, até mesmo como resultado de procedimentos realizados na clínica odontológica, e permite que as terminações sensitivas presentes no interior dos túbulos sejam estimuladas, provocando o quadro doloroso.

Ao longo dos anos de pesquisa, uma série de tratamentos foi proposta, normalmente baseada na obliteração ou estreitamento dos túbulos dentinários, seja química ou fisicamente. Assim, são consideradas possibilidades de tratamento: o polimento da superfície radicular exposta, aplicação tópica de agentes que formem precipitados insolúveis dentro dos túbulos (cloreto de estrôncio, fluoretos, nitrato de potássio e hidróxido de cálcio), obliteração dos túbulos com sistemas adesivos ou aplicação de selantes resinosos.

Nos últimos anos, o tratamento dessa condição dolorosa ganhou novo impulso com o surgimento dos *lasers*. Vários *lasers* têm sido utilizados no tratamento da hipersensibilidade e podem ser divididos em dois grupos, de acordo com os mecanismos de ação: baixa intensidade, como exemplos He-Ne, GaAlAs, e alta intensidade, como exemplos, o Nd:YAG, o Er:YAG e o CO<sub>2</sub>. Segundo a literatura, baixas intensidades produzem efeito analgésico sobre as terminações nervosas, enquanto altas intensidades têm efeito fototérmico, obliterando os túbulos dentinários, pela fusão do tecido irradiado (Groth, 1993; Gelskey *et al.*, 1993; White *era/.*, 1994; Liu *era/.*, 1997; Genovese, 2000; Mello e Mello, 2001; Ciaramicoli *era/.*, 2003).

Tem sido relatado que, dentre os tratamentos de hipersensibilidade disponíveis, os *lasers* em alta intensidade são os que preenchem o maior número

de requisitos de um tratamento ideal (Renton-Harper & Midda, 1992; Lan *et ai*, 1999).

Parte da radiação *laser*, ao atingir a superfície do esmalte ou da dentina, é refletida e parte é transmitida. A radiação transmitida é espalhada e absorvida pelos tecidos dentários. Uma parcela da radiação é absorvida e transformada principalmente em calor. Uma parte do calor gerado é responsável pela fusão que promove a obliteração dos túbulos dentinários, desejada no tratamento da hipersensibilidade. Porém, uma parte do calor atinge a polpa, podendo provocar lesões. Assim, associado ao desenvolvimento de um tratamento efetivo, existe a necessidade de avaliar e controlar eventuais efeitos adversos (White *et ai*, 1994; Kreisler *et ai*, 2002).

A avaliação de possíveis efeitos térmicos da radiação na câmara pulpar tem sido alvo de muitos estudos. E para este propósito, um procedimento razoável é primeiro usar um modelo físico ou matemático, depois um modelo animal, antes da aplicação em humanos. Assim, a avaliação da polpa é desejável em vários estágios do desenvolvimento. No entanto, a polpa dentária é contida numa câmara opaca e rígida, e uma avaliação não invasiva e não destrutiva de alterações da polpa e tecidos adjacentes é um problema ainda não resolvido. Muitos estudos foram conduzidos avaliando cortes histológicos de polpas de dentes irradiados. Esta técnica de avaliação, no entanto, além de invasiva e destrutiva é limitada a um único estudo por espécime, e encontra barreiras dentro das diretrizes atuais sobre ética em pesquisa, tanto em humanos como em animais. Outros estudos avaliaram o estado funcional da polpa (vitalizada ou desvitalizada) após as irradiações, usando testes sensitivos (choque térmico, estímulo elétrico). Mas estes testes são indiretos, e falham na detecção da necrose principalmente após um trauma ou em dentes imaturos (Estrela, 2004). Outros procedimentos usados na avaliação do estado funcional da polpa, tais como o histórico da dor e imagens radiográficas são pouco sensíveis (elevados índices de falha na detecção da necrose) e pouco específicos (elevados índices de falhas na detecção da vitalidade) (Evans *et ai*, 1999).

Muitos estudos sobre os efeitos térmicos na polpa têm sido realizados usando modelos físicos, isto é, utilizando dentes extraídos inteiros ou fragmentados, humanos ou de animais, inseridos num meio simulando condições próximas às de um dente no alvéolo. Estes modelos são usados para avaliar as

elevações de temperatura na câmara pulpar, medidas quando o modelo é irradiado, admitindo a existência de um acréscimo máximo (seguro) de temperatura.

Para que um modelo físico simule com um erro tolerável as condições reais, as propriedades tanto térmicas quanto ópticas de toda a estrutura do dente devem ser observadas e reproduzidas. Mas o modelo corrente simula somente o sistema térmico, e não simula as características ópticas da polpa. Somente recentemente foi demonstrado que a radiação *laser* que atinge a câmara pulpar do modelo tem intensidade suficiente para provocar efeito térmico local (Farhat, 2003). Ou seja, na construção do modelo, além do calor resultante no esmalte e dentina que é conduzido até a polpa, também deve ser considerada a radiação remanescente na câmara pulpar, e conseqüente absorção dessa radiação pela polpa e o resultante calor local.

Isto ocorre porque o *laser* Nd:YAG emite na região do infravermelho próximo (1064 nm), e sua radiação é fracamente absorvida pelo esmalte e pela dentina, e embora fortemente espalhada pela última, a radiação atinge a polpa com intensidades elevadas, provocando efeitos térmicos locais (Farhat, 2003). Assim, os estudos conhecidos sobre efeitos térmicos na polpa que usam modelos físicos podem ter subestimado os acréscimos de temperatura produzidos nos protocolos correntes.

Mas, embora Farhat (2003) tenha demonstrado que os modelos correntes subestimam as elevações de temperatura durante a irradiação, ainda não há na literatura relacionada estudos sobre os efeitos térmicos da irradiação do *laser de Neodímio* no tratamento da hipersensibilidade usando o modelo sugerido, que considera a radiação que atinge a polpa.

## 2 OBJETIVO

O objetivo do estudo foi avaliar as variações de temperatura na câmara pulpar de dois modelos irradiados com um *laser de* Neodímio (Nd:YAG, 1064 nm), seguindo um protocolo correntemente utilizado no tratamento da hipersensibilidade dentária (45 mJ, 20 Hz e 1W). Os modelos objetivaram simular um dente humano quando irradiado. Um modelo (Modelo I) simulou somente as características térmicas do dente, polpa e alvéolo (similar aos modelos correntes), e outro modelo também considerou a radiação remanescente na câmara pulpar (Modelo II).

### **3 SEGURANÇA NO TRATAMENTO DA HIPERSENSIBILIDADE COM O LASER DE NEODÍMIO (REVISÃO DE LITERATURA)**

A avaliação do efeito térmico e óptico na polpa, decorrente da irradiação com um *laser* depende, dentre outros fatores, do comprimento de onda, das características temporais e espaciais do *laser* e do tempo de exposição. Variando um ou mais destes parâmetros, resulta uma quantidade elevada de possibilidades de interações e efeitos, cuja abrangência fugiria do escopo deste trabalho. Assim, foi escolhida uma aplicação específica usando o *laser* de Neodímio: o tratamento da hipersensibilidade dentinária. No entanto, o presente trabalho apresenta conceitos e métodos que podem ser facilmente adaptados a outras aplicações do *laser* de Neodímio.

A eficácia do tratamento da hipersensibilidade com o *laser* de Neodímio vem sendo investigada há aproximadamente duas décadas. Mas, associada ao desenvolvimento desta aplicação, existe a necessidade de conhecer e controlar seus eventuais efeitos adversos.

Este capítulo apresenta um breve relato dos principais estudos realizados sobre a eficácia do tratamento da hipersensibilidade usando o *laser* de Neodímio, focando o compromisso entre eficácia e segurança, e sobre os métodos usados para avaliar os possíveis efeitos adversos do tratamento à polpa dentária, enfatizando os modelos físicos. Também são apresentados os principais resultados recentes acerca da modelagem de efeitos térmicos na polpa, que sugerem a necessidade da simulação de suas propriedades ópticas. As dificuldades de implementação na modelagem e as sugestões de soluções são discutidas no próximo Capítulo.

#### **3.1 Tratamento da hipersensibilidade dentinária com *laser* Nd:YAG**

A hipersensibilidade do colo dentinário é um dos achados mais comuns na prática odontológica e, assim, tornou-se um problema relevante dentre os acometimentos do elemento dental.

A dor curta e aguda que caracteriza a hipersensibilidade dentinária surge como uma resposta a estímulos térmicos, evaporativos, táteis, osmóticos ou químicos (Holland *et al.*, 1997) e que cessa com a remoção dos mesmos. Dessa forma, alguns pacientes evitam alimentos doces ou ácidos ou, ainda, bebidas frias ou quentes. Há relatos de que a dor pode ser tão intensa que se torna um problema tanto físico quanto emocional para o paciente. Essa condição pode ocorrer em decorrência de uma escovação incorreta, recessões gengivais ou perda de tecidos periodontais como resultado de doença periodontal, oclusão traumática, dieta inapropriada, entre outros fatores e parece estar associada à exposição dos túbulos dentinários na superfície radicular (Holland *et al.*, 1997; Kimura *et al.*, 2000; Ciaramicoli *et al.*, 2003).

O mecanismo hidrodinâmico, proposto por Brännström & Åström (1972), tem sido o mais aceito como sendo o responsável pela transmissão dos estímulos no interior dos túbulos abertos. Segundo essa teoria, os estímulos externos promoveriam a rápida movimentação dos fluidos dentinários, resultando na ativação das fibras de dor da dentina. Há, entretanto, outras teorias menos aceitas. Como um exemplo, também é conjecturado que os receptores da dor seriam os odontoblastos e seus prolongamentos, iniciando e transmitindo os estímulos sensoriais, ou os próprios nervos pulpares (Seltzer, 1971).

Estudos que avaliaram a prevalência da hipersensibilidade dentinária concluíram que se trata de uma condição bastante freqüente (Lier *et al.*, 2002) e a estimativa é de que um em cada sete adultos seja acometido por essa condição dolorosa em algum momento da vida (Ciaramicoli *et al.*, 2003). Ainda, segundo Ciaramicoli *et al.* (2003), a incidência crescente da hipersensibilidade da dentina cervical vem acompanhada do aumento na incidência de lesões cervicais não-cariosas.

Teoricamente, a oclusão desses túbulos expostos é a base do tratamento da hipersensibilidade, já que diminui a condução hidráulica dentro dos mesmos (Ciaramicoli *et al.*, 2003). O tratamento da hipersensibilidade dentinária deve preencher alguns requisitos: ser inócuo à polpa, ser confortável ao paciente, fácil de ser realizado, ter ação rápida, ser efetivo por um longo período e não provocar manchas nos dentes (Grossman, 1935). Embora a maioria das terapias disponíveis falhe em satisfazer um ou mais desses requisitos, tem sido sugerido que o tratamento com *lasers* apresenta vantagens em relação aos demais

(Renton-Harper & Midcla, 1992). O *laser* pode promover um tratamento seguro, reproduzível (Yonaga *et ai*, 1999), previsível e duradouro da hipersensibilidade dentinária (Ciaramicoli *et ai*, 2003).

Um dos mecanismos de ação do Nd:YAG na redução da hipersensibilidade dentinária é a oclusão ou o estreitamento dos túbulos dentinários (Gelskey *et ai*, 1993; Goodis *er ai*, 1997; Gutknecht *et ai*, 1997; Yonaga *et ai*, 1999). A oclusão dos túbulos dentinários é resultante da fusão da superfície dentária promovida pelo *laser* (Liu *er ai*, 1997), que se ressolidifica como uma superfície vitrificada e não-porosa (Ciaramicoli *et ai*, 2003). A fusão e recristalização alteram a forma e o tamanho dos cristais de hidroxiapatita e, assim, reduzem a solubilidade ácida do esmalte. Aparentemente, alguns íons (cálcio, fósforo, pirofosfato, fluoretos) responsáveis pela descalcificação ácida são liberados durante a irradiação *laser* e acabam confinados nos microespaços produzidos na superfície alterada, o que garante a resistência ácida do esmalte, ou seja, evita a perda mineral. Já a redução da permeabilidade do esmalte após a ação do Nd:YAG parece estar relacionada a desnaturação e expansão proteica dentro da estrutura mineral do dente (Pelino *er ai*, 1999); entretanto, esse processo, embora ainda não completamente compreendido, parece ter caráter transitório (Goodis *et ai*, 1997). Liu *et ai* (1997) mostraram que a profundidade de selamento dos túbulos dentinários resultante da fusão promovida pelo neodímio, com 30mJ e 10Hz, foi de 4µm, mas pode ser alterada, dependendo dos parâmetros utilizados (Kimura *er ai*, 2000).

Outro mecanismo de ação sugerido do *laser* de Neodímio é a biomodulação: a radiação do *laser* Nd:YAG é transmitida através da dentina e produz efeitos analgésicos sobre a polpa. Supõe-se que a radiação do *laser* interfere no mecanismo da bomba de sódio, altera a permeabilidade da membrana celular e/ou muda temporariamente as terminações dos axônios sensoriais: é sugerido que a radiação do Nd:YAG bloqueia as fibras-C aferentes de condução lenta e também as fibras-Ap de condução rápida (Parkins e Miller, 1992; Whitters *et ai*, 1995; Yonaga *et ai*, 1999; Kimura *et ai*, 2000).

O primeiro *laser* empregado no tratamento da hipersensibilidade dentinária foi o *laser* de Nd:YAG, há aproximadamente vinte anos. Desde então, nos trabalhos com Nd:YAG, têm sido utilizadas energias entre 10mJ a 100mJ, por 30s a 120s (Yonaga *er ai*, 1999), resultando potências entre 0,3W a 10W, sendo

1,0W e 2,0W as potências mais freqüentemente estudadas (Kimura *et al.*, 2000). Segundo Renton-Harper e Midda (1992), as potências utilizadas para o tratamento da hipersensibilidade são, geralmente, de dez a vinte vezes menores que a empregada no tratamento cirúrgico com neodímio. Entretanto, Gelskey *et al.* (1993) e Ciaramicoli *et al.* (2003) afirmaram que o uso do *laser* Nd:YAG diminui a permeabilidade dentinária quando são utilizadas altas potências e longos tempos de exposição.

Em um estudo *in vitro*, Lan *et al.* (1999) mostraram que, após aplicação tópica de verniz de fluoreto de sódio, seguida pela irradiação do Nd:YAG (30mJ, 10Hz, por 2min), a maioria dos túbulos dentários foram obliterados. A efetividade do tratamento tem sido relatada estar entre 52% a 100% (Kimura *et al.*, 2000).

