



BR0645262



INIS-BR-3983

AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO

**AVALIAÇÃO DA VARIAÇÃO DA TEMPERATURA NA CÂMARA
PULPAR APÓS A IRRADIAÇÃO DE DIODO LASER DE ALTA
POTÊNCIA DE 830 NANÔMETROS EM ESMALTE DENTAL:
ESTUDO “IN VITRO”**

RODRIGO TEIXEIRA MACRI

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

Orientador:
Prof. Dr. Eduardo De Bortoli Groth

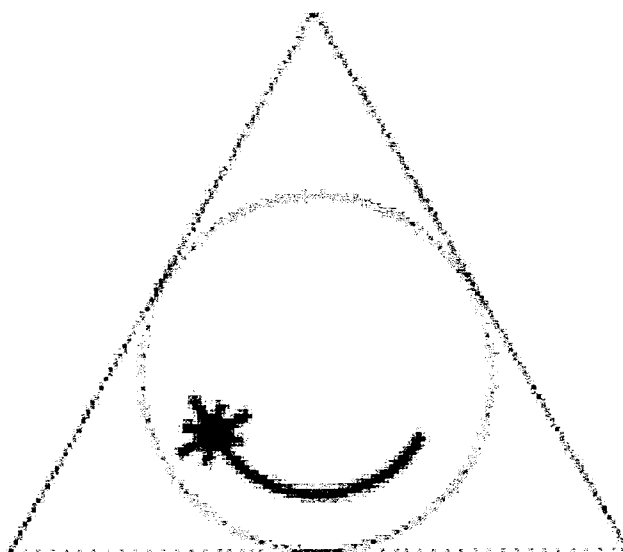
Co-orientador:
Prof. Dr. Gessé Eduardo Calvo Nogueira

**São Paulo
2001**



14:

1a



***Mestrado Profissionalizante
Lasers
Em Odontologia***

**INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E
NUCLEARES
FACULDADE DE ODONTOLOGIA - USP**

**Mestrado Profissionalizante
Lasers em Odontologia**

Avaliação da variação da temperatura na câmara pulpar após a irradiação de diodo laser de alta Potência de 830 nanômetros em esmalte dental : estudo "in vitro"

Rodrigo Teixeira Macri



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

Orientador: Prof. Dr. Eduardo De Bortoli Groth

Co-orientador: Prof. Dr. Gessé Eduardo Calvo Nogueira

São Paulo
2001
USP

**INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E
NUCLEARES
FACULDADE DE ODONTOLOGIA - USP**

**Mestrado Profissionalizante
Lasers em Odontologia**

**Avaliação da variação da temperatura na câmara pulpar após a irradiação de
diodo laser de alta potência de 830 nanômetros em esmalte dental : estudo
"in vitro"**

Rodrigo Teixeira Macri

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

Orientador: Prof. Dr. Eduardo De Bortoli Groth

Co-orientador: Prof. Dr. Gessé Eduardo Calvo Nogueira

São Paulo
2001
USP

Dedico este trabalho

Ao meu filho Arthur, que antes de nascer, já marca fortemente em mim sua
presença

À minha querida esposa Miqueli, companheira de todos os momentos

Agradecimento Especial

Aos orientadores deste trabalho, Professor Doutor Eduardo De Bortoli Groth e Professor Doutor Gessé Eduardo Calvo Nogueira, que, além de dedicados e competentes pesquisadores, demonstraram ser homens de grande caráter, engrandecendo toda a comunidade acadêmica.

AGRADECIMENTOS

A todos os professores do Mestrado Profissionalizante de Lasers em Odontologia, nas pessoas do Professor Doutor Nilson Vieira Júnior e do Professor Doutor Carlos Eduardo de Paula, por tornarem realidade este projeto audacioso, que soma os conhecimentos da Física e da Odontologia para o benefício da ciência.

À equipe profissional da qual sou integrante, cujo suporte foi essencial para a realização deste trabalho.

Aos representantes da Sharplan no Brasil, pelo empréstimo do equipamento Opus 10. O progresso da ciência seria muito mais acelerado se outras empresas comerciais seguissem esse exemplo.

Ao pessoal do matadouro do Tim (Catanduva), da farmácia de manipulação Homeofar (Catanduva) e do laboratório do IPEN, pelo auxílio nos procedimentos relacionados com os espécimes.

À professora Sylvia, pela revisão gramatical do texto.

A Deus, por me dar a força para superar as dificuldades e a sabedoria de reconhecer os momentos felizes.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi observar a variação da temperatura na câmara pulpar, causada pela irradiação com diodo laser comercial operando em regime contínuo, com comprimento de onda de 830 nm sobre o esmalte dental. Na primeira parte deste estudo foram testados dois tipos de modelos em dentes bovinos: fatia com 3,5 mm e dente extraído. Concluiu-se que o dente extraído era o modelo mais adequado. Na segunda parte foram irradiadas as faces vestibulares de 2 incisivos inferiores decíduos bovinos com Opus 10 diodo laser nas potências de 1 W e 2 W, por 10 s, sempre utilizando tinta preta como foto-absorvedor. Foram utilizados 2 termopares, sendo que um deles foi colocado na parede da câmara pulpar, próximo à aplicação, e o outro no meio da câmara pulpar. Foi observado que os termopares apresentaram temperaturas diferentes em todos os ensaios: o que estava encostado na dentina registrou as maiores. Considerando os registros obtidos pelo termopar da dentina, verificou-se que a irradiação com diodo laser em esmalte com 1 W por 10 s pode ser tolerável pela polpa. Estudos posteriores devem ser feitos com o intuito de padronizar o posicionamento do termopar na câmara pulpar. Este foi um passo inicial na utilização do diodo laser em esmalte, e dele concluiu-se que o Opus 10 diodo laser se mostrou seguro com potência de 1 W por 10 s.

ABSTRACT

The aim of this study was to observe the variation of temperature in the pulp chamber caused by irradiation of a commercial diode laser operating in continuous wave with wavelength 830 nm over the dental enamel. In the first part of this study, two types of tooth models were tested: 3,5 mm slice and whole tooth. In the second part, we irradiated the buccal side of the enamel in 2 primary lower incisors from cattle with Opus 10 diode laser for 10 s with power levels of 1 W and 2 W, always using an absorber. Two thermocouples were used. The first one was inserted in the dentine wall closest to the irradiation site, while the second was inserted in the middle of the pulp chamber. It was observed that the thermocouples registered different temperatures. Always, the dentin thermocouple registered higher temperatures. Considering the dentin records, the irradiation of 1W for 10 s can be safe for the pulp. Further studies must be developed related to the correct positioning of the thermocouples inside the pulp chamber. This was a first step of using diode laser in enamel, and in this study, we concluded that the Opus 10 diode laser shown to be safe for this use, with 1 W power for 10 s.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	1
2. AVALIAÇÃO DOS EFEITOS TÉRMICOS ASSOCIADOS À APLICAÇÃO DO LASER NA CÂMARA PULPAR.....	3
3. ALGUMAS DA APLICAÇÕES ATRIBUÍDAS AO DIODO LASER DE ALTA POTÊNCIA EM ODONTOLOGIA.....	16
4. PROPOSIÇÃO.....	20
5. MATERIAIS E MÉTODOS.....	21
6. RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	30
6.1. ESCOLHA DO MODELO.....	32
6.2. ESTUDO DA RESPOSTA TÉRMICA.....	34
7. CONCLUSÕES.....	39
8. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	40

LISTA DE FIGURAS

- FIGURA 1.** Desenho esquemático do experimento com o espécime fatia de dente.....26
- FIGURA 2.** Desenho esquemático do experimento com o espécime dente inteiro.....26
- FIGURA.3.** Desenho esquemático do posicionamento do termopar na câmara pulpar.....27
- FIGURA. 4.** Desenho esquemático do posicionamento dos termopares na câmara pulpar.....28
- FIGURA.5.** Gráfico da temperatura em função do tempo, no modelo fatia, quando irradiado por um diodo laser, no esmalte com absorvedor.....32
- FIGURA.6.** Gráfico da temperatura na parede da câmara pulpar em função do tempo, quando o modelo dente inteiro é irradiado, por um diodo laser, no esmalte com absorvedor.....33
- FIGURA.7.** Gráfico da temperatura na parede da câmara pulpar (preto) e no interior da câmara pulpar (vermelho) em função do tempo, quando o espécime 1 é irradiado por um diodo laser com potência de 1 watt, por 10 segundos, no esmalte com absorvedor.....34
- FIGURA.8.** Gráfico da temperatura na parede da câmara pulpar (preto) e no interior da câmara pulpar (vermelho) em função do tempo, quando o espécime 1 é irradiado, por um diodo laser com potência de 2 watts, por 10 segundos, no esmalte com absorvedor.....35
- FIGURA.9.** Gráfico da temperatura na parede da câmara pulpar (preto) e no interior da câmara pulpar (vermelho) em função do tempo, quando o espécime 2 é

irradiado, por um diodo laser com potência de 1 watt, por 10 segundos, no esmalte com absorvedor.....35

FIGURA.10. Gráfico da temperatura na parede da câmara pulpar (preto) e no interior da câmara pulpar (vermelho) em função do tempo, quando o espécime 2 é irradiado, por um diodo laser com potência de 2 watts, por 10 segundos, no esmalte com absorvedor.....37

LISTA DE ABREVIATURAS

cm	centímetro
cm ²	centímetro quadrado
CO ₂	dióxido de carbono (gás carbônico)
° C	graus Celsius
Er:YAG	érbio em matriz de ítrio-alumínio
J/cm ²	joules por centímetro quadrado
mm	milímetro
ms	milissegundos
Nd:YAG	neodímio em matriz de ítrio-alumínio
nm	nanômetro
s	segundos
PAC	Polimerização por luz de plasma
W	watts
W/cm ²	watts por centímetro quadrado
μm	micrômetro

1. INTRODUÇÃO

Nos dias de hoje há uma grande quantidade de equipamentos a laser utilizados rotineiramente na clínica odontológica, destinados a diversas aplicações. Um laser intensamente utilizado é o de neodímio (Nd:YAG), cujas principais aplicações sugeridas são a atenuação da hipersensibilidade dentinária¹, o corte e a cauterização de tecidos moles, a desinfecção de canais e de bolsas periodontais^{2, 3}, remoção de cárie^{4,5}, prevenção de cárie através da fusão e ressolidificação do esmalte^{6,7,8} levando ao aumento de sua resistência frente à desmineralização por ácidos, ou pela limpeza dos sulcos e fissuras⁹.

O diodo laser tem sido sugerido como substituto de algumas aplicações do Nd:YAG, apresentando a vantagem de ter um menor custo tanto para aquisição como para manutenção do equipamento. Porém, muitas aplicações atribuídas ao Nd:YAG não são totalmente comprovadas com o diodo laser, sendo ainda necessárias muitas pesquisas. Uma importante aplicação futura para o diodo laser seria a fusão e ressolidificação de esmalte para aumentar a resistência aos ácidos causadores da cárie.

