



BR0645259

INIS-BR-3980

AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**MODELAGEM DOS EFEITOS TÉRMICOS E ÓPTICOS NA  
POLPA DENTÁRIA DURANTE A IRRADIAÇÃO COM OS  
*LASERS* DE DÍODO DE NEODÍMIO**

**PATRICIA BAHIS DE ALMEIDA FARHAT**

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

Orientador:

Prof. Dr. Gessé Eduardo Calvo Nogueira

Co-orientador:

Prof. Dr. Edgar Yuji Tanji

**São Paulo  
2003**



14.18:

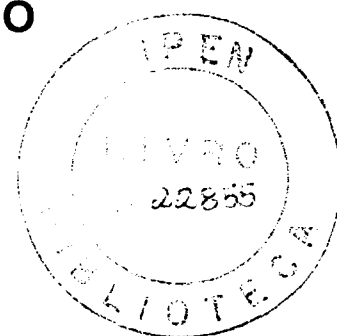
1



Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares  
Autarquia associada à Universidade de São Paulo

**MODELAGEM DOS EFEITOS TÉRMICOS E ÓPTICOS NA  
POLPA DENTÁRIA DURANTE A IRRADIAÇÃO COM OS  
LASERS DE DIODO E DE NEODÍMIO**

**Patricia Bahls de Almeida Farhat**



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

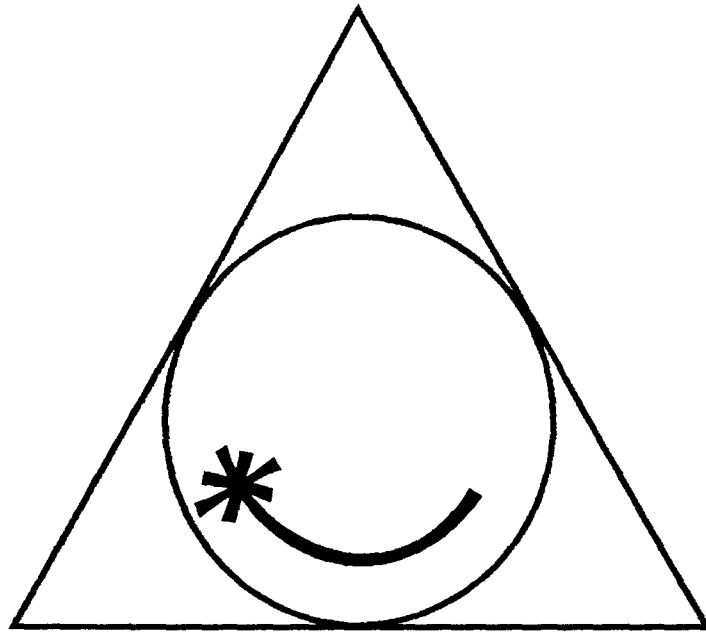
Orientador: Prof. Dr. Gessé Eduardo Calvo Nogueira  
Co-orientador: Prof. Dr. Edgar Yuji Tanji

São Paulo

2003

**Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo**





**MESTRADO PROFISSIONALIZANTE DE LASER EM  
ODONTOLOGIA**

## DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a Deus por me dar a força necessária para superar as dificuldades e pela oportunidade de poder viver grandes momentos.

Dedico este trabalho ao Rodrigo, meu marido e companheiro de todos os momentos, que tanto me incentivou a prosseguir em meus estudos, e que com todo seu amor, compreensão, apoio e conhecimento profissional, me auxiliou muito para a conclusão deste trabalho.

Dedico também aos meus pais Jordão e Izabel e à minha avó Neyde pelo grande apoio durante esta jornada.

## AGRADECIMENTOS

Agradeço a todos que de alguma forma colaboraram na realização deste trabalho e em especial:

- Ao meu orientador Prof. Dr. Gessé Eduardo Calvo Nogueira que com seu empenho, paciência, dedicação e muito conhecimento, contribuiu decisivamente para a concretização desta dissertação. Obrigada pela sua grandiosa orientação.
- Ao meu co-orientador Edgar Yuji Tanji pelas suas sugestões, atenção e colaboração na realização deste trabalho.
- Aos meus tios Sylvio e Maria José, que me acolheram em sua casa e me deram todo o conforto e tranqüilidade para que eu pudesse me preocupar apenas com o estudo enquanto aqui estive. Tia Zezé, você foi mais que uma mãe, você foi uma grande amiga com quem eu sempre pude contar nos momentos mais difíceis, muito obrigada por tudo.
- Ao professor e amigo João Carlos Gomes que me aconselhou na escolha do mestrado e sempre que preciso me orienta nas minhas decisões profissionais.
- Aos amigos Daniele e Marcelo Monello pelo carinho e atenção que sempre tiveram comigo durante todo este período.
- Ao prof. Tort pela sua presteza na realização do experimento deste trabalho.
- Aos amigos Tércio e Paolla e Antonio pela ajuda na obtenção dos dentes necessários para a realização deste trabalho.
- A todos os meus colegas de mestrado, pelo companheirismo e amizade.
- À minha amiga Carol Moreira que me ajudou com a tradução do abstract.
- À família do meu marido Rodrigo especialmente na pessoa da minha sogra Inês, que não só nesta etapa, mas sempre está ao nosso lado, nos dando todo conforto e apoio para prosseguirmos.
- A toda equipe de funcionários do curso de mestrado, pela atenção e auxílio dispensados durante todo o curso.
- A todos os professores que durante o curso foram buscar todo o saber, para compartilhar com o grupo.

## MODELAGEM DOS EFEITOS TÉRMICOS E ÓPTICOS NA POLPA DENTÁRIA DURANTE A IRRADIAÇÃO COM OS LASERS DE DIODO E DE NEODÍMIO

Patricia Bahls de Almeida Farhat

### RESUMO

Durante o desenvolvimento de aplicações de *lasers* com altas intensidades sobre o esmalte e dentina, há a necessidade de verificar os efeitos térmicos adversos em toda estrutura dental, incluindo a polpa. Mas a medição da temperatura na polpa intacta é um problema ainda não resolvido. Para este propósito, tem sido comum a utilização de modelos, usando dentes extraídos, com cavidades pulpares preenchidas por materiais que simulam somente as propriedades térmicas da polpa. Mas os modelos correntes não simulam as propriedades ópticas da polpa, desconsiderando a radiação remanescente na câmara pulpar. O objetivo deste trabalho foi verificar se a radiação remanescente dos *lasers* de neodímio e de diodo que atinge a câmara pulpar, nos modelos que usam dentes bovinos extraídos, pode provocar efeitos térmicos locais. Para este propósito foram desenvolvidos dois modelos, usando dentes bovinos extraídos, com suas câmaras pulpares preenchidas com água, simulando as características térmicas da polpa, sem (modelo 1) e com (modelo 2) um absorvedor óptico. Os modelos foram irradiados com 1 W. Os resultados obtidos revelam que, para ambos os *lasers*, as elevações de temperatura na câmara pulpar do modelo 2 são: i) até 11% superiores às do modelo 1 quando o esmalte é irradiado e; ii) até 37% superiores quando a dentina é irradiada (1 mm da polpa), indicando que o nível da radiação remanescente na câmara pulpar é relevante na construção de modelos quando excitados pelos *lasers* de neodímio e diodo.

## MODELING OF THERMAL AND OPTICAL EFFECTS IN DENTAL PULP DURING THE IRRADIATION WITH NEODYMIUM AND DIODE LASERS

Patricia Bahls de Almeida Farhat

### ABSTRACT

During the development of applications of high intensity lasers in the enamel and dentine, adverse thermal effects into the entire dental structure, including the pulp, must be verified. The measurement of the temperature in the intact pulp, however, is not a solved problem. For this purpose, models have been used frequently, using extracted teeth, with pulpal cavities filled with materials that simulate only thermal properties of the pulp. Current models, however, do not simulate optical properties of the pulp, not taking the remaining radiation in the pulp chamber into account. The aim of this study was to verify if the remaining radiation from neodymium and diode lasers that reach the pulp chamber, at the models using extracted bovine teeth, can causes local thermal effects. For this purpose, two models were developed, using extracted bovine teeth with their pulp chambers filled with water (simulating pulp thermal characteristics) without (model 1) and with (model 2) an optical absorbent. Models were radiated with 1 W. The obtained results show that, for both lasers, the temperature rise in model 2 pulp chamber is: i) up to 11% higher than in the model 1 when the enamel is radiated and ii) up to 37% higher than in the model 1 when dentine is radiated (1 mm from the pulp), indicating that the level of the remaining radiation is relevant for the construction of models excited by the neodymium and diode lasers.

## SUMÁRIO

	Página
DEDICATÓRIA	
AGRADECIMENTOS	
RESUMO	
ABSTRACT	
LISTA DE TABELAS.....	viii
LISTA DE FIGURAS.....	ix
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS.....	x
<b>1 INTRODUÇÃO.....</b>	<b>2</b>
<b>2 OBJETIVOS.....</b>	<b>6</b>
<b>3 MODELAGEM DE EFEITOS TÉRMICOS DE LASERS NA POLPA.....</b>	<b>8</b>
3.1 Efeitos térmicos de <i>lasers</i> na polpa.....	8
3.2 Modelagem dos efeitos térmicos de <i>lasers</i> na polpa.....	10
3.3 Estudos dos efeitos térmicos de <i>lasers</i> na polpa.....	15
<b>4 MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>	<b>33</b>
4.1 Construção dos modelos.....	33
4.2 Lasers.....	34
4.3 Arranjo experimental.....	36
<b>5 RESULTADOS E DISCUSSÕES.....</b>	<b>40</b>
5.1 Interação da radiação com o elemento sensor de temperatura.....	40
5.2 Respostas térmicas dos modelos 1 e 2: esmalte irradiado com os <i>lasers</i> de diodo e de neodímio .....	42
5.3 Respostas térmicas dos modelos 1 e 2: dentina irradiada com os <i>lasers</i> de diodo e de neodímio.....	45
5.4 Discussões.....	46
<b>6 CONCLUSÕES.....</b>	<b>55</b>
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>57</b>



## LISTA DE TABELAS

TABELA 1 Valores de temperaturas máximas medidas em ambos espécimes (esmalte e dentina irradiados), quando irradiados pelos <i>lasers</i> de neodímio e de diodo sem ( $T1_{máx}$ ) e com ( $T2_{máx}$ ) foto-absorvedor, correspondentes aos Modelos 1 e 2 respectivamente.....	44
--	----

## LISTA DE FIGURAS

FIGURA 3.1 Simulação da variação da temperatura (ordenada, graus Celsius) de um cilindro de dentina em função do tempo (abscissa, segundos).....	13
FIGURA 4.1 Acesso endodôntico palatino realizado nos dentes utilizados no estudo .....	33
FIGURA 4.2 Posicionamento dos <i>lasers</i> no suporte mecânico e seu posicionamento em relação à superfície irradiada do dente .....	36
FIGURA 4.3 Posicionamento do termopar no centro da câmara pulpar	37
FIGURA 4.4 Câmara pulpar preenchida com foto-absorvedor .....	38
FIGURA 5.1 Gráfico da resposta térmica de um espécime irradiado pelo <i>laser</i> de diodo, com sua câmara pulpar sem foto-absorvedor (Modelo 1) .....	41
FIGURA 5.2 Gráfico da resposta térmica de um espécime irradiado pelo <i>laser</i> de diodo, com sua câmara pulpar preenchida com foto-absorvedor (Modelo 2) .....	42
FIGURA 5.3 Gráficos dos registros das respostas térmicas do espécime que teve o esmalte irradiado com o <i>laser</i> de neodímio sem foto-absorvedor (traçado 1); irradiado com o <i>laser</i> de diodo sem foto-absorvedor (2); irradiado com <i>laser</i> de neodímio com foto-absorvedor (3); <i>laser</i> de diodo com foto-absorvedor (4) .....	44
FIGURA 5.4 Gráficos dos registros das respostas térmicas do espécime que teve sua dentina irradiada com <i>laser</i> de neodímio sem foto-absorvedor (traçado 1); irradiado com o <i>laser</i> de diodo sem foto-absorvedor (2); irradiado com o <i>laser</i> de neodímio com foto-absorvedor (3); irradiado com o <i>laser</i> de diodo com foto-absorvedor (4).....	46
FIGURA 5.5 Coeficiente de atenuação do absorvedor em função do comprimento de onda.....	52

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

### Acrogramas

*et al.*: *et alii*, e outros

IPEN: Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares

LASER: L(ight) A(mplification) by S(timulated) E(mission) of R(adiation):

Amplificação da luz por emissão estimulada de radiação

nº: número

FIG: figura

### Química

GaAlAs: galium aluminium arsenide, arseneto de gálio e alumínio

Nd: neodímio

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

Ho:YAG: cristal óxido:  $Y_3Al_5O_{12}$  dopado com hólmio

Er:YAG: cristal óxido:  $Y_3Al_5O_{12}$  dopado com érbio

CO<sub>2</sub>: dióxido de carbono

YAG: Y(trium) A(luminium) G(arnet), cristal óxido:  $Y_3Al_5O_{12}$

### Unidades

cm: centímetro

mm: milímetro

mm<sup>2</sup>: milímetro quadrado

µs: microsegundo

µm: micrometro

nm: nanometro

mJ: milijoule

s: segundo

Hz: Hertz

mJ/pulso: milijoules por pulso

J/cm<sup>2</sup>: joules por centímetro quadrado

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

mV/divisão: milivolts por divisão

g: gramas

W: watt

l/min: litros por minuto

### **Física**

° C: graus Celsius ou graus centígrados

F: graus Fahrenheit

## INTRODUÇÃO

## 1. INTRODUÇÃO

*Lasers* de Neodímio (Nd:YAG) operando em 1064 nm são usados na atenuação da hipersensibilidade dentária (Renton-Harper e Midda, 1992; Gutknecht *et al.* 1997), na desinfecção de canais (Wang-Hong, 1999), na preparação cavitária (Bassi *et al.*, 1994 e Yamada *et al.*, 2000) desinfecção de bolsas periodontais (Wilder-Smith *et al.*, 1995), na prevenção de cárie, induzindo alterações na superfície do esmalte, sugestivas de fusão e ressolidificação (White *et al.*, 1993; Cecchini *et al.*, 1998; Yamamoto *et al.*, 1988), tornando-as menos susceptíveis à ação de ácidos produzidos por bactérias (Bahar e Tagomori, 1994). Também têm sido demonstrados resultados satisfatórios como coadjuvante do capeamento pulpar, redução da permeabilidade dentinária, eliminação de debris, remoção de tecidos moles (gingivoplastias, aumento de coroa clínica, frenectomia), hemostasia, coagulação, analgesia, coadjuvante na reparação de úlceras aftosas e lesões herpéticas.