Launay *et al.* (1987) recomendaram o uso de um filme absorvedor aplicado à superfície a ser irradiada para intensificar a absorção da radiação, promovendo a elevação superficial da temperatura necessária para promover a fusão da hidroxiapatita, e reduzir a penetração da radiação e, conseqüentemente, seu efeito excessivo sobre a polpa. Outros autores também concordam sobre a necessidade do uso do absorvedor (Gelskey *et al.*, 1993; Yonaga *et al.*, 1999), porém sem apresentarem dados que atestem seu potencial de atenuação do feixe, impedindo ou diminuindo a radiação na câmara pulpar. Ao irradiar esmalte e dentina com o *laser* Nd:YAG, com e sem absorvedor, White *et al.* (1992) observaram que a presença do corante aumentou as temperaturas superficiais registradas. Esse maior aumento ocorreu durante todo o tempo de irradiação do esmalte com absorvedor, entretanto, em relação à dentina, a presença do iniciador promoveu uma maior elevação da temperatura superficial apenas durante o primeiro segundo de irradiação. Farhat (2003) comenta que, como o absorvedor é normalmente aplicado sob a forma de um filme fino sobre a superfície a ser irradiada, uma parcela da radiação acaba não sendo absorvida justamente pelo fato do filme ser fino e evaporar-se com o início da exposição.

Em 1992, Renton-Harper e Midda realizaram um estudo envolvendo 30 pacientes portadores de hipersensibilidade retrataria utilizando o *laser* de neodímio com energias entre 10mJ a 100mJ por pulso, 10Hz por 2 minutos (potência de 0,1W a 1W), com movimento de varredura, sem relatos sobre o uso de absorvedor. A efetividade do tratamento foi determinada pela avaliação subjetiva do paciente e através de um dispositivo que registrava o tempo durante

o qual o paciente conseguia suportar a incidência de um jato de ar frio. Esses registros foram feitos antes do tratamento, imediatamente após e depois de 3, 7 e 14 dias. Antes do tratamento, o tempo médio de tolerância foi de 1,3 segundos, imediatamente após a aplicação do *laser* foi de 3,3 segundos e na avaliação depois de 14 dias foi de 7,9 segundos. Também em relação aos relatos dos pacientes, houve melhora significativa da sensibilidade. Todos os dentes responderam positivamente ao teste elétrico de vitalidade pulpar. Entretanto, houve relato de que um dente não respondeu ao tratamento e, ao ser reavaliado, recebeu o diagnóstico de pulpíte que acabou levando-o à necrose.

Gutknecht *et al.* (1997) trataram 21 pacientes com hipersensibilidade, num total de 120 dentes, com o *laser* Nd:YAG ou com fluoreto (Duraphat®/DFL). A dor, provocada por ar frio, sonda, doce e ácido, foi quantificada através de escala numérica. Foram testadas as potências 0,3W; 0,6W e 1,0W com taxa de repetição de 10Hz e tempo de irradiação de 30 a 90 segundos, sem o uso de fotoabsorvedor. O estudo mostrou que, após três meses, houve redução de 90%, 83% e 93% da dor para as potências 0,3W; 0,6W e 1,0W, respectivamente; e de 47% no grupo que recebeu o fluoreto. A vitalidade pulpar foi avaliada durante todo o estudo com os testes térmicos, mecânicos e osmóticos. Baseados nos resultados, os autores recomendaram o uso de 30mJ, 10Hz e 0,3W para o tratamento da hipersensibilidade por acreditarem que com esses parâmetros o selamento dos túbulos dentinários é alcançado, sem dano a superfície dentinária.

Em um estudo *in vivo*, Yonaga *et al.* (1999) compararam quatro protocolos de irradiação com o Nd:YAG para o tratamento da hipersensibilidade dentinária, usando 2W e 20Hz. Cinquenta e quatro pacientes com história de hipersensibilidade dentinária (totalizando 180 dentes) foram distribuídos em quatro grupos, recebendo tratamentos diferenciados. No grupo 1, os dentes foram irradiados horizontalmente a uma distância de 5cm da superfície vestibular, sem absorvedor no esmalte, durante 60s. No grupo 2, os dentes tiveram a região cervical irradiada horizontalmente com a fibra em contato com a superfície, previamente corada por absorvedor, durante 0,5s por duas vezes, sendo que houve intervalo de 10s entre as duas irradiações. No grupo 3, irradiou-se a região apical dos dentes, a uma distância de 5cm durante 60s. E no grupo 4, também a região apical dos dentes foi irradiada, porém a 3mm de distância, durante 0,5s por duas vezes com intervalo de 10s entre as duas irradiações e com uso do

absorvedor na superfície. Os resultados foram obtidos pela avaliação do grau de hipersensibilidade, que foi realizada antes e imediatamente após o tratamento e em acompanhamentos após uma semana, um mês e dois meses, usando método quantitativo e qualitativo. A vitalidade dos dentes foi mantida durante todo o período do experimento (teste elétrico e radiografias). Os resultados mostraram que a redução da hipersensibilidade foi maior nos grupos em que foi utilizado o fotoabsorvedor (grupos 2 e 4); entretanto, a melhor resposta ocorreu no grupo 2 em que foi irradiada a região cervical. Dessa forma, os autores consideraram que o grupo em que se irradiou a região cervical com o absorvedor teve o melhor resultado na redução da hipersensibilidade e a menor taxa de recorrência.

Lier *et al.* (2002) fizeram um estudo com 17 pacientes que sofriam de hipersensibilidade dentinária retrataria a diversos tratamentos e não observaram diferenças significativas entre o tratamento com o *laser* Nd:YAG (30 segundos sem refrigeração + 90 segundos sob refrigeração, com 4W) e o controle (sem *laser*), apesar de em ambos ter havido uma significativa redução da hipersensibilidade dentinária imediatamente após a terapia, e depois de 1, 4 e 16 semanas. Os autores concluíram que o efeito do Nd:YAG no tratamento da hipersensibilidade dentinária não foi diferente ao do grupo placebo. O efeito placebo deve ser considerado, já que é relatado com frequência nos estudos de hipersensibilidade dentinária. Esse efeito é resultante de uma complexa interação fisiológica e psicológica, que está também associada à relação dentista-paciente (Yonaga *et al.*, 1999).

A associação entre o tratamento com o *laser* de neodímio, utilizando 40mJ e 25Hz, resultando potência média de 1W, por 30 segundos, e a remoção dos fatores etiológicos da hipersensibilidade dentária, sem o uso de fotoabsorvedor, mostrou-se bastante efetiva na melhora do quadro de dor de 20 pacientes (145 dentes). Os pacientes foram divididos em dois grupos: no grupo 1 (formado por pacientes que apresentaram o quadro de hipersensibilidade após o tratamento periodontal), a irradiação foi feita perpendicularmente a 5mm da superfície radicular (sem contato) e sobre a lesão em movimentos mesio-distais e apico-cervicais, em contato; no grupo 2 (formado por pacientes com hipersensibilidade não associada a tratamento periodontal), a irradiação foi feita perpendicularmente sobre a lesão, em contato, por 30s. Foram realizadas três sessões de irradiação com intervalo de 7 dias entre elas. Em controle após seis

meses, todos dos dentes permaneceram vitais (não mencionaram o tipo de teste empregado) e sem alterações radiográficas e apenas 20 dentes permaneceram com hipersensibilidade (Ciaramicoli *et al.*, 2003).

Embora tenham se passado vinte anos desde o primeiro trabalho com Nd:YAG no tratamento da hipersensibilidade, há ainda muita controvérsia em relação ao uso dos *lasers*, principalmente os tratamentos em alta intensidade pela capacidade de dano térmico à polpa e a outros tecidos (Kimura *et al.*, 2000). Assim, embora esse procedimento já esteja sendo utilizado com freqüência na clínica odontológica, ainda é necessária a investigação dos possíveis efeitos adversos.

### **3.2 Modelagem dos efeitos térmicos e ópticos**

O uso de modelos físicos permite estudar respostas térmicas a irradiações. E as temperaturas resultantes são interpretadas como seguras ou perigosas, admitindo a existência de uma temperatura crítica.

Alterações funcionais da polpa têm sido associadas à existência de uma temperatura crítica, acima da qual há a possibilidade de dano, usando modelos animais (Zach e Cohen, 1965) e em humanos (Baldissara *et al.*, 1997). Mas a medição da temperatura pulpar usando técnicas não invasivas com erros toleráveis ainda não é possível. Assim, tem sido difundido o uso de modelos usando dentes extraídos, aqui denominados modelos físicos. Uma outra possibilidade de estudo é o uso de modelos computacionais, usando modelagem por elementos finitos (Spierings *et al.*, 1994). Aqui somente será focado o modelo físico, sem abordar suas características favoráveis ou limitações em relação às demais técnicas possíveis de avaliar danos pulpares cuja origem seja térmica. A razão da escolha do modelo físico é sua elevada freqüência de uso em trabalhos na literatura relacionada (Launay *et al.*, 1987; White *et al.*, 1994; Goodis *et al.*, 1997; Kreisler *et al.*, 2002).

Têm sido utilizados modelos físicos variados que procuram simular as condições reais. Há trabalhos que utilizam dentes extraídos humanos ou de cobaias, inteiros ou não; dentes de animais vivos; ou estudos clínicos longitudinais; sendo que a temperatura intra-pulpar é geralmente medida por

termopares ou termístores e a temperatura superficial é medida por câmaras termográficas.

Entretanto, na elaboração de um modelo físico, vários fatores devem ser considerados buscando reproduzir as condições reais, para que não se obtenham resultados equivocados. Macri (2001) fez um relato dos fatores relevantes a serem considerados na elaboração de um modelo físico. Um dos fatores a ser considerado é o mecanismo de transferência de energia do *laser* ao dente: a radiação *laser*, ao atingir um filme absorvedor, é absorvida e transformada em calor. Neste caso a única energia transmitida ao dente é o calor, que é transmitido ao dente por condução. Mas também é comum não usar o filme absorvedor. Nestes casos, parte da radiação *laser*, ao atingir o esmalte ou dentina, é refletida e parte é transmitida. Da parcela transmitida, parte é absorvida ao longo do volume e transformada principalmente em calor. Isto é, a dentina e a polpa são meios opacos: absorvem pouco, mas espalham muito, a radiação. Neste meio, a radiação é difusa e sua intensidade cai exponencialmente com a distância numa região longe de fronteiras (Farhat, 2003). E, uma vez que a radiação tem elevada intensidade na dentina e polpa, a absorção é volumétrica. Isto não ocorre com outros *lasers* operando em comprimentos de onda onde a absorção pelo esmalte ou dentina é muito elevada, quando praticamente toda absorção ocorre numa camada superficial (poucos micra).

A radiação absorvida em todo volume é transformada em calor. Uma vez que a intensidade da radiação é maior nas regiões próximas à superfície irradiada, a temperatura decai com a profundidade. E quando o tempo da irradiação é longo, seja contínua ou pulsátil repetitiva, a temperatura em toda estrutura aumenta, até atingir o equilíbrio, quando a potência entregue ao dente é igual à potência extraída principalmente pelo alvéolo, por condução. No equilíbrio a temperatura permanece constante em cada ponto do dente. Ou seja, no equilíbrio e num plano do dente (corte) é possível traçar linhas imaginárias onde a temperatura é igual (Spierings *et al*, 1994). Estas linhas isotérmicas têm temperaturas maiores quando próximas à região irradiada e decai até a temperatura do alvéolo, próxima à corpórea, nas circunvizinhanças do alvéolo. Assim, nestas condições, na polpa, a temperatura sobe até um equilíbrio (desde

que a irradiação seja longa), e permanece constante até cessar a irradiação, quando a temperatura decai até um valor próximo à do alvéolo.

A condutividade térmica, o calor específico e a densidade de toda a estrutura são fatores importantes na construção do modelo. As propriedades térmicas da polpa têm sido consideradas aproximadamente iguais às de tecidos moles, ou seja, condutividade térmica  $C_T = 0,67 \text{ W}^\circ\text{T}^{-1} \text{ m}^{-1}$ , densidade  $\rho = 10^6 \text{ g/m}^3$  e calor específico  $c = 4,2 \text{ J g}^{-1} \text{ }^\circ\text{C}^{-1}$  (Spierings *et al.*, 1994). A água apresenta  $C_T = 0,58 \text{ W}^\circ\text{C}^{-1} \text{ m}^{-1}$  e  $c = 4,2 \text{ J g}^{-1} \text{ }^\circ\text{C}^{-1}$ . Mas a câmara pulpar em alguns modelos (Launay *et al.*, 1987) é preenchida por ar, que apresenta  $C_T = 0,023 \text{ W}^\circ\text{CT}^{-1} \cdot \text{m}^{-1}$  e  $c = 1 \text{ J g}^{-1} \text{ }^\circ\text{T}^{-1}$ . Neste caso, é esperado que a temperatura medida na parede da câmara pulpar seja maior para um mesmo estímulo, quando comparado ao modelo que usa água. De forma semelhante, Macri (2001) sugere a imersão da porção radicular do dente em água, simulando os tecidos adjacentes ao alvéolo. Mas a região radicular de alguns modelos são envoltas por ar, e neste caso, é esperado que a temperatura medida em todo o modelo seja maior. Outros modelos suportam a raiz do dente em bases metálicas. Neste caso é esperado que a temperatura medida em todo dente seja menor.

Muitos modelos usam cortes de dente objetivando melhor acesso à câmara pulpar (White *et al.*, 1992; Goodis *et al.*, 1997). Mas a diminuição da massa do dente resulta outra resposta térmica: uma taxa de variação térmica maior (taxa de elevação e resfriamento maiores) e a temperatura do dente, quando o equilíbrio é atingido, é maior.

Outros modelos usam fatias de dente. Mas, buscando o aprimoramento do modelo físico, Macri (2001) comparou dois modelos usados na literatura: fatias de dentes bovinos e dente bovino inteiro, na tentativa de definir o que mais se aproximaria das condições reais. Os modelos que utilizam fatias ou cortes de dentes têm a vantagem de permitir a obtenção da espessura desejada, simulando distâncias variáveis entre a superfície irradiada e a câmara pulpar, assim como acontece *in vivo*. Porém, tais modelos possivelmente não são capazes de reproduzir adequadamente a situação real, pois não é fácil controlar as resistências térmicas, que são dependentes da forma, embora a massa nesse caso possa ser controlada. Já os modelos em que se utilizam dentes inteiros com

a raiz submersa em banho térmico, as desvantagens estão relacionadas à dificuldade de acesso à câmara pulpar e ao controle da distância entre a superfície irradiada e a cavidade pulpar. De acordo com os resultados obtidos, o autor considerou que o modelo que utilizou o dente inteiro foi o mais adequado na simulação da termodinâmica do dente *in vitro*.

