



BR0645274

INIS-BR-3995

AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**AVALIAÇÃO DA TEMPERATURA INTRAPULPAR DE
INCISIVOS BOVINOS IRRADIADOS COM
O *LASER* DE Er:YAG**

VINÍCIUS RANGEL GERALDO-MARTINS

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

Orientador:
Prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo

Co-Orientador:
Prof. Dr. Niklaus Ursus Wetter

**São Paulo
2003**



4.14:



Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares

AVALIAÇÃO DA TEMPERATURA INTRAPULPAR DE INCISIVOS

BOVINOS IRRADIADOS COM O *LASER* DE Er:YAG

VINÍCIUS RANGEL GERALDO-MARTINS



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

Orientador: Prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo

Co-Orientador: Prof. Dr. Niklaus Ursus Wetter

SÃO PAULO

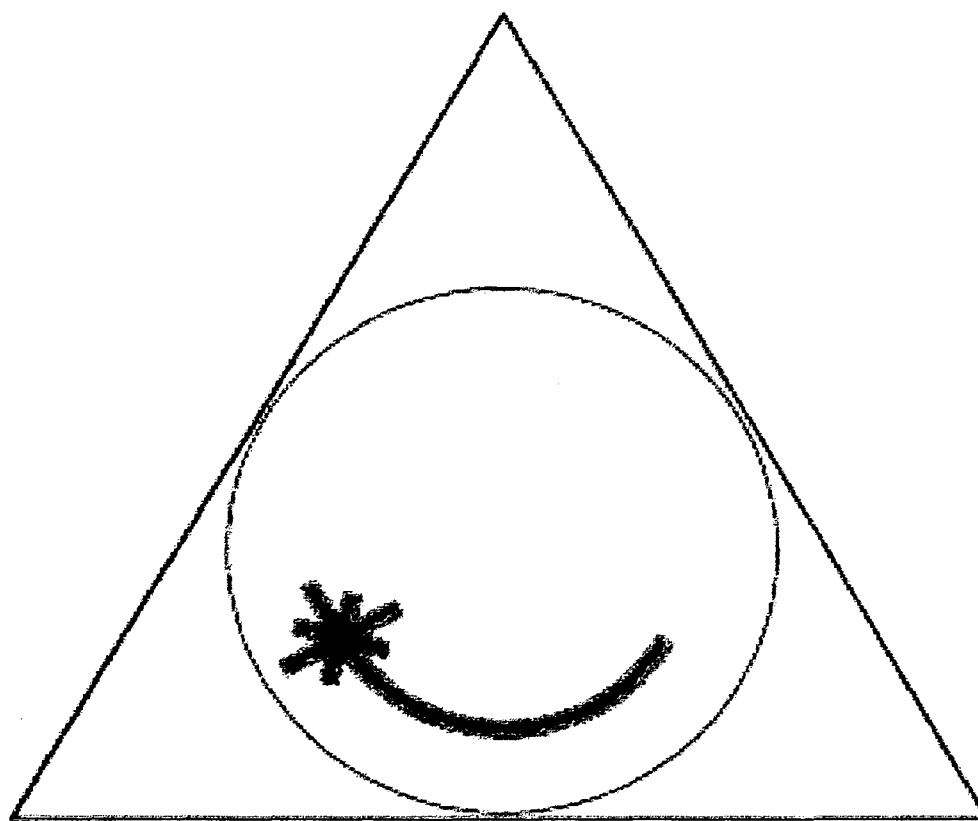
2003



Faculdade de Odontologia

Universidade de São Paulo

COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR/SP-IPEN



MESTRADO PROFISSIONALIZANTE

“LASERS EM ODONTOLOGIA”

Dedico este trabalho

Aos meus pais, **José Francisco Geraldo Martins e Maria Rangel Geraldo Martins**, que nunca mediram esforços pela minha educação e felicidade. As palavras não são capazes de dizer o que eu sinto por vocês.

Aos meus irmãos, **Anamélia e Bruno**, pelo carinho em momentos difíceis e eterno companheirismo.

À minha namorada, **Ruchele**, pelo carinho, companheirismo, incentivo e por entender minha ausência em muitos momentos de sua vida.

Aos tios **Roberto e Seide**, pelo incentivo e apoio, não apenas na realização deste trabalho, mas em toda a minha vida.

Aos tios, **Avelino e Fátima**. Se não fossem vocês, talvez eu não estivesse aqui.

A **Deus**. Sem ele, nada é possível.

Agradecimentos

Ao Departamento de Dentística da Faculdade de Odontologia de Bauru, pelo fornecimento dos dentes utilizados neste estudo.

A todos os *professores* do Mestrado Profissionalizante, pelos ensinamentos transmitidos para o desenvolvimento e realização deste trabalho.

Aos queridos *Cida, Liliane e Haroldo*, não só pelo apoio administrativo, mas pela amizade, incentivo e companheirismo durante a realização deste trabalho.

À *Sandra, Daniela, Gladys e ao Fernando Moreira*, pela valiosa ajuda em todos os momentos do curso.

Ao *Prof. Dr. Armando Mirage*, pelo empréstimo dos equipamentos.

À *Prof. Dra. Lizeti Toledo de Oliveira Ramalho*, da UNESP de Araraquara, pela amizade e confiança desde os tempos de graduação.

Ao *Prof. Dr. Luis Carlos Spolidório*, por me acolher em seu departamento e por ser um dos maiores incentivadores para o meu ingresso na carreira acadêmica.

Aos amigos *Thiago, Marcelo, Mateus, Róbinson, e Daniel*, pelo incentivo e amizade desde os tempos difíceis, mas muito divertidos, na Faculdade de Odontologia de Araraquara.

Aos *colegas* do Mestrado Profissionalizante, pela convivência e amizade durante o curso.

Aos estagiários do LELO.

A todos que de alguma forma contribuíram para a realização deste trabalho.

*"Se é a razão que faz o homem,
é o sentimento que o conduz"*

Rousseau

Agradecimentos Especiais

Ao meu Orientador, **Prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo**, exemplo de conduta ética e científica. Pela orientação deste trabalho, pelo constante incentivo e pelas oportunidades dadas a mim em um momento tão difícil da minha vida. Minha eterna gratidão.

Ao meu Co-Orientador, **Prof. Dr. Niklaus Ursus Wetter**, pelos ensinamentos durante o curso, revisão e orientação desta pesquisa.

Ao **Prof. Dr. Edgar Yuji Tanji**, pelo convívio e amizade desde os tempos de estágio. A sua colaboração foi fundamental para a realização deste trabalho. Muito Obrigado.