Diodos *laser* podem ser utilizados no corte de tecidos moles em processos de remoção de hemangiomas, fibromas e gengivectomias (Romanos e Netwing, 1999), remoção de pigmentação melânica da gengiva (Youssef *et al.*, 2000), e apresentam o potencial de substituir o laser de Neodímio em algumas aplicações, tais como a atenuação da hipersensibilidade dentinária, fusão e ressolidificação do esmalte, aumentando sua resistência frente aos ácidos causadores da cárie (Oliveira *et al.*, 2000), desinfecção de canais (Gutknecht *et al.*, 1997; Moritz *et al.*, 1997-a) e bolsas periodontais (Moritz *et al.*, 1997-b), dentre outras. Porém as eficácias e os efeitos adversos dessas aplicações ainda não estão estabelecidos.

As radiações dos *lasers* de diodo e de neodímio, no entanto, ocorrem na faixa infravermelha próxima do espectro (tipicamente em 808 nm e 1064 nm) e é fracamente absorvida pelo esmalte e pela dentina. Assim, algumas aplicações requerem um filme absorvedor aplicado ao esmalte ou dentina, com a finalidade de absorver a radiação e convertê-la em calor. Mas uma parcela da radiação não é absorvida pelo filme, pois o filme é fino ou o filme é evaporado. Ainda, há aplicações que não requerem o uso de filmes absorvedores. Nestes casos, ao atingir o esmalte ou a dentina, parte da radiação destes lasers é refletida e parte é transmitida. A parcela transmitida é fracamente espalhada pelo esmalte e fortemente espalhada pela dentina. E a radiação espalhada é fracamente absorvida por ambos tecidos. Mas a parcela absorvida é transformada em outra forma de energia. Considerando os lasers e aplicações acima, a maior parte da radiação absorvida é transformada em calor. Parte do calor gerado promove o efeito desejado: vaporização, fusão, ablação, esterilização, entre outros. Mas parte do calor, caso não seja removido, aquece os tecidos irradiados e pode provocar lesões na polpa dentária e regiões periapicais. Caso a região pulpar lesada seja extensa, e comprometa a irrigação sangüínea, pode ocorrer a perda da vitalidade dentária. Assim, ao ser desenvolvida uma nova aplicação, há a necessidade de verificar a possibilidade de dano térmico na polpa e na região periapical.

A medição de variações térmicas na polpa intacta, no entanto, é um problema ainda não resolvido. Assim, freqüentemente são utilizados modelos, usando animais, ou dentes extraídos de animais ou de humanos. Mais recentemente Moriyama *et al.* (2003) sugerem um modelo, baseado na análise de

elementos finitos, capaz de simular tanto a resposta térmica do processo como a excitação (irradiação com *laser*).

Mas muitos modelos físicos correntes não simulam corretamente as condições termodinâmicas reais. Recentemente Macri (2002) demonstrou que fatias de dentes e dentes extraídos, ambos os modelos providos de um extrator de calor (modelos freqüentemente usados) produzem respostas térmicas diferentes, e sugeriu o uso do último modelo.

Os modelos físicos correntes, ainda, somente simulam as respostas térmicas na câmara pulpar, resultantes da absorção da radiação pelo esmalte e dentina. Ocorre que a radiação dos lasers acima citados é fracamente absorvida pelo esmalte e pela dentina, e é esperado que uma parcela da radiação remanescente também interaja com a polpa. Uma vez que os modelos correntes não simulam a interação da radiação com a polpa, não é conhecido se a radiação remanescente que incide na câmara pulpar pode produzir efeitos térmicos adicionais ainda não considerados. Dentre os efeitos que devem ser considerados na elaboração de um modelo, destaca-se a absorção da radiação pelo elemento sensor de temperatura e pela própria polpa. Ainda, é conhecido que após exposições longas (maiores que 10 segundos) do epitélio e retina à radiação infravermelha, mesmo não ocorrendo efeitos térmicos significativos, podem ocorrer lesões decorrentes de mecanismos fotoquímicos, sugerindo que o mesmo pode ocorrer com a polpa.



**OBJETIVOS**

## 2. OBJETIVOS

O objetivo deste trabalho é verificar se a radiação remanescente dos *lasers* de neodímio e de diodo que atinge a câmara pulpar, durante a irradiação do esmalte e dentina, nos modelos que usam dentes bovinos extraídos, pode provocar efeitos térmicos locais. Para este propósito são usados modelos constituídos por dentes bovinos extraídos, destinados a simularem a interação da radiação com o esmalte e dentina, imersos em um meio extrator de calor simulando os tecidos adjacentes ao alvéolo, e um meio preenchendo a câmara pulpar, simulando as características térmicas da polpa, e também atuando como absorvedor óptico.

## REVISÃO DA LITERATURA

### 3. MODELAGEM DE EFEITOS TÉRMICOS DE LASERS NA POLPA

Ao mesmo tempo em que o *laser* tem se mostrado um poderoso coadjuvante no tratamento odontológico, é enfatizada a utilização de parâmetros corretos de energia ou potência, frequência e potência média, tais que não resultem danos térmicos à polpa dental. Assim, sempre associado ao desenvolvimento de uma nova aplicação, existe a necessidade de estudar a possibilidade de danos térmicos na polpa.

Este capítulo apresenta uma sinopse dos principais estudos dos efeitos térmicos de *lasers* na polpa, destacando as metodologias usadas para este propósito. Antes, porém, é apresentada uma breve explanação sobre os fatores relevantes que devem ser considerados no estudo dos efeitos térmicos de *lasers* na polpa.

#### 3.1. Efeitos térmicos de *lasers* na polpa

Uma forma de verificar se um protocolo de uso de um *laser* provoca danos na polpa é avaliar o estado desta após a irradiação, analisando cortes histológicos do tecido (Adrian *et al.*, 1971; Powell *et al.*, 1990; Powell *et al.*, 1993; Kumazaki e Kumazaki, 1996; Dostálová *et al.*, 1997). Mas este procedimento é destrutivo e normalmente são empregados em modelos (animais). Há exceções (estudos em humanos), mas as atuais diretrizes sobre ética em pesquisa desencorajam este método.

Outra forma comum de avaliar efeitos térmicos é verificar a temperatura na polpa. Mas, uma vez que a medição da temperatura na polpa intacta requer

métodos não invasivos, ainda não disponíveis, são utilizados modelos que simulam a polpa intacta em humanos. Os principais modelos usados são: dentes extraídos (Wilder-Smith *et al.*, 1995; Yamada *et al.*, 2000; White *et al.* 1990;), dentes inteiros, imersos em um meio extrator de calor ou não, animais (Zach e Cohen, 1965; Adrian, 1977; Arcoria *et al.* 1991; Strefezza, 2001), e simulações computacionais (Moriyama *et al.*, 2003).

Normalmente a temperatura é medida usando sensores térmicos tais como termopares ou termístores (Renneboog-Squilbin *et al.*, 1989; Powell *et al.*, 1990; Lauer *et al.*, 1990, Powell *et al.*, 1993; Paghdiwala *et al.*, 1993; Yu *et al.*, 1993; White *et al.*, 1994, Cecchini *et al.*, 1995; Zzell *et al.*, 1996; Cecchini *et al.*, 1998; Strefezza *et al.* 2000; Picinni, 2001) e câmaras termográficas (White *et al.*, 1992; Hibst e Keller, 1992; Senda *et al.*, 1993; Wilder Smith *et al.*, 1995; Tanji, 2002).

A tolerância pulpar à aplicação de *lasers* tem sido embasada principalmente no trabalho realizado por Zach e Cohen (1965). Neste trabalho, *in vivo*, os autores elevaram a temperatura de dentes de macacos da espécie "*Macaca Rhesus*" de forma controlada, por meio de uma resistência elétrica, aplicada à face vestibular dos dentes anteriores que tinham tamanhos similares aos dentes humanos. Estes dentes tiveram um pequeno orifício produzido na face lingual onde foi aplicado um termistor. Esperando que a variação de temperatura intrapulpar fosse a mesma, as mesmas condições dos testes foram reproduzidas nos dentes análogos de cada animal, numa sessão subsequente, porém, nenhuma cavidade foi preparada nestes dentes que foram reservados para os estudos histológicos que foram feitos nos intervalos de 2, 7, 14, 56 e 91 dias após a aplicação do calor. Os autores observaram que para variações de temperatura

na polpa de até 4° F (2,2° C) não houve alterações pulpare importantes num intervalo de dois dias, e em intervalos subseqüentes de 7 dias até três meses. Para elevações de temperatura de 10° F (5,5° C), as análises revelaram que, após dois dias muitas polpas mostravam sinais evidentes, semelhantes a queimaduras, com destruição da maioria dos odontoblastos e redução da camada não calcificada de pré-dentina. Aos sete dias a hiperemia pulpar era evidente, e processos de reparação foram observados após duas semanas. Aos 56 dias muitas polpas estavam recuperadas; porém 15 % dos dentes submetidos a esta temperatura (5,5° C) não se recuperaram. Para elevações de temperatura de 20° F (11,0° C), 60 % dos dentes não se recuperaram. Tomando como base este estudo, o valor seguro para elevação da temperatura na polpa tem sido freqüentemente considerado como abaixo de 5,5° C ou 10° F.

No entanto é conhecido que a primeira estrutura celular que sofre alteração irreversível (e conseqüente morte celular) com a elevação da temperatura é a proteína. A fração de proteínas desnaturadas depende da temperatura, e do tempo em que são submetidas a temperaturas acima da funcional. E a recuperação do tecido depende da fração que foi lesada. Assim, uma vez que não existem trabalhos mais precisos sobre os efeitos térmicos na polpa, é razoável considerar segura uma elevação de temperatura de até 2,2° C, pois seria intolerável admitir que 15% de pacientes submetidos a irradiações pudessem ter suas polpas necrosadas.

### **3.2. Modelagem dos efeitos térmicos de *lasers* na polpa**

Os modelos que usam dentes humanos ou de animais são construídos usando fatias ou cortes de dentes ou ainda dentes inteiros, fixados por resinas,

ceras, ou com suas raízes imersas na água. Ainda, nos modelos correntes, a cavidade da câmara pulpar pode estar vazia, ou preenchida por água ou pastas a base de silicone. No entanto, algumas considerações deveriam ser efetuadas sobre os processos de absorção e de transferência de calor, sem as quais erros intoleráveis podem ocorrer.

A primeira consideração a ser efetuada é sobre o mecanismo de absorção da radiação *laser*. Na região do espectro entre 800 a 1100 nm, a radiação é fracamente absorvida pelo esmalte e pela dentina e fortemente espalhada pela dentina, enquanto é fracamente espalhada pelo esmalte, (Fried *et al.*, 1995). Para aumentar a eficiência da transferência de energia da radiação *laser* ao esmalte, uma alternativa é o uso de um filme absorvedor, que aplicado ao esmalte, absorve a radiação laser e a transforma em calor. O calor do filme é transferido, por condução, ao esmalte. Quando o absorvedor evapora ou quando não é aplicado, parte da radiação é refletida, e parte é transmitida. A parcela da radiação que penetra na estrutura dentária é espalhada pelo esmalte e pela dentina. A radiação espalhada é fracamente absorvida no esmalte e na dentina, e a parcela que atinge a polpa é fortemente espalhada e fracamente absorvida pelo tecido pulpar, principalmente pelas hemácias (Schmitt, 1991). Nesse caso, a absorção da energia é volumétrica, ocorrendo ao longo de todo caminho, desde o esmalte até a polpa.

Além do mecanismo de transferência de energia do *laser* para o dente, o modelo deve considerar o mecanismo de transferência do calor do dente para o meio extrator do calor, simulando os tecidos adjacentes ao alvéolo. O calor absorvido é transferido do dente para o meio por condução, por irradiação e por convecção. Durante a irradiação de um dente, quando isolado (i. e., não há

contato com fluidos bucais ou língua), somente a transferência de calor por condução pode ser considerada, pois as contribuições das demais, embora existam, são pequenas. Considerando a parcela de calor extraída pela irrigação sanguínea pulpar desprezível, nestas condições, quase todo calor absorvido pelo dente é extraído pelo alvéolo por condução.

Para analisar a resposta térmica do estímulo (calor absorvido), consideremos que a irradiação seja efetuada por um *laser* com emissão contínua. Quando o *laser* inicia a transferência de energia, a temperatura no dente aumenta. Caso a duração da exposição seja longa, a temperatura no dente aumenta, até que o equilíbrio seja atingido, quando a potência entregue ao dente é igual à extraída pelo alvéolo, por condução. Nesta condição (quando o equilíbrio é atingido), o regime é considerado permanente, e a temperatura não depende do tempo. Antes do equilíbrio há um regime transitório, quando a temperatura varia no tempo.

Não há, no entanto, um modelo matemático simples que descreva todo o processo acima. Mas consideremos um pequeno cilindro de dentina, com volume  $V$ , cujas dimensões sejam tais que a temperatura,  $T_0$ , o coeficiente de transferência de calor e resistência térmica possam ser consideradas constantes em toda sua extensão. Consideremos ainda que a temperatura nas circunvizinhanças deste volume também seja constante e igual a  $T_F$ . Nestas condições, a temperatura neste volume pode ser prevista em qualquer instante  $t$  segundo a equação  $T(t) = T_F - (T_F - T_0) \cdot e^{-t/\alpha}$ , onde  $\alpha = hA/\rho C_p V$ , sendo  $h$  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 da dentina respectivamente. O gráfico da FIG. 3.1 mostra a elevação de temperatura deste pequeno volume para  $\alpha = 10 \text{ s}^{-1}$ ,



$T_0 = 36,5^{\circ} \text{ C}$ ,  $T_F = 40^{\circ} \text{ C}$  (valores arbitrários), durante o intervalo de tempo entre 0 a 100 s, simulando um processo de aquecimento, iniciado em  $t = 0$  s. E no intervalo entre 100 a 200 s, simulando um processo de resfriamento, descrito pela equação  $T(t) = T_0 + (T_F - T_0) \cdot e^{-t/\alpha}$ . Ou seja, em  $t = 100$  s, é cessada a irradiação.