A função do modelo físico é simular a resposta térmica de um dente no alvéolo a um estímulo térmico ou irradiação, possibilitando medir a temperatura na câmara pulpar ou outras regiões. Mas, como saber se a temperatura medida na câmara pulpar é segura? Ou seja, deseja-se saber se a irradiação resultou uma elevação de temperatura segura, ou perigosa. Para responder esta questão, a maioria dos trabalhos realizados usando modelos físicos admitem a existência de uma temperatura crítica abaixo da qual é segura. A elevação segura, freqüentemente adotada na literatura, é 5,5°C, suportada pelo trabalho de Zach e Cohen (1965).

Zach e Cohen (1965) realizaram um estudo *in vivo* utilizando cinco macacos *Macaca reshus*, cujos dentes apresentam morfologia semelhante à de dentes humanos. Para provocar o aumento da temperatura intrapulpar foi aplicada uma fonte de calor (ferro de soldagem) com temperatura próxima a 275°C sobre as superfícies vestibulares dos dentes testados, durante períodos de 5 a 20 segundos. Os registros da variação da temperatura intrapulpar foram feitos por um termistor (elemento sensor de temperatura) colocado dentro da câmara através de aberturas linguais e oclusais e mantidos em contato com a parede da câmara na região mais próxima de onde foi feita a aplicação do calor, em dentes do mesmo hemi-arco. Nos dentes contralaterais da hemi-arcada oposta o calor foi aplicado de maneira idêntica a dos dentes homólogos, porém não foram feitas aberturas para a colocação do termopar e eles foram utilizados para o estudo histológico em intervalos de 2, 7, 14, 56 e 91 dias após o experimento. Os resultados mostraram que o aumento de 2,2°C na temperatura provocou alterações histológicas reversíveis na polpa. Aumento da ordem de 5,5°C provocou perda de vitalidade em 15% das amostras; e de 11,1°C resultou a necrose de 60% dos dentes testados.

A partir desse trabalho, vários autores passaram a considerar a variação de 5,5°C como a máxima elevação aceitável para a manutenção da vitalidade pulpar e se tornou referência também nos trabalhos que investigam a

segurança no uso dos *lasers* (White *et ai*, 1992; Gelskey *et ai*, 1993; White *et ai*, 1994; Goodis *et ai*, 1997; Yonaga *et ai*, 1999; Kimura *et ai* 2000; Macri, 2001; Kreisler *et ai*,2002; Farhat, 2003).

Um dos primeiros trabalhos que avaliou o efeito dos *lasers* sobre o tecido pulpar foi o de Adrian *et ai* (1971), no qual irradiaram dentes de cães com *laser* de rubi para determinar quais as alterações histológicas e morfológicas que caracterizam a resposta pulpar à radiação *laser* e a relação entre a quantidade de energia depositada sobre a superfície e o grau de resposta pulpar. As superfícies dos dentes foram irradiadas com densidades de energia que variaram de 1.870 a 3.300 J/cm<sup>2</sup>. Por meio de análises histológicas, os autores observaram que a dose limite para a resposta pulpar estaria entre 1.880 e 2.330 J/cm<sup>2</sup>, entretanto com esses valores não foi observada alteração na superfície de esmalte. Observaram que para conseguir uma alteração mínima perceptível no esmalte seriam necessárias dosagens capazes de causar danos pulpares irreversíveis e concluíram que esse tipo de radiação *laser* não seria adequado para o preparo de cavidades.

Em 1977, Adrian repetiu o experimento, agora com o *laser* de neodímio. Irradiou dentes de dois macacos Rhesus, num total de oito dentes, sendo que cada um recebeu uma dose de energia diferente. A densidade de energia variou entre 710 J/cm<sup>2</sup> a 6.772 J/cm<sup>2</sup>. Após 48 horas, os dentes foram extraídos, tiveram seus terços apicais removidos e foram preparados para a avaliação histológica. Com doses entre 710 J/cm<sup>2</sup> e 1.959 J/cm<sup>2</sup>, não houve alteração pulpar perceptível nos cortes histológicos e somente foi observada uma área esbranquiçada no esmalte. Entre 2.899 J/cm<sup>2</sup> e 3.101 J/cm<sup>2</sup>, houve alteração pulpar mínima com perda de orientação de odontoblastos, edema e presença de hemácias e leucócitos extracelulares. Os dentes que receberam as duas maiores doses de energia (4.494 J/cm<sup>2</sup> e 6.772 J/cm<sup>2</sup>) tiveram todas as alterações mencionadas anteriormente, além de necrose focal e cavitação do esmalte e dentina. Entretanto, quando comparado com o estudo anterior, o tecido pulpar pareceu ser mais resistente às injúrias causadas pelo Nd:YAG.

Desde então, outros parâmetros vêm sendo testados nos estudos com o *laser* de neodímio e com outros *lasers* com a intenção de determinar seus efeitos sobre o tecido pulpar.

Launay *et al.* (1987) irradiaram 88 dentes humanos unirradiculares inteiros recém-extraídos com Nd:YAG, com potência de 3W a 35W, energia de 6J a 70J e densidade de energia de 190 a 2.228 J/cm<sup>2</sup>. Não é clara, neste estudo, a exata maneira como foram realizadas as irradiações. Há relato de que foram dados dez "tiros" com o *laser*, o que parece uma referência ao acionamento e desligamento do equipamento e não à taxa de repetição. Os autores observaram que a temperatura superficial alcançada, medida através de termografia infravermelha, não foi suficiente para promover a fusão da hidroxiapatita; e, por outro lado, a penetração da radiação através dos tecidos mineralizados atingiu a polpa provocando o seu superaquecimento (os valores registrados por termopar posicionado na cavidade pulpar não foram divulgados) e rapidamente a elevação da temperatura alcançou nível capaz de provocar a desnaturação proteica. Em função desses resultados, os autores não recomendam o uso desse *laser* com os parâmetros testados.

A elevação da temperatura na câmara pulpar durante a irradiação do *laser* de CO<sub>2</sub> contínuo foi avaliada por Miserendino *et al.* (1989). Foram testadas potências de 2W, 4W, 6W, 8W e 10W; e as exposições ocorreram durante períodos de 0,5s a 25s. O registro da temperatura foi feito por termopares que foram introduzidos através de um orifício produzido pela amputação da raiz distal de terceiros molares humanos e foram mantidos em contato com a parede da câmara pulpar. Não foi utilizado banho térmico. Com potências entre 2W e 6W, a maior variação de temperatura (19°C) foi registrada após a irradiação de 25s e o tempo necessário para que a temperatura das amostras retornasse ao valor inicial foi de até 2 minutos. Já com as maiores potências empregadas (8W e 10W) e tempo de irradiação maior que 10s, a máxima variação chegou aos 32-C e o tempo necessário para as amostras atingissem a temperatura ambiente foi de 3 a 5 minutos. Os resultados sugerem que o calor gerado na superfície dental pela longa exposição à radiação *laser* pode atingir níveis suficientes para causar lesões irreversíveis no tecido pulpar. Dessa forma, os autores recomendam que não sejam empregadas energias maiores que 10J, para que a elevação da temperatura seja mantida dentro dos limites de segurança.

White *et al.* (1992) irradiaram superfícies de esmalte e dentina de terceiros molares recém-extraídos com o *laser* Nd:YAG pulsado (150(is) para determinarem, através de termografia infravermelha, a temperatura superficial

máxima e a penetração térmica comparando com os efeitos de outras fontes de calor. Para isso, as amostras utilizadas para a determinação da profundidade de penetração térmica foram seccionadas transversalmente no sentido ocluso-apical e tiveram a sua porção de cimento removida por raspadores e lixas. As amostras usadas na determinação da temperatura superficial permaneceram inteiras e, durante o experimento, foram fixadas por um fórceps em sua porção apical. Além disso, a extração do calor foi feita por uma ponta de evacuação. Os tempos de exposição empregados foram de 1s, 10s e 30s. As potências variaram entre 0,3W e 3,0W, as taxas de repetição entre 10Hz e 30Hz e energias entre 30 mJ/pulso e 150mJ/pulso. A ponta da fibra foi mantida em contato com a superfície irradiada durante todo o tempo de irradiação e, em algumas dessas irradiações foi utilizado um absorvedor à base de carbono sobre o esmalte e dentina e em outras, foi feita refrigeração com jato de ar. A temperatura superficial no esmalte produzida pelo *laser* com 1W e 10s foi de  $57^{\circ}\text{C} \pm 11^{\circ}\text{C}$ . A temperatura máxima na superfície do esmalte foi menor que a da dentina em todos os parâmetros testados. A profundidade de penetração térmica após irradiação de dentina com *laser*, com 1W e 10Hz por 30s, foi semelhante a produzida pelo instrumento rotatório. Os autores afirmam que, como o diâmetro do ponto de calor e a profundidade de penetração térmica produzidos pelo *laser* são menores do que os produzidos pelos instrumentos rotatórios, o *laser* pode ser aplicado sobre esmalte e dentina sem efeitos térmicos deletérios sobre tecido pulpar.

Em um estudo *in vivo*, Goodis *et al.* (1992) irradiaram 30 terceiros molares, com extração indicada, com *laser* Nd:YAG com potências de 0,3W a 3,0W; taxas de repetição de 10Hz a 30Hz; e energia por pulso de 30 mJ/pulso a 150mJ/pulso, durante 120 segundos. Realizaram testes de vitalidade pulpar (térmico e elétrico) antes e depois das irradiações, aos quais todos os dentes responderam positivamente, inclusive 30 dias após a aplicação do *laser*. Um grupo foi formado por dentes extraídos depois de uma semana e o outro após um mês, para avaliação histológica. A média das espessuras de dentina remanescentes foi de  $2,8 \pm 0,3\text{mm}$ . Não foram observados sinais de alterações pulpares (presença de odontoblastos aspirados, aumento da vascularidade, grau de infiltrado de células polimorfonucleares, formação de microabscessos, infiltrado de células arredondadas, grau de envolvimento tecidual superficial e profundo) em nenhuma das amostras. Segundo os autores, é possível irradiar o esmalte

dental com Nd:YAG sem provocar danos pulparem usando os protocolos sugeridos.

White *et al.* (1993) acompanharam, durante três anos, pacientes que tiveram seus dentes tratados com o *laser* Nd:YAG para remoção de tecido cariado e posterior restauração. Os parâmetros usados foram potência de 1W, energia por pulso de 100mJ, taxa de repetição de 10Hz, em contato. Após três anos, os pacientes que retornaram, passaram por testes de vitalidade pulpar (teste térmico e elétrico), e foram questionados sobre a ocorrência de experiências de dor, seja provocada, espontânea ou intermitente. Todos os dentes avaliados responderam positivamente aos testes de vitalidade pulpar e não apresentaram qualquer alteração radiográfica. Radiografias e exames clínicos também foram usados para avaliar as condições das restaurações, que se apresentaram intactas e funcionais. Baseados nessas avaliações, os autores consideraram que o *laser* de Nd:YAG, com os parâmetros utilizados neste estudo, pode ser utilizado em esmalte e dentina para remoção de tecido cariado sem comprometer a saúde dental.

Em 1994, White *et al.* irradiaram dentes unirradiculares extraídos buscando quantificar as alterações térmica intrapulares provocadas pelo *laser* Nd:YAG para determinar se as doses empregadas em cirurgias de tecidos moles, remoção de tecido cariado e tratamento da hipersensibilidade dentinária podem ser usadas com segurança. Os dentes tiveram seus canais ligeiramente alargados, permitindo a introdução do termopar; e tiveram as superfícies radiculares ligeiramente lixadas para a remoção do cimento e exposição da dentina. As espessuras da dentina remanescente foram medidas e registraram-se os seguintes valores: 2,0mm, 1,5mm, 1,0mm, 0,5mm e 0,2 mm. Os canais foram preenchidos com pasta térmica e o termopar foi posicionado no interior do canal na região correspondente a área lixada externamente. Os dentes foram fixados horizontalmente em banho térmico. As potências empregadas variaram entre 0,3W e 3,0W e a taxa de repetição entre 10Hz e 20Hz. Os registros das temperaturas foram feitos nos intervalos 10s, 15s e 30s. Com espessura dentinária remanescente de 2mm, a irradiação com 1,0W e 20Hz produziu elevação de temperatura de 4,3°C em 10s; 5,8°C em 15s; e 8,4°C em 30s. A irradiação de um espécime com 2mm de espessura remanescente de dentina com 2W e 20Hz por 10s, protocolo tido como seguro por estudo anterior dos

mesmos autores, levou a um aumento de temperatura pulpar de 13,4°C. Além disso, a irradiação em espécimes com 1mm de dentina remanescente só gerou elevação de temperatura considerado seguro quando foram utilizados 1W e 10Hz, por menos que 10s.

Arcoria *et al.* (1994) fizeram um estudo, *in vivo*, com o propósito de caracterizar os efeitos da técnica de preparo cavitário do esmalte com o *laser* Nd:YAG de alta taxa de repetição para determinar um limite preciso de segurança para a polpa e odontoblastos. Irradiaram primeiros e terceiros molares de ratos, com fibra de 300um de diâmetro, em contato e em movimentos em forma de oito (8), por 30 segundos, com nove parâmetros diferentes que variaram entre 0,6W e 2,4W de potência, 10Hz e 80Hz de taxa de repetição e 30mJ e 100mJ de energia, sem uso de iniciador. Um grupo de animais foi sacrificado em uma semana e o outro em seis semanas após o tratamento com o *laser*, e foi feita a avaliação histológica do tecido pulpar, bem como a observação das alterações morfológicas do esmalte ao microscópio eletrônico. A condição histológica do tecido pulpar foi determinada pelo seguinte critério: 1 = tecido pulpar normal com ausência de formação de pré-dentina ou dentina reparadora; 2 = tecido pulpar normal com presença de formação de pré-dentina e ausência de dentina reparadora; 3 = tecido pulpar normal com presença de formação de pré-dentina e dentina reparadora; 4 = necrose pulpar com ausência parcial da camada de odontoblastos e formação de pré-dentina e dentina reparadora; e, 5 = completa necrose pulpar com ausência de pré-dentina e dentina reparadora. Os autores afirmaram que as amostras que mantiveram a vitalidade pulpar foram as dos grupos irradiados com a seguinte combinação: 0,6W/30mJ/20Hz; 1,2W/30mJ/40Hz; 0,6W/60mJ/10Hz; 1,2W/60mJ/10Hz. Entretanto, não esclarecem quais os *scores*, dentro do critério usado na avaliação histológica, foram relacionados à vitalidade pulpar, e a quais foram atribuídos a "vitalidade questionável" ou "morte pulpar", classificação que os autores deram aos demais grupos. Baseados nos resultados, os autores consideraram que 30mJ/ 60Hz seria o limite máximo de segurança, que não deveria ser ultrapassado, embora a espessura da dentina dos molares de ratos irradiados neste estudo tenha sido de aproximadamente 0,75mm (em humanos é normalmente 1,75mm) e concluíram que o *laser* de neodímio com alta taxa de repetição pode induzir alterações na superfície de esmalte sem provocar danos pulpares, desde que se defina um limiar de segurança em que sejam usados

baixos níveis de energia. Porém, não apenas as espessuras de dentina dos dentes de ratos são bastante inferiores à de dentes humanos, como também as massas. Dessa forma, pode-se esperar que as temperaturas atingidas durante a irradiação de dentes tão pequenos sejam consideravelmente maiores do que as registradas durante a irradiação de dentes humanos nas mesmas condições. Também os limiares de segurança, para modelos tão distintos, não devem ser equivalentes.