AVALIAÇÃO DA TEMPERATURA INTRAPULPAR DE INCISIVOS BOVINOS IRRADIADOS COM O LASER DE Er:YAG

Vinícius Rangel Geraldo Martins

RESUMO

Este estudo avaliou a variação da temperatura no interior da câmara pulpar quando 2,0mm de dentina, adjacentes à polpa, foram irradiadas pelo laser de Er:YAG. Foram utilizados 72 incisivos bovinos, que tiveram suas superfícies vestibulares desgastadas até atingirem a espessura dentinária proposta. O sensor do termopar foi fixado na parte interna da parede vestibular com o auxílio de uma pasta térmica através da abertura palatina das amostras. Os dentes foram divididos em 3 grupos, de acordo com a taxa de repetição utilizada (Grupo I = 2Hz; Grupo II = 4Hz e Grupo III = 6Hz), e irradiados, com e sem refrigeração ar/água, utilizando 250, 300 e 350mJ de energia por pulso. Após a análise estatística dos dados obtidos, verificou-se que houve um decréscimo da temperatura intrapulpar para todos os parâmetros no grupo I irradiados sob refrigeração. No mesmo grupo, mas sem refrigeração, ocorreram aumentos da temperatura intrapulpar, porém não superior a 2°C. No grupo II, apenas o parâmetro 350mJ/4Hz/com refrigeração apresentou decréscimo da temperatura (-0,08°C). As demais irradiações deste grupo apresentaram aumento da temperatura intrapulpar, variando de 1,5 a 1,9°C para as irradiações sem refrigeração e de 0,03 a 0,58°C para as amostras irradiadas sob refrigeração ar/água. No grupo III, todas as amostras apresentaram aumento da temperatura intrapulpar, porém, inferiores a 2,5°C. As condições deste estudo permitem concluir que o uso do laser de Er:YAG promoveu aumentos de temperatura aceitáveis no interior da câmara pulpar, não atingindo o nível crítico de 5,5°C. Porém, apesar das variações de temperatura no interior da câmara pulpar não terem atingido níveis críticos, este procedimento não deve ser recomendado pois, em termos macroscópicos, a dentina irradiada sem refrigeração apresentou-se enegrecida, sugerindo carbonização deste tecido.

INTRAPULPAL TEMPERATURE DURING PREPARATION WITH THE Er:YAG LASER: AN *IN VITRO* STUDY.

Vinicius Rangel Geraldo Martins

ABSTRACT

This study evaluated the variation of the pulp chamber temperature when dentine, with 2,0mm of thickness, adjacent to the pulp, was irradiated by the Er:YAG laser. Seventy-two bovine incisors were used, that had the enamel and dentine of the buccal surface weared until to reach the thickness used in this study. The teeth were divided in 3 groups, according with the repetition rate used (Group I = 2Hz; Group II = 4Hz and Group III = 6Hz), and irradiated, with or without water cooling, using 250, 300 and 350mJ of energy per pulse. Thermocouples were introduced inside the pulp chamber through the palatine opening of the samples and fixed to the vestibular wall of the pulp chamber using a thermal paste. After the statistical analysis, it was verified that there was a decrease of the intrapulpal temperature for all of the parameters in the group I irradiated with water cooling. In the same group, but without cooling, occurred increases of the intrapulpal temperature, however they were less than 2°C. In the group II, only the parameter 350mJ/4Hz/with water cooling presented decrease of the temperature (-0,08°C). The other irradiations presented increase of the intrapulpal temperature, varying from 1,5 to 1,9°C for irradiations without cooling and of 0,03 to 0,58°C for the samples irradiated under water cooling. In the group III, all of the samples presented increase of the intrapulpal temperature, however, they were smaller than to 2,5°C. The conditions of this study allow to conclude that the use of the laser of Er:YAG promoted acceptable temperature increases inside the pulp chamber, not reaching the critical level of 5,5°C. However, in spite of the temperature variations inside the pulp chamber have not reached critical levels, this procedure should not be recommended because macroscopic observations of the dentine irradiated without water cooling showed dark lesions, suggesting carbonization of this tissue.

SUMÁRIO

	Página
1 INTRODUÇÃO	01
2 OBJETIVO	04
3 REVISÃO DA LITERATURA	05
3.1 Dentina e polpa.....	05
3.2 <i>Lasers</i>	07
3.2.1 Mecanismo de excitação ou bombeamento.....	08
3.2.2 Meio ativo ou amplificador.....	09
3.2.3 Cavidade ressonante ou ressonador.....	09
3.2.4 Funcionamento de um <i>laser</i>	10
3.2.5 O feixe <i>laser</i>	10
3.2.6 Interação da luz <i>laser</i> com tecidos biológicos.....	11
3.2.7 Efeitos da radiação nos tecidos biológicos.....	14
3.3 A relação <i>laser</i> /temperatura.....	16
4 MATERIAIS E MÉTODOS	32
5 RESULTADOS	39
6 DISCUSSÃO	52
7 CONCLUSÃO	57
8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	58

LISTA DE GRÁFICOS

GRÁFICO 5.1: Variação da temperatura na câmara pulpar em relação ao tempo de irradiação laser (250mJ, 2Hz, com refrigeração).....	39
GRÁFICO 5.2: Variação da temperatura na câmara pulpar em relação ao tempo de irradiação laser (250mJ, 2Hz, sem refrigeração).....	39
GRÁFICO 5.3: Variação da temperatura na câmara pulpar em relação ao tempo de irradiação laser (300mJ, 2Hz, com refrigeração).....	40
GRÁFICO 5.4: Variação da temperatura na câmara pulpar em relação ao tempo de irradiação laser (300mJ, 2Hz, sem refrigeração).....	40
GRÁFICO 5.5: Variação da temperatura na câmara pulpar em relação ao tempo de irradiação laser (350mJ, 2Hz, com refrigeração).....	41
GRÁFICO 5.6: Variação da temperatura na câmara pulpar em relação ao tempo de irradiação laser (350mJ, 2Hz, sem refrigeração).....	41
GRÁFICO 5.7: Variação da temperatura na câmara pulpar em relação ao tempo de irradiação laser (250mJ, 4Hz, com refrigeração).....	42
GRÁFICO 5.8: Variação da temperatura na câmara pulpar em relação ao tempo de irradiação laser (250mJ, 4Hz, sem refrigeração).....	42
GRÁFICO 5.9: Variação da temperatura na câmara pulpar em relação ao tempo de irradiação laser (300mJ, 4Hz, com refrigeração).....	43
GRÁFICO 5.10: Variação da temperatura na câmara pulpar em relação ao tempo de irradiação laser (300mJ, 4Hz, sem refrigeração).....	43
GRÁFICO 5.11: Variação da temperatura na câmara pulpar em relação ao tempo de irradiação laser (350mJ, 4Hz, com refrigeração).....	44
GRÁFICO 5.12: Variação da temperatura na câmara pulpar em relação ao tempo de irradiação laser (350mJ, 4Hz, sem refrigeração).....	44
GRÁFICO 5.13: Variação da temperatura na câmara pulpar em relação ao tempo de irradiação laser (250mJ, 6Hz, com refrigeração).....	45
GRÁFICO 5.14: Variação da temperatura na câmara pulpar em relação ao tempo de irradiação laser (250mJ, 6Hz, sem refrigeração).....	45