Os principais cromóforos encontrados nas estruturas dentárias, responsáveis pela absorção da radiação laser na região do infravermelho próximo, na qual estão incluídos o Nd:YAG e o diodo, são a hidroxiapatita e água no esmalte e dentina, e hemoglobina e oxi-hemoglobina na polpa. O diodo laser é fracamente absorvido pelo esmalte e dentina (enquanto é fortemente absorvido pela polpa).

Visando a produzir efeito térmico no esmalte com aplicação de lasers operando em comprimentos de onda que os cromóforos do dente não absorvem,

tem sido sugerido o uso de absorvedores, conhecidos como foto-iniciadores^{10, 11}, com a função de absorver eficientemente a radiação laser e convertê-la em calor.

Os lasers Nd:YAG e diodo possuem comprimentos de onda relativamente próximos (1064 e 830 nanômetros, respectivamente). Dentro dessa faixa espectral não há alterações significativas na interação da radiação de ambos os lasers com os cromóforos absorvedores. Ou seja, são eles fracamente absorvidos pelo esmalte e dentina (hidroxiapatita e água) e fortemente pela polpa (hemoglobina e oxi-hemoglobina).

Mas há uma diferença significativa entre os lasers Nd:YAG pulsáteis e diodo laser que altera suas interações com as estruturas dentárias. Os lasers de Nd: YAG têm a capacidade de operar em regime pulsátil. Neste regime de operação a energia de um pulso pode ser concentrada em um intervalo curto de tempo, elevando substancialmente sua intensidade e provocando a elevação da temperatura no meio irradiado antes que ocorra a difusão do calor.

Os equipamentos comerciais que usam o diodo laser em geral operam apenas no regime contínuo, e suas intensidades são baixas, comparadas às dos pulsáteis. Há diodos laser de alta potência que operam no regime pulsátil, mas com intensidades ainda baixas quando comparadas às obtidas com os lasers de Nd: YAG. Assim, em geral, a interação do laser de Nd:YAG pulsátil com as estruturas dentárias é diferente da obtida com os diodos laser.

O desenvolvimento de aplicações do diodo laser, no entanto, requer o conhecimento e o controle não somente dos efeitos desejáveis, como também dos efeitos adversos. Os efeitos adversos mais comuns são a elevação da temperatura e conseqüente necrose da polpa e fissuras nos tecidos duros^{12, 13}.

2. EFEITOS TÉRMICOS DO LASER NA POLPA

A tolerância pulpar à aplicação de lasers tem sido embasada principalmente no trabalho realizado por ZACH e COHEN (1965)¹⁴, que elevaram a temperatura de dentes de macacos da espécie *Macaca rhesus in vivo*, de forma controlada, por meio de uma resistência elétrica, com temperatura constante, aplicada à face vestibular dos dentes anteriores. Segundo os autores, esses dentes tinham tamanhos similares aos de humanos. O acesso do sensor de temperatura para as medições foi efetuado por um pequeno orifício produzido na face lingual dos dentes avaliados. A temperatura pulpar foi medida por termômetro. Esperando que a variação de temperatura dentro da polpa fosse a mesma, a energia aplicada foi repetida para os dentes hígidos análogos, do outro lado da arcada, e nesses dentes eram feitas análises histológicas nos intervalos de 2, 7, 14, 56, 91 dias. Para variações de temperatura na polpa de até 4° F (2,2° C), os autores não observaram alterações pulpares importantes num intervalo de dois dias. Para elevações de 10° F (5,5° C), as análises revelaram que, após dois dias, muitas polpas mostravam evidentes sinais semelhantes a queimaduras, com destruição da maioria dos odontoblastos e redução da camada não-calcificada de pré-dentina. Uma semana após, a hiperemia pulpar era evidente, e processos de reparação foram observados após duas semanas. Após 56 dias muitas polpas se mostraram recuperadas. Porém, 15% dos dentes submetidos a essa temperatura (5,5° C) falharam na recuperação. Tomando como base esse estudo, o valor seguro para elevação da temperatura na polpa tem sido freqüentemente considerado como abaixo de 5,5° C.

Já no início das investigações sobre o uso dos lasers em tecidos dentais, os pesquisadores se preocupavam com os possíveis danos térmicos que a irradiação poderia causar, como foi comentado por STERN e SOGNAES (1965)¹² e SOGNAES e STERN (1965)¹⁵ que observaram as mudanças que a aplicação de laser causaria nos tecidos duros dentários. Segundo esses autores, que não realizaram testes sobre a variação de temperatura, a energia suficiente para se obter crateras e formação de aparência vítrea dos tecidos vizinhos a ela não deveria causar danos à polpa quando aplicada clinicamente.

STERN *et al* (1969)¹⁶ utilizaram 10 dentes que pertenciam a 2 chimpanzés vivos e aplicaram laser de rubi, com comprimento de onda de 6943 angstroms com pulsos de 1 ms com energias que variavam entre 60 e 250 J/cm², sendo que o dente análogo contra-lateral não recebia aplicação para servir como controle. Três dias após a aplicação os animais foram sacrificados, seus dentes removidos e analisados histologicamente. Os autores descreveram que as alterações observadas no esmalte eram suficientes para provocar aumento da resistência aos ácidos e que apenas uma mínima mudança no tecido pulpar aconteceu e deveria ser reversível.

Também utilizando o laser de rubi, ADRIAN *et al* (1971)¹⁷ irradiaram em dentes de cães sem raça definida doses de energia que variavam entre 1870 e 3300 J/cm². Mínima resposta pulpar foi obtida até 2.330 J/cm², porém não produzia alterações aparentes no esmalte e, para produzi-las, deveriam aplicar-se energias maiores, produzindo necrose pulpar.

ADRIAN (1977)¹⁸ testou o Neodímio com matriz de vidro na largura de pulso de 7 ms, com fluências que variavam entre 0,710 e 6,772 J/cm² em 8

dentos que pertenciam a 2 macacos " *in vivo*". Dois dias após a aplicação os dentes eram extraídos e deles feitas lâminas histológicas. Foi verificado que até 1,959 J/cm² não havia alteração pulpar. Acima desse valor até 3,101 J/cm² era observada uma mínima mudança histológica, caracterizada por perda da orientação dos odontoblastos, edema e leucócitos e células vermelhas do sangue no espaço extravascular. Acima dessa fluência foi encontrada necrose focal na camada de odontoblastos. Acima de 4,494 J/cm², os autores observaram formação de crateras e, apesar das reações pulpares com necrose focal, não foi encontrada necrose coagulante generalizada, concluindo, portanto, que esse laser produzia maior tolerância pulpar, quando comparado ao laser de rubi.

WHITE *et al.* (1980)¹⁹ testaram o Nd:YAG em 18 terceiros molares extraídos, irradiando-os com um equipamento de fibra de 200 micrômetros de espessura, com distância de 5 mm do esmalte da face bucal, nas potências de 0,3, 0,5, 0,8, 1,0 e 2,0 W. Em 11 deles foram realizadas cavidades Classe V com alta rotação, e os testes foram realizados para espessuras de dentina entre 2,7 e 0,3 mm. Os espécimes com dentina remanescente maior que 1 mm e os intactos apresentaram polpa sem alterações. Os autores concluíram que, dentro desses parâmetros, a alteração pulpar causada pelo efeito térmico está relacionada com o remanescente de estrutura dentária e não com o aumento da energia.

O efeito térmico de 3 diferentes lasers nos tecidos dentais foi comparado por LAUNAY *et al.* (1987)¹³: o Nd:YAG com potências entre 3 e 35 W e largura de pulso de 0,2 a 0,7 s e em regime contínuo; o Argônio com pulsos de largura entre 0,1 e 0,2 s, com potências variando entre 0,5 e 10 W, e o CO₂ em regime contínuo e pulsado, com potências entre 0,1 e 30 W. Foram realizadas tomadas de temperatura superficial por câmara termográfica e interna com termopar

posicionado no meio da câmara, não sendo revelado se estava em contato com a parede dentinária. As aplicações foram realizadas em dentes unirradiculares com uma cavidade na face vestibular de 1,5 mm de profundidade. Com base em seus resultados, os autores recomendaram que o laser de Nd:YAG não deveria ser aplicado em regime contínuo em tecidos dentais, pois aumentava a temperatura na cavidade pulpar (resultados numéricos não revelados pelos autores), o que poderia provocar desnaturação de proteínas. Porém, em regime pulsátil, esse fenômeno não ocorre, além de a temperatura produzida na superfície ser compatível com a fusão da hidroxiapatita, devendo ser esta promissora para aplicação clínica. O CO₂ não produzia efeitos térmicos nocivos nem quando aplicado ao esmalte nem à dentina. O Argônio produziu efeitos inconsistentes, pois, a temperatura dependia da limpeza da superfície do esmalte. Quando limpo, porém, as temperaturas internas eram pequenas.

RONEBOOG-SQUILBIN; et al. (1989)²⁰ compararam *in vitro* o que poderia ser mais nocivo à polpa dentária nos casos de uma aplicação de laser de Argônio sobre o esmalte, exposição à água quente entre 54 e 55° C e 2 tipos de preparo cavitário (Classe III e Classe V) com alta rotação e refrigerado à água. As mensurações da temperatura foram feitas dentro da cavidade pulpar com termopar em 2 posições: no seu teto e perto da junção amelo-dentinária e a câmara preenchida com pasta de alta condução térmica. O laser usado era de faixa espectral de 454,5 e 514,5 nm, com potência de 2 W em modo contínuo, com diâmetro do feixe de 250 µm. A aplicação foi pontual no centro da face lingual, onde havia uma marca com tinta preta, o que absorvia o laser, e os tempos de aplicação foram 2 e 4 s. Para testar o contato com água quente foi feita a imersão do dente à temperatura de 54-55° C, para simular ingestão de

líquidos quentes. Quanto às cavidades, que eram de 1 mm de profundidade e levavam entre 3 e 6 s de operação, eram feitas pelo lado lingual e vestibular. Os autores obtiveram temperaturas bastante diferentes, no que se refere à posição do termopar. Enquanto na junção amelo-dentinária a temperatura foi 9,5° C para 2 s e 15° C para 4 s no teto da câmara (o que os autores consideraram como mais confiável) foi 2,5° C para 2s e 4,5 para 4 s. Assim sendo, consideraram estes estudiosos que a variação estava abaixo dos 5,5° C, propostos por ZACH e COHEN, portanto, era compatível com a vitalidade pulpar, apesar de relatarem que esses parâmetros não levam em conta o tempo de duração do processo. Os mesmos autores observaram também que o aumento da temperatura causado pela aplicação do laser de argônio é semelhante aos outros procedimentos, considerados inócuos à polpa.

MISERANDINO *et al.* (1989)²¹ testaram o efeito de laser de gás carbônico no modo contínuo sobre esmalte dentário e as alterações de temperatura na câmara pulpar de 20 terceiros molares extraídos, que tinham sua raiz distal amputada e neste espaço introduzido um termômetro digital, para que fosse posicionado na parte da polpa (que não era removida totalmente) próxima à irradiação. Foram executadas irradiações que duravam entre 0,5 e 25 s, com potências de 2, 4, 6, 8 e 10 W. Os autores obtiveram como resultados que, nos tempos de duração de 0,5 e 2,5 s, a aplicação deveria ser segura em todas as potências. Com o tempo de 5,0 s, o limite de potência estaria abaixo dos 6 W. Para 10,0 s 2 W e com 25 s, deveria haver danos pulpares em todas as potências (segundo parâmetros de ZACH e COHEN) .