Em 1997, Goodis *et al* realizaram um trabalho *in vitro* objetivando avaliar os efeitos dos *lasers* pulsados de Nd:YAG, com comprimentos de onda de 1,06 $\mu$ m e 1,32 $\mu$ m, e Ho:YAG, emitindo em 2,10 $\mu$ m, sobre a permeabilidade dentária, bem como as elevações de temperatura resultantes e as alterações morfológicas na dentina. Cento e cinquenta amostras de terceiros molares humanos tiveram suas raízes (abaixo do limite amelo-cementário) e a superfície oclusal removidas, resultando em um segmento coronário formado, na porção inferior, por parte da câmara pulpar e, na porção superior, por uma camada de dentina. As amostras foram mantidas em banho térmico a 37°C, sendo que as superfícies dentinárias a serem irradiadas permaneceram acima do nível da água. As superfícies dentinárias foram irradiadas por 2 minutos com diferentes combinações de potência (0,5W; 1,0W e 3,0W), taxa de repetição de 10Hz, 15Hz, 20Hz e 30Hz, duração de pulsos de 100 $\mu$ s e 150 $\mu$ s e diâmetros de fibras de 200 $\mu$ m, 320 $\mu$ m e 500 $\mu$ m. As superfícies dentinárias apresentaram sinais de fusão, ressolidificação e obliteração parcial dos túbulos, e ainda, com o Nd:YAG de 1,06 $\mu$ m, pequenas fraturas nas áreas de ressolidificação. Foi observada redução da permeabilidade em todos dos comprimentos de onda testados. Entretanto, em todas as irradiações os aumentos de temperatura, que foram registrados através de um termopar posicionado no teto da câmara pulpar em contato com a dentina, tiveram um valor médio superior ao limite (5,5°C) sugerido por Zach e Cohen (1965). Como um exemplo, para o comprimento de onda de 1064nm, a irradiação com 1W e 20Hz resultou aumentos de temperatura de 14,3°C e 16,1°C, com fibras de diâmetro de 200 $\mu$ m e 320 $\mu$ m, respectivamente. Os autores atribuíram esses resultados ao tempo de exposição (2 minutos), às espessuras de dentina remanescente (não divulgadas), aos parâmetros usados e à ausência da circulação sanguínea, que *in vivo* aumenta extração do calor. Como ambas as potências de 0,5W e 1W mostraram-se efetivas na redução da permeabilidade

dentinária, com o comprimento de onda de 1,06 $\mu$ m, os autores consideram que novos estudos devem ser conduzidos para avaliar o efeito da menor potência em menores tempos de exposição, reduzindo o risco de dano pulpar.

Com o objetivo de avaliar a elevação da temperatura ocorrida na câmara pulpar após a irradiação do esmalte dental com o *laser de diodo* (830nm), Macri (2001) mediu a variação da temperatura em dois pontos da câmara pulpar. Dois dentes bovinos decíduos inteiros (incisivos inferiores) foram usados nesse experimento. Foi realizado um acesso endodôntico por lingual, em cada uma das amostras, através do qual foi removido o tecido pulpar e por onde foram introduzidos dois termopares: um fixado em contato com a parede da câmara pulpar (na direção da área onde seria feita a irradiação por vestibular) e o outro posicionado na porção central da câmara, que foi preenchida por algodão embebido em água (simulando a propriedade térmica da polpa). Os dentes foram fixados, verticalmente, com a porção radicular submersa em banho térmico a 37°C. Foram testadas duas potências: 1W por 10s e 2W por 10s, em movimentos de varredura, com o uso de absorvedor na superfície irradiada. Com a potência de 1W, as temperaturas máximas registradas nas paredes da câmara foram de 4°C e 5°C, enquanto que no interior da cavidade as máximas foram de 2,5°C e 3,5-C. Já na potência de 2W, as temperaturas máximas na parede da câmara foram de 8,5°C e 8-C, enquanto que no centro da cavidade foram de 6,5°C e 5-C. Macri observou que houve diferença de até 3-C na temperatura registrada na parede da câmara pulpar e no seu interior, indicando que há variações espaciais de temperatura nessa cavidade. Além disso, o autor mostrou que modelos usando fatias de dente resultam erros elevados e enfatizou que tanto o modelo quanto a posição do elemento sensor devem ser observados, pois "*podem resultar erros intoleráveis no estudo dos efeitos térmicos da radiação laser na polpa*".

Em 2002, Kreisler *et al.* realizaram um trabalho utilizando modelo físico para avaliar se a irradiação da superfície radicular de dentes humanos com *laser de diodo* poderia provocar elevações da temperatura pulpar comprometendo a vitalidade dental. Foram utilizados 10 dentes incisivos recém-extraídos por motivos periodontais que tiveram seus tecidos pulpares removidos através de aberturas oclusais, que posteriormente foram restauradas com resina composta. Os canais radiculares foram alargados e os terços apicais removidos. As espessuras dentinárias foram medidas através de radiografias e os valores

medidos foram entre 1mm e 3mm. Os dentes foram posicionados horizontalmente em banho térmico, de forma que apenas a área a ser irradiada permaneceu acima do nível da água. Um termopar, introduzido na cavidade pulpar através da abertura apical, foi posicionado na direção do ponto de irradiação. O canal radicular foi preenchido com solução salina. O diodo de 809 nm foi utilizado com potências de 0,5W a 2,5W, no modo contínuo e com a fibra posicionada perpendicularmente ao dente, sem o uso de absorvedor. Os gráficos com os registros de temperatura mostraram que a temperatura foi elevada rapidamente durante os primeiros dez segundos de irradiação e continuou aumentando de forma mais branda até que, entre 30 e 40 segundos, o sistema atingiu o estado de equilíbrio. Os valores registrados variaram de 0,5°C a 32-C, estando relacionados tanto aos parâmetros empregados quanto às espessuras de dentina. Para espessuras remanescentes de dentina de 2mm, a utilização de 1,0W por 20s ou 1,5W por 10s, gerou elevações de temperatura que alcançaram os 5°C, considerado limite crítico pelos autores, que recomendam como limite de segurança potências de até 0,5W por 10s para incisivos inferiores e 1,0W por 10s para os demais.

Para verificar se a radiação remanescente dos *lasers* de neodímio e diodo que atinge a câmara pulpar poderia causar efeitos térmicos, durante a irradiação de esmalte e dentina, Farhat (2003) utilizou dois modelos usando dentes bovinos inteiros, cujas raízes ficaram submersas em um meio extrator de calor (banho térmico a 36,5-C). As câmaras pulpares foram preenchidas com água, para simular as propriedades térmicas da polpa (modelo 1) e com um fotoabsorvedor, para absorver a radiação remanescente (modelo 2). Para as irradiações, foi utilizado um *laser* de diodo (GaAlAs) de 808 nm, com fibra óptica de 400u.m, com potência de 1,0W, no modo contínuo e com intensidade de 796W/cm<sup>2</sup> e um *laser* Nd:YAG de 1064nm, com fibra óptica de 300|im, com potência média de 1,0W, em modo de operação pulsado com taxa de repetição de 35Hz, energia por pulso de 30mJ e densidade de energia de 42J/cm<sup>2</sup>. A autora observou que durante todas as irradiações, a elevação da temperatura foi maior quando foi utilizado o foto-absorvedor na câmara pulpar (modelo 2). A diferença entre as temperaturas registradas na câmara pulpar quando esmalte e dentina foram irradiados com *laser* de Nd:YAG, sem e com o absorvedor óptico na câmara, foi de 9,6% e 36,1%, respectivamente. Farhat (2003) concluiu que a

radiação *laser* que atinge a câmara pulpar tem intensidade suficiente para provocar efeitos locais na polpa, e que seria necessário simular também as propriedades ópticas da polpa para verificar a relevância da absorção da polpa. Mas a autora salientou que ainda não é possível simular as características ópticas da polpa, pois são desconhecidas na literatura, e sugeriu o uso de um absorvedor preenchendo a câmara pulpar, com absorção superior à esperada para a polpa, resultando uma elevação de temperatura superior à esperada *in vivo*. Desta forma não há o risco de subestimar a elevação de temperatura.

#### 4 MATERIAIS E MÉTODOS

Há, na literatura, uma vasta quantidade de protocolos destinados ao tratamento da hipersensibilidade com o *laser* de Neodímio. Uma revisão abrangente sobre este tópico foi tratada por Kimura *et ai* (2000) e outros protocolos foram brevemente discutidos no Capítulo 3, onde pode ser verificado que a taxa de repetição entre pulsos, a energia de cada pulso, o tempo de exposição, a potência média, e a distância de irradiação, entre outros fatores, variam largamente. Mas a elevação da temperatura na câmara pulpar depende destes fatores. Outro fator relevante é a massa e forma do dente irradiado. Como um exemplo, são esperadas respostas térmicas diferentes quando dentes com massas diferentes são irradiados seguindo o mesmo protocolo. Assim, para que os resultados deste trabalho fossem mais abrangentes, surgiram as seguintes questões: qual o protocolo de irradiação seria considerado e qual modelo representa o caso mais crítico.

Este Capítulo apresenta as razões que nortearam a construção do modelo, a escolha dos parâmetros do *laser* e as condições da irradiação, objetivando não somente justificar os métodos usados, como também informar as dificuldades de implementação e limitações do modelo.

Foram utilizados cinco dentes incisivos inferiores humanos: três deles recém-extraídos e os outros dois armazenados em hipoclorito por tempo indeterminado (FIG. 4.1).



FIGURA 4.1: Incisivos inferiores utilizados como amostras

As amostras foram limpas e tiveram seus tecidos pulparem removidos por extirpa-nervos, através de uma abertura na face lingual realizada com ponta diamantada esférica e caneta de alta rotação (FIG. 4.2). Os canais foram alargados com uma lima K # 15 de 25mm. Os dentes foram identificados, radiografados e, em seguida, tiveram apenas suas porções cervicais, onde seria feita a irradiação, lixadas com lixa 400 para a remoção da camada de esmalte e exposição da dentina subjacente, sem comprometer sua massa. Depois de lixadas, as amostras foram mantidas em EDTA (solução a 17%, Fórmula e Ação) por dois minutos e, em seguida, novamente lavados com soro fisiológico. Os dentes foram, então, novamente radiografados, para que as espessuras dentinárias, da face vestibular até a parede interna da câmara pulpar, fossem medidas com um espessímetro. Após esse processo, foram mantidos em soro fisiológico sob refrigeração.



FIGURA 4.2: Preparo do acesso lingual com ponta diamantada esférica e caneta de alta rotação.

A escolha de dentes incisivos inferiores decorreu do fato de que a temperatura na polpa é dependente, além das características térmicas e ópticas do dente, de sua massa e forma (Macri, 2001). Uma vez que os dentes incisivos inferiores apresentam dimensões e massas menores quando comparados aos demais dentes humanos, as elevações de temperatura esperadas nesses dentes são maiores que as esperadas nos demais, mantidas as mesmas condições de irradiação. Assim, foi conjecturado que a irradiação de incisivos inferiores é mais crítica que a dos demais dentes humanos.

O valor médio das espessuras de dentina das amostras foi de 2,1 mm e os valores individuais são apresentados na TAB. 4.1.

TABELA 4.1: Valores das espessuras dentinárias da face vestibular até a parede interna da câmara pulpar de cada umas amostras

Dente	Espessura dentinária (mm)
2	2,4
3	1,7
4	1,8
5	2,3

Sprierings *et al.* (1994) assumiram que as características térmicas da polpa são aproximadamente iguais à de tecidos moles, e, portanto, aproximadamente iguais às da água. E, pelo que pôde ser verificado, ainda são desconhecidas na literatura. Farhat (2003) afirmou que as propriedades ópticas da polpa também são desconhecidas na literatura, e sugeriu que a aproximação das características de tecidos moles altamente irrigados seria duvidosa. Isto porque a literatura sobre este tópico é limitada a poucos comprimentos de onda e quase sempre usando amostras de tecidos irradiados, portanto não irrigados. Este fato é limitante, pois é conhecido que as propriedades ópticas são alteradas, dependendo da concentração de oxigênio nas hemácias (Schmitt, 1991). Além disso, não foram encontrados trabalhos na literatura sustentando a hipótese de que as características térmicas e ópticas da polpa *post mortem* possam ser preservadas dentro de limites toleráveis. Estes fatos justificam, também, a extração da polpa no modelo usado, e preenchimento com outro material estável.

Macri (2001) sugeriu preencher a câmara pulpar e o canal radicular com uma trama de algodão, provendo a retenção de água (simulando as propriedades térmicas da polpa). Na execução deste trabalho foi encontrada grande dificuldade nesse procedimento, em função do pequeno espaço disponível em incisivos inferiores, e optou-se pela condensação de uma pequena quantidade de algodão pouco abaixo da entrada dos canais, retendo a água. Assim, durante as irradiações do Modelo I, a câmara pulpar foi preenchida por água, quando foram simuladas apenas as propriedades térmicas da polpa. Em seguida, sem alterar o arranjo, uma solução de água e pigmento, aqui denominado absorvedor óptico, foi

inserida na câmara pulpar até que extravasasse pelo acesso (o excesso foi cuidadosamente retirado), também através da abertura lingual, com o auxílio de uma seringa hipodérmica. As irradiações foram novamente realizadas nestas condições, aqui denominado Modelo II, quando a radiação *laser* que atinge a câmara pulpar também é absorvida e transformada em calor (pois a água absorve pouco a radiação do *laser* de Neodímio). O pigmento utilizado foi uma tintura comercial, utilizada para pigmentação ou fingimento, marca Bayer, cor preta, diluída na proporção de 0,3ml de tintura em 30mL de água, resultando um coeficiente de absorção ( $\alpha$ ) de aproximadamente  $40\text{cm}^{-1}$  em  $1064\text{nm}$ , conforme sugerido por Farhat (2003). Optou-se por esse procedimento porque o valor do coeficiente de absorção do fígado, segundo a literatura, pode ser entre  $0,53\text{cm}^{-1}$  e  $10\text{cm}^{-1}$  em  $1064\text{nm}$ , medidos *post mortem* em fígados humanos e de animais (Cheong *et al*, 1990). E podem ser ainda maiores *in vivo*, quando oxigenados (Schmitt, 1991). E o coeficiente de espalhamento, nas mesmas condições de medição e comprimento de onda, pode variar entre  $60,9\text{cm}^{-1}$  a  $\sim 400\text{cm}^{-1}$  (Cheong *et al*, 1990). Mesmo admitindo que seja uma boa aproximação adotar os valores limites de absorção e espalhamento do fígado na modelagem da polpa, ainda assim seria necessário encontrar materiais estáveis mesmo quando irradiados e aquecidos. Farhat (2003), não encontrando uma solução simples, sugeriu preencher a câmara pulpar com um material que absorva uma fração maior da radiação que atinge a câmara pulpar, quando comparado com a fração esperada para a polpa, tomando como referência os valores conhecidos da absorção do fígado de mamíferos. Esta solução implica numa maior absorção *in vitro*, e o resultado é uma elevação maior da temperatura no modelo que a esperada *in vivo*. Mas o conceito de "maior", sugerido por Farhat (2003), é revisto neste trabalho, no Capítulo Resultados e Discussões.