GRÁFICO 5.15: Variação da temperatura na câmara pulpar em relação ao tempo de irradiação laser (300mJ, 6Hz, com refrigeração).....	46
GRÁFICO 5.16: Variação da temperatura na câmara pulpar em relação ao tempo de irradiação laser (300mJ, 6Hz, sem refrigeração).....	46
GRÁFICO 5.17: Variação da temperatura na câmara pulpar em relação ao tempo de irradiação laser (350mJ, 6Hz, com refrigeração).....	47
GRÁFICO 5.18: Variação da temperatura na câmara pulpar em relação ao tempo de irradiação laser (350mJ, 6Hz, sem refrigeração).....	47
Gráfico 5.19 - Médias das diferenças de temperaturas para o grupo com refrigeração.....	49
Gráfico 5.20 - Médias das diferenças de temperaturas para o grupo sem refrigeração.....	50
Gráfico 5.21 - Médias das diferenças de temperaturas entre os 3 grupos.....	50

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 3.1 – Cavidade Ressonante.....	09
FIGURA 3.2 – Absorção, espalhamento e transmissão do feixe <i>laser</i> nos tecidos.....	12
FIGURA 3.3 – Espectro de absorção dos principais cromóforos absorvedores no tecido.....	14
FIGURA 3.4 – Interações da radiação <i>laser</i> com os tecidos biológicos.....	16
FIGURA 4.1 – Desgaste vestibular dos dentes bovinos.....	32
FIGURA 4.2 - Medida da espessura dentinária (distal).....	33
FIGURA 4.3 – Medida da espessura dentinária (médio).....	33
FIGURA 4.4 – Medida da espessura dentinária (mesial).....	34
FIGURA 4.5 – Dente posicionado no suporte metálico.....	34
FIGURA 4.6 – SR510 Lock-in Amplifier (Standford Research System).....	35
FIGURA 4.7 – <i>Laser</i> de Er:YAG (LELO – FOUSP).....	36
FIGURA 4.8 – Peça de mão 2051 com lima endodôntica adaptada para padronização da distância focal.....	36
FIGURA 5.1 – Aspecto do dente irradiado sem refrigeração.....	51

LISTA DE TABELAS

TABELA 5.1 – Médias e desvios padrão (entre parêntesis) para as diferenças de temperatura.....	48
--	----

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

- α : coeficiente óptico de absorção específico
- Al: alumínio
- CO₂: dióxido de carbono
- Cr: cromo
- EDTA: ácido etilenodiaminotetraacético
- Er: érbio
- Ho: hólmio
- IV: infravermelho
- Laser: L(ight) A(mplification) by S(timulated) E(mission) of R(adiation)
- MEV: microscopia eletrônica de varredura
- N: nitrogênio
- NaOCl: - hipoclorito de sódio
- Nd: neodímio
- Ni: Níquel
- Rpm: rotações por minuto
- UV: Ultravioleta
- Y: ítrio
- YAG: Y(trium) A(luminium) G(arnet), granada de ítrio e alumínio
- YLF: Y(trium) L(ithium) F(luoride), fluoreto de ítrio e lítio
- YSGG: Y(trium) S(candium) G(allium) G(arnet), granada de ítrio, scândio e gálio

UNIDADES

$^{\circ}\text{C}$: graus Celsius ou graus centígrados

cm: centímetro

cm^2 : centímetro ao quadrado

DE: densidade de energia

Hz: Hertz

J: joule

m: metro

ml: mililitro

mm: milímetro

mm^2 : milímetro ao quadrado

nm: nanômetro

Pm: potência média

s: segundos

W: Watt

μm : micrômetro

μs : microssegundo

1 INTRODUÇÃO

A odontologia, nos últimos anos, tem evoluído de forma extraordinária. Novas técnicas operatórias, equipamentos de última geração e materiais com propriedades semelhantes à estrutura dental estão sendo desenvolvidos a cada dia em todo o mundo. Os principais objetivos destas pesquisas são, cada vez mais, tornar o procedimento odontológico mais eficiente, proporcionando maior conforto e satisfação tanto para o paciente quanto para o cirurgião-dentista. Principalmente na última década, uma nova tecnologia tomou conta dos centros de pesquisa das mais importantes universidades de todo o mundo: o *laser*. A possibilidade da realização de cirurgias bucais com pouco ou nenhum sangramento, a execução de preparos cavitários sem o ruído irritante das peças de mão de alta rotação e a redução microbiana no interior de bolsas periodontais são algumas das vantagens que esse novo advento trouxe para a odontologia e que motiva cientistas para novas descobertas.

A palavra *laser* é oriunda do inglês, *Ligth Amplification by Stimulated Emission of Radiation*, que em português quer dizer, Amplificação da Luz por Emissão Estimulada de Radiação. Basicamente, o *laser* é um emissor de radiação coerente, consistindo de um meio ativo excitado, convenientemente, e confinado em uma cavidade ressonante. Essa radiação coerente é conseguida mediante a amplificação da luz devido a um processo de emissão estimulada de radiação.

Atualmente, em muitos procedimentos, o uso do *laser* tem sido considerado como conduta principal e até insubstituível, diminuindo o tempo operatório, melhorando a resposta pós-operatória ou realizando o diagnóstico mais preciso. Em especial na odontologia, seus efeitos sobre os tecidos duros e moles vêm se mostrando muito úteis e promissores. Mas, para a utilização correta e segura dos *lasers*, faz-se necessário compreender os mecanismos biológicos e físicos da interação dos diversos tipos de tecido com cada tipo de *laser*.