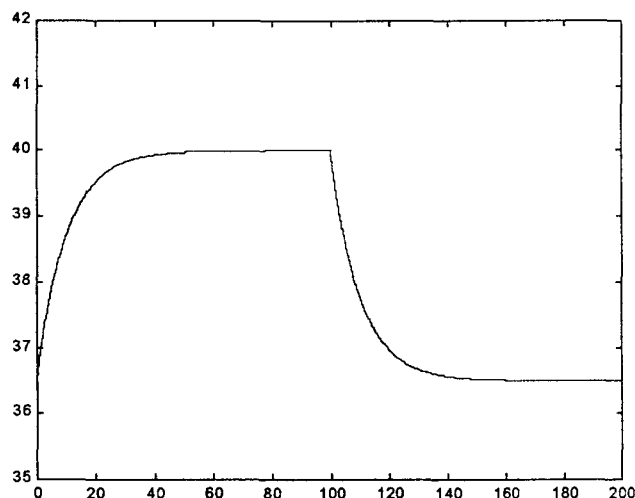


Figura 3.1: Simulação da variação da temperatura (ordenada, graus Celcius) de um cilindro de dentina em função do tempo (abscissa, segundos).

Embora a resposta térmica de um dente não possa ser descrita pelo modelo simplificado acima, um modelo acurado pode ser obtido dividindo um dente em pequenos volumes e associando suas respostas. Ainda assim, seria necessário incluir no modelo o processo volumétrico de absorção da radiação. Assim, o modelo acima é aqui usado somente para explicitar os fatores que devem ser considerados na elaboração de um modelo físico ou matemático. Na FIG. 3.1 pode ser observado que inicialmente a temperatura varia largamente, mas atinge um patamar, quando o regime permanente é estabelecido, em

aproximadamente 40 s. Quando o estímulo é interrompido (cessa a irradiação), aos 100 s, a temperatura decresce, até atingir a temperatura inicial.

Analisando o modelo acima verificamos que a resposta térmica depende da massa, da área em que ocorre a troca do calor, e das propriedades térmicas do material (calor específico, e coeficiente de transferência de calor). Quando um modelo mais completo é elaborado, pode ser verificado que a resposta térmica depende, além dos fatores acima apontados, da forma do dente e das condutividades térmicas das estruturas dentárias e dos tecidos adjacentes ao alvéolo (Spierings *et al.*, 1994). A condutividade térmica é uma propriedade da matéria relacionada com sua capacidade de conduzir o calor. Geralmente metais são bons condutores de calor, enquanto o esmalte, a dentina, a polpa e os tecidos adjacentes ao alvéolo apresentam condutividades entre 30 a 100 vezes menores que as de metais.

Usando um modelo ainda mais simplificado, válido somente durante o regime permanente, as temperaturas nos dois meios estão relacionados pela equação  $T_F - T_0 = P \cdot (R_{Th-D} + R_{Th-J} + R_{Th-A})$  onde P é a potência que está sendo transferida ao cilindro de dentina, e  $R_{Th-D}$ ,  $R_{Th-A}$  e  $R_{Th-J}$  são as resistências térmicas da dentina, da junção entre a dentina e o alvéolo e do alvéolo (tecidos adjacentes) respectivamente. A resistência térmica é o recíproco da condutância térmica (que depende da condutividade, área e comprimento do material). Caso o meio extrator de calor seja o ar, e não o alvéolo, uma vez que sua condutividade térmica é aproximadamente 25 vezes menor que a dos tecidos adjacentes ao alvéolo, a temperatura na raiz do dente será muito superior à encontrada nas mesmas condições de irradiação, mas com o dente inserido no alvéolo. E caso o meio extrator seja um metal, a temperatura na raiz será muito menor que nas

condições reais, pois a condutividade térmica de metais é aproximadamente 100 vezes superior à dos tecidos adjacentes ao alvéolo. Ainda, usando a equação acima, pode ser demonstrado que, mesmo mantendo  $T_F$  e  $T_0$  constantes, a alteração da resistência térmica de qualquer elemento do modelo resulta outra temperatura na junção dentina-alvéolo, como um exemplo.

Assim, para a construção de um modelo, tanto as propriedades térmicas do dente quanto as do material extrator de calor, bem como o contato térmico entre eles, devem ser observados. Ainda, para a construção de um modelo físico ou matemático, tanto as propriedades térmicas devem ser observadas como suas massa e forma. Portanto, fatias ou partes de um dente não são bons modelos. E uma vez que o meio extrator do calor também deve simular as propriedades térmicas dos tecidos adjacentes ao alvéolo, modelos construídos com metais, ceras e suportes acrílicos podem não simular corretamente as respostas térmicas.

### **3.3. Estudos dos efeitos térmicos de *lasers* na polpa**

Nos primórdios do uso da alta rotação em odontologia, a geração de calor também foi alvo de estudos que resultaram trabalhos importantes, os quais determinaram o limite de temperatura que se pode gerar dentro da câmara pulpar sem causar danos ao tecido pulpar.

No trabalho realizado por Hartnett, Diego e Smith (1961), os autores estudaram o efeito do aumento de temperatura com possíveis danos causados à polpa, por uma caneta de alta rotação e respectivas brocas para preparos cavitários. O primeiro objetivo do estudo foi investigar a possibilidade de medir as mudanças de temperatura ocorridas dentro da câmara pulpar de terceiros molares recém extraídos, quando submetidos a uma fonte de calor conhecida. Para isso,

foi colocado um termopar dentro da câmara pulpar, e o dente foi imerso em banho térmico a 51°C. Em outra parte do estudo foram realizados preparos cavitários com diferentes brocas em dentes humanos extraídos, utilizando-se sempre refrigeração a ar na área de contato entre o dente e a broca, onde mediram a temperatura e obtiveram variações entre 1° a 6° C. Também foram feitos preparos com baixa rotação e discos de carborundum, simulando preparos em coroas, em dentes de cães, e verificou-se um aumento de temperatura de 6° C. Reduções totais coronárias em dentes de cães provocaram elevações de temperatura de 8,5° C. Verificou-se, neste estudo, que em condições experimentais *in vivo* realizadas em cães, houve um decréscimo de temperatura, em relação às mesmas condições *in vitro*. Os autores sugeriram que a utilização de uma fonte de calor sobre uma área dental não é a simulação da realidade. Este talvez seja um dos primeiros trabalhos que relatam as condições experimentais do uso do termopar dentro da câmara pulpar.

Adrian *et al.*(1977) testou o *laser* de neodímio com matriz de vidro, com largura de pulso de 7 ms e fluências variando entre 0,71 e 6,8 J/cm<sup>2</sup> em oito dentes de macacos *Rhesus in vivo*. O *laser* utilizado tinha feixe com 1 mm de diâmetro e foi irradiado em um ponto situado 2 mm acima da margem gengival na superfície vestibular dos dentes. Dois dias após as aplicações, os dentes foram extraídos para estudos histológicos. Os resultados mostraram que até 2 J/cm<sup>2</sup> não houve alteração pulpar. Acima desses valores e até 3,1 J/cm<sup>2</sup> observou-se perda de orientação dos odontoblastos, edema, leucócitos e hemácias no espaço extravascular. Acima dessa fluência encontrou-se necrose na camada de odontoblastos. Acima de 4,5 J/cm<sup>2</sup>, os autores observaram formação de crateras e, apesar das relações pulpares com necrose, não foi encontrado em nenhum dos

espécimes necrose coagulante generalizada, concluindo portanto, que esse *laser* (neodímio) produzia maior tolerância pulpar, quando comparado ao *laser* de rubi.

Em 1987, Launay *et al.*, compararam o efeito térmico de três diferentes *lasers* nos tecidos dentais duros. O *laser* de CO<sub>2</sub> com  $\lambda = 10,6 \mu\text{m}$ , em regime contínuo e pulsado, com potência entre 0,1 e 30 W; O *laser* de Argônio com  $\lambda = 487$  e  $\lambda = 544 \text{ nm}$  e potências variando entre 0,5 e 10 W e pulsos com largura entre 0,1 e 0,2 s. E o *laser* de Nd:YAG com  $\lambda = 1,06 \mu\text{m}$ , potências entre 3 e 35W, largura de pulso de 0,2 a 0,7 s em regime contínuo. Foram realizadas tomadas de temperatura superficial por câmara termográfica e interna com termopar posicionado no meio da câmara pulpar. Os autores não revelaram se o termopar estava em contato ou não com a parede dentinária. Os dentes unirradiculares utilizados neste estudo tiveram uma cavidade preparada na face vestibular com 1,5 mm de profundidade. Com base nos resultados, os autores recomendaram que o *laser* de Nd:YAG não deveria ser utilizado em tecidos dentais em regime contínuo, pois nesses casos a temperatura na cavidade pulpar rapidamente excederia os limites da saúde pulpar (resultados numéricos não revelados pelos autores), e que poderia provocar desnaturação proteica. Porém, em regime pulsátil, esse efeito não ocorre, além da temperatura produzida na superfície ser compatível com a fusão da hidroxiapatita, devendo ser este regime de operação promissor para aplicação clínica. O *laser* de Argônio produziu efeitos indesejáveis, pois a temperatura dependia da limpeza do esmalte: quando limpo, as temperaturas internas não eram altas. O *laser* de CO<sub>2</sub> não produziu efeitos térmicos nocivos quando aplicado ao esmalte ou à dentina.

Em 1989, Renneboog *et al.*, selecionaram 12 caninos inferiores humanos para investigar o aumento de temperatura na câmara pulpar, durante irradiação

com *laser* de argônio. Os dentes tiveram seus ápices seccionados e as câmaras pulpares esvaziadas e preenchidas com uma pasta termo-condutora com o objetivo de reproduzir o tecido pulpar. Um termopar foi posicionado no interior da câmara pulpar e o *laser* foi aplicado em emissão contínua com comprimento de onda de 454,4 e 514,5 nm, com potência de 2 Watts, diâmetro de feixe de 250  $\mu\text{m}$ , densidade de potência de 4  $\text{kW}/\text{cm}^2$  e tempo de exposição entre 1 a 5 s. Os autores também verificaram o aumento da temperatura provocado por imersão em água quente (54 a 55° C por 2 segundos) e preparos realizados com turbinas em alta velocidade refrigeradas por *spray* de água. Os resultados mostram que a irradiação pontual com o *laser* de argônio por um período de 2 ou 4 segundos gera aumentos de temperatura na câmara pulpar, semelhantes àqueles causados pelas pontas diamantadas e menores do que aqueles causados pelo contato da coroa dental com água quente (54 a 55° C por 1 a 2 segundos).

White *et al.* (1990) avaliaram os efeitos térmicos na polpa do *laser* de Nd:YAG *in vitro* em 12 terceiros molares extraídos. Neste trabalho os autores utilizaram um *laser* de Nd:YAG American Dental Laser, Birmingham, Michigan, com potência média entre 0,3 a 3,0 W e frequência entre 10 a 30 Hz, resultando energias entre 30 a 150 mJ por pulso. As irradiações foram efetuadas utilizando uma fibra óptica de 200  $\mu\text{m}$  de diâmetro a 5 mm das superfícies vestibulares dos dentes. Em três dentes irradiou-se a superfície de esmalte e nos outros 9 dentes foram efetuados preparos classe V com alta rotação, e as dentinas expostas foram irradiadas com energias de 20, 36, 60, 96, 120 e 240 J com potências médias de 0,3; 0,5; 0,8; 1,0 e 2,0 W. Os testes em dentina foram realizados para espessuras de dentina que variavam entre 2,7 e 0,3 mm. Os espécimes com dentinas remanescentes maiores que 1 mm e os intactos apresentaram polpa

sem alterações. Os autores sugeriram que, dentro desses parâmetros, a alteração causada pelo efeito térmico está relacionada com a estrutura dentária remanescente e não com o aumento da energia. É conhecido, no entanto, que os efeitos térmicos dependem tanto da estrutura dentária como da potência média.

Lauer *et al.* (1990), avaliaram o aumento de temperatura na polpa e as mudanças morfológicas causadas pela exposição ao *laser* de Er:YAG em dentes humanos recém extraídos com ou sem *spray* de água. Cada dente foi desgastado em sua porção lingual até que se tornasse visível e acessível a face vestibular da câmara pulpar onde foi fixado um termopar com resposta de 40 ms, unido com uma massa condutora térmica. No experimento foi utilizado um *laser* de Er:YAG com comprimento de onda de 2,94  $\mu\text{m}$ , com diferentes níveis de energia e tempos de exposição, variando ainda a profundidade de corte para avaliar as alterações da temperatura no interior da câmara pulpar. Para uma espessura de dentina de 2,8 mm, irradiada com 0,3 W e por dois segundos, a elevação da temperatura observada foi apenas de 0,5° C. Os resultados indicaram que houve redução da temperatura, maior eficiência e mudanças estruturais mínimas na presença do *spray* de água quando comparados aos dentes que foram irradiados a seco. Os autores enfatizaram a importância de um fluxo contínuo de água sobre o tecido dental durante a exposição à irradiação com o *laser* de érbio.

Em 1990, Powell *et al.* sugeriram parâmetros seguros para a utilização do *laser* de CO<sub>2</sub> de emissão contínua para uso intra-oral. No estudo foi utilizado um equipamento a *laser* de CO<sub>2</sub>, com potências entre 2,5 a 9,8 W, diâmetro de feixe de 1 mm, e exposições variando entre 0,02 a 1,0 s. O estudo foi dividido em três partes: 1) os efeitos da irradiação em tecidos pulpares, quando superfícies vestibulares de dentes pré-molares de cães foram irradiadas *in vivo* a distâncias

entre 1,0 a 1,5 mm da margem gengival com energias entre 0,08 a 7,9 J. Quarenta e oito horas após a irradiação os dentes foram extraídos e analisados histologicamente. 2) Mudanças na temperatura pulpar, quando foram seccionadas na direção méso-lingual 30 dentes (humanos e de cães) recém extraídos, e foi fixado nas paredes pulpares destes dentes (2,0 a 2,5 mm acima da junção amelo-cementária), um sensor de um instrumento capaz de medir diferenças de temperatura de 0,05° C. 3) danos na superfície do esmalte, quando dentes humanos congelados foram selecionados, e irradiados seguindo os mesmos parâmetros utilizados nos outros testes. Os dentes foram avaliados por microscopia óptica e fotografias. Os resultados mostraram que o aumento de temperatura foi proporcional ao aumento da energia aplicada na superfície de esmalte, e não ultrapassaram 3,3° C em dentes humanos quando aplicadas energias próximas a 8,0 J. Foram observados danos na superfície de esmalte quando foram utilizadas energias superiores a 1,0 J, tanto em dentes humanos como em dentes de cães. Os autores concluíram ainda que baixas energias causam danos ao esmalte, mas não à polpa dental.