Repetindo o experimento acima, NICOLLI-FILHO, et al.(1997)²² sugeriram que a potência máxima a ser usada deveria ser de 4 W por um tempo de 2,5 s, para não ultrapassar os 5,5° C propostos por ZACH e COHEN.

A variação da temperatura causada pela aplicação do laser de Er:YAG foi estudada por HIBST e KELLER (1990)²³. Para isso foram utilizadas energias de 50 a 500 mJ, com repetição de 0,5 a 2,0 Hz. Um termopar foi introduzido em cavidades feitas em fatias de dente de 2 e 4 milímetros; não foi citada imersão em banho térmico. Os autores perceberam que o aumento de temperatura que a aplicação do laser Er:YAG produzia dependia mais da energia por pulso e da taxa de repetição do que da espessura das fatias. Através da fórmula matemática que prevê a desnaturação das proteínas em função da variação de temperatura e do tempo (importante para a vitalidade celular na polpa), sugeriram que a aplicação do Er:YAG nos parâmetros estudados deveria ser nociva à polpa.

Os efeitos térmicos dos lasers de Nd:YAG e de CO₂, em onda contínua, foram avaliados por ARCORIA *et al.*(1991)²⁴, que aplicaram em dentes de cães vivos combinações de 16 Watts de CO₂ e 16 Watts de Nd:YAG para primeiros pré-molares e primeiros molares, e 16 Watts de CO₂ e 40 W do Nd:YAG nos segundos pré-molares nos segundos molares. A duração de aplicação para cada laser foi de 2 segundos. Constatou-se que havia diferença significativa de reação pulpar, desde formação de pré-dentina até necrose pulpar, entre os grupos irradiados e um grupo controle e, também, que a diferença na mesma avaliação entre os grupos irradiados foi muito pequena.

Novamente o laser de CO₂ em regime contínuo foi utilizado, desta vez por ANIC' *et al.* (1992)²⁵, que utilizaram potências de 0.5, 1.0, 1.5, 2.0, 4.0 e 6.0 W em intervalos de tempo de 0.5, 10, 15, 20 e 30 s em molares humanos extraídos.

As temperaturas foram medidas na câmara pulpar com termômetro digital, situado na câmara pulpar, na altura da bifurcação. Não foi descrito o meio pelo qual o calor seria extraído do dente. Com potências de 0,5 e 1,0 W e duração de 10 s, conseguiram carbonização e vaporização de tecido dental com elevação de temperatura pulpar de 4° C, o que, segundo eles, deveria ser seguro para tecidos pulpares, de acordo com ZACH e COHEN.

Alguns autores comparam a aplicação do laser com outros procedimentos realizados rotineiramente em Odontologia, esperando que, se o laser causar aumento de temperatura menor ou igual a outra aplicação que envolva entrega de calor, a aplicação testada será clinicamente aceitável.

O aumento de temperatura causado pela aplicação do laser de Nd:YAG e a sua penetração foi comparado com o aumento causado por outros estímulos como café quente, broca carbide em alta rotação refrigerada a água e soldador. Nesse estudo, realizado por WHITE *et al.* (1992)²⁶, foram utilizados terceiros molares humanos sem que houvesse corte destes espécimes. Aplicou-se, então, o laser de Nd:YAG nas potências entre 0,3 e 3,0 W, com frequência de 10 a 30 Hz, com tempos de exposição de 1, 10 e 30 segundos, sempre com o uso de foto-absorvedor. O método de avaliação foi por câmara termográfica. Verificou-se que, quanto mais se aumentava o tempo de aplicação, maior era a temperatura superficial e a sua penetração. Também notou-se que, quando aplicado ao esmalte, o laser produzia menor elevação que na dentina. Ainda nesse estudo, constatou-se que, na aplicação do laser, apesar de produzir grande aumento de temperatura superficial, a penetração do calor foi menor que a causada pelo uso da broca em alta rotação.

Na avaliação com laser de Er:YAG, GLOCKNER *et al.* (1998)²⁷ compararam a aplicação do laser com preparos cavitários de Classe I, na face lingual de incisivos e caninos, sem refrigeração. Para esse procedimento, foi colocado um termômetro encostado na parte mais superior da câmara pulpar. Esses dentes foram fixados em metal fundido e resfriados para isolamento térmico, mantendo uma temperatura inicial de 37° C. Os parâmetros da aplicação foram 500 mJ, 10 Hz, com duração de pulso de 200 µs. Os autores observaram que, pelo fato de o laser ser aplicado sob refrigeração, a temperatura inicial decaía, e só começava a aumentar após a trepanação da polpa, enquanto o preparo com broca provocava aumento de temperatura de até mais de 40° C que a inicial.

Para testar a aplicabilidade clínica do laser de Nd:YAG para condicionamento do esmalte para colagem de acessórios ortodônticos, VONFRAUNHOFER e ALLEN (1993)²⁸ irradiaram 40 dentes humanos (pré-molares e terceiros molares) recém-extraídos nas potências de 0.8, 1.0, 2.0 e 3.0 W. A aplicação foi feita em área coberta, com foto-absorvedor que tinha o tamanho aproximado de um braquete ortodôntico. A mensuração do aumento de temperatura foi feita por meio de termopar, que era colocado na câmara pulpar. Os autores notaram que a variação da temperatura estava relacionada com a espessura de dentina dos espécimes. Observou-se que apenas a potência de 0.8 W era segura para aplicação clínica, enquanto, acima disso, poderia ocorrer inflamação pulpar e possível necrose, já que os autores consideravam que a temperatura segura para a polpa não deveria exceder os 6° C.

Estudos clínicos relacionados com a tolerância dos tecidos dentais ao laser de Nd:YAG e a sua efetividade na remoção da cárie foram realizados por WHITE

et al. (1993)⁶, fazendo avaliações em 163 lesões de cárie em 97 pacientes submetidos a esse procedimento. Os pacientes, que pertenciam a três clínicas particulares, receberam irradiações com o comprimento de onda de 1,06 μm e pulsos de 150 μs . As potências utilizadas foram acima de 1 W, com taxa de repetição de 10 Hz. Após 3 anos, esses dentes foram submetidos ao teste de vitalidade pulpar, observação clínica, radiografias periapicais e interproximais. Foi constatado que nenhum dos dentes apresentou sintomatologia dolorosa nem perda de vitalidade.

WHITE *et al* (1994)²⁹ testaram o aumento de temperatura que a exposição ao laser de Nd:YAG pulsado poderia causar à dentina radicular em procedimentos como excisões gengivais, remoção de cáries superficiais e modificação do esmalte para tratamento de sensibilidade dentinária. Para isso, foram utilizados dentes unirradiculares extraídos e suas raízes foram preparadas de maneira que se obtiveram várias espessuras de dentina remanescente (0.2, 0.5, 1.0, 1.5 e 2.0 mm). O termopar era colocado no canal radicular, enquanto a exposição era feita de maneira perpendicular pela face externa. Os espécimes eram colocados horizontalmente em água a 37° C. O equipamento usado apresentava comprimento de onda de 1064 nm, com duração de pulso de 150 μs e diâmetro da fibra de 320 μm . As potências testadas foram de 0.3, 0.5, 0.7, 1.0 W, com frequência de 10 Hz e 1.0, 2.0, 2.5 e 3.0 W em 20 Hz. Os autores verificaram que, em espessuras menores que 1 mm de dentina, poderia haver danos à polpa. Verificaram também que não há risco significativo quando uma superfície de 2 mm^2 com 1 mm de dentina remanescente é exposta ao laser de Nd:YAG pulsado por menos de 10 s, e os parâmetros não excedam 1.0 W e 10 Hz. Os autores salientaram que *in vivo* a temperatura intrapulpar causada pela exposição desse

laser em superfícies radiculares deve ser menor, devido às outras estruturas dentais (ligamento periodontal, osso, circulação pulpar), reduzindo os seus efeitos.

A variação da temperatura provocada pelo laser de argônio foi comparada por KURACHI *et al.* (1999)³⁰, provocada pela lâmpada halógena. Cinco pré-molares e 5 molares humanos foram irradiados com potências que variavam de 150 a 500 mW nas faces vestibulares, em cavidades Classe V. A lâmpada halógena utilizava 560 W/cm² de intensidade. Os dentes foram colocados em banho térmico a 37° C, sendo que seus ápices foram cortados e a polpa removida. Pelo orifício apical foi introduzido o termômetro na câmara pulpar preenchida com pasta de alta condutividade térmica. Após isso, o ápice foi fechado com resina composta. Os autores consideraram como crítico o valor de 5,0° C, para estar sempre abaixo do sugerido por ZACH e COHEN. Observaram que o laser podia ser aplicado para iniciar a polimerização de resinas compostas até para a potência de 500 mW por 32 s, o que produzia o mesmo efeito térmico da lâmpada halógena por 42 s.

Mc NALLY *et al.* (1999)¹¹ realizaram um estudo para comprovar a necessidade de se utilizar um corante na aplicação do laser de diodo de alta potência em esmalte e dentina, com intuito de ablação. O corante escolhido foi o indocianina verde, diluído em água destilada nas proporções de 1, 2, 3, 4, 5 e 6%, e o laser, para aplicação, emitindo na faixa espectral de 796± 2 nm em regime contínuo, com diâmetro de feixe de aproximadamente 0,5 mm. Dois estudos foram realizados: o primeiro, utilizando 56 dentes humanos "velhos", ou seja, não extraídos recentemente, com corante em todas as concentrações e potências de 500, 600, 700 e 850 mW por 120 s, com 2 aplicações de 60. As irradiações foram

feitas em dentes cariados e também em esmalte e dentina sadios. Foi medida a variação de temperatura por meio de um termopar, posicionado na câmara pulpar por meio de acesso feito pelo ápice. A temperatura inicial era a do ambiente. Observou-se nos dentes cariados que, quanto mais concentrado o corante e maior a potência na aplicação, maior também a eficiência da ablação, porém a temperatura na polpa também era maior. Nos dentes sadios, não houve sinais de alterações no esmalte, visto ao aumento de 10 vezes. O segundo experimento foi realizado com 18 dentes recém- extraídos, corantes em 4 e 6%, nas potências de 600, 700 e 850 mW. Cinco dentes foram utilizados para se observar a extensão da penetração do corante nos tecidos cariados. Dez dentes foram submetidos à ablação de tecido cariado saturado com corante, e a avaliação de temperatura na câmara foi feita em 5 desses dentes. Três foram envolvidos em membrana de borracha e imersos em água a 37° C, para avaliar a temperatura na câmara pulpar e, segundo os autores, simular os tecidos adjacentes e a difusão da temperatura. Aos dentes irradiados foi aplicado um teste de dureza nas superfícies que ficaram abaixo do tecido ablacionado, e também foram eles analisados em microscopia eletrônica. Os resultados obtidos foram: o corante penetrou preferencialmente em tecido cariado; o tecido removido em ablação foi maior em dentes recém-extraídos que em "velhos" e o aumento de temperatura também foi 65% menor nos dentes "frescos". Os dentes que foram envolvidos com membrana e imersos em água a 37° C apresentaram variação de temperatura 63% menor que os mesmos dentes "frescos" no ar. Nessas condições a variação foi de $3 \pm 2^\circ$ C. A dureza em esmalte irradiado foi 4% menor que no intacto e, em dentina, foi 2% menor. Após a irradiação foi observado um tecido mole e carbonizado e, após a sua escavação, apresentou-se uma

superfície lisa e polida, sem evidências de danos térmicos. Os estudiosos concluíram, então, que a técnica de ablação de tecidos dentários cariados com laser de diodo associado com corante é segura e eficiente.