O *laser* na odontologia começou a ser estudado em 1964, logo após o desenvolvimento do *laser* de rubi, em 1960, por Maiman, enquanto trabalhava para os laboratórios Hughes. No entanto, verificou-se a inadequação deste tipo de *laser* para aplicação odontológica, pois carbonizava os tecidos, em razão do que foi abandonado (Mello & Mello, 2001). Entretanto, esta descoberta preparou o estágio para o desenvolvimento explosivo da tecnologia *laser*. Com o surgimento dos *lasers* de cristais dopados com terras raras (por exemplo, Nd:YAG – Neodímio:Ítrio-Alumínio-Granada) e

dos *lasers* gasosos (por exemplo, CO₂ -Dióxido de Carbono), os estudos e experimentos voltaram a ser feitos na área odontológica e os resultados mostravam-se mais promissores.

Há alguns anos, o grande obstáculo para o avanço do *laser* na área odontológica era a irradiação de tecidos duros, principalmente por causar aumento de temperatura acima do tolerável e por promover danos às estruturas adjacentes ao local de irradiação (fusões descontroladas, trincas, rachaduras e danos térmicos à polpa). Contudo, com os avanços tecnológicos e com o desenvolvimento de centenas de pesquisas na área, muitos desses danos puderam ser controlados e, muitas vezes, evitados, proporcionando, assim, o emprego seguro dos *lasers* nos pacientes.

O principal *laser* utilizado atualmente para a realização de preparos cavitários é o *laser* de Érbio (Er:YAG – Érbio:Ítrio-Alumínio-Granada). No ano de 1997, a FDA (*Food and Drug Administration*), órgão responsável pelo controle médico nos Estados Unidos, aprovou a utilização do *laser* de Érbio em tecidos duros e em preparos cavitários. Este *laser*, que será utilizado na presente pesquisa, emite radiação no comprimento de onda de 2,94µm, coincidindo com um dos picos de absorção da água e da hidroxiapatita, dois dos principais constituintes dos tecidos duros dentais. Isso faz com que o Érbio seja o principal *laser* empregado em quase todas as especialidades odontológicas. Atualmente, este equipamento tem sido utilizado com grande êxito em Dentística e em Odontopediatria, para a realização de preparos cavitários conservadores, graças à ausência de ruídos, vibração, pressão e, muitas vezes, por não exigirem anestesia, o deixam extremamente atrativos na conduta da criança, quando submetida ao tratamento odontológico.

A grande dúvida que ainda persiste quanto ao uso do *laser* de Érbio em preparos cavitários é a possibilidade de ocorrer um dano irreversível à polpa, devido ao aumento de temperatura que ocorre no processo. De acordo com Zach e Cohen (1965), com um aumento da temperatura intrapulpar de aproximadamente 5,5°C inicia-se uma destruição dos odontoblastos, causando necrose em 15% do tecido pulpar. Elevando-se a temperatura a 11°C teremos 60% de necrose e 100%, quando a marca for de 17°C (Powell et al., 1993). Sabe-se também que esse aquecimento depende do tempo de aplicação do *laser* e da densidade de energia fornecida pelo aparelho. Esse problema pode ser resolvido quando se aplica o *laser* sob refrigeração adequada (*spray* de água). A dúvida que persiste é qual o valor da densidade de energia que se pode utilizar na realização de preparos cavitários com o *laser* de Érbio, sob refrigeração, sem que esse aumento de temperatura ultrapasse os 5°C.

De maneira geral, as aplicações do *laser* em odontologia estão se ampliando e incorporando ao cotidiano das clínicas odontológicas, acompanhando os avanços

tecnológicos e científicos. Logo, isso justifica nosso maior objetivo, o de contribuir para que o *laser* passe de técnica alternativa e coadjuvante para o tratamento convencional e habitual, como acontece em algumas outras áreas médicas.

2 OBJETIVO

Verificar a variação da temperatura no interior da câmara pulpar quando se irradia uma espessura de 2mm de dentina adjacente à polpa pelo *laser* de Er:YAG, variando-se a taxa de repetição dos pulsos, a energia fornecida pelo aparelho e a presença ou não de refrigeração.

3 REVISÃO DA LITERATURA

3.1 – Dentina e Polpa

A polpa e a dentina não apenas estão próximas topograficamente: uma íntima relação entre esses tecidos ocorre sob aspectos de desenvolvimento e funcional. Logo, deve-se considerar esses dois tecidos como uma entidade ou órgão.

A composição da dentina é geralmente estimada em cerca de 70% de material inorgânico, 18% de material orgânico e 12% de água. A porção inorgânica da dentina, como em todos os outros tecidos mineralizados, constitui-se principalmente de cristais de hidroxiapatita. Fosfatos, carbonatos e sulfatos também estão presentes, porém em proporções bem menores. A porção orgânica consiste principalmente de colágeno, que representa 17% do tecido e 93% de todo material orgânico. Frações de lipídios, glicosaminoglicanos e compostos não identificados de proteína constituem cada um cerca de 0,2%. Além disso, o ácido cítrico compreende algo menos que 1%. (Tem Cate, 1994).

A dentina pode ser entendida como um tecido duro, com túbulos em toda sua espessura. No interior desses túbulos, estão presentes os prolongamentos odontoblásticos, juntamente com um líquido tecidual, o líquido dentinário, e matéria orgânica. Os odontoblastos são células especializadas encontradas ao longo da polpa, mas são consideradas, morfológicamente, como sendo da dentina, pois não só produzem este tecido como possui prolongamentos alojados no interior dos túbulos dentinários. O diâmetro e o volume dos túbulos variam, dependendo da idade do dente e da sua localização no interior da dentina. Em dentes jovens, o diâmetro dos túbulos varia de 1-3 μ m. Cerca de 80% do volume total da dentina próximo à polpa compreende os lumens dos túbulos, que constituem apenas 4 % do volume na dentina periférica. Há cerca de 45 mil túbulos por mm² perto da polpa e aproximadamente 20 mil periféricamente, com uma média de 30 mil por mm² na região mediana da dentina. Essas variações no número de túbulos por mm² pode ser explicada pelo fato de a superfície pulpar da dentina ser consideravelmente menor que a superfície nas junções amelodentinárias e cementodentinárias (Mjör & Fejerskov, 1990).