Arcoria *et al.* (1991) examinaram os efeitos térmicos na polpa dental de cães resultantes da combinação da aplicação do *laser* CO<sub>2</sub> com o de Nd:YAG, quando irradiados com: 1) no grupo I, potência igual a 16 W (ambos os *lasers*), exposições de 2 segundos e distâncias focais de 16 cm. 2) O grupo II recebeu irradiações de 16 W com o *laser* CO<sub>2</sub> e 40 W com o *laser* de Nd:YAG. O grupo III não recebeu tratamento (controle). Os autores concluíram que após 10 dias, a irradiação coaxial dos *lasers* CO<sub>2</sub> e Nd:YAG resultou uma maior formação de dentina secundária, quando comparado com a irradiação com o *laser* Nd:YAG isoladamente.



Goodis *et al.* (1992) examinaram *in vivo* os efeitos pulpares causados pela aplicação do *laser* de Nd:YAG com comprimento de onda de 1,06  $\mu\text{m}$  no esmalte de dentes humanos. Foram utilizados 30 terceiros molares completamente erupcionados, sem cárie, sem restaurações, sem doença periodontal ou trauma oclusal, os quais foram marcados para extração depois de usados neste estudo. A vitalidade pulpar foi avaliada antes da aplicação do *laser* usando estímulos térmicos e elétricos. No experimento foi usado um *laser* pulsado de Nd:YAG acoplado a uma fibra de 320  $\mu\text{m}$  de diâmetro, irradiando, por dois minutos, a superfície vestibular ou lingual dos dentes. Dois dentes não receberam irradiações e foram usados como controle. Os parâmetros do *laser* estudado variavam entre 0,3 a 3,0 W, 10 a 30 Hz, e 30 a 150 mJ/pulso. As vitalidades pulpares foram novamente avaliadas antes das extrações. Todos os dentes permaneceram vitalizados aos testes térmicos e elétricos. Os dentes foram removidos, preparados, e examinados histologicamente. As avaliações histológicas revelaram a presença de odontoblastos aspirados, o aumento da vascularização e do grau de infiltrado Polimorfonucleares, a formação de micro-abscessos, infiltrado de células periféricas e envolvimento superficial e profundo dos tecidos. Não foram encontrados efeitos pulpares em nenhuma secção histológica dos dentes avaliados. Segundo os autores, a aplicação do *laser* de Nd:YAG, com os parâmetros acima citados, ao esmalte de terceiros molares por até 2 minutos não causou efeitos pulpares adversos.

Em um estudo clínico, usando o *laser* de Nd:YAG (1,06  $\mu\text{m}$ ) pulsado acoplado a uma fibra óptica com diâmetro de 320  $\mu\text{m}$ , White *et al.* (1993) realizaram um trabalho com dois objetivos: determinar a eficácia e avaliar a segurança e a ocorrência de complicações, do *laser* pulsado de neodímio na

remoção de cáries no esmalte e na dentina. Este estudo envolveu 97 pessoas e 163 lesões cáries, onde 57% das cáries eram confinadas apenas ao esmalte e 43% eram estendidas até a dentina. O protocolo utilizado foi: aplicação da fibra em contato, potência igual a 1,0 W; energia por pulso igual a 100 mJ; e frequência igual a 10 Hz. A média de energia usada foi  $68 \text{ mJ} \pm 25 \text{ mJ}$  (média e desvio padrão) com  $445 \pm 214$  pulsos e energia total igual a  $27 \pm 12 \text{ J}$ . Após a remoção das cáries, alguns dentes foram restaurados, selados ou não foram restaurados. Após três anos os pacientes foram avaliados. Trinta e seis por cento dos pacientes tratados retornaram. Foram efetuados testes da vitalidade pulpar (térmico e elétrico), aplicados questionários sobre dor, radiografias *Bitewing* e avaliações periapicais. Todos os dentes permaneceram vitalizados e assintomáticos.

Senda *et al.* (1993) utilizaram incisivos centrais superiores humanos para determinar as características da transmissão de calor na dentina tanto na direção lateral quanto vertical, quando irradiada com um *laser* de  $\text{CO}_2$  com diferentes energias, usando diversas técnicas de irradiação. Num primeiro experimento as variações térmicas na direção vertical foram determinadas por termografia, durante 60 segundos, quando as dentinas foram irradiadas com potências de 5 W ou 3 W, pulsos de 10 ms, e liberação de gás com fluxo de 2 l/min. No segundo experimento as elevações de temperatura na direção perpendicular à superfície foram medidas usando um termopar, durante 120 segundos, quando irradiadas com potência de 5 W, pulsos de 10 ms e fluxo de gás de 2 l/min. Nos dois experimentos as distâncias das irradiações foram 1, 2 e 3 mm da polpa (espessuras de dentina). Segundo os autores, os resultados sugeriram não haver riscos de injúria à polpa dental, pois o aumento máximo de temperatura nos dois

experimentos não foi superior a 5° C. Ainda segundo, os autores, a distância mínima segura de irradiação é a de 3 mm da polpa, com exposição máxima de 10 s. As mudanças térmicas na dentina tanto em direção lateral, quanto vertical, possuíram características similares. Os autores concluíram que, quanto maior a distância do ponto de irradiação, maior é o decréscimo da temperatura.

Powell *et al.* (1993) estudaram efeitos térmicos da irradiação da superfície do esmalte com o *laser* de argônio, e sugeriram parâmetros máximos de irradiação antes que ocorram danos irreversíveis, tanto no esmalte como nos tecidos pulpare. Neste estudo foi utilizado um *laser* de argônio para irradiar superfícies de esmalte durante 0,2 a 5,0 s, com potências entre 1,6 e 6,0 W, diâmetros de feixe de 1 a 2 mm, resultando densidades de energia de 25 a 1000 J/cm<sup>2</sup>. Nos estudos de danos pulpare foram utilizadas superfícies vestibulares de dentes pré-molares de cães, irradiados *in vivo* a distâncias entre 1,0 a 1,5 mm da borda gengival, com densidades de energia variando entre 102 J/cm<sup>2</sup> a 954 J/cm<sup>2</sup>. Os dentes foram extraídos 48 horas após as irradiações, e efetuadas análises de cortes histológicos. Para a verificação de mudanças de temperatura, foram seccionados dentes humanos e de cães recém extraídos, na direção mesio-distal. As variações de temperatura foram medidas usando um instrumento com capacidade de mensurar a diferença de temperatura de 0,05° C, fixado na parede pulpar (2,0 a 2,5 mm acima da junção amelo-cementária). Utilizando-se os mesmos parâmetros de irradiação, dentes humanos recém extraídos foram selecionados para estudar os danos na superfície de esmalte, usando um microscópio de luz e fotografias. Neste estudo os autores confirmaram os resultados obtidos por Zack e Cohen, pois danos no tecido pulpar foram encontrados quando a temperatura na câmara pulpar aumentou cerca de 5,5° C,

sendo que, com o *laser* de Argônio, esta elevação de temperatura foi obtida quando utilizadas densidades de energia de cerca de 900 J/cm<sup>2</sup>.

Wilder-Smith *et al.* (1995) avaliaram os efeitos da irradiação, com um *laser* de Nd:YAG, em superfícies radiculares, observando as alterações estruturais e os efeitos térmicos. Para este propósito foram utilizados dentes humanos extraídos unirradiculares, incluídos em resina acrílica, de forma que as raízes ficassem expostas. Neste experimento, num grupo A, 25 amostras sofreram alisamento radicular e em seguida irradiações com o *laser* de Nd:YAG com potência de 5 W e exposições de 60 a 300 segundos, com densidades de energia de 34 a 923 J/cm<sup>2</sup>. Num grupo B, apenas o alisamento radicular foi realizado. E num grupo C, de controle, sem nenhum tratamento na superfície radicular, apenas as irradiações com o *laser* de Nd:YAG foram efetuadas. As médias das temperaturas nas superfícies radiculares foram calculadas a partir das temperaturas máximas medidas durante cada irradiação, usando uma câmara termográfica. Os resultados obtidos demonstram um aumento de temperatura na superfície radicular superior a 9° C um minuto após a irradiação, com taxa de acréscimo de 3,5° C a cada minuto. Na câmara pulpar, resultados similares foram observados, porém com maior taxa de variação, sendo observadas elevações de 19° C após um minuto e 34° C após cinco minutos. Os resultados do estudo sugerem que o *laser* de Nd:YAG pode causar aumento significativo da temperatura intrapulpar e da superfície radicular.

Em 1996, Zezell *et al.* investigaram o aumento de temperatura em câmaras pulpares de dentes humanos recém extraídos e armazenados em soro fisiológico, irradiados com o *laser* de Ho:YLF, com comprimento de onda de 2,065 µm, energia de até 1,25 J/pulso com duração de 250 µs e frequência de 5 Hz.

Neste estudo também foram analisadas mudanças morfológicas na dentina e no esmalte, e as taxas de concentração de átomos de cálcio e fósforo nas áreas de incidência da radiação *laser*. Os dentes tiveram seus ápices cortados para a inserção de um termopar na câmara pulpar. Os espécimes foram divididos em 2 grupos: 1) câmaras pulpares esvaziadas; 2) câmaras pulpares preenchidas simulando o tecido pulpar. Os grupos 1 e 2 foram irradiados com 500 mJ/pulso, densidade de energia de  $2,1 \text{ J/cm}^2$ , 30 pulsos em cada posição. Os resultados mostraram que o aumento de temperatura máximo foi de  $3,8^\circ \text{ C}$  nas câmaras pulpares preenchidas com material simulando o tecido pulpar, e de  $2,0^\circ \text{ C}$  nas câmaras pulpares vazias. Estes resultados sugerem a possibilidade do uso do *laser* de Ho:YLF para preparos cavitários e endodontia.

Em 1998, Glockner *et al.*, efetuaram um estudo comparativo entre o *laser* de Er:YAG e turbina de alta rotação com broca diamantada, em preparos cavitários na face palatina de caninos e incisivos permanentes extraídos, analisando o aumento de temperatura na cavidade pulpar. Neste experimento os dentes foram incluídos em uma liga metálica por apresentar boas qualidades de condução térmica. As polpas foram removidas pelo forame apical, após a diminuição do ápice em aproximadamente 5 mm. Os cilindros metálicos foram ajustados a blocos de cobre e parafusados firmemente. Estes blocos fazem parte do sistema para a manutenção da temperatura em  $37^\circ \text{ C}$ . As temperaturas foram medidas por um termopar do tipo K com diâmetro de 0,5 mm, que foi introduzido no forame apical e fixado em contato com a parede da câmara pulpar. O *laser* de Er:YAG foi utilizado com taxa de repetição de pulsos de 10 Hz, densidade de energia de 500 mJ/pulso, com duração de pulso de 200  $\mu\text{s}$ . A refrigeração utilizada foi de ar e água a 25ml/min, durante as irradiações. Os resultados no

grupo de cavidades classe I preparadas com o *laser* e Er:YAG mostraram uma redução inicial de temperatura (de 37° C para 30-25° C), com aumento somente após o rompimento da câmara pulpar. No grupo onde foram realizados preparos cavitários com pontas diamantadas a 160000rpm, com mínima pressão e refrigeração ar/água a 50 ml/min, os resultados mostraram aumento de temperatura de até 70° C, mesmo antes da trepanação da câmara pulpar. Os autores concluíram que o *spray* de água tem um papel muito importante para o resfriamento do tecido que está sofrendo ablação com o *laser*, sendo a irradiação com o *laser* de Er:YAG um meio mais seguro de proteger a polpa contra estresse térmico, em comparação com preparos convencionais com pontas diamantadas.

Armengol *et al.* (2000) realizaram um estudo *in vitro* comparando o aumento de temperatura intrapulpar durante o preparo cavitário com *laser* de Er:YAG, *laser* de Nd:YAP e broca em alta rotação. Dezoito dentes foram seccionados longitudinalmente na direção méso-distal e incluídos em blocos de resina acrílica, de modo que as coroas dentais ficassem expostas e foram então, divididos em seis grupos: Grupo 1, tratado com broca *carbide* em alta rotação; Grupo 2, tratado com *laser* de Er:YAG com energia de 140 mJ por pulso a 4 Hz; Grupo 3, tratado com *laser* de Nd:YAP com energia de 240 mJ por pulso a 10 Hz. Os grupos 4 a 6 foram tratados da mesma maneira, mas com a utilização de um *spray* de água. O aumento de temperatura foi medido em diferentes espessuras de dentina com um termopar colocado na parede vestibular da câmara pulpar. Os autores concluíram que a utilização do *spray* de água foi essencial para a redução dos efeitos térmicos em todos os grupos. Concluíram também que o aumento de temperatura causado pelo *laser* de Nd:YAP é superior ao limite seguro para aplicações *in vivo*. Concluíram ainda que as elevações de temperatura resultantes

tanto da irradiação com o *laser* de Er:YAG quanto do preparo com a ponta montada em alta rotação foram semelhantes e seguras quando os procedimentos são associados à refrigeração com *spray* de água.

Strefezza *et al.* (2000) avaliaram os efeitos térmicos causados pela irradiação com o *laser* de Nd:YAG no interior do canal radicular. Neste estudo, o termopar foi posicionado na região apical da raiz, e as irradiações foram realizadas no interior do canal radicular, seguindo as seguintes condições: Grupo 1, 60 mJ de energia por pulso a 5 Hz (irradiação apical); Grupo 2: 60 mJ por pulso a 15 Hz (irradiação apical); Grupo 3: 100 mJ a 5 Hz (irradiação apical); Grupo 4: 100 mJ a 15 Hz (irradiação apical); Grupo 5: 60 mJ a 5 Hz (irradiação helicoidal); Grupo 2: 60 mJ a 15 Hz (irradiação helicoidal); Grupo 3: 100 mJ a 5 Hz (irradiação helicoidal); Grupo 4: 100 mJ a 15 Hz (irradiação helicoidal). Previamente às irradiações, os espécimes foram instrumentados até a lima de número 45 resultando espessuras das dentinas remanescentes na região apical maiores que 1 mm. Os autores concluíram que os parâmetros usados nos grupos cujos aumentos de temperatura ocorreram entre 1 a 10° C podem ser considerados como seguros para uso clínico, não causando danos ao tecido periodontal durante o tratamento endodôntico.