No arranjo experimental (FIG. 4.3), os dentes foram fixados, verticalmente, em um suporte dentro de uma cuba térmica contendo água, cuja temperatura foi controlada em  $36,5^{\circ}\text{C}$ , onde apenas a porção radicular permaneceu submersa. O posicionamento das amostras no suporte de acrílico foi ajustado, para que o contato do dente com o acrílico se desse apenas em pequenas áreas, e a maior parte da superfície radicular, então, ficasse em contato com o meio extrator de calor. A temperatura no interior da câmara pulpar foi medida usando um termopar tipo K com diâmetro de  $0,127\text{mm}$ , posicionado

dentro da câmara através da abertura lingual. O termopar foi posicionado no centro da câmara, sem tocar as paredes, na direção da área cervical (previamente lixada) que seria irradiada, numa posição correspondente a menor distância entre a superfície de irradiação e o elemento sensor. Em alguns casos, mesmo quando havia absorvedor na câmara pulpar, o perfil do gráfico evidenciava que o sensor estava em contato com a parede da câmara, pois era possível visualizar uma abrupta elevação da temperatura logo no início da irradiação seguida por uma segunda inclinação que correspondia a uma elevação térmica mais branda. Conforme foi demonstrado no trabalho de Farhat (2003), a súbita inclinação inicial é resultante da absorção da radiação remanescente pelo termopar. Nesses casos, o termopar foi reposicionado e o experimento repetido. Isto ocorre porque o termopar absorve a radiação incidente e aquece imediatamente após o início da irradiação, antes que o calor mais intenso da região próxima à superfície irradiada propague até a região da câmara pulpar. Mas note-se que esta condição existe na ausência de absorvedor, e mesmo com absorvedor, quando o termopar toca a parede da câmara pulpar.



FIGURA 4.3: Arranjo experimental: dente fixado no suporte acrílico com câmara pulpar preenchida por água e pelo foto-absorvedor.

O termopar foi ligado a um amplificador construído no IPEN - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, com ganho aproximado de 800V7V, com resposta de 0Hz a 10Hz. O sinal do termopar, após amplificado (sensibilidade de 10mV7°C), foi digitalizado com resolução de 12 bits com taxa de 20Hz, e as variações térmicas foram armazenadas em um computador portátil com processador Pentium de 750MHz. A resolução do sistema é de  $\pm 0,2^{\circ}\text{C}$  (FIG. 4.4).



FIGURA 4.4: Microcomputador e conversor analógico/digital usado na armazenagem dos dados

O *laser* utilizado foi o Nd:YAG, da marca ADT, modelo Pulsemaster 1000, Incisive Technologies, USA, emitindo em 1064nm, modo de operação pulsado com taxa de repetição ajustável de 10Hz a 100Hz, largura de pulso de 100µs, potência máxima de 10W e energia por pulso de até 320mJ, feixe guia usando um *laser* de diodo emitindo em 620nm e sistema de entrega de feixe usando uma fibra óptica de quartzo com diâmetro de 300µm, pertencente ao LELO - Laboratório Experimental de *Laser* em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, (FIG. 4.5).



FIGURA 4.5: *Laser* de Nd:YAG usado no experimento

A potência média de saída do *laser* foi ajustada em  $1 \pm 0,1$  Watts, enquanto normas internacionais sobre equipamentos eletromédicos sugerem um erro máximo de 20% entre a potência pré-ajustada e a de saída (Norma IEC 825-1:1997). Ainda, 1 Watt médio é na prática, igual à potência média utilizada em

vários protocolos conhecidos na literatura para o tratamento de hipersensibilidade dentinária: como exemplos Renton-Harper & Midda (1992), Gutknecht *et al.* (1997) e Ciaramicoli *et al.* (2003).

A energia do laser foi ajustada em 60mJ e a taxa de repetição em 20Hz, que resultaria 1,2W. Nestas condições a potência na saída da fibra foi medida usando um radiômetro marca Coherent (USA), modelo FM, indicando 0,9W. Portanto a perda na fibra e injeção foi aproximadamente 25%, e a energia de saída de cada pulso foi aproximadamente de 45mJ.

Os espécimes foram irradiados por 120 segundos. A aplicação foi perpendicular à região cervical, pontual (ponto fixo) e a uma distância de aproximadamente 1,5mm da superfície. Cada dente foi irradiado pelo menos duas vezes: uma com a câmara preenchida por água e a segunda preenchida com absorvedor.

Durante cada irradiação, a temperatura digitalizada em intervalos de 1/20s, durante aproximadamente 300s, gerando aproximadamente 6000 pontos por registro. Mas somente foram selecionados os valores de temperatura nos instantes 10s, 20s, 30s, 40s, 50s e 60s depois do início de cada irradiação, para calcular as temperaturas médias, em cada um desses instantes, dos cinco espécimes irradiados.

## 5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

No Capítulo anterior foi justificada a escolha da potência média ajustada durante as irradiações, por ser comum na literatura. No entanto, na literatura encontram-se vários regimes de operação temporal dos *lasers* (várias combinações entre a energia por pulso e a taxa de repetição de pulsos) que resultam a mesma potência média.

Neste Capítulo, são apresentados os resultados da caracterização da resposta temporal do modelo usado, que justificam admitir que, dentro de limites, a resposta térmica do modelo depende somente da potência média irradiada quando o intervalo de tempo entre pulsos é pequeno, quando comparado à constante de tempo em que o modelo responde ao estímulo térmico. Também são apresentados resultados confirmando a expectativa de que, dentro de certos limites, a resposta térmica do modelo é pouco sensível à distância entre a fibra óptica e a superfície irradiada. Assim, este Capítulo apresenta inicialmente um breve estudo sobre a sensibilidade do modelo à distância entre a fibra e a superfície irradiada e outro estudo sobre a constante de tempo em que todo o modelo responde ao estímulo (irradiação). E, após justificar a distância de irradiação e a potência média usada neste trabalho, este Capítulo apresenta os resultados obtidos: as respostas térmicas do modelo com e sem um foto-absorvedor preenchendo a câmara pulpar; e as discussões pertinentes.

### 5.1 Sensibilidade do modelo à distância da irradiação

Dentre os protocolos apresentados no Capítulo 3, verifica-se que a distância entre a fibra e a superfície irradiada (esmalte ou dentina) é variável, entre 0mm (contato) até aproximadamente 5mm; exceto nas aplicações em que são usadas baixas intensidades onde a distância é maior (e. g., 5cm).

Para verificar a dependência da temperatura na câmara pulpar em função da distância de irradiação, um experimento foi realizado com uma amostra na qual não foi aplicado um foto-absorvedor no interior da câmara pulpar. Os

parâmetros usados foram 40mJ e 25Hz resultando potência média pré-ajustada de 1W e potência de saída (medida na saída da fibra) igual a 0,75 W.

Duas distâncias de irradiação foram avaliadas: 1,5mm e 5mm. O objetivo foi verificar se há dependência entre a distância de irradiação e a temperatura na câmara pulpar. Para cada distância foram efetuadas duas irradiações (e respectivas medições) no mesmo espécime.

A TAB. 5.1 mostra os valores das temperaturas médias das duas medições relativas a cada uma das distâncias investigadas. Considerando que a incerteza nas medições é de  $\pm 0,2^{\circ}\text{C}$  (detalhes na descrição do arranjo experimental), os resultados indicam fraca dependência da temperatura na câmara pulpar com as distâncias investigadas. Assim, nos experimentos seguintes, a distância entre a fibra e a superfície irradiada foi ajustada em aproximadamente 1,5mm, evitando o contato, e eventuais danos à superfície da fibra óptica.

TABELA 5.1. Temperaturas médias medidas no modelo quando irradiado a duas distâncias da superfície (1,5mm e 5mm).

Tempo de Exposição (s)	Temperatura média (Desvio Padrão) (C) n=2	
	1,5mm	5mm
0	36,3 (0,1)	36,4 (0)
15	43,4 (0,3)	44,4 (0,5)
30	45,7 (0,6)	46 (1,2)
45	47 (0,1)	47,4(1)
60	48,3 (0,3)	48 (1,2)

## 5.2 Constante de tempo de resposta do modelo

A FIG. 5.1 mostra o gráfico da resposta térmica de um espécime irradiado com potência média de saída igual a 0,9W (45mJ, 20Hz) com sua

câmara pulpar preenchida com foto-absorvedor, durante 400s. O longo tempo de irradiação permitiu a observação do equilíbrio térmico, quando ocorreu um patamar em aproximadamente 54°C. Depois de 400s, quando a irradiação foi cessada, a temperatura decresceu até retornar a valores próximos aos iniciais. No mesmo gráfico, em linhas pontilhadas, há duas exponenciais: uma ascendente até 400s e outra descendente partindo de 400s até 800s, ambas com constantes de tempo iguais a 45s.

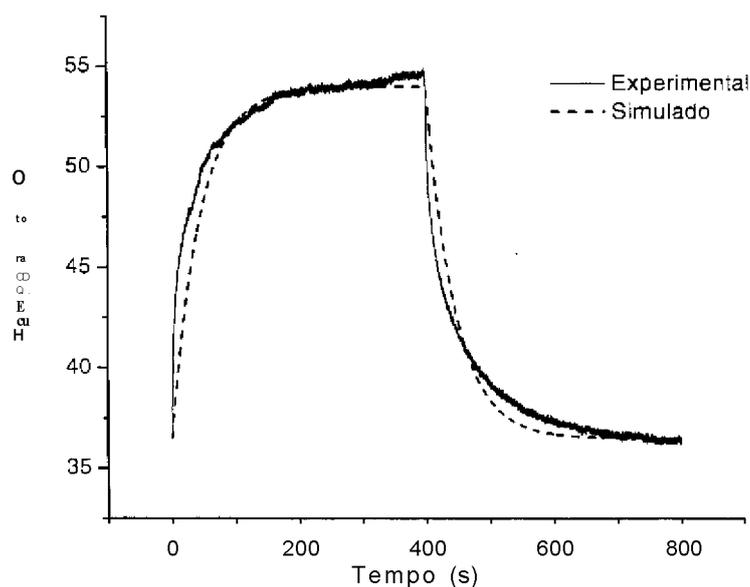


Figura 5.1: Gráfico da resposta térmica de um espécime irradiado com 0,9W durante 400s (traçado contínuo) e gráfico de uma exponencial simulando a resposta térmica (traçado tracejado).

Não há um modelo matemático simples que expresse a resposta térmica de um dente irradiado em função do tempo e distância. Mas, em um pequeno cilindro de esmalte ou dentina, com volume  $V$  com dimensões tais que sua temperatura inicial,  $T_0$ , e sua resistência térmica possam ser consideradas constantes em todo volume e que a temperatura nas vizinhanças do cilindro seja constante e igual a  $T_F$  (maior que  $T_0$ ), a temperatura neste volume pode ser expressa pela equação  $T(t) = T_F - (T_F - T_0)e^{-at}$ , sendo  $a = hA/\rho C_p V$ ,  $h$  é o coeficiente de transferência de calor,  $A$  é a área da superfície do cilindro e  $\rho$  e  $C_p$  são a densidade e calor específico do esmalte ou da dentina, respectivamente (Jacobs eia/., 1972). Ou seja, a temperatura num pequeno volume, de dentina ou

esmalte, varia exponencialmente no tempo a um estímulo térmico. E  $a$  é a constante de tempo do sistema: quando  $t = a$  a variação da temperatura é aproximadamente 63% da total ( $T_f - T_0$ ). E quando  $t = 3a$ , a variação é igual a 95% da variação total. Assim, a resposta térmica do sistema (e em sistemas cujas variações sejam exponenciais), varia rapidamente nos instantes iniciais, mas tende a um equilíbrio (patamar) quando o tempo é longo. Na prática, quando  $t = 3a$ , o sistema está próximo ao equilíbrio. Um comportamento semelhante ocorre durante o resfriamento, mas neste caso a exponencial é decrescente.

Voltando ao registro da resposta térmica do modelo, na FIG. 5.1, caso todo o sistema (dente e meio extrator de calor) apresentasse resposta exponencial, poderíamos caracterizar esta resposta pela sua constante de tempo. Embora o sistema não tenha apresentado uma resposta exponencial (pois somente um pequeno volume apresenta resposta exponencial), note-se que as curvas exponenciais na FIG. 5.1 são razoavelmente próximas às respostas do sistema principalmente nos instantes próximos ao início e término da irradiação e nos segmentos próximos ao fim da irradiação e retorno à temperatura inicial. Admitindo que a resposta térmica do modelo ensaiado seja aproximadamente exponencial, foram medidas as constantes de tempo ascendente ( $a_a$ ) e descendente ( $a_b$ ) da resposta térmica do espécime: ambas são aproximadamente iguais a  $a_a = a_b = a = 32s$ . Mas note-se que embora um comportamento semelhante tenha ocorrido durante o resfriamento, a constante de tempo de resfriamento pode ser diferente.