O material orgânico da dentina compreende principalmente colágeno e proteoglicanas, mas muitos outros constituintes orgânicos também estão presentes. As fibras colágenas (colágeno tipo I) são encontradas principalmente na dentina intertubular, mas uma pequena quantidade destas fibras, além de outros componentes orgânicos, está presente na dentina peritubular. A dentina peritubular envolve os túbulos e é caracterizada por seu alto

conteúdo mineral. Ela está ausente na maior parte da porção pulpar de dentes recém erupcionados. Apenas uma escassa matriz orgânica permanece após a desmineralização da dentina peritubular e acredita-se que consiste de algumas fibras colágenas que estão em continuidade com aquelas da matriz intertubular. A dentina intertubular é encontrada entre os túbulos dentinários ou perifericamente à dentina peritubular, quando está presente.

Atualmente, devido às dificuldades de obtenção de dentes naturais e ao controle mais rigoroso dos comitês de ética em pesquisa, uma alternativa, no que diz respeito a elementos dentais, para pesquisas científicas nas áreas de dentística, endodontia e prótese seria a utilização de dentes bovinos, principalmente os incisivos centrais e laterais. Em um estudo que comparava dentinas bovinas e humanas, Nakamichi *et al.*, em 1983, demonstraram que a dentina coronária de um dente bovino possuía túbulos dentinários mais largos que a dentina coronária humana e que produzia forças de adesão semelhantes apenas quando eram utilizadas as camadas mais superficiais da dentina bovina. Demonstrou também que as dentinas bovinas radiculares e às localizadas próximas à câmara pulpar produziam resultados significativamente diferentes, quando comparadas às humanas.

A polpa promove a formação da dentina por toda a vida do indivíduo, sendo capaz de reagir a estímulos patológicos e fisiológicos, promovendo alterações reparatórias na superfície pulpar adjacente a uma área onde os prolongamentos odontoblásticos tenham sido lesionados.

A polpa dentária está localizada no interior da câmara pulpar. É totalmente envolvida pela dentina, exceto no estreito forame apical, e aloja os corpos celulares dos odontoblastos. É um tecido conjuntivo frouxo, similar ao tecido conjuntivo de qualquer parte do corpo. Sua porção periférica é caracterizada pela sua participação na formação dentinária, e esta atividade é alta durante a formação do dente, e continua em um ritmo lento durante a vida do dente.

A composição da polpa dentária em peso úmido é considerada, como na maioria dos tecidos moles, em uma média de 25% de material orgânico e 75% de água. Com a idade, a polpa se torna fibrosa e pobre em células.

A polpa apresenta algumas funções importantes no dente, tanto no seu desenvolvimento como na sua proteção. É ela que induz a diferenciação do epitélio bucal em lâmina dentária. Sendo vascularizada e inervada, a polpa responde a estímulos nocivos ao dente, indicando que este necessita de cuidados especiais (Avery, 1986).

As estruturas básicas da polpa dentária são as células de tecido conjuntivo (fibroblastos em sua maioria), fibras (principalmente fibras colágenas do tipo I e II) e substância fundamental (proteoglicanas e fibronectina).

A polpa é ricamente vascularizada. Arteriolas e vênulas entram e saem da polpa através dos forames apicais e também através de qualquer canal acessório na raiz. As arteriolas terminam numa rede capilar densa que é particularmente predominante na região odontoblástica e subodontoblástica. As vênulas seguem muito o trajeto das artérias e estão localizadas mais centralmente na polpa, enquanto as artérias estão mais periféricamente localizadas (Mjör & Fejerskov, 1990).

Os nervos seguem o trajeto dos vasos sanguíneos. Os vasos pulpares são inervados por nervos amielínicos do sistema nervoso autônomo. Esses nervos estão associados com o controle vascular. Os nervos se dividem em fibras menores à medida que alcançam a periferia da polpa. A maioria das fibras nervosas termina na porção coronária e menos de 10% são encontradas na polpa radicular.

A polpa muda com a idade do dente. Essas mudanças envolvem, inicialmente, alterações a partir de um tecido jovem rico em células e pobre em fibras para um tecido senil, pobre em células e rico em fibras, isto é, uma mudança a partir de um tecido conjuntivo frouxo para um tecido conjuntivo denso. Estas alterações se exacerbam nos dentes submetidos a irritações externas, como atrito, cáries ou procedimentos restauradores. Isto se torna importante do ponto de vista clínico, já que a reatividade de uma polpa senil é menor do que uma polpa jovem e a escolha do tratamento odontológico deve levar em conta esses fatores. (Guedes-Pinto, 1995).

3.2 – Lasers

O objetivo desta dissertação não é a descrição completa e profunda dos princípios envolvidos na geração da radiação *laser*, porém este tema será rapidamente abordado para possibilitar o entendimento do desenvolvimento do *laser* na odontologia.

Como já foi citado anteriormente, a palavra "*laser*" é oriunda do inglês, "*Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*", ou no português, "Amplificação da Luz por Emissão Estimulada de Radiação".

A partir das postulações do físico dinamarquês Niels Bohr, em 1913, sobre o átomo de hidrogênio, o físico alemão Albert Einstein, em 1917, propôs o conceito da emissão estimulada. Publicou um estudo onde afirmava que os fótons, ao incidirem sobre átomos

excitados, poderiam fazê-los produzir uma grande quantidade de Luz. Esse foi o princípio do *laser*.

O cientista americano Charles Townes, em 1954, desenvolveu uma maneira prática de produzir tal energia. Utilizando um campo elétrico, ele conseguiu estimular o gás amônia a produzir um feixe de microondas, um tipo de luz fora do nosso espectro visível. Nascia assim o *MASER*, predecessor do *laser* (Schawlow & Townes, 1958).

Em 1960, Maiman desenvolveu a primeira máquina capaz de emitir *laser*. Para tal, utilizou um cristal de rubi sintético excitado por descargas curtas e intensas provenientes de uma lâmpada *flash*, emitindo luz de cor vermelha.

Neste mesmo ano, Javan *et al.* desenvolveram o primeiro *laser* gasoso de emissão contínua. Uma mistura de He-Ne (Hélio-Neônio) foi utilizada como meio ativo, e era excitada por rádio frequência e confinada em um interferômetro de Fabry-Perot. Esse *laser* emitiu radiação na região do infravermelho próximo, com comprimento de onda em torno de 1100nm.

Em 1964, entra em funcionamento o primeiro *laser* de CO₂ (Dióxido de Carbono), desenvolvido por Patel, com emissão de um feixe contínuo de aproximadamente 200W de potência e comprimento de onda de 10,6µm. Nesse *laser*, o meio ativo era constituído por um tubo contendo CO₂ puro, que era excitado por descargas elétricas.

A partir daí, outros *lasers* foram desenvolvidos e aprimorados, ampliando o campo de aplicações na odontologia. Os principais *lasers* odontológicos utilizam elementos químicos como o neodímio, o érbio, o argônio, o hélio, o hólmio, a alexandrita, o cobre, dentre outros.