WHITE *et al.* (2000)³¹ pesquisaram a eficiência do diodo laser para clareamento dental, por meio de 3 experimentos diferentes. No primeiro, testaram, através do uso de espectômetro, a capacidade de diferentes agentes clareadores de absorver os diferentes comprimentos de onda. Observaram que as maiores absorções foram obtidas por volta de 377 nm (correspondentes ao laser de alexandrita de frequência dobrada) e 2100 (Ho:YAG). Os autores salientaram que, apesar de, em teoria, quanto maior a absorção da radiação pelo material, menor será a necessidade de maiores energias, em seus estudos esse fator não se mostrou importante para obtenção do desejável aumento de temperatura nos agentes clareadores. No segundo experimento, foram comparadas as variações de temperatura causadas durante as aplicações de luzes halógenas com tempos de 60, 120 e 240 s, luz PAC (*Plasma Arc Curing*), por 10, 20 e 30 segundos, PAC por 3 aplicações de 10 s, com intervalos de 10 e 30 s, laser de Nd:YAG com duração de pulso de 110 microssegundos, com potência de 0,4 W, frequência de 10 Hz, por 30 s e laser de diodo, em regime contínuo nas potências de 2, 4, e 6 W, em aplicações de 10, 30 e 60 s. Os autores obtiveram como resultados que a luz PAC provocou maiores aumentos de temperatura que a luz convencional e que o laser de Nd:YAG, tanto superficialmente quanto na câmara pulpar. Da mesma forma, obtiveram que a luz PAC e diodo com 2 W foram equivalentes quando comparados ao diodo com 4 W. Porém, o diodo com 6 W apresentou uma variação significativamente maior. Baseados nos parâmetros postulados por ZACH e COHEN, os autores recomendaram que as luzes PAC e laser de diodo

devem ser usados em tempos de exposição menores que 30 s e com período de intervalo entre aplicações com o mesmo tempo. No terceiro experimento estudaram a efetividade do laser no clareamento dental em comparação à luz PAC. Dentes bovinos foram expostos artificialmente a uma solução com corantes (vinho, café e nicotina) pelo período de 5 dias. Esses dentes foram submetidos ao clareamento ativado pela luz PAC e laser de diodo com 2 W por 10, 30 e 60 s e laser com 4 W e 10 s, e analisados pré e pós-clareamento pelo sistema da *Commission Internationale de l'Eclairage*. Dessa maneira, observaram que todos os métodos tiveram resultados satisfatórios sem diferenças significativas.

STREFEZZA (2001)³² testou a segurança na aplicação do Ho:YLF para os tecidos pulpare, com 300 e 500 mJ/pulso com 10 pulsos . O estudo foi realizado "in vitro", utilizando pré-molares e molares extraídos de coelhos em banho térmico, com o termopar introduzido na câmara pulpar pelo ápice. A autora também realizou "in vivo" coelhos, sendo que estes foram sacrificados nos períodos de 0, 6, 12, 24 e 72 horas e tendo seus dentes extraídos para análise histológica. A autora constatou a variação em temperatura de 1° C para 300mJ/pulso e 4,5° C para 500 mJ/pulso. Na análise histológica "in vivo", concluiu que não houve indução de resposta inflamatória decorrente das aplicações. Foi observado por microscopia eletrônica de varredura que houve fusão e ressolidificação na superfície do esmalte.

3. APLICAÇÕES DO DIODO LASER DE ALTA POTÊNCIA EM ODONTOLOGIA

ROMANOS e NETWING (1999)³³ avaliaram os resultados clínicos do uso do diodo laser em processos de remoção de hemangiomas e fibromas, e gengivectomias. Os parâmetros usados variavam entre 6 e 10 W em regime contínuo, e entre 10 e 15 W em regime pulsátil, com 20 pulsos por segundo. Os autores relataram que o uso do diodo laser nos processos estudados resulta, em baixa incidência, de complicações clínicas tais como sangramento, dor, inchaço, formação de escaras e distúrbios funcionais. Segundo os autores, os resultados favoráveis são devidos ao fato de o diodo laser apresentar propriedades de coagulação e hemostasia.

A remoção de pigmentação melânica da gengiva é um procedimento que os pesquisadores YOUSSEF *et al.* (2000)³⁴ relataram ter sido promovido com sucesso na região de dente canino de um cão. Para isto o laser de diodo de 830 nm utilizando 3 W em regime contínuo foi usado e realizadas biópsias no tecido de cicatrização e tecido intacto. Pelo fato de ter sido obtido bom resultado na remoção e cicatrização da ferida cirúrgica, sugeriram que esse seria um bom método a ser futuramente utilizado em humanos.

Na área de ortodontia, NECKEL (1998)³⁵ utilizou um diodo laser de alta potência, de 810 nm na potência de 1.6 W em modo contínuo com o intuito de exposição de caninos impactados. Ele relatou que esse método possui a vantagem de apresentar menor sangramento em relação aos métodos cirúrgicos convencionais, facilitando a colagem do braquete.

MORITZ *et al.* (1998)³⁶ compararam o condicionamento em esmalte e dentina produzido por aplicações de ácido fosfórico, lasers de CO₂, Nd:YAG,

Er:YAG e diodo de 805 nm. Entre outros resultados encontrados o estudo revelou que as superfícies dentinárias irradiadas com a potência de 7 e 10 W pelo laser de diodo apresentaram uma força de tração semelhante à obtida pelo condicionamento com ácido e, no teste de cisalhamento, o diodo foi superior, sugerindo uma futura aplicação clínica desse laser para condicionamento dentinário em restaurações com resina composta.

Esse tipo de laser também tem sido pesquisado para fusão e ressolidificação de esmalte, com intuito de torná-lo mais resistente ao ataque ácido e, conseqüentemente, também à cárie. Com esse intuito OLIVEIRA *et al.* (2000)¹⁰ irradiaram esmalte de 7 dentes humanos com um laser protótipo no comprimento de onda de 960 nm. Nas aplicações foi usado o regime quasi-contínuo com duração de pulso que variava de 50 ms e foi decrescendo até 1 ms com potência pico de 10 W e auxílio de foto-absorvedor. Nos espécimes avaliados em microscopia eletrônica de varredura os autores puderam observar que todos eles apresentaram as partes irradiadas com superfícies homogêneas e solidificadas. Os autores também observaram que, quanto menor a duração do pulso, maior o decréscimo na porosidade e rugosidade. Sugeriram, portanto, que essa poderia ser uma aplicação futura desse laser.

O diodo laser de alta potência também tem sido usado para redução bacteriana de canais radiculares infectados. Isso foi demonstrado em estudo *in vitro*, executado por GUTNECHT *et al.* (1997)³⁷, que utilizavam canais radiculares infectados por *Enterococcus faecalis* e neles aplicavam diodo laser na faixa espectral de 805 ± 5 nm nas potências de 3 W para regime contínuo e 5 W para pulsado com largura de pulso de 20 ms e tempo de aplicação de 10 s por 4 vezes. Sessenta dentes humanos foram utilizados, dos quais 20 receberam laser

em regime contínuo, 20 em pulsado e 20 não receberam irradiação. No grupo controle, a média logarítmica de redução bacteriana foi de 0,15, enquanto para o grupo teste foi de 3,22, o que representa uma redução entre 97,12% e 99,99%.

MORITZ *et al.* (1997)³⁸, o utilizaram o laser de diodo em 40 pacientes. Em exame microbiológico inicial, foram encontradas altas concentrações de estreptococos nos 40 casos, e estafilococos em 5 casos. Como parâmetros foram usados 2 W de potência no modo pulsado, com largura de pulso de 20 ms e frequência de 50 Hz de um laser que emite na faixa espectral de 805 ± 5 nm. A técnica de aplicação foi por movimentos circulares do ápice para cervical com duração de 5 s. As aplicações eram feitas por 5 vezes. Em um total de 4 consultas, duas sessões de aplicação de laser foram feitas (segunda e terceira consultas). O grupo controle recebeu o mesmo tratamento, porém sem as irradiações de laser. O máximo logaritmo de redução em estreptococos foi de 4,22 no grupo irradiado e 1,37 no grupo controle. Para estafilococos, foi de 3,33 do grupo com laser e 1,0 para o controle. Portanto, corroborando com o estudo anteriormente realizado *in vitro*, o diodo laser se mostrou clinicamente eficiente na redução bacteriana intracanal,

Novamente, MORITZ *et al.* (1997)³⁹ utilizaram o diodo laser com comprimento de onda de 805 nm, porém, nesse estudo, para a redução bacteriana em bolsas periodontais. Foi aplicado na potência de 2.5 W com duração de pulso de 10 ms e frequência de 50 Hz. A fibra era inserida na bolsa e deslocada no sentido de apical para cervical, na velocidade de 1 mm/s. Todos os 50 pacientes que participaram do experimento receberam raspagem periodontal e, depois de uma semana foi feita a coleta de fluido subgengival. Trinta e sete desses indivíduos receberam aplicação de laser e, uma semana depois, foram

submetidos a novo exame bacteriológico. Foi observada redução significativa dos microrganismos analisados (*Actinomyces actinimicetencomitans*, *Prevotella intermedia*, *Porphyromonas gingivalis*) nos pacientes que receberam o laser, enquanto no grupo controle a redução foi bem menor.

GUTKNECHT *et al.* (2000)⁴⁰ estudaram a eficiência da diodo laser como bactericida na parede dentinária de canais radiculares. Para isso, usaram fatias de dentes bovinos com espessuras de 100, 300 e 500 μm , inoculadas com suspensão de *Enterococcus faecalis*, as quais foram irradiadas com laser de diodo em regime contínuo com 0,6 W por 30 s. Os resultados mostraram que houve redução bacteriana de 97,07% nas fatias de 100 μm , 88,38% nas de 300 e 73,96% na espessura de 500 μm . Os autores sugerem que, apesar dos resultados positivos, a eficiência do diodo laser diminuía de acordo com a profundidade nos canalículos dentinários, sendo, portanto, importante a realização de testes clínicos futuros.

4. PROPOSIÇÃO

A presente pesquisa tem por finalidade avaliar *in vitro* a elevação da temperatura ocorrida em dois pontos da câmara pulpar, com o uso de modelos, durante e após a irradiação do esmalte dental. Essa irradiação é efetuada por um equipamento a laser comercial, operando com um diodo laser emitindo em 830 nm, com potências de 1 e 2 W, e tempo de exposição de até 10 s. Esta pesquisa também tem por finalidade avaliar qual é o melhor modelo para realização deste experimento.