Em 2001, Olgiesser *et al.* fizeram um estudo clínico *in vivo*, para verificar o aumento de temperatura durante preparo cavitário com o *laser* de Er:YAG (Opus 20 Er:YAG, Sharplan, Tel-Aviv, Israel). Foram realizados 48 preparos cavitários classe V em vinte e quatro pré-molares com indicação prévia de extração por motivos ortodônticos. Sob anestesia local (sem adrenalina), termopares do tipo K foram inseridos nas câmaras pulpares dos dentes, por uma perfuração oclusal com exposição pulpar. Os parâmetros de irradiação foram de 900 mJ a 10 Hz;

900 mJ a 12 Hz; 1000 mJ a 10 Hz e 1000 mJ a 12 Hz, sempre usando a refrigeração com *spray* de água. Os resultados demonstraram um pequeno aumento de temperatura no interior da câmara pulpar, que não excedeu o valor crítico de 5,5° C. Os autores concluíram que a preparação de cavidades em dentes humanos vitais, seguindo os parâmetros acima descritos, é segura.

Picinini (2001) avaliou o aumento de temperatura na câmara pulpar durante preparo classe V com um *laser* de Er:YAG. O autor utilizou 36 incisivos bovinos extraídos, divididos em três grupos. As câmaras pulpares dos espécimes foram abertas pela face palatina. As amostras sofreram desgaste da face externa da parede vestibular para a obtenção de espessuras dentinárias de 2,0 mm (grupo 1), 1,0 mm (grupo 2) e 0,5 mm (grupo 3). Para a análise da temperatura, foi utilizado um termopar, posicionado na face interna da parede vestibular da câmara pulpar usando pasta condutora térmica, introduzido pela abertura palatina das amostras. Os parâmetros de irradiação utilizados foram de 500 mJ por pulso a 10 Hz, 850 mJ/pulso a 10 Hz e 1000 mJ/pulso a 10 Hz em todos os grupos. Os resultados mostraram que as irradiações, para as espessuras de dentina de 1,0 e 2,0 mm, resultaram aumentos de temperatura na câmara pulpar abaixo de 3° C. E para a espessura de 0,5 mm, o aumento de temperatura excedeu o limite de 5,5° C (Zach e Cohen, 1965) nas três energias utilizadas, o que inviabiliza a utilização destas energias em preparos cavitários classe V com espessura dentinária tão próxima ao tecido pulpar.

Em 2002, Tanji estudou as variações de temperatura em dentina bovina, durante quatro diferentes condições de irradiação com o *laser* de Er:YAG, e analisou, usando a microscopia óptica e eletrônica de varredura, as alterações morfológicas ocorridas. Para o estudo, oitenta dentes bovinos extraídos foram



utilizados. Os dentes tiveram suas porções radiculares separadas das coroas e as polpas coronárias removidas. Com o objetivo de obter fatias de dentina da porção vestibular da coroa de cada dente, em cada espécime foi realizado um corte longitudinal da coroa na altura da parede vestibular da câmara pulpar e cada amostra foi desgastada, até resultar uma espessura de 2 mm de dentina, padronizadas com o auxílio de um paquímetro. As amostras foram divididas em 4 grupos com 20 fatias cada, e irradiadas com *laser* de Er:YAG: Grupo 1: energia por pulso de 250 mJ a 2 Hz sob refrigeração com água e ar; Grupo 2: 250 mJ a 2 Hz sem refrigeração; Grupo 3: 250 mJ a 4 Hz, sob refrigeração com água e ar; Grupo 4: 250 mJ a 4 Hz, sem refrigeração. Durante as irradiações as variações de temperatura foram medidas usando uma câmara termográfica. Os resultados obtidos permitiram ao autor concluir que: 1) as irradiações sem refrigeração resultaram aumentos de temperatura superiores aos dos grupos refrigerados, com aumentos médios de 6,7° C (grupo 2 Hz) e 8,8° C (grupo - 4 Hz); 2) As irradiações com refrigeração resultaram incrementos médios de temperatura de 0,5° C (grupo 2 Hz) e 1,5° C (grupo 4 Hz); 3) As irradiações sem refrigeração resultaram o surgimento de áreas de carbonização e trincas na dentina, quando observadas ao microscópio óptico. Quando observadas ao microscópio eletrônico de varredura, foram encontradas a fusão e a ressolidificação dentinária.

Kreisler *et al.* (2002) verificaram a mudança de temperatura intrapulpar durante a irradiação da superfície radicular de dentes permanentes humanos, utilizando o *laser* de GaAlAs com comprimento de onda de 809 nm, com potência contínua de saída entre 0,5 a 2,5 W, acoplado a uma fibra óptica de 400 µm, resultando densidades de potência entre 133 e 236 W/cm<sup>2</sup>. Os dentes recém extraídos tiveram suas polpas removidas através de um acesso oclusal e o canal

alargado até a lima K-file 60. A raiz dos dentes foi aplainada com curetas e limpas com ar-pó abrasivo e encurtadas em 3 mm no ápice usando disco diamantado. O acesso coronário foi preenchido com resina fotopolimerizável e os dentes foram, então, fixados em uma lâmina de vidro. A espessura dentinária da raiz (porção que foi irradiada) foi estimada usando radiografias, onde foram demarcadas espessuras de dentina de 1, 2 e 3 mm. Os dentes foram colocados dentro de uma cuba térmica preenchida com água e estabilizada a uma temperatura inicial de 37° C. Apenas a área em que o laser foi aplicado não ficou submersa. Para medir a temperatura intrapulpar foi introduzido um termopar do tipo K através do forame apical, o qual foi posicionado exatamente no ponto focal da irradiação (também controlado por radiografia). O canal foi então preenchido com solução salina e as temperaturas durante a irradiação foram gravados em um medidor digital multicanal, conectado ao termopar. Neste estudo, dados de 10 espécimes foram coletados com taxa de repetição (n=5) para cada energia para os respectivos pontos de medida (1, 2 e 3 mm de espessura dentinária), e as médias foram consideradas para as análises estatísticas. As diferenças entre as medidas para iguais potências de saída e tempos de irradiação nas diferentes espessuras de dentina (1,2 e 3mm de espessura) foram analisadas com o teste Mann Whitney U e as diferenças foram significantes quando  $P < 0,5$ . Em todos os casos, independentemente dos parâmetros de irradiação, diferenças entre 1 e 2 mm de espessura de raiz, bem como entre 2 e 3 mm, foram significativos para ( $P < 0,5$ ). Na espessura de raiz de 3 mm apenas um leve incremento de temperatura foi observado. Para a maior potência aplicada (2,5 W) e irradiação contínua por 120 segundos, o máximo de elevação de temperatura observado foi abaixo de 3,5° C. Com 2 mm de espessura dentinária e irradiação de 0,5 W, o incremento de

temperatura foi inferior a 3° C e para 1 W e 20 segundos e 1,5 W e 10 segundos o limiar crítico de 5° C (considerado pelos autores) foi alcançado. Para todas as outras combinações de energias e tempos de exposição, a elevação de temperatura observada foi superior a 5° C. Porém para a espessura dentinária de 1 mm, apenas a irradiação com 0,5 W e um tempo de exposição máximo de 10 segundos não resultaram uma elevação de temperatura maior que 5° C.

Macri (2002) realizou um estudo objetivando verificar a variação de temperatura na câmara pulpar, causada pela irradiação com diodo *laser* Opus 10, com comprimento de onda de 830 nm, operando em regime contínuo sobre o esmalte dental. Na primeira parte do estudo dois tipos de modelos foram testados: 1) fatia de dente bovino e 2) dente inteiro extraído. Os resultados obtidos sugerem que o modelo mais adequado foi o usando dente inteiro. Na segunda parte foram irradiadas as faces vestibulares de dois incisivos inferiores decíduos bovinos com potências de 1 W e 2 W, por 10 s, sempre utilizando um foto-absorvedor. Foram utilizados dois termopares, um colocado em contato com parede da câmara pulpar, próximo à aplicação, e o outro no meio da câmara pulpar, que foi preenchida com algodão hidrófilo para que a água pudesse penetrar nesse espaço. Os dentes tiveram suas raízes submersas em uma cuba com água. Foram observadas diferentes temperaturas nos termopares em todos os ensaios, sendo que o que estava em contato com a parede da câmara pulpar registrou as maiores temperaturas. Considerando os resultados obtidos, verificou-se que a irradiação com diodo *laser* Opus 10 em esmalte com 1 W por 10 s pode ser tolerável pela polpa.

## MATERIAIS E MÉTODOS

## 4. MATERIAIS E MÉTODOS

Este capítulo apresenta a construção dos dois modelos usados na realização deste trabalho, bem como as principais características dos *lasers* usados nas irradiações dos modelos e a descrição do arranjo experimental.

### 4.1. Construção dos modelos

Neste estudo foram utilizados dois dentes bovinos inteiros, sendo um incisivo permanente com massa de 4,3 g e um canino permanente com massa de 2,8 g, recém extraídos e mantidos imersos em solução salina a 0,9% sob refrigeração. As polpas foram removidas com extirpa polpa através de um acesso endodôntico de aproximadamente 2 mm de diâmetro, conforme mostra a FIG. 4.1, que foram efetuados com uma broca esférica e turbina hidráulica de alta rotação, na face palatina dos dentes. O canal foi alargado mecanicamente com lima K- file 80 e irrigados com soro fisiológico. A raiz dos dentes foi curetada e aplainada com curetas Gracey.

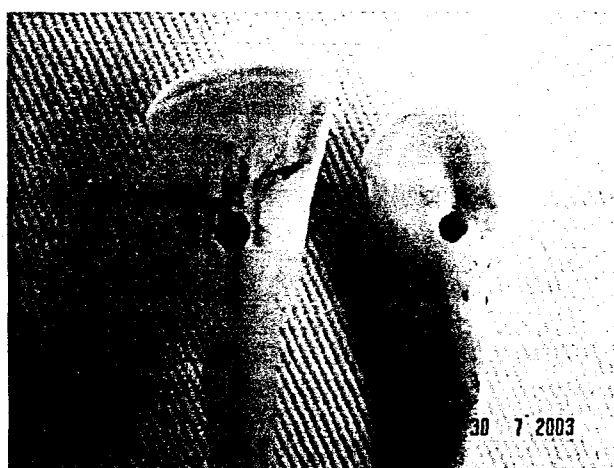


Figura 4.1 (a): Acesso endodôntico palatino realizado nos dentes utilizados no estudo.

O canino teve seu esmalte vestibular irradiado e o incisivo teve sua dentina irradiada em uma cavidade previamente preparada na face vestibular do dente, por uma ponta diamantada KG Sorensen nº4, sob refrigeração água-ar. Esta cavidade distou 1mm da polpa, a qual foi mensurada através de um espessímetro (Bioart).

Em ambos os dentes, as câmaras pulpares e os canais radiculares dos espécimes foram preenchidos com uma trama de algodão hidrófilo para facilitar a penetração e permanência da água nestes espaços, simulando as propriedades térmicas da polpa (Macri, 2002). Os modelos assim construídos são denominados neste trabalho Modelo 1 (modelos correntes). Os mesmos dentes quando tiveram suas câmaras pulpares preenchidas com um absorvedor óptico diluído em água, são denominados neste trabalho Modelos 2.

#### **4.2. Lasers**

As principais características dos dois lasers usados neste estudo são descritas na seqüência.

- *Laser* de diodo: meio ativo de GaAIAs, marca ZAP Lasers, modelo SoftLase Dental, emitindo em 808 nm, com sistema de entrega de feixe usando uma fibra óptica de quartzo com 400  $\mu\text{m}$  de diâmetro e feixe guia usando um diodo *laser* emitindo em 620 nm.

A potência do *laser* foi ajustada em 1,0 W no modo de operação contínuo, resultando a densidade de potência de 796 W/cm<sup>2</sup>.

- *Laser* de neodímio (Nd:YAG), marca ADT, modelo Pulsemaster 1000, Incisive Technologies, USA, emitindo em 1064 nm, modo de operação pulsado com taxa de repetição ajustável de 10 Hz a 100 Hz, largura de pulso de 100  $\mu$ s, potência máxima de 10 W e energia por pulso de até 320 mJ, guia de feixe usando um diodo *laser* emitindo em 620 nm e sistema de entrega de feixe usando uma fibra óptica de quartzo com diâmetro interno de 300  $\mu$ m.

A frequência e a energia por pulso do *laser* foram ajustadas em 35 Hz, e 30 mJ (largura de pulso de 100  $\mu$ s) resultando a potência média de 1,0 W, e densidade de energia de 42 J/cm<sup>2</sup>. Considerando que as constantes de tempo das respostas térmicas dos modelos usados são muito superiores a 1/35 s (ver Capítulo 5, tópico 5.1), as respostas térmicas resultantes deste *laser*, nestas condições (i. e., 30 mJ e 35 Hz), são próximas às de um *laser* de neodímio operando em regime contínuo com potência igual a 1 W.

As fibras ópticas dos *lasers*, protegidas por ponteiras aplicadoras, foram posicionadas perpendicularmente e a aproximadamente 1 mm das superfícies irradiadas dos espécimes usando um suporte, conforme mostra a foto da FIG 4.2.

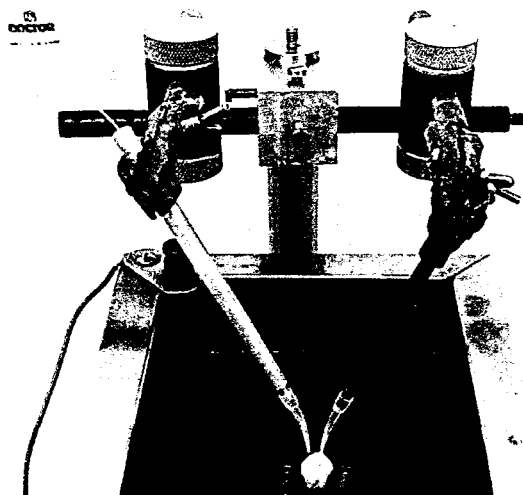


FIG. 4.2: Posicionamento dos *lasers* no suporte mecânico e seu posicionamento em relação à superfície irradiada do dente.