Para que a maioria dos *lasers* possa funcionar adequadamente, três condições fundamentais devem ser satisfeitas: um mecanismo de excitação, um meio ativo e um ressonador ou cavidade ressonante.

3.2.1 – Mecanismo de Excitação ou Bombeamento

No equilíbrio térmico, a população do nível inferior de transição (estado fundamental) é indiscutivelmente a mais elevada e a absorção predomina sobre a emissão estimulada. Para que esta última predomine sobre a absorção é necessário destruir o equilíbrio termodinâmico, fazendo com que o nível superior de transição fique mais povoado. Esse processo é denominado de inversão de população, condição fundamental

para o funcionamento dos *lasers*. A noção de inversão de população foi formulada por Fabrikant, em 1940.

Essa condição é obtida através do fornecimento de energia para o meio ativo por meio de uma fonte externa de energia, isto é, o bombeamento. Esse mecanismo pode ocorrer por meio de um outro *laser*, uma lâmpada, ou por uma descarga elétrica.

3.2.2 – Meio Ativo ou Amplificador

O amplificador ou meio ativo deve possuir uma estrutura apropriada de níveis de energia discretos que se excitam facilmente e possuam a capacidade de armazenar a energia recebida do exterior, possibilitando a inversão de população (maior densidade de população no estado excitado superior que no inferior de uma transição). Esse meio pode ser constituído de íons, átomos ou moléculas e podem ser encontrados na forma sólida, líquida ou gasosa.

3.2.3 – Cavidade Ressonante ou Ressonador

A cavidade ressonante (Pérot-Fabry) é constituída por dois espelhos planos, perpendiculares ao eixo da barra *laser* e situados de cada lado dessa barra. Pelo menos um desses dois espelhos é semitransparente, de forma a permitir a saída da radiação gerada no oscilador. No caso de um *laser* de estado sólido, os espelhos podem ser as faces terminais do cilindro de material ativo. Em um *laser* gasoso, eles podem ser constituídos pelas paredes que fecham o recipiente. O espelho oposto à lâmina semitransparente de saída do feixe pode ser constituído por um prisma de reflexão total. (Miserendino, 1995).

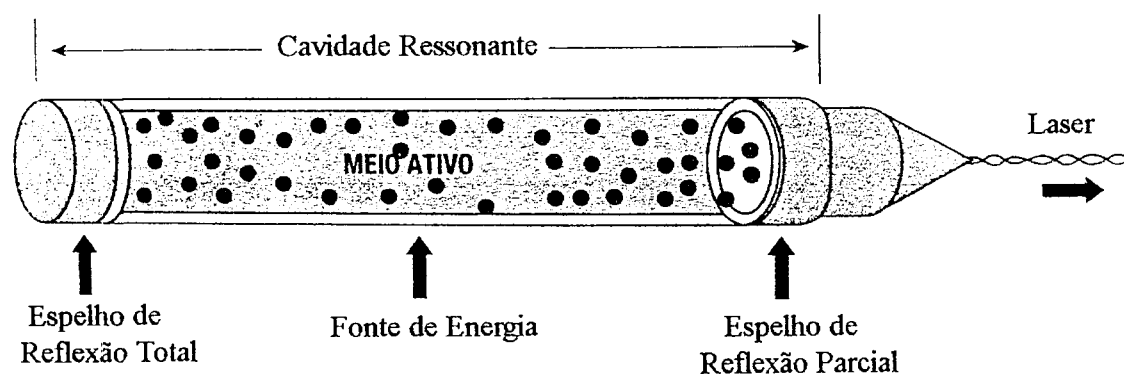


Figura 3.1 – Cavidade Ressonante (Genovese, 2000, modificado por Geraldo-Martins, 2003).

3.2.4 – Funcionamento de um *Laser*

Basicamente, os *lasers* podem operar em dois regimes: o contínuo e o pulsado. Se o meio ativo for excitado de forma contínua, seja por uma descarga elétrica nos casos de *laser* a gás, seja por uma fonte contínua de bombeamento óptico, a emissão poderá ser de maneira permanente. Neste modo, a única variável controlada pelo operador é o nível de potência, podendo ir de um Watt até a um máximo que é característico de cada equipamento. Quando o bombeamento é pulsado (bombeamento óptico por *flash*) a emissão de feixes é intermitente, com pulsos de energia emitidos com intervalos regulares de tempo. Neste caso, o operador pode variar a energia, a largura temporal de cada pulso e a taxa de repetição. Assim, varia-se não só a potência média do *laser*, mas também a potência pico.

3.2.5 – O Feixe *Laser*

A luz pode ser descrita como sendo uma onda eletromagnética. A luz branca, como a proveniente do sol, é a soma de vários comprimentos de onda, ou seja, várias cores. Já a luz *laser* apresenta algumas características que a difere das demais, como monocromaticidade (raios constituídos por uma só frequência, ou seja, uma só cor), coerência (raios com o mesmo comprimento de onda e em fase), colimação (as ondas da luz *laser* viajam em uma única direção e de forma paralela), direcionalidade e brilhância, o que confere ao *laser* a condição de ser focado em pequenas áreas e ao mesmo tempo desenvolver altíssimas potências.

O fator de qualidade do feixe é medido pelo fator M^2 , ou seja, quanto maior o fator M^2 , pior a qualidade de feixe. O feixe emitido pode ser entregue via *hollow fiber*, via braço articulado ou fibra óptica, a qual será utilizada nesta pesquisa e, por esse motivo, será discutida com maiores detalhes.

Na odontologia, a fibra óptica possibilita o acesso da radiação *laser* aos tecidos da cavidade oral. A fibra óptica é constituída por um núcleo, por um revestimento e uma capa de plástico protetora. O princípio físico que permite que a luz seja transportada através da fibra é a reflexão interna total. Este fenômeno ocorre quando um feixe de luz é transmitido de um meio mais denso para outro menos denso. O termo densidade é usado aqui para que se entenda melhor o fenômeno, porém o termo cientificamente correto é índice de refração.

Logo, a velocidade da luz no revestimento é necessariamente maior do que no núcleo da fibra, uma vez que esse é mais denso do que o revestimento.

A velocidade da luz dentro da fibra é controlada através da modificação química do material fundido, no caso, o quartzo. Aditivos químicos são utilizados durante o processo de fabricação da fibra para aumentar a viscosidade óptica deste meio (Wetter, 2002).