Uma vez que  $a$  crescente é muito maior que a duração do pulso do *laser*, o sistema responde lentamente aos pulsos do *laser* com 100us de duração, resultando um pequeno incremento na temperatura, imperceptível no registro da FIG. 5.1. Mas a constante de tempo em que a temperatura decresce também é grande e o intervalo entre pulsos é pequeno, pois a taxa de repetição do *laser* foi ajustada em 20Hz. Quando ocorre outro pulso num intervalo de tempo curto comparado a  $a$  descendente (32s), a temperatura, ainda acima da inicial, é elevada ainda mais. Assim, cada pulso provoca um pequeno aumento de temperatura e a temperatura decresce pouco durante o intervalo entre pulsos. Ou seja, quando o intervalo entre pulsos do *laser* é muito menor que  $a$  decrescente, o sistema responde de forma semelhante a uma irradiação contínua (e não

pulsátil) com a mesma potência média. Na prática isto ocorre quando o intervalo entre pulsos é muito menor que  $a$ . Se o intervalo entre pulsos é  $a/100$ , num sistema com resposta exponencial a temperatura entre pulsos decai pouco menos de 1% da variação máxima ( $T_F - T_0$ ). Aqui admitimos este intervalo, embora um decremento maior que 1% ainda seja pouco perceptível. Ou seja, como  $a/100 = 0,32s$ , um *laser* pulsátil com taxa de repetição entre pulsos maior ou igual a  $1/0,32Hz$  (3,1 Hz) e 1W médio produz aproximadamente a mesma resposta térmica que um *laser* contínuo com a mesma potência. Assim, experimentos similares realizados com taxa de repetição de pulsos maiores que 3,1 Hz, mas que resultem a mesma potência média, apresentam respostas térmicas próximas. Deve ser lembrado, no entanto, que, para que esta aproximação seja válida, a energia de cada pulso deve resultar os mesmos mecanismos de interação. Ainda, deve ser considerado que o modelo usado responde aproximadamente exponencialmente. As mesmas aproximações podem não ser válidas para outros modelos, ou em outras regiões do modelo.

Existem protocolos sugerindo exposições intermitentes, onde o intervalo entre exposições seria suficiente para o dente esfriar (Yonaga *et al.*, 1999). Assim, outra consequência importante da elevada constante de tempo descendente do sistema é que, quando um dente é irradiado intermitentemente, o intervalo entre exposições deve ser longo o suficiente para que ocorra o resfriamento. Mas neste momento, suscita a questão: qual deve ser o intervalo entre exposições?

Para intervalos entre exposições iguais a  $3a$ , como um exemplo, ocorre que a temperatura ainda não decresceu até a temperatura corpórea (está 5% da variação total acima da corpórea). Nesta condição, no final de cada seqüência de irradiação, a temperatura é progressivamente maior que a anterior. Mas para intervalos iguais a  $5a$ , a temperatura decresceu mais que 99% da variação total. Assim é razoável adotar intervalos entre exposições superiores a  $5a$ . Mas deve ser notado que a massa dos dentes usados no modelo são pequenas quando comparadas com outros dentes. E, observando o modelo acima (cilindro de dentina), dentes com massas maiores resultam constantes de tempo maiores.

### 5.3 Respostas térmicas dos modelos

A variação da temperatura durante a irradiação de cada uma das amostras, sem e com o foto-absorvedor (Modelos I e II, respectivamente), foi registrada em gráficos individuais que são apresentados no Apêndice I. Em cada experimento, o registro foi feito durante 5 minutos, sendo que os dois primeiros corresponderam ao tempo de irradiação e os três finais ao resfriamento.

Os valores das elevações de temperaturas registradas durante a irradiação das cinco amostras, sem o uso do absorvedor, nos instantes 10s, 20s, 30s, 40s, 50s e 60s, são mostrados na TAB. 5.2, bem como as elevações de temperaturas médias e os respectivos desvios-padrão (DP) nestes instantes.

TABELA 5.2. Valores das elevações de temperaturas registradas em cada amostra, sem o uso do foto-absorvedor, nos instantes 10 s, 20 s, 30 s, 40 s, 50 s e 60 s (DP significa Desvio Padrão, n = 5), D1 a D5 são os cinco espécimes irradiados.

Tempo de Exposição (s)	Modelo I							
	Elevação de Temperatura (° C)							
	D1	D2	D3	D4	D5	Média	DP	Média+2DP
10	5,4	2,7	4,9	5,3	3,7	4,4	1,2	6,7
20	7,1	3,7	6,9	7,2	5,6	6,1	1,5	9,1
30	7,8	4,7	7,6	8,7	7,1	7,2	1,5	10,2
40	9,0	5,1	8,6	9,6	8,8	8,2	1,8	11,8
50	9,0	5,6	9,1	10,3	9,5	8,7	1,8	12,3
60	9,3	6,1	9,6	11,1	10,5	9,3	1,9	13,2

Os valores das elevações de temperaturas das amostras, registradas durante a irradiação dos espécimes com foto-absorvedor na câmara pulpar e as elevações de temperaturas médias das cinco amostras, nos instantes 10s, 20s, 30s, 40s, 50s e 60s, são mostrados na TAB. 5.3.

TABELA 5.3. Valores das elevações de temperaturas registradas em cada amostra, com o uso do fotoabsorvedor, nos instantes 10s, 20s, 30s, 40s, 50s e 60s (DP significa Desvio-padrão,  $n= 5$ ), D1 a D5 são os cinco espécimes irradiados.

Tempo de Exposição (s)	Modelo II							
	Elevação de Temperatura f C)							
	D1	D2	D3	D4	D5	Média	DP	Média+2DP
10	13,0	11,5	10,3	3,8	7,1	9,1	3,7	16,5
20	17,7	14,2	14,2	7,0	10,3	12,7	4,1	20,9
30	20,8	15,4	16,4	9,4	12,7	14,9	4,3	23,4
40	23,0	16,6	18,6	11,2	14,2	16,7	4,5	25,7
50	24,5	17,3	20,1	11,9	15,1	17,8	4,8	27,4
60	25,7	18,1	21,5	13,6	16,9	19,2	4,6	28,4

A TAB. 5.4 mostra as variações percentuais entre as elevações médias resultantes nos modelos I e II, nos instantes 10s, 20s, 30s, 40s, 50s e 60s.

TABELA 5.4: Variações percentuais entre as elevações médias de temperatura dos modelos I e II, em diferentes instantes.

Tempo de exposição (s)	Modelo I Elevação média (°C)	Modelo II Elevação média (°C)	(Modelo I / Modelo II) x 100 (%)
10	4,4	9,1	206,8
20	6,1	12,7	208,2
30	7,2	15,0	208,3
40	8,2	16,7	203,7
50	8,7	17,8	204,6
60	9,3	19,2	206,5

As temperaturas médias e desvios-padrão das cinco amostras, com e sem foto-absorvedor na câmara pulpar, nos instantes 0 a 60 s com incrementos de 10 s são apresentados no histograma da FIG. 5.2, para comparação.

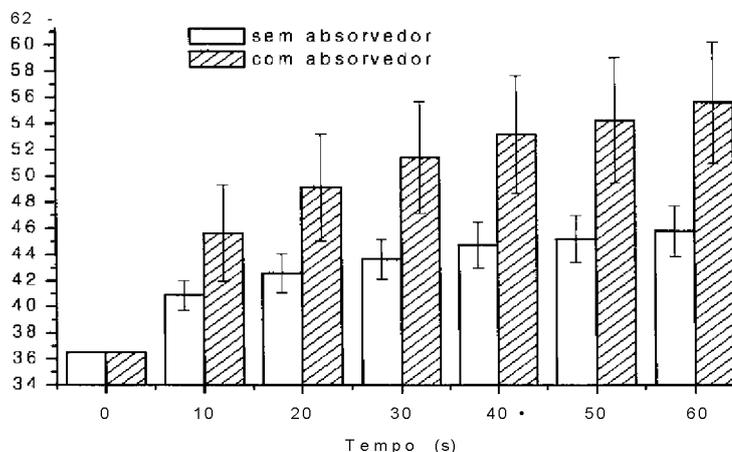


FIGURA 5.2: Temperaturas médias (n=5) nos instantes 0 a 60 s com incrementos de 10 s, com e sem foto-absorvedor na câmara pulpar. As barras verticais correspondem ao intervalo de um desvio padrão acima e abaixo o valor médio.

Embora as temperaturas médias das amostras sejam claramente diferentes em todos os instantes, é desejável saber se há evidências estatísticas suficientes para inferir diferenças entre as temperaturas médias populacionais. Mas a quantidade de dados é insuficiente para verificar a normalidade. Assim, o teste não paramétrico Mann-Whitney foi usado para verificar se as medianas das elevações de temperaturas dos cinco espécimes sem foto-absorvedor são menores que as correspondentes medianas com o foto-absorvedor. Os valores de probabilidade obtidos foram  $p = 0,03$  em 10s;  $p = 0,02$  em 20s; e  $p < 0,01$  nos instantes 30s, 40s, 50s e 60s. Assim, para  $p < 0,05$ , há evidências estatísticas suficientes para admitir que as medianas, nos instantes interrogados, referentes ao grupo com foto-absorvedor são maiores que as correspondentes às do grupo sem foto-absorvedor. Portanto os resultados obtidos são concordantes com os de Farhat (2003), sugerindo que a radiação remanescente na câmara pulpar deve ser considerada.

Foi observado que os espécimes cujos tempos de armazenagem eram desconhecidos, quando irradiados, resultaram acréscimos de temperatura menores (valor médio de 52%) quando comparados aos acréscimos resultantes nos dentes recém-extraídos (valor médio de 60%), em ambos os casos, no Modelo II. Este resultado sugere que as propriedades ópticas dos dentes de ambos os subgrupos podem ser diferentes, sugerindo futuras investigações.

Mas, neste momento, a questão é: quando um modelo qualquer é irradiado (simulando um dente escolhido aleatoriamente), qual seria a probabilidade de a temperatura ultrapassar um valor crítico?

É conhecido que o intervalo média  $\pm$  2DP representa o intervalo onde ocorrem pelo menos 75% dos valores de uma distribuição desconhecida (teorema de Tchebychev). Caso a distribuição seja normal, 95% dos valores experimentais estarão na faixa média + 2DP.

Embora tanto a média como o desvio padrão das populações sejam desconhecidas, nas TAB. 5.2 e 5.3 também são apresentados os intervalos média + 2DP, calculados partindo das médias e desvios-padrão das amostras nos instantes interrogados, admitindo serem as melhores estimativas pontuais das médias e desvios-padrão das respectivas populações. Assim, tomando como um exemplo a exposição de 10s sem foto-absorvedor (valores na TAB. 5.2), embora a elevação de temperatura média seja 4,4°C, o intervalo média  $\pm$  2DP é entre 2,2°C a 6,7°C. Ou seja, embora a média esteja abaixo do acréscimo de 5,5°C (Zach e Cohen, 1965), há a possibilidade da temperatura de alguns espécimes exceder o acréscimo de 5,5°C.

Caso a distribuição fosse conhecida normal, seria possível calcular a probabilidade de ocorrerem elevações de temperaturas superiores a 5,5°C. No entanto, considerando a pequena quantidade de amostras, a distribuição de probabilidade é desconhecida e somente é razoável admitir que pelo menos 75% das temperaturas ocorrem no intervalo Média  $\pm$  2DP. Portanto, 25% ou mais das temperaturas de dentes irradiados podem ocorrer fora desse intervalo. Admitindo que a distribuição seja aproximadamente simétrica, o acréscimo de temperatura em 12,5% ou mais das irradiações durante 10s são superiores a 6,7°C. E note-se que as demais situações são ainda mais restritivas, i. e., para exposições maiores, e com o foto-absorvedor, ocorrem temperaturas

maiores que no caso exemplificado. Mas deve ser lembrado que esta análise é aproximada, pois tanto a média como os desvios-padrão das populações são desconhecidos, e o número de amostras usadas no experimento é pequeno. No entanto, é esperado que o aumento do número de amostras não resulte, necessariamente, a diminuição do desvio padrão, pois as características ópticas da dentina variam largamente entre indivíduos e mesmo em diferentes regiões do dente (Fried *et al*, 1995). Esta análise teve o objetivo de alertar que existe um intervalo de elevações, média  $\pm$  2DP, onde a maior parte ocorre. E que elevações ainda superiores podem ocorrer acima desse intervalo. Este fato sugere que outros estudos devem ser realizados com números maiores de amostras, objetivando melhores estimativas dos intervalos média  $\pm$  2DP.

A TAB. 5.3 também apresenta os valores dos intervalos média  $\pm$  2DP, onde podem ser observados valores limites ainda superiores quando comparados aos respectivos valores obtidos sem o foto-absorvedor. Nesta condição, para 10s de exposição, o intervalo é entre 1,7°C a 16,5°C, onde em 12,5% dos casos ocorrem acréscimos superiores a 16,5°C.

White *et al* (1994), irradiaram dentes unirradiculares com espessuras de dentina remanescentes de 2mm, usando um *laser* Nd:YAG ajustado em 1W, 20Hz. Portanto as condições das irradiações foram próximas às usadas no presente trabalho. Nestas condições os autores registraram elevações de 4,3°C e 8,5°C quando irradiados durante 10s e 30s respectivamente.

As elevações médias de temperatura para exposições de 10s e 30s respectivamente, foram de 4,4°C e 7,2°C usando o Modelo I, e de 9,1°C e 15°C usando o Modelo II (TAB. 5.4). Portanto os resultados obtidos com o Modelo I são próximos aos de White *et al* (1994), mas as elevações de temperatura no Modelo II foram aproximadamente 108% superiores às do Modelo I (ver TAB. 5.4). Este resultado deve ser entendido como segue: as elevações médias de temperatura esperadas são maiores que 4,4°C e menores que 9,1°C para exposição de 10s e maiores que 7,2°C e menores que 15°C para exposições de 30s.

O acréscimo de 5,5°C de temperatura tornou-se referência, e vem sendo considerada a elevação máxima de temperatura permissível para a manutenção da vitalidade pulpar a partir do trabalho de Zach e Cohen (1965). Muitos dos estudos que os sucederam na investigação dos efeitos térmicos sobre

a polpa tomaram esse valor como parâmetro para avaliarem os seus resultados (White *et al.*, 1992; Gelskey *et al.*, 1993; White *et al.*, 1994; Goodis *et al.*, 1997; Yonaga *et al.*, 1999; Kimura *et al.*, 2000; Macri, 2001; Kreisler *et al.*, 2002; Farhat, 2003).

Em verdade, 5,5°C não seria um aumento seguro, pois levou 15% dos dentes testados por Zach e Cohen à necrose. Assim, caso fossemos nos basear nesse estudo, o tolerado deveria ser um acréscimo de até 2,2°C, pois nesta condição nenhuma polpa apresentou necrose. No entanto, este limite parece demasiadamente restritivo.

Entretanto, apesar de muitos dos estudos em modelos apontarem elevações de temperatura acima da crítica quando são empregados 1W de potência por mais de dez segundos, trabalhos clínicos têm sido conduzidos utilizando parâmetros semelhantes no tratamento de hipersensibilidade dentinária sem relatos de danos à polpa.