#### 4.3. Arranjo experimental

Os espécimes preparados foram fixados na posição vertical, em um suporte confeccionado para este fim e colocados dentro de uma cuba térmica (Precision Scientific Corporation) preenchida com água. Toda a porção radicular dos dentes ficou submersa na água a uma temperatura constante de 36,5° C. Para medir a temperatura intrapulpar, foi introduzido através do acesso endodôntico palatino um termopar do tipo K (Omega Engineering, Inc – USA), com diâmetro de 0,127 mm. O elemento sensor de temperatura foi posicionado no centro da câmara pulpar, sem contato com as paredes, que já estavam preenchidas por uma trama de algodão. Depois do posicionamento do termopar, mais uma camada de algodão foi colocada sobre o termopar, tomando o cuidado para não condensá-lo nas paredes da câmara pulpar, que finalmente foi preenchida por água, conforme mostra a foto da FIG 4.3. As irradiações foram



efetuadas numa posição correspondente à distância mínima entre a superfície de irradiação e o elemento sensor.

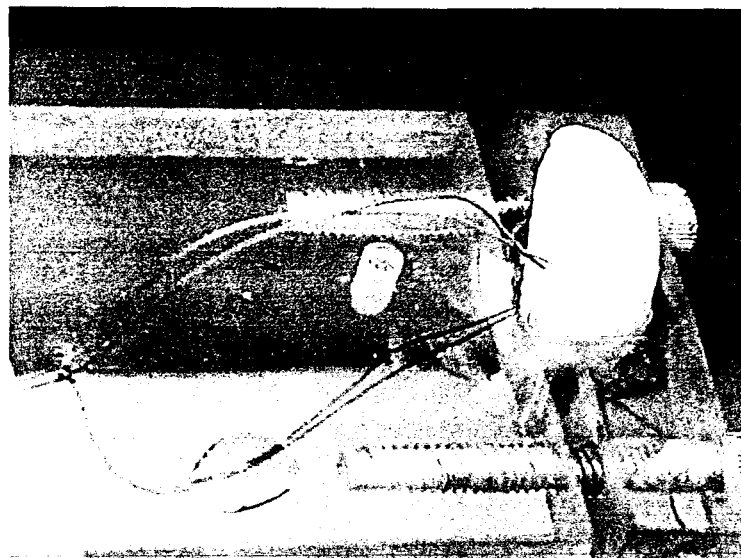


FIG. 4.3: Posicionamento do termopar no centro da câmara pulpar.

As respostas térmicas dos modelos às irradiações foram gravadas usando um osciloscópio (TDS 3032 B – Tektronix) com sensibilidade desde 10 mV/divisão até 500 mV/divisão e comprimento de armazenagem de 10000 amostras. A taxa de amostragem foi ajustada em 100 amostras por segundo. Entre o osciloscópio e o termopar foi usado um amplificador de tensão, construído para este propósito, com ganho de aproximadamente 800 vezes com banda passante entre 0 a 10 Hz, resultando a sensibilidade de  $10 \text{ mV}^{\circ} \text{C}$ .

Depois das irradiações e coleta dos dados, o espécime que teve seu esmalte irradiado com sua câmara pulpar preenchida com água (Modelo 1) teve também sua câmara pulpar preenchida com um absorvedor óptico com o auxílio de uma seringa (Modelo 2), sem modificar o arranjo (i. e., sem alterar os sítios irradiados), conforme mostra a foto da figura 4.4. O absorvedor utilizado foi uma tintura comercial (Xadrez-Bayer, cor preta) diluída em água (caracterização no

Capítulo 5). O Modelo 2 teve então, o esmalte irradiado novamente, com os mesmos *lasers* e parâmetros anteriormente descritos.



FIG. 4.4: Câmara pulpar preenchida com foto-absorvedor.

O outro espécime, que teve a dentina irradiada, foi montado da mesma forma descrita anteriormente, e o procedimento experimental foi igual ao já descrito: primeiro simulando apenas as características térmicas (Modelo 1) e depois, as características térmicas e ópticas (Modelo 2).

## RESULTADOS E DISCUSSÕES

## 5. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Os resultados obtidos quando os modelos construídos foram irradiados com os *lasers* de diodo e de neodímio são apresentados neste Capítulo. Antes, porém, será apresentada uma breve discussão sobre os efeitos térmicos e ópticos da radiação *laser* remanescente na câmara pulpar no elemento sensor de temperatura, para que seja possível a compreensão dos resultados seguintes.

### 5.1. Interação da radiação com o elemento sensor de temperatura

O gráfico da FIG. 5.1 mostra a resposta térmica do espécime que teve seu esmalte irradiado, sem adição do foto-absorvedor na câmara pulpar (Modelo 1) quando irradiado pelo *laser* de diodo. No gráfico podem ser observadas duas regiões diferentes: inicialmente, logo após o início da irradiação (aproximadamente aos 7 s), na primeira região (entre 7 a 8 s), a temperatura cresce com taxa muito superior à subsequente (depois de 8 s). A taxa inicial elevada provavelmente decorre da interação da radiação remanescente na câmara pulpar com o termopar. Ou seja, a radiação aquece o termopar antes que ocorra a propagação do calor absorvido pela estrutura dentária (esmalte e dentina).

O gráfico da FIG. 5.2 mostra a resposta térmica do mesmo espécime, mas agora com sua câmara pulpar preenchida pelo foto-absorvedor (Modelo 2), irradiado pelo *laser* de diodo, onde pode ser observado que a taxa de elevação da temperatura logo após o início da irradiação é menor que a observada no gráfico da FIG. 5.1, onde duas regiões distintas não são mais observadas, sugerindo que o nível da radiação *laser* remanescente nestas condições é insuficiente para

interagir com o termopar. Assim, nos modelos construídos sem o foto-absorvedor, a radiação *laser* remanescente é absorvida pelo termopar, interferindo na medição. O resultado é uma temperatura superior no termopar, quando comparada com uma medição livre da radiação remanescente.

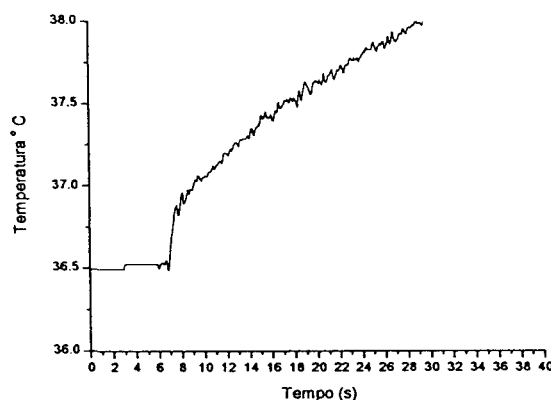


Figura 5.1: Gráfico da resposta térmica de um espécime irradiado pelo *laser* de diodo, com sua câmara pulpar sem foto-absorvedor (Modelo 1).

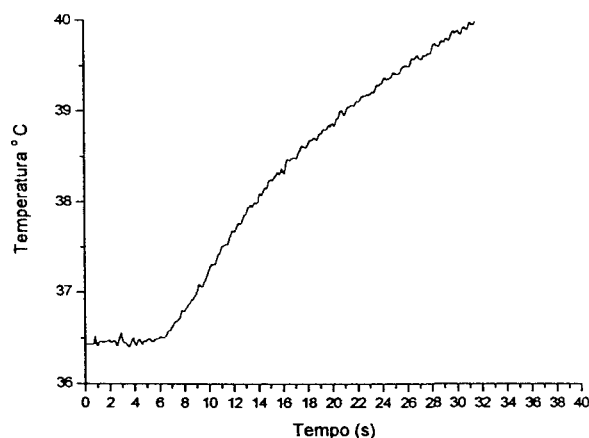


Figura 5.2: Gráfico da resposta térmica de um espécime irradiado pelo *laser* de diodo, com sua câmara pulpar preenchida com foto-absorvedor (Modelo 2).

## 5.2. Respostas térmicas dos Modelos 1 e 2: esmalte irradiado com os *lasers* de diodo e de neodímio

O gráfico da FIG. 5.3 mostra as respostas térmicas do espécime que teve seu esmalte irradiado pelos *lasers* de neodímio e de diodo, nas condições descritas no capítulo anterior. Nos dois traçados inferiores, o espécime tinha sua câmara pulpar preenchida apenas com água (Modelo 1) e nos dois traçados superiores sua câmara pulpar foi preenchida com o foto-absorvedor (Modelo 2). No gráfico pode ser observado que durante toda irradiação, a elevação de temperatura provocada por cada *laser* é superior quando o foto-absorvedor é adicionado. O gráfico à esquerda mostra a elevação da temperatura enquanto o modelo era irradiado e o gráfico à direita mostra, em sua porção inicial, um patamar, quando o equilíbrio térmico foi atingido. Depois do patamar, a

temperatura decai, quando cessou a irradiação do modelo. A TAB. 1 mostra as temperaturas máximas ( $T_{m\acute{a}x}$ ) registradas do espécime que teve seu esmalte irradiado por ambos os *lasers*, sem foto-absorvedor ( $T1_{m\acute{a}x}$ ), referentes ao Modelo 1, e com foto-absorvedor ( $T2_{m\acute{a}x}$ ), referentes ao Modelo 2. Tomando como referência as menores temperaturas, as elevações são 11% e 9,6% para os *lasers* de diodo e de neodímio, respectivamente, quando o foto-absorvedor está presente. Ou seja, as elevações de temperatura observadas no Modelo 2 são até 11% superiores às observadas no Modelo 1. Portanto, a radiação remanescente na câmara pulpar é suficiente para provocar elevação da temperatura superior à de um meio não absorvedor (e. g., água), mesmo considerando que, na ausência de absorvedor, há aquecimento adicional do termopar, decorrente da absorção da radiação pelo elemento sensor.

A constante de tempo,  $k$ , da resposta térmica do modelo é, por definição (em qualquer sistema linear invariante no tempo), o tempo necessário para que a temperatura varie 63% em relação à inicial. Analisando o gráfico da FIG. 5.3, tem-se  $k \cong 50$  s.

TABELA 1: Valores de temperaturas máximas medidas em ambos espécimes (esmalte e dentina irradiados), quando irradiados pelos *lasers* de neodímio e de diodo sem ( $T1_{m\acute{a}x}$ ) e com ( $T2_{m\acute{a}x}$ ) foto-absorvedor, correspondentes aos Modelos 1 e 2 respectivamente.

		$T1_{m\acute{a}x}$ ( $^{\circ}$ C)	$T2_{m\acute{a}x}$ ( $^{\circ}$ C)	Diferença
		(Modelo 1)	(Modelo 2)	$100 \cdot (T1_{m\acute{a}x} - T2_{m\acute{a}x}) / T1_{m\acute{a}x}$
Esmalte	Diodo	40,2	44,6	11%
Esmalte	Neodímio	40,5	44,4	9,6%
Dentina	Diodo	41,2	56,3	36,6%
Dentina	Neodímio	42,9	58,4	36,1%

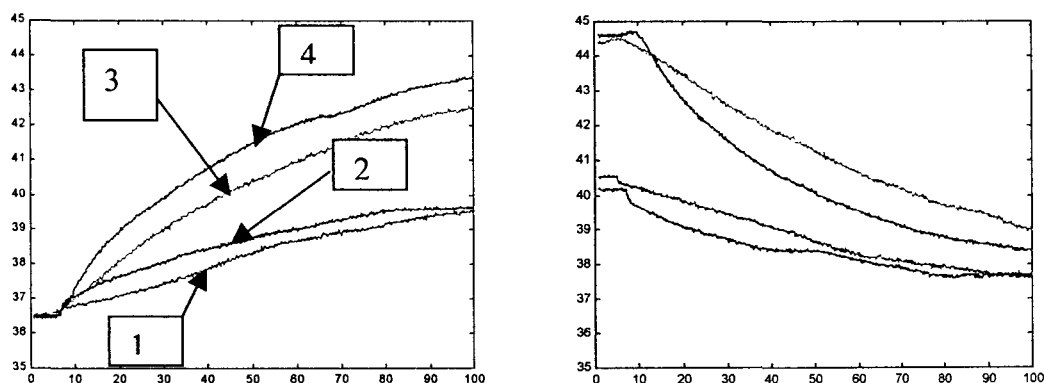


Figura 5.3: Gráficos dos registros das respostas térmicas do espécime que teve o esmalte irradiado com o *laser* de neodímio sem foto-absorvedor (traçado 1); irradiado com o *laser* de diodo sem foto-absorvedor (traçado 2); irradiado com *laser* de neodímio com foto-absorvedor (traçado 3); *laser* de diodo com foto-absorvedor (traçado 4).



### 5.3. Respostas térmicas dos Modelos 1 e 2: dentina irradiada com os *lasers* de diodo e de neodímio

O gráfico da FIG. 5.4 apresenta as respostas térmicas do espécime que teve sua dentina irradiada pelos *lasers* de neodímio e de diodo, nas mesmas condições descritas acima. Nos dois traçados inferiores, o modelo teve a câmara pulpar preenchida apenas com água (Modelo 1) e nos dois traçados superiores preenchido também com o foto-absorvedor diluído em água (Modelo 2). No gráfico observamos uma elevação de temperatura superior quando o foto-absorvedor foi adicionado. O gráfico à esquerda mostra a elevação da temperatura enquanto o modelo era irradiado e o gráfico à direita mostra, em sua porção inicial, um patamar, quando o equilíbrio foi atingido. Depois do patamar, a temperatura decai, quando cessou a irradiação do modelo. A TAB. 1 mostra as temperaturas máximas ( $T_{máx}$ ) registradas quando os dois modelos foram irradiados por ambos os *lasers*, sem ( $T1_{máx}$ ) e com foto-absorvedor ( $T2_{máx}$ ). Tomando como referência as menores temperaturas, as diferenças das elevações são 36,6% e 36,1% para os *lasers* de diodo e de neodímio, respectivamente, quando o foto-absorvedor está presente. Portanto, nesta condição a radiação remanescente na câmara pulpar também é suficiente para provocar elevação da temperatura.