5. MATERIAIS E MÉTODOS

Considerando que a medição da temperatura em polpas intactas é problema ainda não resolvido até o momento, uma alternativa é utilizar um modelo para tais mensurações.

Com o propósito de avaliar a elevação da temperatura na polpa de dentes sob aplicação de lasers, diferentes modelos têm sido utilizados, tais como dentes extraídos inteiros^{3,5,8,9,11,12,15,19,20,21,25,27,28,29,30,31} ou parte deles^{2,10,22,23,26}, dentes em animais vivos^{14,16,17,18,24,32}. Os efeitos causados por aumento de temperatura também podem ser avaliados através de acompanhamento clínico de pacientes^{1,4,6}

A medição da temperatura na câmara pulpar normalmente é efetuada por termopares^{2,13,20,23,28,29} e termômetros^{11,21,25,27,30}, enquanto a temperatura superficial pode ser medida com câmaras termográficas^{3,13,23,26}.

Os modelos acima citados são utilizados para estudar a temperatura na polpa, independentemente da fonte de energia e do meio extrator do calor. No entanto, algumas considerações deveriam ser efetuadas sobre os processos de transferência de calor, sem as quais erros intoleráveis podem ocorrer.

A primeira consideração a ser efetuada é sobre o mecanismo de transferência de energia. Conforme já mencionado, o laser em estudo é fracamente absorvido pelo esmalte e pela dentina. Quando o objetivo é transferir calor ao esmalte, uma alternativa é o uso de um absorvedor, o qual normalmente é um filme que, aplicado ao esmalte, absorve a radiação laser e a transforma em calor. O calor absorvido pelo filme é transferido, por condução, para o esmalte.

Caso não seja utilizado um absorvedor, 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 absorvida pelas hemácias. Nesse caso, o mecanismo de transferência de energia é volumétrico.

Este estudo considera somente o primeiro caso, quando há um filme absorvedor no esmalte. Nesse caso a radiação laser é fortemente absorvida pelo filme, que transfere o calor para o dente.

Também deve ser considerado no modelo, além do mecanismo de transferência de energia do laser para o dente, o mecanismo de transferência de calor do absorvedor para o dente e do dente para o meio.

Há três formas de transferência de calor: por condução, por irradiação e por convecção. No processo de 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. Ou seja, assume-se que todo calor do filme absorvedor é transferido por condução ao dente e que todo calor do dente é extraído pelo alvéolo por condução, considerando-se ainda que a parcela extraída pela irrigação pulpar é pequena.

Outro fator a ser considerado no modelo é sua resposta térmica ao calor fornecido pelo filme.

Sabe-se que o filme absorvedor é aquecido quando irradiado por um pulso laser, com forma retangular. Quando o filme inicia a transferência do calor ao dente, por condução, a temperatura no dente aumenta. Caso a duração do pulso

laser seja longa, a temperatura no conjunto filme e dente aumenta, até que haja um equilíbrio, quando a quantidade de energia que é entregue é igual àquela extraída pelo alvéolo, por condução. Quando o equilíbrio é atingido, o regime é considerado permanente, e a temperatura não depende do tempo. Antes do equilíbrio, quando a temperatura está variando, há um regime transitório.

Dentro das condições acima, durante o regime permanente sabe-se que a temperatura em um ponto do modelo pode ser expressa em função do calor fornecido e das resistências térmicas entre as junções absorvedor-dente, dente-alvéolo e da resistência térmica do próprio dente, usando-se modelos matemáticos. A resistência térmica é a resistência que o meio oferece à transmissão do calor por condução, e seu recíproco é a condutância térmica, também conhecida como o coeficiente de transmissão de calor por condução.

Não há, no entanto, um modelo matemático simples que descreva a variação da temperatura dos modelos em estudo durante o regime transitório. Há métodos que se valem do cálculo numérico (usando computadores digitais), capazes de simular a temperatura nos modelos, em função do tempo⁴¹. Mas sabe-se que, durante o regime transitório, a temperatura num ponto do modelo depende dos seguintes fatores: das resistências térmicas entre o absorvedor-dente, entre dente-alvéolo, e da resistência do próprio dente, do calor específico, da massa e da forma do modelo. Decidiu-se, no entanto, usar modelos físicos do processo.

Assim, para a elaboração de um modelo devem ser considerados o calor específico, a massa, sua forma e todas as resistências térmicas, tanto dos elementos constituintes do dente como do meio dissipador do calor.

Conforme já mencionado, alguns trabalhos têm sido desenvolvidos usando cortes de dente. Este modelo apresenta a vantagem de permitir a fácil obtenção de espessuras variadas, simulando uma distância variável entre a superfície irradiada e a câmara pulpar (que é variável). No entanto, tomando como base os argumentos acima, é esperado que o modelo fatia não simule apropriadamente um processo real, pois, mesmo que seja possível controlar a massa do modelo, controlar as resistências térmicas, que também dependem das formas, não é trivial. Outro modelo usado com maior frequência é constituído por um dente inteiro com raiz imersa em água. As desvantagens desse modelo são as dificuldades de acesso à câmara pulpar e de controle da distância entre a superfície irradiada e a câmara pulpar.

No presente trabalho foram testados dois modelos conhecidos, com o objetivo de verificar a possibilidade de usar o modelo fatia, pois esse modelo apresenta a facilidade de controlar sua espessura. O modelo fatia testado foi um corte de dente bovino contendo esmalte e dentina, controlando apenas sua espessura (e não a massa e forma). O segundo modelo testado foi um dente bovino inteiro. Este último modelo foi considerado referência, por ser um modelo mais próximo ao processo real, quando comparado ao outro modelo testado. O objetivo do teste foi verificar se o modelo fatia simularia com erro tolerável o modelo dente inteiro.

Para a preparação da fatia de dente, inicialmente a raiz foi separada da coroa, que recebeu corte longitudinal no seu meio, dividindo-a em duas metades. Foi obtida uma fatia com uma das metades, por meio de corte com disco abrasivo, de maneira que fosse utilizada a porção vestibular do dente. A fatia

ensaiada tem espessura de 3,5 mm, comprimento de 15,7 mm, largura de 6,7 mm e 0,55 g de massa.

O espécime inteiro ensaiado foi um incisivo inferior permanente bovino que apresentava entre a face vestibular e a câmara pulpar a espessura de 3,7 mm (medida com espessímetro), com largura méso-distal de 16,8 mm, comprimento ápico-incisal de 42,9 mm (medidos com paquímetro) e massa igual a 5,03 g. Os modelos preparados foram conservados em soro fisiológico (solução de NaCl a 0,9%).

A fatia foi fixada com a parte vestibular (esmalte) acima do nível da água, e a porção interna submersa, na qual foi fixado um termopar, conforme mostra o desenho esquemático da Fig. 1.

O dente inteiro foi fixado em posição vertical com a parte radicular submersa, conforme mostra o desenho esquemático da Fig. 2. O acesso endodôntico foi efetuado por meio de broca esférica e turbina hidráulica de alta rotação e sua polpa removida com extirpa-nervo. A câmara pulpar do espécime foi preenchida com algodão hidrófilo para que a água pudesse penetrar nesse espaço, simulando as propriedades térmicas da polpa⁴¹ para a manutenção da temperatura nessa cavidade. O termopar foi fixado em contato térmico com a parede da cavidade pulpar na altura correspondente àquela em que seria feita a irradiação, conforme mostra o desenho da Fig. 3. Todos os espécimes receberam uma camada de tintura Nanquim, atuando como absorvedor.

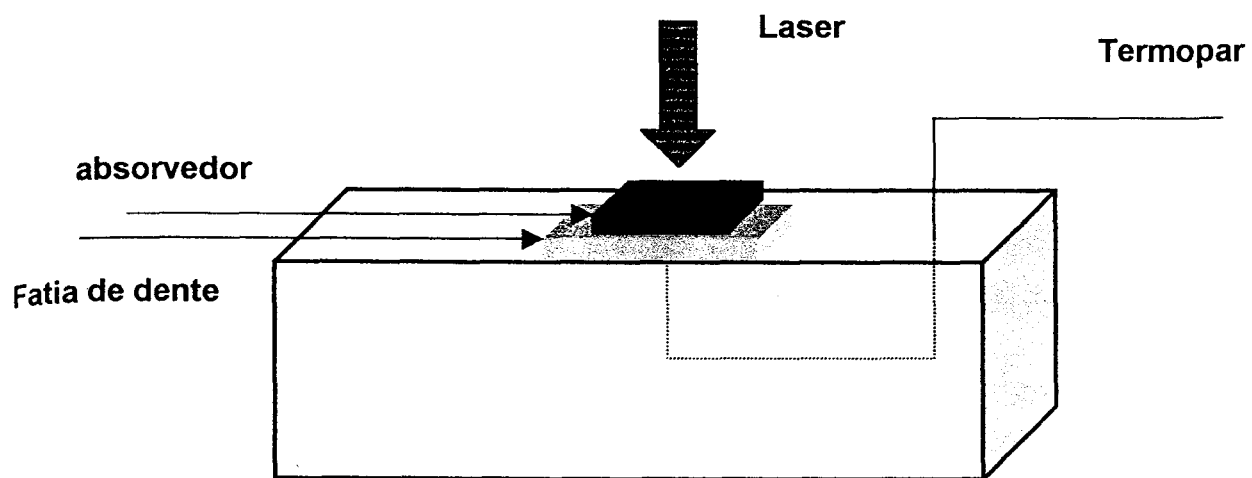


Fig. 1: Desenho esquemático do experimento com o modelo fatia de dente.

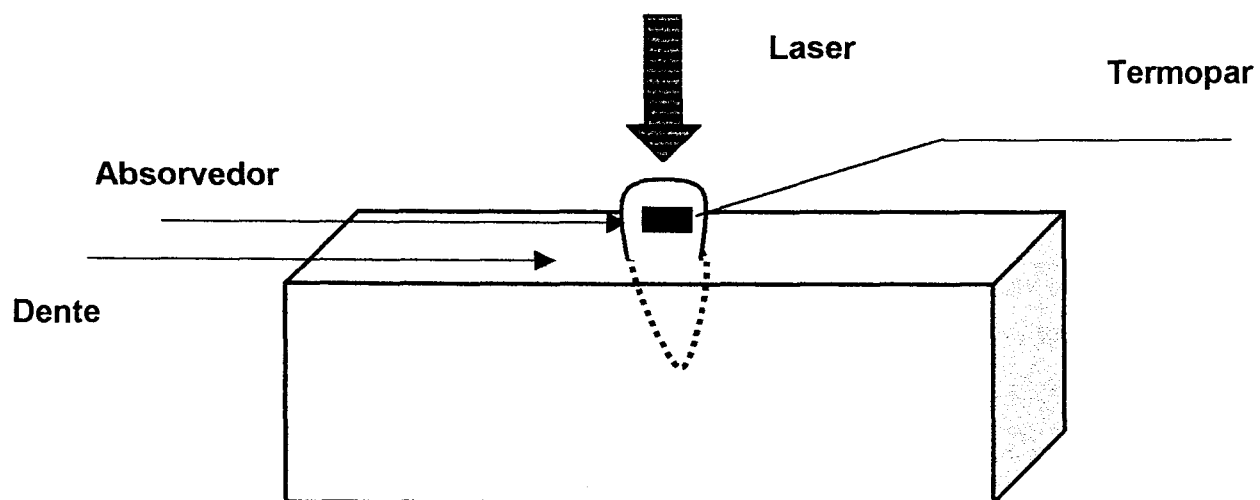


Fig. 2: Desenho esquemático do experimento com o espécime dente inteiro.