Renton-Harper & Midda (1992) utilizaram o *laser* de neodímio com potências de 0,1W a 1,0W, 10Hz, por 120 segundos para o tratamento de pacientes com hipersensibilidade dentinária e avaliaram a vitalidade pulpar utilizando teste elétrico. Segundo os autores, embora todos os dentes tenham respondido positivamente ao teste aplicado antes e após o tratamento, houve um dente que, não respondendo ao tratamento, foi reavaliado recebendo diagnóstico de pulpíte, que o levou à perda da vitalidade, posteriormente. Mas a verificação da vitalidade pulpar logo após o tratamento, como ocorreu nesse caso, não garante a manutenção desse quadro a longo prazo, pois, conforme alerta Estrela (2004), os testes que estimulam a sensibilidade de terminações nervosas podem levar a resultados equivocados, pois as fibras nervosas são as últimas estruturas a serem degeneradas e, por isso, dentes com necrose pulpar podem responder positivamente quando suas fibras são estimuladas, como, por exemplo, em restaurações metálicas extensas e necrose pulpar em fase de liquefação. Além disso, é conhecido que os resultados de testes de vitalidade baseados em estímulos elétricos são errôneos em aproximadamente 13% dos casos, quando a necrose existe e em 4% dos casos quando não existe (Evans *et al.*, 1999).

Gutknecht *et al.* (1997) empregaram três potências diferentes (0,3W; 0,6W e 1,0W) do Nd:YAG, com 10Hz, por um período de 30 a 90 segundos no tratamento clínico da hipersensibilidade. Nesse trabalho os autores relatam que

os dentes estavam vitalizados antes do tratamento (não descrevem o método empregado), porém não mencionam nova avaliação da condição dental após o tratamento.

Ainda, Ciaramicoli *et al.* (2003) trataram a hipersensibilidade dentinária associando o *laser* Nd:YAG, com 1W e 25Hz, por 30s, com a remoção de fatores etiológicos. A vitalidade dos dentes irradiados, nesse estudo, foi avaliada antes e seis meses após o tratamento usando testes térmicos (frio e quente) e radiografias. A sensibilidade de testes térmicos, que se refere à capacidade do teste em avaliar a doença quando ela existe, é próxima de 92%, ou seja, há possibilidade de que cerca de 8% dos casos sejam, equivocadamente, considerados vitalizados quando a necrose existe. A sensibilidade de testes de vitalidade usando radiografias periapicais é aproximadamente 40% (Evans *et al.*, 1999). Entretanto, o fato dos dentes tratados terem sido reavaliados após um período de seis meses aumentou a possibilidade de ocorrência de alguma manifestação adversa, favorecendo o diagnóstico correto.

Mesmo em trabalhos clínicos que utilizaram potências maiores, não há relatos de danos pulpare. Empregando potência de 2W e 20Hz, em diferentes modos e pontos de irradiação, Yonaga *et al.* (1999) trataram pacientes com diagnóstico de hipersensibilidade dentinária sem relatar sinais de danos pulpare ao final de dois meses de acompanhamento. Os autores afirmaram que as irradiações foram feitas ou a 5cm de distância da superfície irradiada ou em contato com o filme absorvedor que recobria a superfície, o que seria capaz de reduzir a quantidade de energia que atingiria a polpa. Contudo, a distância de 5cm entre a ponta da fibra e o alvo, mantida em alguns dos protocolos testados, reduz demasiadamente a intensidade do feixe, inviabilizando o efeito fototérmico. Já nas irradiações em contato, nas quais foi aplicado um filme absorvedor sobre a superfície irradiada, é muito improvável que se possa assegurar, num procedimento clínico, que a absorção da radiação pelo filme seja suficiente para garantir a redução da intensidade da radiação a níveis seguros para a polpa.

Lier *et al.* (2002) relataram que todos os dentes submetidos à irradiação de Nd:YAG, com 4W de potência por 120s, permaneceram vitalizados (os métodos de avaliação não foram descritos) e não manifestaram qualquer sinal de alteração. A ausência de efeitos adversos também foi observada nas análises morfológica (inclusive ausência de sinais evidentes de fusão da dentina) e

histológica de dentes extraídos após a irradiação. Entretanto, também não houve diferenças estatísticas na resolução da hipersensibilidade entre o tratamento com o *laser* e um grupo controle.

Assim, uma vez que em modelos ocorrem acréscimos acima de  $5,5^{\circ}\text{C}$  quando irradiados com protocolos usados clinicamente, consideremos as seguintes possibilidades: i) é plausível imaginar que, assim como nos estudos usando modelos físicos, esses protocolos empregados clinicamente podem estar gerando elevações de temperatura superiores a  $5,5^{\circ}\text{C}$  e; ii) o acréscimo de  $5,5^{\circ}\text{C}$  (ou mais) é seguro ou; iii) o acréscimo de temperatura é menor quando a irradiação ocorre *in vivo* ou; iv) tem ocorrido danos pulpares não relatados. Respostas a todas estas questões não são ainda disponíveis na literatura, sugerindo a necessidade de futuros estudos, mas alguns fatores são discutidos na seqüência.

Embora existam outros fatores que devem ser considerados, a polpa pode sofrer alterações irreversíveis se a circulação sangüínea for interrompida durante um longo período, ou se uma fração significativa de suas células constituintes deixarem de ser funcionais.

Foi demonstrado que danos térmicos em proteínas, células e tecidos tem dependência logarítmica com temperatura, e tem sido modelada pela taxa deste processo químico (desnaturação proteica). Usando um modelo, a extensão (espacial) do dano pode ser calculada pela integração (área) do dano em função do tempo segundo a teoria de Arrhenius (Hüttmann e Birngruber 1999). Ou seja, a extensão do dano depende do dano acumulado no tempo. Assim, uma mesma quantidade de dano pode ocorrer quando a temperatura é muito elevada durante um curto período de tempo ou quando a elevação é menor durante um período maior. Como um exemplo, ocorre uma mesma quantidade de dano em fibroblastos de mamíferos que permaneceram a  $80^{\circ}\text{C}$  durante 0,1 s ou quando a temperatura permaneceu em  $60^{\circ}\text{C}$  durante 1s, e os limiares de dano previstos estão em concordância com experimentos para exposições curtas, de até 1s (Simanovskii 2005). No entanto, aparentemente o modelo falha ao prever o limiar de dano para longas exposições, maiores que 10s, enquanto experimentos mostram um limiar de dano de  $50^{\circ}\text{C}$  para exposições de 1000s (Simanovskii 2005).

Kim *et al.* (1996) relatam que quando o incremento da temperatura é moderado os vasos sanguíneos dilatam, mas somente quando o incremento é superior a 55°C ocorre colapso dos vasos sanguíneos e coagulação. Eriksson e Albrektsson (1983) observaram um aumento na taxa de fluxo sanguíneo a temperaturas de 40-41°C, entretanto como houve a interrupção da circulação após o aquecimento a 50°C por 1 minuto, esta foi considerada a temperatura limite para a sobrevivência vascular.

Antes de Zach e Cohen, o efeito de irritantes térmicos sobre a polpa vitalizada de ratos foi observado por Pohto e Scheinin (1958). Nesse trabalho *in vivo*, os autores utilizaram incisivos inferiores de 18 ratos. Em alguns casos, a polpa não foi exposta e a circulação sanguínea foi observada através da camada de dentina com espessuras variáveis. Em outros casos, uma pequena abertura foi preparada na dentina de forma a expor uma pequena área da polpa. Os animais receberam uma injeção intraperitoneal de 5mL de solução de tripan azul (marcador molecular) a 0,5%; e a resposta pulpar a alterações térmicas foi observada por meio de microfilmagem por microscopia de luz. A umidade da polpa foi mantida através de solução de Ringer a 37°C. A irritação térmica foi produzida pela alteração da temperatura dessa solução por 1 min a 30 min, nos estudos de resfriamento, e por 30s ou 120s, nos estudos de aquecimento. Então, a temperatura de 37°C era restabelecida e as alterações pulpares produzidas eram filmadas imediatamente. Em oito animais foram observados os efeitos do resfriamento sobre a circulação pulpar através da diminuição da temperatura da solução irrigadora, sendo que a 3°C a circulação apresentou-se muito lenta. Embora, em muitos casos, o quadro tenha sido reversível, em outros, em que a solução irrigadora foi substituída por dióxido de carbono e etil cloreto, a interrupção da circulação foi irreversível. Já para a observação do efeito da elevação da temperatura, foram utilizados 12 animais. Quando a temperatura aumentou de 37°C para 39°C - 42°C produziu um aumento na velocidade da circulação tanto nas polpas expostas quanto não-expostas. A intensidade da pigmentação pelo marcador aumentou entre 5min e 10min a temperaturas de 42°C - 44°C. Quando as temperaturas foram mantidas entre 46°C - 50°C por 30s, as polpas expostas passaram a apresentar estase e trombose levando a interrupção da circulação. As mesmas alterações ocorreram nos casos de polpa não-exposta a temperaturas de 46°C - 60°C; e, quando a agressão permaneceu

por 120s, a interrupção da circulação ocorreu a 46°C. O tempo necessário para a completa trombose no campo de visão do microscópio foi de até 1min em polpas expostas e de até 120min em polpas não-expostas, a contar a partir do momento da interrupção do estímulo. Entretanto, os autores consideram que, embora as alterações observadas possam ser consideradas irreversíveis, elas não indicam necessariamente o destino final da polpa, pois em certos casos, o contínuo crescimento de dentes com ápice aberto pode eliminar a porção lesada.

Mais recentemente Baldissara *et al.* (1997) realizaram um estudo semelhante ao de Zach e Cohen. Os autores estimularam termicamente seis dentes humanos vitalizados durante 100s a 21 Os, resultando acréscimos entre 8,9°C a 14,7°C. Analisando os dados publicados, é possível verificar que um dente foi aquecido até 14,7°C e permaneceu aproximadamente 120s acima de 46-C. Segundo os autores, a elevação média em seis dentes humanos foi 11,2-C, e o tempo de permanência acima de 43°C foi entre 80s a 180s. Todas as polpas não apresentaram alterações histológicas 91 dias após, não houve relatos de sintomas pelos pacientes até 91 dias após, e testes térmicos (frio) respondiam negativamente à necrose. A discrepância entre estes resultados e os de Zach e Cohen, segundo Baldissara *et al.* (1997), ocorreu, dentre outros fatores, devido à diferença entre os métodos usados de estímulo. Os autores usaram uma resistência elétrica que entregou calor lentamente aos dentes e numa forma controlada, enquanto Zach e Cohen usaram um estímulo que produziu, segundo Baldissara *et al.* (1997), "rápida passagem do calor pela dentina", provocando forças hidrodinâmicas no fluido dentinal, resultando maiores danos celulares. Outra possibilidade para justificar tal discrepância, não abordada pelos autores, é a que segue.

Zach e Cohen usaram um ferro de soldagem aquecido para estimular os dentes. A temperatura do ferro foi de 275-C com flutuações de até  $\pm 50^\circ\text{C}$ . E o ferro foi mantido em contato com o dente durante 5s a 20s para produzir acréscimos entre 2,2°C até 16,7°C na polpa.

Embora a constante de tempo de resposta do sistema não dependa da fonte de calor, o estímulo produzido por Zach e Cohen pode ter resultado uma elevada taxa de acréscimo na temperatura nas regiões próximas à superfície. E gerou elevadas diferenças de temperatura entre a superfície aquecida até a

polpa. Talvez nestas condições tenha ocorrido forte expansão do fluido dentinário e lesões na polpa. Mas é mais provável que tenha ocorrido a seguinte situação: a resistência usada para aquecer o dente foi um ferro de soldagem cuja ponta foi moldada para que sua superfície, de aproximadamente 1,5 x 3 mm, se aproximasse da forma do esmalte, diminuindo a resistência térmica entre a ponta e o esmalte. Mas diferenças no ajuste entre a ponta e os diferentes dentes pode ter resultado elevadas variações no acoplamento (resistência térmica), podendo resultar elevações de temperatura muito acima e abaixo das relatadas. Ou seja, o instrumento usado para aquecer os dentes não permitia um controle preciso da temperatura.

Outra possibilidade abordada por Baldissara *et al.* (1997) foi a ausência de fluxo pulpar no modelo usado para medir a elevação da temperatura. Os autores usaram um modelo semelhante ao Modelo I usado no presente trabalho, enquanto Zach e Cohen mediram a temperatura *in vivo*. Mas, segundo Baldissara *et al.*, a capacidade de a microcirculação pulpar remover calor é limitada, e embora não quantificada, não justifica a discrepância.

Assim, embora haja a necessidade de confirmar os resultados de Baldissara *et al.* (1997), os resultados são concordantes com os relatos de aplicações clínicas do *laser* de Neodímio que resultam acréscimos superiores ao sugerido por Zach e Cohen.

## 6 CONCLUSÕES

Usando um modelo físico corrente (Modelo I), foram irradiados, com um *laser de Neodimio*, cinco espécimes, seguindo um protocolo correntemente usado em aplicações no tratamento da hipersensibilidade (1W, 20Hz, 45mJ). O Modelo I simulou somente as propriedades térmicas da polpa. Os mesmos espécimes foram irradiados usando outro modelo (Modelo II), simulando as propriedades térmicas da polpa e absorvendo a radiação *laser* que atinge a câmara pulpar, seguindo o mesmo protocolo.

Os resultados obtidos com o Modelo I são concordantes com os da literatura, mas as elevações de temperatura resultantes do Modelo II são até 108% superiores às obtidas com o Modelo I.

Os resultados obtidos mostram que os modelos correntes podem subestimar as elevações de temperatura. No entanto, as características ópticas da polpa ainda não são conhecidas na literatura, inviabilizando a simulação de suas propriedades ópticas. Assim, a sugestão é usar o Modelo II, que resulta elevações superiores às esperadas *in vivo*, e portanto mais seguras, evitando subestimar os efeitos térmicos do *laser na* polpa.