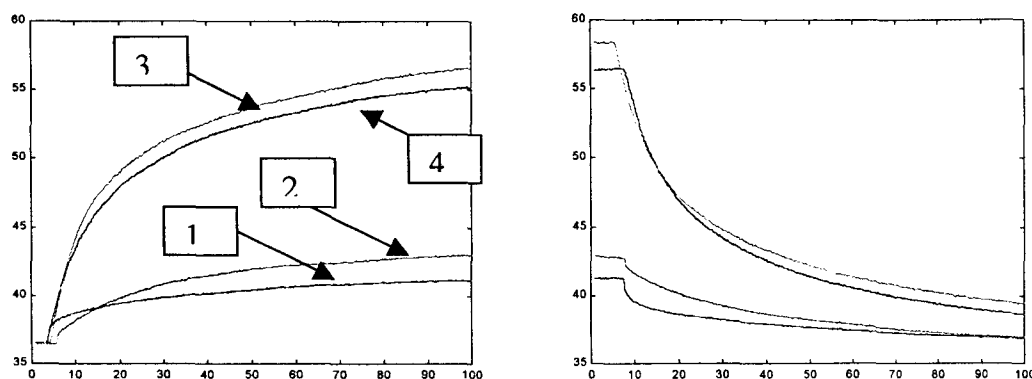


Figura 5.4: Gráficos dos registros das respostas térmicas do espécime que teve sua dentina irradiada com *laser* de neodímio sem foto-absorvedor (traçado 1); irradiado com o *laser* de diodo sem foto-absorvedor (2); irradiado com o *laser* de neodímio com foto-absorvedor (3); irradiado com o *laser* de diodo com foto-absorvedor (4).

#### 5.4. Discussões

O gráfico da FIG. 5.1 mostra que a radiação *laser* remanescente na câmara pulpar, de ambos *lasers* ensaiados, para os níveis das irradiações usadas, aquece o elemento sensor de temperatura, provocando acréscimo adicional na temperatura medida. Para minimizar este efeito uma solução é proteger o termopar da radiação, utilizando, como exemplos, um refletor ou um espalhador entre o termopar e as paredes da câmara pulpar. Mas o elemento refletor ou espalhador não deve aumentar demasiadamente a resposta térmica do termopar

e não deve interferir significativamente no caminho óptico da radiação remanescente. Estas restrições, embora contornáveis, dificultam a viabilização desta solução.

Os gráficos das FIG. 5.3 e 5.4 mostram que a radiação *laser* remanescente na câmara pulpar, de ambos lasers ensaiados, para os níveis das irradiações usadas, provoca aquecimento adicional na câmara pulpar quando um elemento absorvedor óptico é adicionado ao meio que simula as propriedades térmicas da polpa. Conforme será discutido na seqüência, é esperado que os coeficientes de absorção e de espalhamento da polpa não difiram muito dos encontrados na dentina. Assim, este efeito sugere que a simulação das propriedades ópticas da polpa também deve ser observada nos modelos considerados. Mas a simulação das propriedades ópticas da polpa requer o desenvolvimento de um meio que apresente tanto as propriedades térmicas da polpa como suas principais propriedades ópticas: absorção, espalhamento e índice de refração. E os elementos usados devem ser estáveis. No entanto, a construção deste meio pode não ser trivial, e foge do escopo deste trabalho. Uma breve explanação sobre este tópico é efetuada na seqüência.

A descrição da propagação e da transferência de energia da radiação laser em tecidos biológicos tem sido fundamentada principalmente numa teoria denominada teoria do transporte de energia (Cheong *et al.*, 1990), pois meios biológicos geralmente não são homogêneos, e não é prática a aplicação direta das equações de Maxwell. Segundo esta teoria, num volume distante da fonte e de descontinuidades (do índice de refração), a radiância na direção de propagação da onda decresce, devido à absorção e espalhamento, mas é acrescida pela contribuição da radiação espalhada pelas regiões adjacentes.

Estruturado nesta teoria, um modelo simples que descreve a densidade de potência  $P$  ( $W/m^2$ ) da radiação num ponto de um volume de tecido situado a uma distância  $z$  remota da fonte, longe de descontinuidades, é

$$P \approx (\text{constante}) \cdot \exp(-\mu_{ef} \cdot z) \quad (5.1)$$

mas a qualidade do modelo depende fundamentalmente do conhecimento das seguintes propriedades ópticas do tecido: coeficiente de absorção,  $\mu_A$  ( $m^{-1}$ ), coeficiente de espalhamento  $\mu_S$  ( $m^{-1}$ ) e função de fase,  $g$  (adimensional). A função de fase é a função densidade de probabilidade de um evento (espalhamento numa região próxima) ocorrer na direção do ponto onde é computada a potência ou energia. Em meios onde prevalece o espalhamento ( $\mu_S \gg \mu_A$ ), o coeficiente eficaz de atenuação é aproximadamente  $\mu_{ef} \approx \sqrt{3 \cdot \mu_A \cdot \mu'_S}$ , onde  $\mu'_S = \mu_S \cdot (1-g)$ . A profundidade de penetração é o recíproco do coeficiente eficaz de atenuação (Schmitt, 1991).

Neste momento suscita a seguinte questão: as propriedades ópticas acima citadas são iguais no esmalte, dentina e polpa humanos e bovinos?

Há pouca informação na literatura sobre os coeficientes de absorção e espalhamento do esmalte e dentina humanos e bovinos. E há elevada dispersão entre os valores publicados. Como um exemplo, os valores publicados do coeficiente de espalhamento da dentina humana em 632 nm são entre 25 a 1200  $cm^{-1}$  (*apud* Fried, 1995).

Bosch e Zijp (1987) mediram o coeficiente de absorção e espalhamento da dentina humana e bovina na faixa entre 400 a 700 nm. Os autores concluíram que, nesta faixa do espectro, o coeficiente de absorção é essencialmente independente do comprimento de onda ( $\mu_A \sim 4 \text{ cm}^{-1}$  para ambas as dentinas). O

coeficiente de espalhamento da dentina humana variou entre  $30 \text{ cm}^{-1}$  (próxima ao esmalte) a  $80 \text{ cm}^{-1}$  (próxima à polpa), apresentando baixa dependência como o comprimento de onda na faixa visível do espectro. E os coeficientes de espalhamento da dentina bovina são entre 2 a 3 vezes superiores às da dentina humana.

Mais recentemente Fried *et al* (1995). mediram os coeficientes de absorção: entre 3 a  $4 \text{ cm}^{-1}$  na faixa entre 543 a 1053 nm, e de espalhamento: entre 260 a  $280 \text{ cm}^{-1}$  na mesma faixa, ambos relativos à dentina humana.

Os dois últimos trabalhos citados sugerem que o espalhamento, na faixa visível do espectro e início do infravermelho (faixa entre aproximadamente 400 nm até 1100 nm), os túbulos dentinários são os principais elementos causadores do espalhamento. Dada a escassez de informações adicionais na literatura, e considerando que a densidade e diâmetros dos túbulos dentinários da dentina humana e bovina não diferem significativamente (Schilke *et al.*, 2000), é razoável supor que, para os dois comprimentos de onda utilizados neste experimento, os coeficientes de espalhamento e absorção da dentina humana e bovina não diferem significativamente.

Os coeficientes de absorção e espalhamento do esmalte, tanto humano como bovino, para os comprimentos de onda usados, são  $\mu_A < 1 \text{ cm}^{-1}$  e  $\mu_S \approx 10 \text{ cm}^{-1}$ , e. g., Spitzer e Bosch, 1975 (bovino), e Fried *et al*, 1995 (humano).

Assim, é razoável admitir que as principais características ópticas da dentina e esmalte bovinos são similares às de dentes humanos. Mas resta ainda simular as propriedades ópticas da polpa.

Uma alternativa simples seria usar a polpa bovina, simulando a polpa humana. Mas não foram encontradas na literatura as características ópticas da

polpa bovina. E também não foram encontradas as características ópticas da polpa humana para comparar com as da bovina. Assim, restariam inferências acerca de tais características, tomando como referência outros tecidos (informações também são escassas na literatura), e escolher ou elaborar um meio que simule as propriedades ópticas pretendidas. Ou seja, usar a própria polpa bovina ou construir um meio que simule a polpa humana. Estas possibilidades são brevemente discutidas na seqüência.

Os coeficientes de absorção do fígado (tecido altamente irrigado) sugeridos são, aproximadamente, entre  $0,53 \text{ cm}^{-1}$  (tecido bovino extraído, em 1064 nm) a  $3,21 \text{ cm}^{-1}$  (tecido humano extraído, em 632 nm) e o coeficiente de espalhamento entre  $285$  e  $414 \text{ cm}^{-1}$  na mesma faixa, para ambos os tecidos. Mas estes coeficientes são relativos a tecidos extraídos, onde o nível de oxigenação e o volume de sangue estão alterados. Embora exista moderada dependência do coeficiente de absorção com o índice de saturação de oxigênio em 660 nm (a absorção duplica quando a fração da saturação de oxigênio varia entre 0% a 100%), esta dependência é menor em comprimentos de onda maiores (Schmitt, 1991). Assim, é provável que os coeficientes de absorção do fígado humano, em 632 nm, seja superior ao acima citado. E tomando como base os estudos acima citados, também é esperado que as características ópticas da polpa de um dente bovino extraído não difiram significativamente das de uma polpa irrigada e oxigenada para os comprimentos de onda usados (808 nm e 1064 nm).

Mas, mesmo supondo que o coeficiente de absorção da polpa bovina *post mortem* seja igual ao da polpa *in vivo* (simulando a polpa humana) e ainda supondo que sejam iguais ao da polpa humana, ou que o coeficiente de absorção da polpa humana seja aproximadamente igual ao do fígado (e construir um meio

que simule a polpa humana), ainda assim, a estabilidade das propriedades ópticas do meio que simule a polpa deve ser assegurada em função da elevação da temperatura e de efeitos da irradiação, entre outras variáveis. Ainda, dada à ausência de informações sobre as propriedades ópticas da polpa tanto humana como bovina, a consistência de um modelo, qualquer que seja, não poderia ser comprovada. Assim, a solução encontrada neste trabalho foi o uso de um meio absorvedor na câmara pulpar, cuja função é absorver a maior fração da radiação laser remanescente nesta região. Neste caso, a elevação da temperatura é maior que na polpa. Mas focando o risco de subestimar a elevação da temperatura na polpa quando o modelo não simula a absorção da radiação remanescente, esta alternativa (a de usar um absorvedor que absorva mais que a polpa), é segura.

Para caracterizar o absorvedor utilizado no experimento, foi medido o espectro de absorbância do absorvedor diluído com concentração quatro vezes inferior à usada no experimento, usando um espectrofotômetro Cary 17. O coeficiente de atenuação do absorvedor foi estimado a partir do espectro de absorbância, admitindo relação aproximadamente linear entre as concentrações e os coeficientes de atenuação relativos aos absorvedores usado e caracterizado. Os valores estimados são  $\alpha = 49,1 \text{ cm}^{-1}$  em 808 nm, e  $\alpha = 43,1 \text{ cm}^{-1}$  em 1064 nm. A assunção de linearidade (e não a verificação) não compromete os resultados deste trabalho, pois o objetivo da caracterização do absorvedor foi somente certificar a ausência de elevadas variações (da absorção) nos comprimentos de onda usados. Ou seja, o objetivo foi usar um meio que absorva uma parcela muito superior da radiação quando comparada com a parcela que a polpa humana absorve, lembrando que o coeficiente de absorção do fígado bovino é aproximadamente  $0,5 \text{ cm}^{-1}$  em 1064 nm.

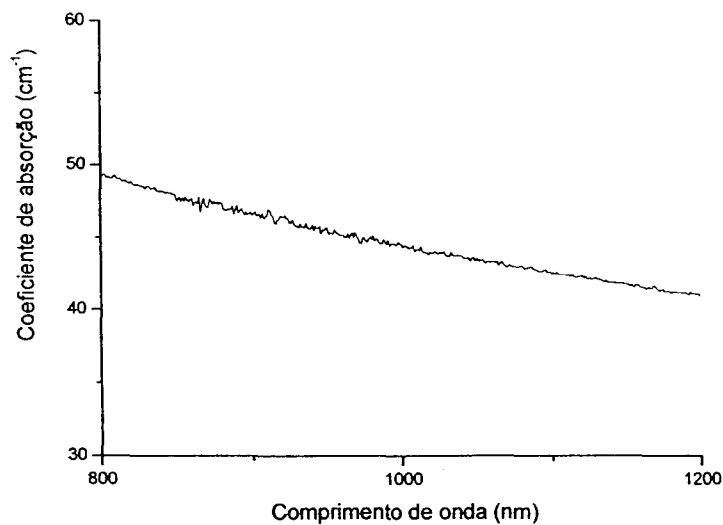


Figura 5.5: Coeficiente de atenuação do absorvedor em função do comprimento de onda.

Assim, uma alternativa simples é usar um absorvedor próximo ao ideal (um absorvedor ideal absorve 100% da radiação), que é o caso do absorvedor usado. Neste caso, a temperatura na câmara pulpar sempre será superior a que seria encontrada na polpa, evitando o risco de subestimar a elevação da temperatura. Ainda, a presença do absorvedor elimina a necessidade de um meio refletor ou espalhador no termopar. Assim, uma solução simples é usar um absorvedor próximo ao ideal até que seja demonstrada a necessidade ou não de usar um meio que simule as propriedades ópticas da polpa.

Os resultados obtidos indicam, portanto, que uma solução simples para evitar a interação da radiação remanescente na câmara pulpar com o elemento sensor de temperatura é usar um absorvedor óptico nesta região. Este procedimento resulta uma absorção maior que a da polpa, resultando elevações



superiores de temperatura, não significando o risco de subestimar um efeito térmico na polpa quando irradiado pelos *lasers* considerados.