Este sistema de entrega promove diferenças de potência entre o feixe na saída do aparelho e o feixe que é emitido na ponta do sistema de entrega. Isso se explica em função do perfil de índice de refração do material constituinte do núcleo do sistema de entrega e perdas por injeção e reflexão. Estes são os maiores problemas com as fibras, podendo as perdas serem, em alguns casos, minimizadas através de métodos específicos de construção.

De acordo com Young, em 1998, a abertura numérica representa a capacidade de fibra de transmitir energia luminosa. Quanto maior for a abertura numérica, maior será o rendimento do acoplamento a uma fonte de luz, o que também é outro fator de diferença entre a energia produzida no aparelho e a energia entregue na ponta do sistema de entrega.

As fibras ópticas são encontradas, para uso odontológico, em diâmetros que variam de 200 a 600 micrômetros. Quando utilizadas no modo contato (com a fibra tocando no tecido alvo) as fibras ópticas restabelecem a sensibilidade tátil do operador, uma característica ausente nos demais sistemas de entrega (Wetter, 2002).

3.2.6 – Interação da Luz *Laser* com Tecidos Biológicos

O entendimento da interação entre os diversos *lasers* e os tecidos baseia-se, principalmente, na compreensão dos fenômenos que podem ser induzidos nestes tecidos pela luz *laser*. Quando o *laser* incide nos tecidos, quatro acontecimentos podem ocorrer. Parte da luz pode ser refletida, parte da luz pode ser transmitida sem atenuação, parte pode ser absorvida pelos componentes ópticos do tecido (cromóforos) e parte pode ser espalhada no tecido.

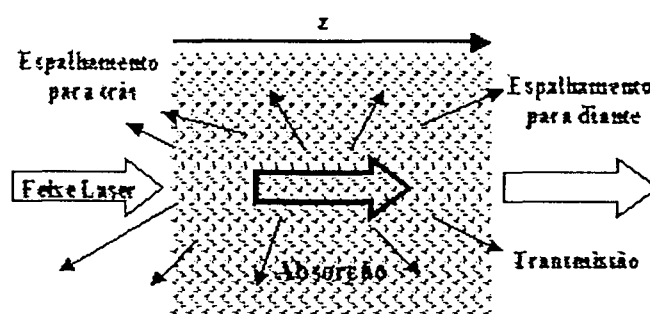


Figura 3.2 – Absorção, espalhamento e transmissão do feixe *laser* nos tecidos (Maldonado, 2002).

Quando se utiliza o *laser* na área de saúde, os fenômenos mais importantes são a absorção e o espalhamento, já que não haverá reação tecidual sem absorção, ao mesmo tempo em que quando não corretamente empregado, o *laser* pode levar a iatrogenias.

Os princípios básicos que determinam as interações *laser* com os tecidos biológicos são relativamente simples. Além das propriedades da radiação *laser*, como seu comprimento de onda, características temporais de emissão contínua ou pulsada e a intensidade ou densidade de energia do feixe, as propriedades ópticas do tecido biológico alvo têm um papel muito importante na distribuição da luz *laser* no interior do tecido. Essas propriedades determinarão a natureza e a extensão da resposta do tecido à incidência de radiação *laser*.

Cada um dos elementos celulares e fluídos que compõem os sistemas biológicos humanos são dotados de diferentes características de absorção. Os cromóforos mais significantes para os tecido da cavidade bucal, no nosso caso, seriam a água, a melanina, a hidroxiapatita, a hemoglobina e as proteínas.

Todos esses componentes têm a capacidade de absorver luz em diferentes comprimentos de onda, transformando a energia luminosa em calor. Logo, a avaliação da geração de calor em um tecido, provocada pela irradiação *laser*, torna-se significativa para qualquer estudo na área. Para diminuirmos ou amenizarmos o fluxo de calor devemos atentar à escolha do equipamento, ao seu regime de operação e ao tecido alvo a ser trabalhado. Os efeitos térmicos da radiação *laser* sobre os tecidos biológicos estão exemplificados no quadro abaixo.

Temperatura	Efeito Biológico
37°C	Normal
42°C	Hipertermia
50°C	Redução da atividade de enzimas, Imobilidade celular
60°C	Desnaturação de proteínas e colágeno, Coagulação
80°C	Permeabilização de Membranas
>100°C	Vaporização, Ablação
>150°C	Carbonização
>300°C	Fusão

QUADRO 1 – Efeitos Térmicos da Radiação *Laser* (Maldonado, 2002)

O melhor método para a remoção do calor é a ablação explosiva, onde a molécula de água é rapidamente aquecida a temperaturas superiores a 100°C, em um tempo curtíssimo (10^{-12} a 10^{-15} de segundo) e explode, levando consigo o tecido ao redor junto com a pluma de ablação, além do calor, evitando assim que o mesmo propague.

Cada tecido apresenta um coeficiente óptico de absorção específico, denominado de “ α ”. A intensidade de luz transmitida ao longo de um meio absorvedor é descrita pela lei de *Lambert-Beer*, que representa uma dependência exponencial com o comprimento: $I_{(z)}=I_0e^{(-\alpha.z)}$, onde “ $I_{(z)}$ ” representa a intensidade do feixe *laser* quando este penetrou “ z ” centímetros, “ I_0 ” significa a intensidade inicial do feixe e “ α ” é o coeficiente de absorção óptica (específico para cada tecido).

A profundidade de transmissão, também chamada de profundidade de penetração óptica, ou comprimento de absorção, é definida pelo inverso do coeficiente “ α ” e corresponde ao comprimento no qual 63% da luz é absorvida: $Z_{\text{óptico}}=1/\alpha$.

Noventa por cento da luz incidente de um dado comprimento de onda são absorvidos em uma certa profundidade característica, conhecida como coeficiente extinção, que também corresponde a 2,3 comprimentos de absorção (Maldonado, 2002).