**APÊNDICE : Gráficos de registros das temperaturas durante a irradiação dos dentes com e sem foto-absorvedor**

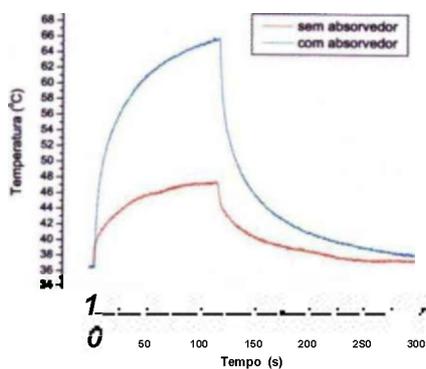


FIGURA A1. Registro de temperatura da amostra 1

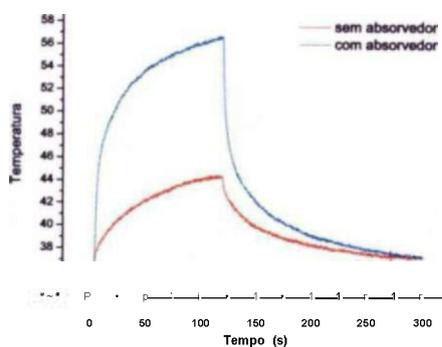


FIGURA A2. Registro de temperatura da amostra 2

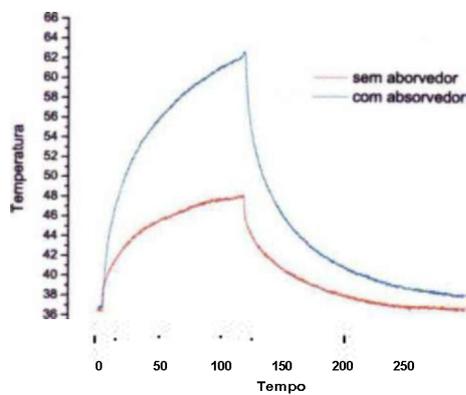


FIGURA A3. Registro de temperatura da amostra 3

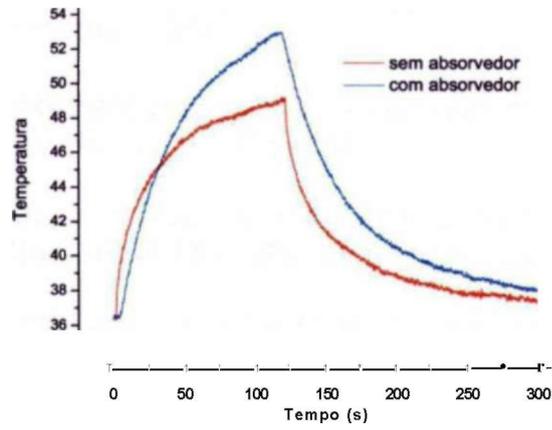


FIGURA A4. Registro de temperatura da amostra 4

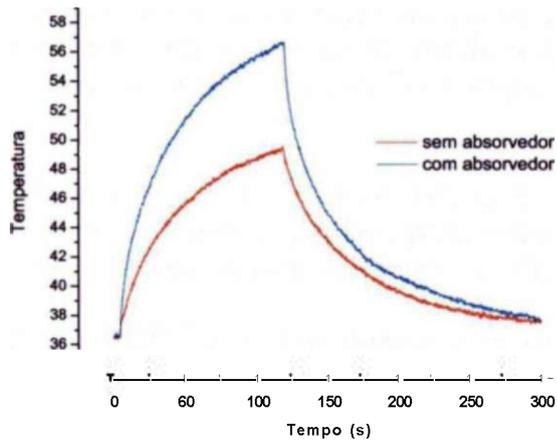


FIGURA A5. Registro de temperatura da amostra 5

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 ADRIAN, J.; BERNIER, J.; SPRAGUE, W. Laser and the dental pulp. *J. Am. Dent. Assoc.*, v. 83, p. 113-117, 1971.
- 2 ADRIAN, J. Pulp effects of neodymium laser. A preliminary report. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.**, v. 44, p. 301-305, 1977.
- 3 ARCORIA, C. J.; DUSEK, M.; VITASEK-ARCORIA, B. Pulpal effects of high rep rate Nd:YAG laser. **J. Clin. Laser Med. Surg.**, v. 12, n. 1, p. 21-25, 1994.
- 4 BALDISSARA, P.; CATAPANO, S.; SCOTTI, R. Clinical and histological evaluation of thermal injury thresholds in human teeth: a preliminary study. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 24, p. 791-801, 1997.
- 5 BRÄNNSTRÖM, M.; ÅSTRÖM, A. The hydrodynamic of the dental tubule and of the pulp fluid. **Internat. Dent. J.**, v. 22, n. 2, p. 219-227, 1972.
- 6 CHEONG, W. F.; PRAHL, A. S.; WELCH, A. J. A review of the optical properties of biological tissues. **IEEE J Quantun Electronics**, v. 26, p. 2166-2185, 1990 apud FARHAT, P. B. A. **Modelagem dos efeitos térmicos e ópticos na polpa dentária durante a irradiação com os lasers de diodo e de neodímio**. 2003. Dissertação (Mestrado) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.
- 7 CIARAMICOLI, M. T.; CARVALHO, R. C. R.; EDUARDO, C. P. Treatment of cervical dentin hypersensitivity using neodymium: yttrium-aluminum-garnet laser. Clinical evaluation. **Lasers in Surgery and Medicine**, v. 33, p. 358-362, 2003.
- 8 ERIKSSON, A. R.; ALBREAKTSSON, 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.
- 9 ESTRELA, C. Estruturação do diagnóstico endodôntico e Diagnóstico das alterações da polpa dentária. In: ESTRELA, C. **Ciência endodôntica**. São Paulo, SP: Artes Médicas, 2004. v. 1. p. 23-86.
- 10 EVANS, D.; REÍD, J.; STRANG, R.; STIRRUPS, D. A comparison of laser Doppler flowmetry with other methods of assessing the vitality of traumatized anterior teeth. **Endod. Dent. Traumatol.** v. 15, p. 284-290, 1999.
- 11 FARHAT, P. B. A. **Modelagem dos efeitos térmicos e ópticos na polpa dentária durante a irradiação com os lasers de diodo e de neodímio**. 2003. Dissertação (Mestrado) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.
- 12 FRIED, D.; GLENA, E. R.; FEATHERSTONE, J. D. B.; SEKA, W. Nature of light scattering in dental enamel and dentin at visible and near-infrared wavelengths. **Applied Optics**, v. 34, n. 7, p. 1278-1285, 1995.

- 13 GELSKEY, S. C.; WHITE J. M.; PRUTHI, V. K. The effectiveness of the Nd:YAG laser in the treatment of dental hypersensitivity. **J. Canad. Dent. Assoc.**, v. 59, n. 4, p. 377-386, 1993.
- 14 GENOVESE, W. J. **Laser de Baixa Intensidade: Aplicações Terapêuticas em Odontologia.** São Paulo: Lovise, 2000.
- 15 GOODIS, H. E.; WHITE, J. M.; HARLAN, L. Absence of pulpal response from Nd:YAG laser exposure on enamel. **J. Dent. Res.**, v. 71, p. 162, 1992. AADR Abstracts 449
- 16 GOODIS, H. E.; WHITE, J. M.; MARSHALL JR, G. W.; YEE, K.; FULLER, N.; GEE, L; MARSHALL, S. J. Effects of Nd: and Ho:Yttrium-aluminium-garnet laser on human dentine fluid flow and dental pulp-chamber temperature *in vitro*. **Archs. Oral Biol.**, v. 42, n. 12, p. 845-854, 1997.
- 17 GROSSMAN, L. I. A systematic method for the treatment of hypersensitive dentin. **Journal of American Dental Association**, v. 22, p. 592-602, 1935.
- 18 GROTH, E. B. **Contribuição para o estudo da aplicação do laser de baixa potência de Ga-Al-As no tratamento da hipersensibilidade dentinária.** 1993. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo.
- 19 GUTKNECHT, N.; MORITZ, A.; DERCKS, H. W.; LAMPERT, F. Treatment of hypersensitive teeth using Neodymium:Yttrium-Aluminium-Garnet lasers: a comparison of the use of various settings in an *in vitro* study. **J. Clin. Laser Med. Surg.**, v. 15, n. 4, p. 171-174, 1997.
- 20 HOLLAND, G. R.; NARHI, M. N.; ADDY, M.; GANGAROSA, L; ORCHARDSON, R. Guidelines for the design and conduct of clinical trials on dentine hypersensitivity. **J. Clin. Periodontol.**, v. 24, p. 808-813, 1997.
- 21 HÚTTMANN, G.; BIRNGRUBER, R. On the possibility of high-precision photothermal microeffects and the measurement of fast thermal denaturation of proteins. **IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Eletronics**, v. 5, n. 4, p. 954-962, 1999.
- 22 JACOBS, H. R.; THOMPSON, R.E.; BROWN, W.S. Heat Transfer in Teeth. **J. Dent. Res.**, v. 52, n. 2, p. 248-252, 1972.
- 23 KIM, B. M.; JACQUES, S. L; RASTEGAR, S.; THOMSEN, S.; MOTAMEDI, M. Nonlinear finite-element analysis of the role of dynamic changes in blood perfusion and optical properties in laser coagulation of tissue. **IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Eletronics**, v. 2, n. 4, p. 922-933, 1996.
- 25 KIMURA, Y.; WILDER-SMITH, P.; YONAGA, K.; MATSUMOTO, K. Treatment of dentine hypersensitivity by lasers: a review. **J. Clin. Periodontol.**, v. 27, p. 715-721, 2000.

- 26 KREISLER, M.; AL-HAJ, H.; D'HOEDT, B. Intrapulpal temperature changes during root surface irradiation with an 809-nm GaAlAs laser. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, v. 93, n. 6, p. 730-735, 2002.
- 27 LAN, W. H.; LIU, H. C; LIN, C. P. The combined occluding effect of sodium fluoride varnish and Nd:YAG laser irradiation on human dentinal tubules. **J. Endodontics**, v. 25, n. 6, p. 424-426, 1999.
- 28 LAUNAY, Y.; MORDON, S.; CORNIL, A; BRUNETAUD, J.M.; MOSCHETTO, Y. Thermal effects of lasers on dental tissues. **Lasers Surg Med.**, v.7, n.6, p. 473-77, 1987.
- 29 LIER, B. B.; ROSING, C. K.; AASS, A. M.; GJERMO, P. Treatment of dentin hypersensitivity by Nd:YAG laser. **J. Clin. Periodontal.**, v. 29, p. 501-506, 2002.
- 30 LIU, H. C; LIN, C. P.; LAN, W. H. Sealing depth of Nd:YAG laser on human dentinal tubules. **J. Endodontics**, v. 23, n. 11, p. 691-693, 1997.
- 31 MACRI, R. T. **Avaliação de variação da temperatura na câmara pulpar após a irradiação de diodo laser de alta potência de 830 nm em esmalte dental: estudo in vitro.** 2001. Dissertação (Mestrado) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.
- 32 MELLO, J. B.; MELLO, G. P. S. **Laser em Odontologia.** São Paulo, SP.: Livraria Santos Editora, 2001.
- 33 MISERENDINO, L; NEIBURGER, E. J.; WALIA, H.; LUEBKE, N.; BRANTLEY, W. Thermal effects of continuous wave CO<sub>2</sub> laser exposure on human teeth: an in vitro study. **J. Endo.**, v. 15, n. 7, p. 302-305, 1989.
- 34 PARKINS, F.; MILLER, R. Nd:YAG laser analgesia of dentin. **J. Dent. Res.**, v. 71, p. 162, 1992. AADR Abstracts 450
- 35 PELINO, J. E. P.; MELLO, J. B.; EDUARDO, C. P.; JORGE, A. O. C. *In vitro* study of the Nd:YAG laser effect on human dental enamel: optical and scanning electron microscope analysis. **J. Clin. Laser Med. Surg.**, v. 17, n. 4, p. 171-177, 1999.
- 36 POHTO, M.; SCHEININ, A. Microscopic observations on living dental pulp. II. The effect of thermal irritants on the circulation of the pulp in the lower rat incisor. **Acta Odontol. Scand.**, v. 16, p. 315, 1958
- 37 RENTON-HARPER, P.; MIDDIA, M. Nd:YAG laser treatment of dentinal hypersensitivity. **British Dental Journal**, v. 172, p. 13-16, 1992.
- 38 SELTZER, S. Hypothetic mechanisms for dentine sensitivity. **Oral Surg.**, v.31, n. 3, p. 388-399, 1971.

- 39 SCHMITT, J. M. Simple photon diffusion analysis of effects of multiple scattering on pulse oximetry. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 38, p. 1194-1203, 1991 apud FARHAT, P. B. A. **Modelagem dos efeitos térmicos e ópticos na polpa dentária durante a irradiação com os lasers de diodo e de neodímio**. 2003. Dissertação (Mestrado) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.
- 40 SIMANOVSKII, D.; SARKAR, M.; IRANI, A.; O'CONNELL-RODWELL, C.; CONTAG, C.; SCHWETTMAN, A.; PALANKER, D. Cellular tolerance to pulsed heating. **SPIE Proceedings, Laser-Tissue Interactions XVI**, v. 5695, p. 1-6, 2005.
- 41 SPIERINGS, T. A. M.; VREE, J. H. P.; PETERS, M. C. R. B. PLASSCHAERT, A. J. M. The influence of restorative dental materials on heat transmission in human teeth. *J. Dent. Res.*, v. 63, n. 8, p. 1096-1100, 1994 apud FARHAT, P. B. A. **Modelagem dos efeitos térmicos e ópticos na polpa dentária durante a irradiação com os lasers de diodo e de neodímio**. 2003. Dissertação (Mestrado) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.
- 42 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. **Laser Surgery**, SPIE, v. 1643, p. 423-436, 1992.
- 43 WHITE, J. M.; GOODIS, H. E.; SETCOS, J. C.; EAKLE, W. S.; HULSCHER, B. E.; ROSE, C. L. Effects of pulsed Nd:YAG laser energy on human teeth: a three-year follow-up study. *J. Am. Dental Assoc.*, v. 124, p. 45-51, 1993.
- 44 WHITE, J. M.; FAGAN, M. C.; GOODIS, H. E. Intrapulpal temperatures during pulsed Nd:YAG laser treatment of dentin, in vitro. *J. Periodontol.*, v. 65, n. 3, p. 255-259, 1994.
- 45 WHITTERS, C. J.; HALL, A.; CREANOR, S. L.; MOSELEY, H.; GILMOUR, W. H.; STRANG, R.; SAUNDERS, W. P.; ORCHARDSON, R. A clinical study of pulsed Nd:YAG laser-induced pulpal analgesia. *J. Dent.*, v. 23, n. 3, p. 145-150, 1995.
- 46 YONAGA, K.; KIMURA, Y.; MATSUMOTO, K. Treatment of cervical dentin hypersensitivity by various methods using pulsed Nd:YAG laser. **J. Clin. Laser Med. Surg.**, v. 17, n. 5, p. 205-210, 1999.
- 47 ZACH, L.; COHEN, G. Pulp response to externally applied heat. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.**, v. 19, p. 515-530, 1965.

***ipen***

c n e n



Ministério  
da Ciência  
e Tecnologia

I \_ 0 1 T O D O S

***Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares***

Diretoria de Ensino & Informação Científica e Tecnológica

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

Fone/Fax(0XX11) 3816 - 9148

SÃO PAULO - São Paulo - Brasil

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

O Ipen é uma autarquia vinculada à Secretaria de Ciência, Tecnologia e Desenvolvimento Econômico e Turismo do Estado de São Paulo, gerida técnica, administrativa e financeiramente pela Comissão Nacional de Energia Nuclear, órgão do Ministério da Ciência e Tecnologia, e associada à Universidade de São Paulo.