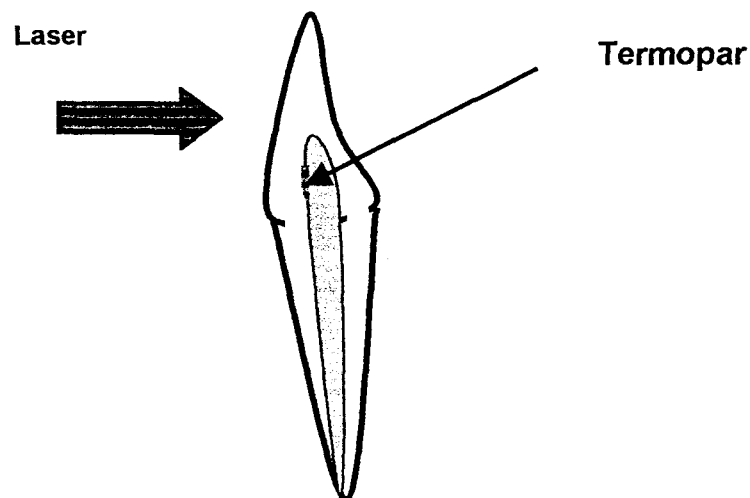


Fig. 3: Desenho esquemático do posicionamento do termopar na câmara pulpar.

O equipamento a laser escolhido é o Opus 10, marca Sharplan, que emite na faixa espectral de 830 ± 5 nm, operando em modo contínuo, com potência ajustável de 1 a 10 W. A fibra óptica utilizada foi a modelo 64615, desenvolvida pelo fabricante para utilização em cirurgia e periodontia, com diâmetro de 300 micrômetros.

Os dados obtidos com os termopares tipo K, com constante de tempo de 0,4 s, foram digitalizados com taxa de amostragem de 20 amostras/s, com resolução de $0,4^{\circ}$ C, e armazenados em um computador pessoal.

O modelo escolhido foi o dente inteiro (justificativas em Resultados e Discussões). Após a escolha do modelo, foram efetuados experimentos em outros dois espécimes, preparados e ensaiados conforme o procedimento já descrito,

visando a estudar a elevação da temperatura em duas posições da câmara pulpar.

Dois termopares foram fixados nos espécimes, sendo um fixado em contato térmico com a parede da cavidade pulpar na altura correspondente àquela em que é feita a irradiação. Outro termopar foi fixado na porção central da câmara, preenchida por algodão, conforme esquema Fig. 4.

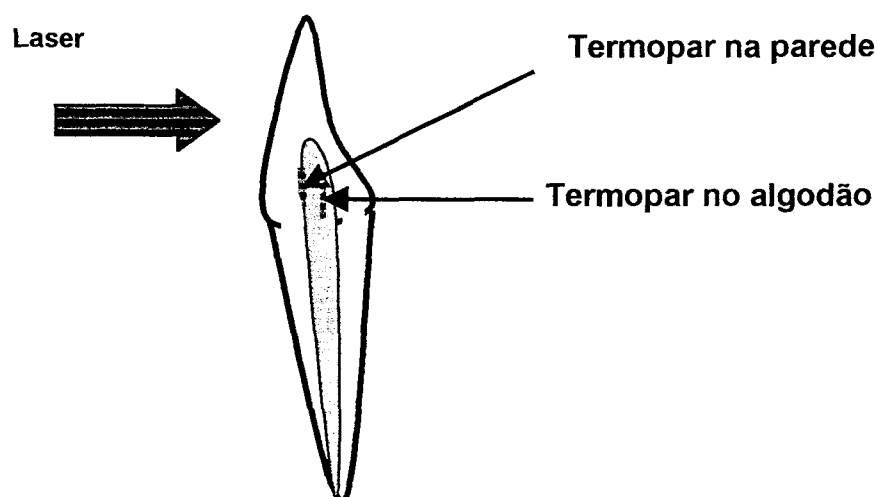


Fig. 4: Desenho esquemático do posicionamento dos termopares na câmara pulpar.

Os experimentos foram realizados em dois espécimes, cujas principais características são as que seguem.

Espécime 1: Incisivo inferior bovino decíduo com espessura entre a face vestibular e a câmara pulpar de 2,4 mm (medida com espessímetro) com largura méso-distal de 9,3 mm, comprimento ápico-incisal de 28,1 mm (medidos com

paquímetro) e massa de 1,1 g. Visualmente este dente era semelhante a um incisivo lateral superior da dentição humana.

Espécime número 2: Incisivo inferior bovino decíduo com espessura entre a face vestibular e a câmara pulpar de 2,5 mm, com largura méso-distal de 9,6 mm, comprimento ápico-incisal de 28,9 mm e massa de 1,51 g.

Em ambos os experimentos as irradiações foram efetuadas na face vestibular dos dentes, sempre usando movimentos de varredura, buscando evitar a evaporação do filme absorvedor e usando os seguintes parâmetros para o laser: potência de 1 watt durante 10 s, e potência de 2 watts por 10 s.

6. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Antes de discutir os registros obtidos com os experimentos, analisemos um exemplo do registro obtido do espécime estudado, mostrado no gráfico da Fig. 5.

No instante inicial da observação, t_0 , a temperatura na câmara pulpar do modelo é 37°C . No instante t_1 foi iniciada a irradiação, quando a temperatura na câmara pulpar começa a aumentar, conforme expressa o segmento ascendente do registro. No instante t_2 a irradiação é interrompida, quando ocorre um ponto de inflexão no registro, e a temperatura na câmara pulpar começa a decair, iniciando o segmento descendente do registro.

No intervalo de tempo (t_1, t_2) , a radiação laser é fornecida ao absorvedor, que a converte em calor. A energia térmica é transmitida ao espécime. Nesse intervalo de tempo, parte da energia fornecida ao espécime é armazenada e parte é extraída pelo meio. Enquanto a energia está sendo armazenada, a temperatura aumenta, até o limite em que ocorre o equilíbrio térmico. Como durante todo o intervalo (t_1, t_2) a temperatura é sempre crescente, sem que haja um patamar, deve-se afirmar que não houve equilíbrio térmico. Caso houvesse um patamar, o regime permanente estaria estabelecido.

A resposta térmica do modelo envolve mecanismos complexos. Mas, usando os princípios básicos da termodinâmica, uma inferência pode ser efetuada, como a que segue. Durante o intervalo de tempo (t_1, t_2) , a taxa de variação da temperatura depende principalmente do calor específico e da massa do espécime, e das resistências térmicas das junções absorvedor-dente, dente-água e da resistência térmica do próprio dente. E a temperatura de equilíbrio depende somente das resistências térmicas, além da potência. É esperado que

um decréscimo da massa do dente resulte numa maior taxa de variação, enquanto o acréscimo da resistência térmica da junção absorvedor-dente resulta numa menor taxa de variação. Ainda, quanto maior a resistência térmica da junção absorvedor-dente, ou menor a resistência térmica da junção dente-água, menor a temperatura de equilíbrio.

Quando o fornecimento de energia é interrompido em t_2 , a energia térmica armazenada no espécime durante o intervalo de tempo (t_1, t_2) , é transferida para o meio, por condução, e então a curva descendente é observada. No processo de transferência de calor do espécime para o meio, novamente inferindo, a taxa de variação da temperatura depende principalmente do calor específico e da massa do espécime e das resistências térmicas da junção dente-água e da resistência térmica do próprio dente (não depende da resistência térmica da junção absorvedor-dente). Nesta condição, o decréscimo ou da massa do modelo ou da resistência térmica da junção dente-água, ou de ambos, resulta numa maior taxa de variação da temperatura.

Na seqüência são discutidos inicialmente os registros obtidos dos dois modelos testados, e, após, os registros dos dois espécimes ensaiados, usando-se o modelo escolhido.

6.1 Escolha do Modelo

O gráfico da Fig. 5 mostra o registro das variações de temperatura obtidas no modelo fatia quando irradiado com potência de 2 W, durante 10 s, onde se pode visualizar que, com a aplicação do laser, o acréscimo máximo da temperatura é de 4° C.

O gráfico da Fig. 6 mostra o registro do modelo dente inteiro irradiado com potência de 2 W, durante 10 s, onde pode ser observada a ocorrência de um acréscimo máximo da temperatura na câmara pulpar de 9° C.

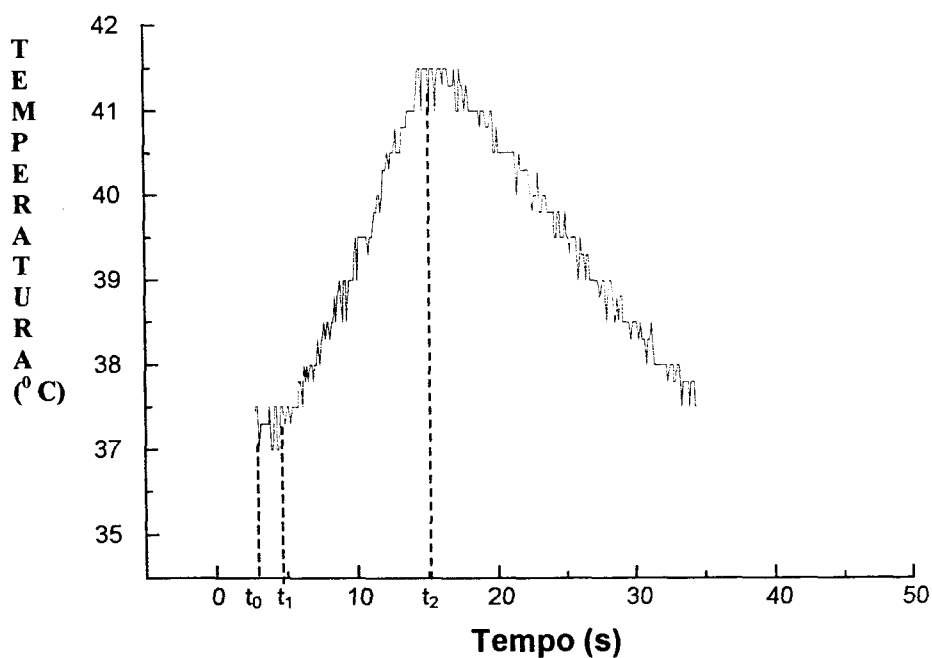


Fig.5: Gráfico da temperatura em função do tempo, no modelo fatia, quando irradiado por um diodo laser, com potência de 2 W por 10 segundos, no esmalte com absorvedor.