## CONCLUSÕES

## 6. CONCLUSÕES

Os resultados obtidos confirmam a expectativa de que, para os níveis das irradiações usadas, o nível da radiação remanescente na câmara pulpar é suficiente para interagir com o elemento sensor de temperatura, interferindo nas medições. Os resultados obtidos também indicam que, para os níveis das irradiações usadas, a absorção óptica da polpa deve ser considerada na elaboração de um modelo. Para este propósito, uma alternativa simples é usar um absorvedor óptico na câmara pulpar, além dos elementos que simulam as propriedades térmicas da polpa.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ADRIAN, C. J.; BERNIER, J. L.; SPRAGUE, W. G. Laser and the dental pulp. *J. Am. Dent. Assoc.*, v. 83, n. 1, p. 113-117, 1971.
2. ADRIAN, C. J. Pulp effects of neodymium laser. *Oral. Surg.*, v. 44, n. 2, p. 301-305, 1977.
3. ARCORIA, C. J.; STEELE, R. E.; WAGNER, M. J.; JUDDY, M. M.; MATHEWS, J. L.; HULTS, D. F. Enamel surface roughness and dental pulp response to coaxial carbon dioxide neodymium:YAG irradiation. *J. Dent.*, v. 19, n. 2, p. 85-91, 1991.
4. ARMENGOL, V.; JEAN, A.; MARION, D. Temperature rise during Er:YAG and Nd:YAP laser ablation of dentin. *J. Endodontics.*, v. 26, n. 3, p. 138-141, 2000.
5. BAHAR, A.; TAGOMORI, S.; The effect of normal pulsed Nd:YAG laser irradiation on pits and fissures in human teeth. *Caries Res.*, v. 28, p. 460-467, 1994.
6. BASSI, G. CHAWLA, S.; PATEL, M. The Nd:YAG laser in caries removal. *Br. Dent. J.*, v. 177, p. 248-250, 1994.

7. CECCHINI, S. C. M. *Estudo in vitro das aplicações do laser de Hólmio:YLF em esmalte e dentina, visando a realização de cirurgia de acesso endodôntico e preparo cavitário*. 1995. Dissertação (Mestrado) - Instituto de Pesquisa Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo.
8. CECCHINI, R. C.; PELINO, J. E.; ZECELL, D. M.; de MELLO, J. B.; CARDOSO, A. O.; SALVADOR, V. L.; EDUARDO, C. P. Acid resistance of enamel treated with Nd:YAG laser associated with fluoride and exposure to a *S. mutans* culture media. In: 6<sup>th</sup> INTERNATIONAL CONGRESS OF LASER IN DENTISTRY, July 28-30, 1998, Maui. *Proceedings of the International Society of Lasers in Dentistry. Maui: ISLD, 1998, p. 53-57.*
9. CHEONG, W. F.; PRAHL, A. S.; WELCH, A. J. A review of the optical properties of biological tissues, *IEEE. J. Quantun Electronics*, v. 26, n. 12, p. 2166-2185, 1990.
10. DOSTÁLOVÁ, T.; JELÍNKOVÁ, H.; KREJSA, O.; HAMAL, K.; KUBELKA, J.; PROCHÁZKA, S.; HIMMLOVÁ, L. Dentin and pulp response to Erbium:YAG laser ablation: a preliminary evaluation of human teeth. *J. Clin. Laser. Med. Surg.*, v. 15, n. 3, p. 117-121, 1997.
11. 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.

12. GLOCKNER, K.; RUMPLER, J.; EBELESENDER, K.; STADTLER, P. Intrapulpal temperature during preparation with de Er:YAG laser compared to the conventional burr: an in vitro study. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, v. 16, n. 3, p. 153-157, June 1998.
13. GOODIS, H. E.; WHITE, J. M.; HARLAN, L. Absence of pulpal response from Nd:YAG laser exposure on enamel. In: *J. Dent. Res.*, v. 449, p. 71-162, 1992.
14. GUTKNECHT, N.; MORITZ, A.; DERCKES, H. W.; LAMPERT, F. Treatment of hypersensitive teeth using Neodymium: Yttrium-Aluminium-Garnet lasers: A comparison of the use of various settings in a *in vivo* Study. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, v. 15, n. 4, p. 171-74, 1997.
15. HARTNETT, E. J.; DIEGO, S.; SMITH, F. W. The production of heat in the dental pulp by use of the air turbine. *J. Am. Dent. Assoc.*, v. 63, p. 210-214, 1961.
16. HIBST, R.; KELLER, U. Dental Er:YAG laser application: evaluation of thermal side effects. In: 3<sup>th</sup> INTERNATIONAL CONGRESS OF LASER IN DENTISTRY, 1992, Salt Lake City. *Proceedings of the International Society of Lasers in Dentistry. Salt Lake City. ISLD*, 1992, p. 231-232.
17. KREISLER M.; AL-HAJ H.; d'HOEDT B. Intrapulpal temperature changes during root surface irradiation with na 809 nm GaAlAs laser. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. and End.*, v. 93, n. 6, p. 730-735, Jun 2002.

18. KUMAZAKI, M.; KUMAZAKI, M. Histopathological study of the tooth by Er:YAG application to dental hard tissue. *Dent. Mater.*, v. 15, n. 1, p. 104-115, 1996.
19. LAUER, H. C.; KRAFT, E.; ROTH LAUF, W.; ZWINGERS, T. Effects of temperature of cooling water during high-speed and ultrahigh-speed tooth preparation. *J. Prosthet. Dent.*, v. 63, n. 4, p. 407-414, Apr 1990.
20. LAUNAY, Y.; MORDON, S.; CORNIL, A.; BRUNETAUD, J. M.; MOSCHETTO, Y. Thermal effects of laser on dental tissues. *Lasers Surg. Med.*, v. 7, n. 5, p. 473-477, 1987.
21. 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.*** 2002. Dissertação (Mestrado) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.
22. MORITZ, A.; GUTKNECHT, N.; SCHOOP, U.; GOHARKHAY, K.; DOERTBUDAK, SPEER, W. Irradiation of infected root canals with a diode laser *in vivo*: Results of a microbiological examinations. *Laser Surg. Med.*, n. 21, p. 221-226, 1997<sup>a</sup>.

23. MORITZ, A.; GUTKNECHT, N.; SCHOOP, U.; GOHARKHAY, K.; DOERTBUDAK, O.; SCHAUER, P.; SPEER, W. Bacterial reduction in periodontal pockets through irradiation with a diode laser: a pilot study. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, v. 15, n. 1, 1997<sup>b</sup>.
24. MORIYAMA, E. H.; ZANGARO, R. A.; LOBO, P. D. C.; VILLAVERDE, A. B.; PACHECO, M. T.; WATANABE, I. S.; VITKIN, A. Optothermal transfer simulation in laser-irradiated human dentin, *Journal of Biomedical Optics*, v. 8, n. 2, p. 298-302, Apr. 2003.
25. OLIVEIRA, M. V.; WETTER, N. U.; BOANI, H. D. G.; ZECELL, D. M.; MARRACHINI, T. M.; EDUARDO, C. P. Morphological modification in the enamel with dye-assisted diode laser (960nm) irradiation. In: 7<sup>th</sup> INTERNATIONAL CONGRESS OF LASERS IN DENTISTRY, 2000, Brussels, Belgium. *Proceedings of the International Society of Lasers in Dentistry. Brussels: ISLD, 2000.*
26. OLGIESSER, D.; BLASBALG, J.; BEM-AMAR, A. Pulp temperature rise during cavity preparation by Opus 20 Er:YAG laser *in vivo*. In: LASER CONGRESS, 2001, Hofburg, Vienna, Austria. *Abstracts of the Laser Congress. Vienna: LC, 2001, p.7.*



27. PAGHDIWALA, A. F.; VAIDYANATHAN, M.; PAGHDIWALA, M. F. Evaluation of erbium:YAG laser radiation of hard dental tissues: analysis of temperature changes, depth of cuts and structural effects. *Scanning Microsc.*, Chicago, v. 7, n. 3, p. 989-997, 1993.
28. PICINNI, L. S. *Avaliação da temperatura na câmara pulpar durante preparo classe V com laser de érbio:YAG*. 2001. Dissertação (Mestrado) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.
29. POWELL, G. L.; WHISENANT, B. K.; MORTON, T. H. Carbon dioxide laser oral safety parameters for teeth. *Lasers Surg. Med.*, v. 10, n. 4, p. 389-392, 1990.
30. POWELL, G. L.; MORTON, T. H.; WHISENANT, B. K. Argon laser oral safety parameters for teeth. *Lasers Surg. Med.*, v. 13, n. 5, p. 548-552, 1993.
31. RENNEBOOG-SQUILBIN, C.; NAMMOUR, S.; COOMANS, D.; BAREL, A.; CARLEER, M.; DOUROV, N. Measurement of pulp temperature increase to externally applied heat (argon laser, hot water, drilling). *J. Biol. Buccale*, v. 17, n. 3, p. 179-186, Sep 1989.
32. RENTON-HARPER, P.; MIDDA, M. Nd:YAG laser treatment of dentinal hypersensitivity. *British Dental Journal*, v. 172, n. 1, p. 13-16, 1992.

33. ROMANOS, G.; NETWING, G. H. Diode laser (980nm) in oral maxillofacial surgical procedures: Clinical observations based in clinical applications. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, v. 17, n. 5, 1999.
34. SCHILKE, R.; LISSON, J. A.; BAUß, O.; GEURTSSEN, W. Comparison of the number and diameter of dentinal tubules in human and bovine dentine by scanning electron microscopy investigation, *Archives of oral Biol.*, v. 45, p. 355-361, 2000.
35. SCHMITT, J. M.; Simple Photon Diffusion Analysis of Effects of Multiple Scattering on Pulse Oximetry. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering.*, v. 38, n. 12, p. 1194-1203, dec 1991.
36. SENDA, A.; GOMI, A.; HARA, G.; MIYAJIMA, K.; IIZUKA, T.; HASEGAWA, J.; SUGATA, F.; YUUZU, T. Thermal changes of dentin by CO<sub>2</sub> laser irradiation-thermal transmission in lateral and vertical directions. *Aichi. Gakuin Dent. Sci.*, v. 6, n.1, p. 25-31, 1993.
37. 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. Research.*, v. 63, n. 8, p. 1096-1100, 1994.

38. SPITZER, D.; Ten BOSCH, J. J. The absorption and Scattering of Light in bovine and humane dental enamel. *Calcif. Tissue Res.*, v. 17, p. 129-137, 1975.
39. STREFEZZA, C.; ZECELL, D. M.; BACHMANN, L.; CECCHINI, S. C.; PINOTTI, M.; EDUARDO, C. P. Thermal effects during in vitro intracanal application of Nd:YAG laser. *J. Dent. Res.*, v. 79, n. 5, p. 1074, May 2000.
40. STREFEZZA, C. *Efeitos in vivo do laser de hólmio em estrutura dental*. 2001. Dissertação (Mestrado) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.
41. TANJI, E. Y. *Estudo in vitro da variação de temperatura em dentina irradiada com laser de Er:YAG – Análise Termográfica*. 2002. Tese (Doutorado) - Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo.
42. Ten BOSCH, J. J.; ZIIP, J. R. Optical Properties of dentin: Dentine and dentine reactions in the oral cavity, *IRL press. Ltd.*, Oxford, p. 59-65, 1987.
43. WANG-HONG, L. Temperature elevation on the root surface during Nd:YAG laser irradiation in the root canal. *J. Endodontics*, v. 25, n. 3, p. 155-56, 1999.

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. WHITE, J. M.; GOODIS, H. E.; ROSE, C. M.; DANIELS, T. E. Effects of Nd:YAG laser and pulps of extracted human teeth. In: 68<sup>th</sup> GENERAL SESSION, INTERNATIONAL ASSOCIATION FOR DENTAL RESEARCH, march 10, 1990, Cincinnati. *Proceedings of the International Association for dental research. Cincinnati: IADR*, 1990. p. 2-4.
46. WHITE, J. M.; GOODIS, H. E.; SETCOS, J. C.; EAKLE, S.; HULSCHER, B. E.; ROSE, C. M. Effects of pulsed Nd:Yag laser energy on human teeth: a three-year follow up study. *Jada*, v. 124, p. 45-51, 1993.
47. WHITE, J. M.; NEEV, J.; GOODIS, H. E.; BERNS, M. V. Surface temperature and thermal penetration depth of Nd:YAG laser applied to enamel and dentin. In: 3<sup>th</sup> LASER SURGERY: ADVANCED CHARACTERIZATION, THERAPEUTICS AND SYSTEMS, 1992, San Jose. *Proceedings of the International Society for Optical Engineering. San Jose: ISOE*, 1992. v. 1643, p. 423-436.
48. WILDER-SMITH, P.; ARRASTIA, A. M.; SCHELL, M. J.; LIAW, L. H.; GRILL, G.; BERNS, M. W. Effect of Nd:YAG laser irradiation and root planning on the root surface: structural and thermal effects. *J. Periodontol.*, Birmingham, v. 66, n. 12, p. 1032-1039, Dec 1995.

49. YAMADA, Y.; MOZAMAL, H.; JOE, T.; MATSUMOTO, K. Removal effects of Nd:YAG laser and carisolv on carious dentin. *J. Clin. Laser Med. Surg.* v. 18, n. 5, p. 241-245, 2000.
50. YAMAMOTO, H.; ATSUMI, K.; KUSAKARI, H. Application of Nd:YAG laser and fluoride in the prevention of dental caries. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, August 5-6, 1988, Tokio. *Proceedings of the International Congress on Lasers in Dentistry. Tokio: ICLD, 1988.*
51. YOUSSEF, A.; HOSSAIN, M.; NAKAMURA, Y.; YAMADA, Y.; KINOSHITA, J.; MATSUMOTO, K. Removal of gengival melanin pigmentation with semiconductor diode laser: a case report. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, v. 18, n. 5, p. 263-66, 2000.
52. YU, D.; POWELL, G. L.; HIGUCHI, W.; FOX, J. L. Comparision of three lasers on dental pulp chamber temperature change. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, New York, v. 11, n. 3, p. 119-122, 1993.
53. ZACH, L.; COHEN, G., Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg. Oral Med. Oral Patol.*, v. 19, n. 4, p. 515-530, Apr 1965.

54. ZECELL, D. M.; CECCHINI, S. C. M.; PINOTTI, M.; EDUARDO, C. P.  
Temperature changes under Ho:YLF irradiation. In: 2<sup>th</sup> INTERNATIONAL  
CONGRESS OF LASERS IN DENTISTRY, 1996, San Jose. *Proceedings of  
the International Society for Optical Engineering. San Jose: ISOE, 1996. v.  
2671, p. 1115-1120.*



M22855



Ministério  
da Ciência  
e Tecnologia

**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>

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.