Comparando os gráficos das Fig. 5 e 6, pode-se observar que o acréscimo máximo da temperatura no modelo fatia corresponde a 44% do acréscimo da temperatura verificado no modelo dente inteiro. Também pode ser verificado, nos gráficos das Fig. 5 e 6, que, após o término das aplicações, a taxa de variação da temperatura no modelo fatia é maior (2°C nos próximos 10 segundos) que a taxa observada no modelo dente inteiro (1°C em 10 segundos). A taxa de transferência de calor maior, observada no modelo fatia, num intervalo de tempo quando somente ocorre o processo de extração do calor armazenado no modelo, indica que um ou mais dos seguintes fatores são menores que os correspondentes ao modelo dente inteiro: as resistências térmicas da fatia de dente e da junção dente-água, e massa. Devido a esta contenda de comportamento, excluimos a possibilidade de usarmos fatias de dente como modelo.

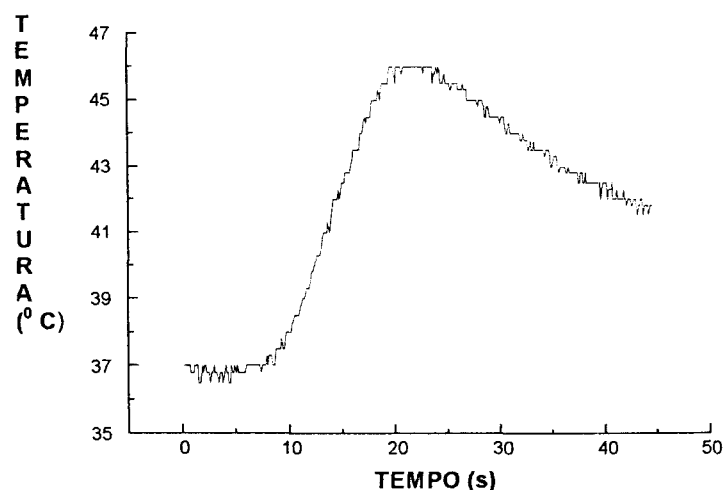


Fig.6: Gráfico da temperatura na parede da câmara pulpar em função do tempo, quando o modelo dente inteiro é irradiado, por um diodo laser, com potência de 2 W por 10 segundos, no esmalte com absorvedor.

6.2 Estudo da resposta térmica

Os gráficos que seguem mostram os registros das variações de temperatura nos espécimes 1 e 2 (descritos no capítulo anterior) quando irradiados, onde os traçados em vermelho correspondem aos registros das temperaturas no interior das cavidades pulpares (preenchidas por algodão) e os traçados em cor preta correspondem aos registros das temperaturas nas paredes das câmaras pulpares.

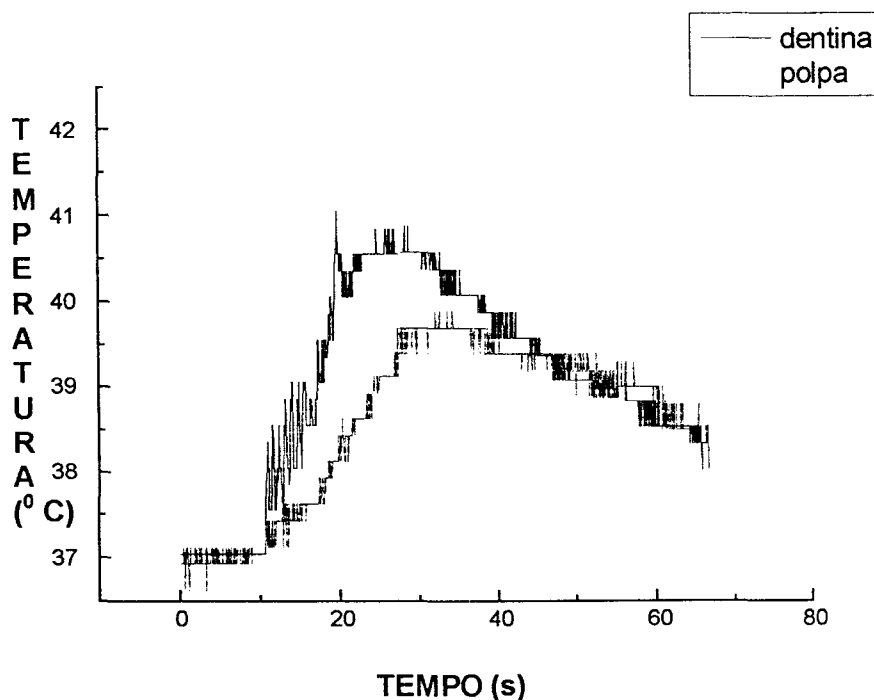


Fig. 7: Gráfico da temperatura na parede da câmara pulpar (preto) e no interior da câmara pulpar (vermelho) em função do tempo, quando o espécime 1 é irradiado por um diodo laser com potência de 1 watt, por 10 segundos, no esmalte com absorvedor.

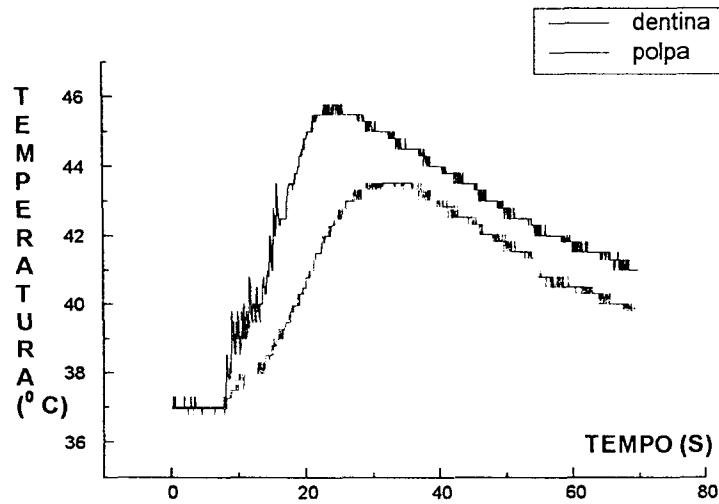


Fig. 8: Gráfico da temperatura na parede da câmara pulpar (preto) e no interior da câmara pulpar (vermelho) em função do tempo, quando o espécime 1 é irradiado por um diodo laser com potência de 2 watts, por 10 segundos, no esmalte com absorvedor.

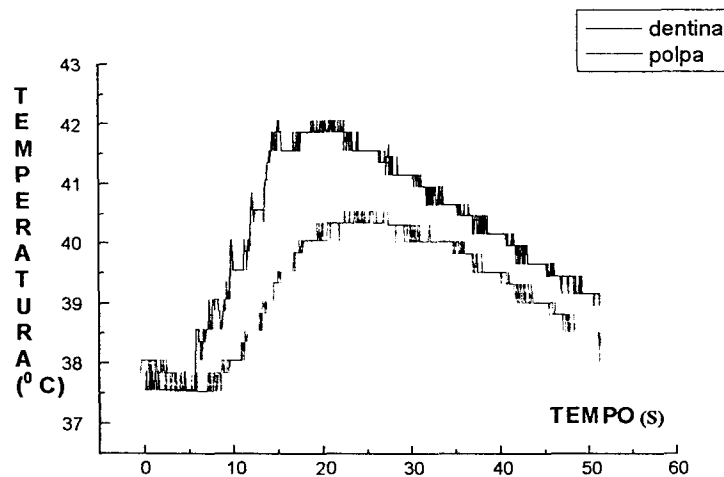


Fig. 9: Gráfico da temperatura na parede da câmara pulpar (preto) e no interior da câmara pulpar (vermelho) em função do tempo, quando o espécime 2 é irradiado, por um diodo laser com potência de 1 watt, por 10 segundos, no esmalte com absorvedor.

Os gráficos das Fig. 7 e 9 mostram registros de temperaturas quando os espécimes 1 e 2 são irradiados com 1 W por 10 s. As temperaturas máximas registradas nas paredes das câmaras pulpares são de 4° e 5° C, enquanto as temperaturas máximas registradas no interior das câmaras pulpares são de 2,5° e 3,5° C, respectivamente aos espécimes 1 e 2, estando portanto dentro da faixa tolerável de até 5,5° C, sugerida por ZACH e COHEN¹⁴.

Os gráficos das Fig. 8 e 10 mostram registros obtidos quando os espécimes 1 e 2 são irradiados com 2 W por 10 s. As elevações máximas das temperaturas registradas nas paredes das câmaras pulpares são de 8,5° C e 8° C, enquanto as temperaturas máximas registradas no interior das câmaras pulpares são de 6,5° e 5° C, respectivamente aos espécimes 1 e 2. Portanto as temperaturas registradas nas paredes das câmaras pulpares estão acima da faixa tolerável de até 5,5° C, sugerida por ZACH e COHEN.

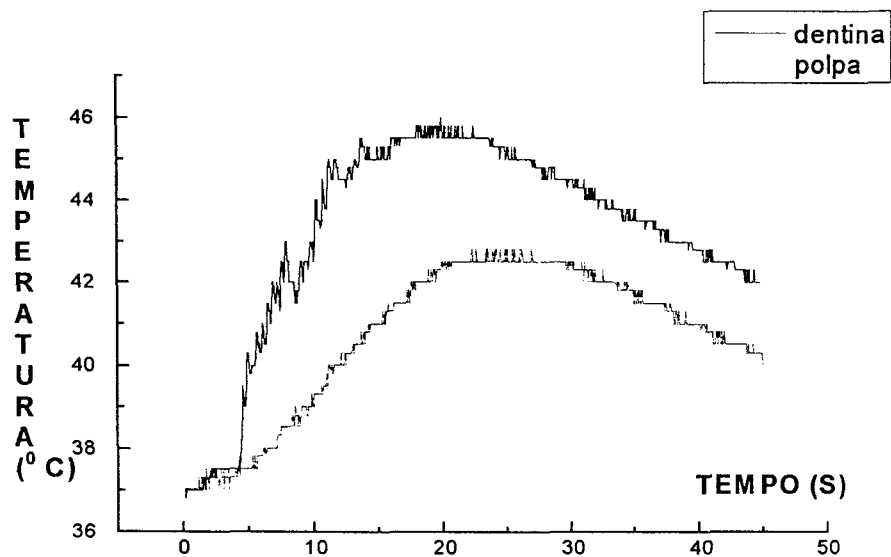


Fig. 10: Gráfico da temperatura na parede da câmara pulpar (preto) e no interior da câmara pulpar (vermelho) em função do tempo, quando o espécime 2 é irradiado, por um diodo laser com potência de 2 watts, por 10 segundos, no esmalte com absorvedor.

No estudo sobre a elevação da temperatura na câmara pulpar, efetuado por ZACH e COHEN, a temperatura foi medida na parede da câmara pulpar. No entanto, os estudos disponíveis na literatura sobre os efeitos térmicos da radiação laser na pulpa não padronizam o ponto de medição da temperatura na câmara pulpar, pois as medições são efetuadas na parede da câmara pulpar^{14,20,23,28,30} ou no interior da câmara^{2,13,21,22,27,29,31} e outros não mencionam a localização dos pontos de mensuração da temperatura^{11,21}. Note-se, no entanto, que os registros de temperaturas, obtidos dos espécimes 1 e 2, irradiados com 1 ou 2 W (Fig. 6 a 9), mostram que há diferenças significativas de temperaturas, de até 3^o C, entre as paredes e o interior das câmaras pulpares. Essa diferença é

significativa se comparada com a variação máxima tolerada, sugerida por ZACH e COHEN, indicando que a localização do ponto de avaliação da temperatura é importante.

7. CONCLUSÕES

Dentro das condições em que foram realizados os experimentos, pôde ser verificado por intermédio de um modelo, que a irradiação do esmalte dentário revestido por filme absorvedor, por um diodo laser, não provoca elevação da temperatura na parede da câmara pulpar acima de $5,5^{\circ}\text{C}$, se irradiado com 1 W de potência com exposição máxima de 10 segundos.

Nas mesmas condições observou-se que a elevação da temperatura na parede da câmara pulpar é superior a $5,5^{\circ}\text{C}$, se a irradiação for feita com 2 W de potência com exposição máxima de 10 segundos.

Também se verificou, no modelo usado, que há diferenças significativas das temperaturas, de até 3°C , obtidas na parede da câmara pulpar e no interior da câmara, quando essa irradiação for de 2 W e exposição de 10 s, indicando que há grandes variações espaciais de temperatura na câmara pulpar. A literatura traz estudos semelhantes ao presente onde a posição espacial de avaliação da temperatura pode ser a parede ou o interior da câmara pulpar. Esta observação é relevante, uma vez que tem sido admitida segura a elevação de até $5,5^{\circ}\text{C}$, tomando-se registros em posições distintas.

Os resultados obtidos sugerem que tanto o modelo como a posição espacial do sensor de temperatura são relevantes e podem ocorrer erros intoleráveis no estudo dos efeitos térmicos da radiação laser na polpa.

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. GUTKNECHT, N; MORITZ, A; DERCKS, H.W.; LAMPERT, F. Treatment of hypersensitive teeth using Neodymium : Yttrium-Aluminium-Garnet lasers: A comparison of the use of various settings in a *in vivo* Study. **J Clin Laser Med Surg**, v.15, n.4, p. 171-74, 1997.
2. 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.
3. WILDER-SMITH, P.; ARRASTIA, A.A.; SCHELL, M.J.; LIAW,L.; GRILL,G.; BERNIS, M.W. Effect of Nd:YAG laser irradiation and root planning on the root surface: Structural and thermal effects. **J Periodontol.**, v.66, n.12, p. 1032-39, 1995.
4. BASSI, G. CHAWLA, S.; PATEL, M. The Nd: YAG laser in caries removal. **Br Dent J.**, v.177, p. 248-50, 1994.
- 5 .YAMADA, Y. ; MOZAMAL, H.; JOE, T.; MATSUMOTO, K. Removal effects of ND:YAG laser and carisolv on carious dentin. **J Clin Laser Med Sur** . v.18, n.5, p. 241-245. 2000.
6. WHITE, J.M.; GOODIS, H.E.; SETCOS, J.C.; EAKLE, S.; HULSCHER, B.E.; ROSE: Effects of pulsed Nd:YAG laser energy on human teeth: a three year follow-

-
7. CECCHINI, R.C.; PELINO, J.E.; ZEZZELL, D.M.; deMELLO, 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 6th INTERNATIONAL CONGRESS OF LASER IN DENTISTRY, July 28-30, 1998, Maui, Hawaii, USA.
 8. YAMAMOTO, H; ATSUMI, K.; KUSAKARI, H. Application of Nd:YAG laser and fluoride in the prevention of dental caries. In Lasers in Dentistry, 5-6 august, 1988, Tokio, Japan.
 9. 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.460-67, 1994.
 10. OLIVEIRA, M.V.; WETTER, N.U.; BOANI, H.D.G.; ZEZZELL, D.M.; MARRACHINI, T.M.; EDUARDO, C.P. Morphological modification in the enamel with dye-assisted diode laser (960nm) irradiation. 7th INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 2000.
 11. MC NALLY, K.; GILLINGS, B.; DAWES, J. Dye-assisted diode laser ablation of carious enamel and dentine. **Aust Dental J.** v.44, n.3, 169-75, 1999.
 12. STERN, R.H.; SOGNAES, R.F., Laser effect on dental hard tissues, **J South Calif State dent Assoc.**, v.33, n.1, p.17-19, 1965.

-
13. LAUNAY, Y.; MORDON, S.; CORNIL, A; BRUNETAUD, J.M.; MOSCHETTO, Y. Thermal effects of lasers on dental tissues. **Lasers Surg Med.**, v.7, n.6, p. 473-77, 1987.
14. ZACH, L.; COHEN, G., Pulp response to externally applied heat. **Oral Sur Oral Med Oral Pathol.**, v.19, p.515-530, 1965.
- 15 . SOGNAES, R.F.; STERN, R.; Laser effect on resistance of human dental enamel to demineralization in vitro. **J South Calif State Dent Assoc.**, v.33, p.328-29, 1965.
16. STERN, R.H.; RENGER, H.L.; HOWELL, F.V.; Laser effects on vital dental pulps. **British Dent J**, v.127, n.1. p 26-28, 1969.
17. ADRIAN, C.J; BERNIER, J.L.; SPRAGUE, W.G. Laser and the dental pulp. **JADA**, v.83, p.113-117,1971.
- 18 . ADRIAN, C.J. Pulp effects of neodymium laser. **Oral Surg**,v.44, n.2, p.301-05,1977.
19. WHITE, J.M.; GOODIS, H.E.; ROSE, C.M.; DANIELS, T.E. Effects of Nd:YAG laser on pulps of extracted human teeth. In 68th GENERAL SESSION , INTERNATIONAL ASSOCIATION FOR DENTAL RESEARCH, march, 10, 1990 Cincinatti, Ohio, USA.

-
20. RENNEBOOG, C.; NAMOUR, S.; COOMANS, D.; BAREL, a; CARLEER, M. DOUROV, N. Measurement of pulpal temperature to externally applied heat. (argon laser, hot water, drilling). **J Biol Buccale**, v.17, p.179-86, 1989.
21. MISERANDINO, L.J.; NEIBURGER, E.J.; WALIA, H.; LUEBKE, N.; BRANTLEY, W. Thermal effects of continuous wave CO₂ laser exposure on human teeth: a *in vitro* study. **J Endodontics**, v. 15, n.7, p. 302-05, 1989.
22. NICCOLI-FILHO, W.; FURLANI, J.C.; SCHWAB,C.; RALDI, F.V.; EDUARDO, C. P.; Intrapulpar temperature during continuous CO₂ laser irradiation in human molars: na *in vitro* study. **J Lasers Applications**, v. 9, p. 291-94. 1997.
23. HIBST, R.; KELLER, U. Heat effect of pulsed Er:YAG laser radiation. In 2nd INTERNATIONAL CONGRESS ON LASER IN DENTISTRY. 1990. **Proceedings of SPIE vol. 1200 laser surgery: advanced characterization, therapeutics, and systems II**. University of Ulm
24. 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, p. 85-91, 1991.
25. ANIC, I; VIDOVIC, A; LUIC, H; TUDJA, L. Laser induced molar tooth pulp chamber temperature changes. **Caries Res**, v.26, p 165-69, 1992.

-
26. WHITE, J.M.; NEEV, J.; GOODIS, H.E.; BERNIS, M.W. surface temperature and thermal penetration depth of Nd:YAG laser applied to enamel and dentin. **Spie vol.1643 Laser Surgery**, 1992.
27. GLOCKNER, K.; RUMPLER, J.; EBELESSEDER, M.D.; STADTLER, P. Intrapulpal temperature during preparation with the Er:YAG laser compared to the conventional burr: a *in vitro* study. **J Clin Laser Med Sur**, v.16, n.3, p.153-57, 1998.
28. vonFRAUNHOFER, J.A.; ALLEN,D.J. Thermal effects associated with Nd:YAG dental laser. **Angle Orthod**, v.63, n.4, p 299-304, 1993.
29. 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.255-59, 1994.
30. KURACHI, C.; EDUARDO, C.P.; MAGALHÃES, M.S.; BAGNATO, VV.S. Human teeth exposed to argon laser irradiation: Determination of power-time-temperature working conditions. **J Clin Laser Med Surg.**, v.17, n.6, p.255-59, 1999.
31. WHITE, J. M.; PELINO, J.E.P.; RODRIGUES, R.O; ZWHALEN,J.; NGUYEN, M.H.; WU, E.H. Surface and pulpal temperature comparison of tooth whitening using lasers and curing lights. In **LASERS IN DENTISTRY VI, proceedings of SPIE vol. 3910**, 2000.

-
32. STREFEZZA, C. **Efeitos *in vivo* do laser de hólmio em estrutura dental.** 2001. Dissertação (Mestrado). Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares.
33. ROMANOS, G.; NENTWIG, G.H. Diode laser (980nm) in oral maxillofacial surgical procedures: Clinical observations based in clinical applications. **J Clin Laser Med Sur.** V. 17, n. 5, 1999.
34. YOUSUF, A.; HOSSAIN, M.; NAKAMURA, Y.; YAMADA, Y.; KINOSHITA, J.; MATSUMOTO, K. Removal of gingival melanin pigmentation with semiconductor diode laser: a case report. **J Clin Laser Med Surg.**, v.18, n.5, p.263-66, 2000.
35. NECKEL, C.P. Laser- assisted uncovering of displaced and impacted teeth. **6th International Congress on Lasers in Dentistry.** p. 42-44, 1998.
36. MORITZ, A.; SCHHOP, U.; GOHARKAY, K.; SZAKACS, S.; SPEER, W.; SCHEWEIDLER, E.; WERNISCH, J.; GUTKNECHT, N. Procedures for enamel and dentin conditioning: a comparison of a conventional and innovative methods. **J Esthet Dent.**; v.10, n.2 p.84-93, 1998
37. GUTKNECHT, N; MORITZ, A; DERCKS, H.W.; LAMPERT, F. Treatment of hypersensitive teeth using Neodymium : Yttrium-Aluminium-Garnet lasers: A

comparison of the use of various settings in na *in vivo* Study. **J Clin Laser Med Surg**, v.15, n.4, p. 171-74, 1997.

38. 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.221-6, 1997.

39. 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 Sur.**; v.15, n.1, 1997.

40. GUTKNECHT, N.; GOGSWAARDT, D.V.; CONRADS, G; APEL, C.; SCHUBERT, C.; LAMPERT, F. Diode laser radiation and its bacterial effect in root canal wall dentin. **J Clin Laser Med Sur**, v.18, n.2,, p57-60, 2000.

41. SPIERINGS, T.A.M.; VREE, J.H.P.; PETERS, M.C.R.B.; PLASSCHAERT, A.J.M. The influence of restorative dental materials on heat transmission in human teeth. **J Dent Research**, v.63, n.8, p.1096-1100, 1994.



M22531



Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares

**Centro do Reator Nuclear de Pesquisas - CRPq
Av. Prof. Lineu Prestes, 2.242 Cidade Universitária
São Paulo CEP: 05508-000**

Tel.: (0XX11) 3816 - 9084 Fax: (0XX11) 3816 - 9068

e-mail: sac@net.ipen.br

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

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