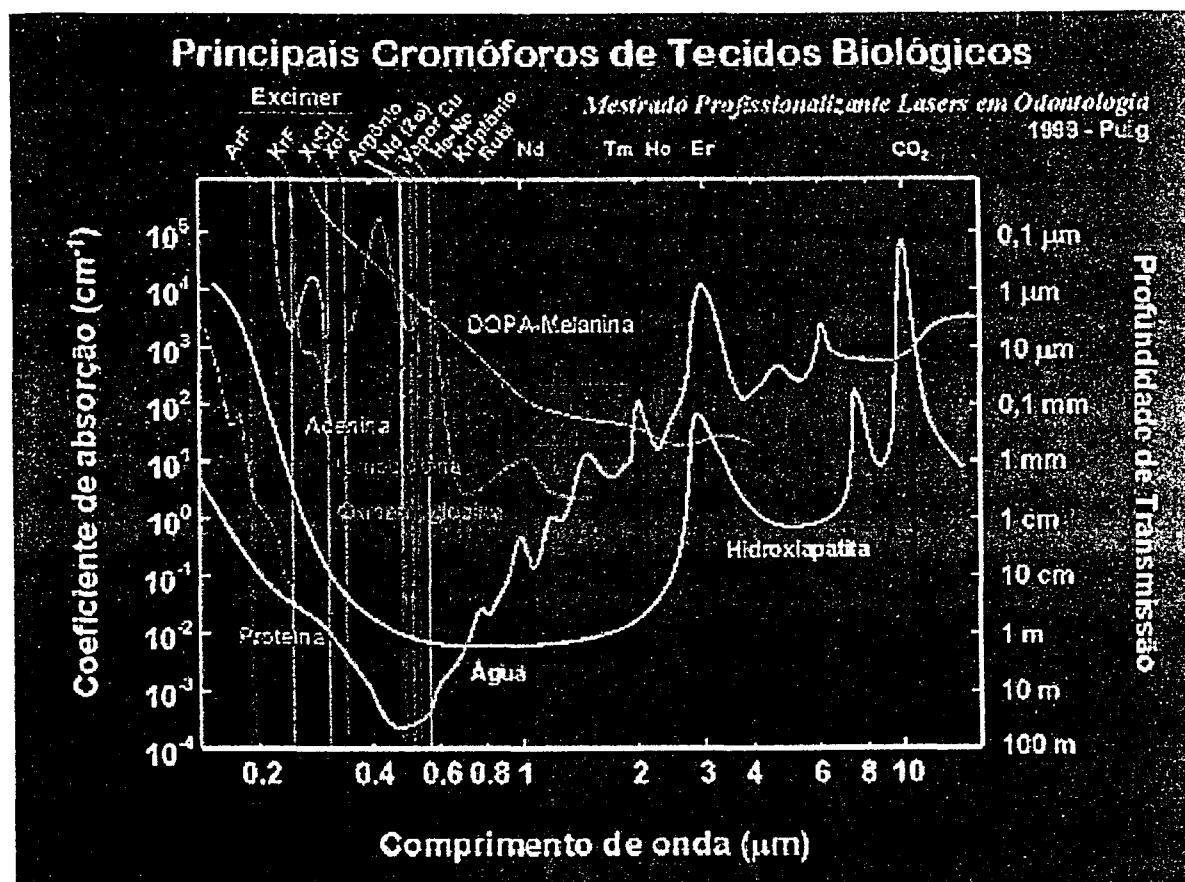


Figura 3.3 – Espectro de absorção dos principais cromóforos absorvedores no tecido. (Maldonado, 2002).

3.2.7 – Efeitos da Radiação nos Tecidos Biológicos

É evidente que a resposta tecidual frente à irradiação *laser* não depende apenas da absorção específica do comprimento de onda emitido pelo *laser*. Depende também das características de intensidade de energia, densidade de energia, taxa de repetição e tempo de exposição a que este tecido é submetido.

Os sistemas biológicos são complexos e compostos de uma grande variedade de elementos celulares e fluidos teciduais, cada qual com diferentes características de absorção. Uma vez que o corpo humano é constituído majoritariamente por água, a absorção da luz pela molécula de água é de fundamental importância para aplicações biomédicas. Além da água, cromóforos como a melanina, a hemoglobina, as proteínas e, no caso de tecidos dentais duros, a hidroxiapatita, exercem influência significativa sobre a interação da radiação e do tecido.

Os mecanismos de interação da luz *laser* com tecidos não são sempre dependentes de processos ressonantes. Apesar de que os mecanismos fotoquímicos e térmicos envolvem necessariamente (ou predominantemente) absorção de energia luminosa por componentes do tecido biológico, e sua posterior transformação em outra forma de energia (por exemplo, térmica), outros processos tais como a fotoablação e os processos mediados por plasma (incluindo fotodisrupção) dependem fundamentalmente de outros fenômenos físicos, tais como dissociação molecular, efeitos não-lineares, avalanche de elétrons, formação de plasma, ondas de choque, etc. (Maldonado, 2002).

Quando a radiação *laser* é absorvida pelos tecidos, os efeitos biológicos que ocorrem no local podem ser fotomecânicos, fotoquímicos, fototelétricos, quânticos, não térmicos e térmicos, como a coagulação, vaporização, ablação, corte ou carbonização (ver quadro 1).

Grande parte das aplicações biomédicas utiliza fótons menos energéticos situados na região do infravermelho e infravermelho próximo, os quais podem levar os átomos ou as moléculas a vibrarem mais intensamente e, conseqüentemente, promoverem um aumento de temperatura mais rápido. Logo, a energia deve ser depositada no tecido de forma que o mesmo tenha o tempo de relaxação térmica respeitado, considerando-se uma dada aplicação, para que evitemos um acúmulo de temperatura, minimizando, dessa forma, o dano à distância.

A ação térmica é modulada pela condutividade térmica do tecido, pela vascularização local e pela profundidade com que o feixe *laser* atinge o tecido. O tecido circundante ao tecido aquecido pelo *laser* estará mais frio, de forma que o fluxo de calor ocorrerá da região irradiada para a circunvizinha, podendo acarretar danos térmicos. Para minimizar esses danos é necessário minimizar o fluxo de calor, depositando energia suficiente no volume absorvedor para depositá-lo em menos tempo que o calor leva para se difundir. Assim, por exemplo, a água será vaporizada explosivamente, carregando o tecido remanescente junto com a pluma de ablação. Esta pluma poderá então ser removida por um sistema de sucção ou por um fluxo de água.

Com relação aos tecidos duros, a remoção tecidual inicia-se ao atingir a temperatura de superfície limiar de ablação para cada comprimento de onda específico (300°C para 2,94µm, 800°C para 2,19µm e 1000°C para 9,6µm), sem refrigeração, sendo a temperatura de vaporização destes tecidos de cerca de 1100°C (hidroxiapatita).

Para os comprimentos de onda abaixo de 400nm, os efeitos no tecido são predominantemente fotoquímicos, de forma que a energia dos fótons é suficiente para

produzir mudanças químicas diretamente, podendo ser quebradas ligações químicas de átomos ou moléculas. Nesta região temos alta absorção nas proteínas. Para comprimentos de onda acima de 750nm, os efeitos são basicamente térmicos.

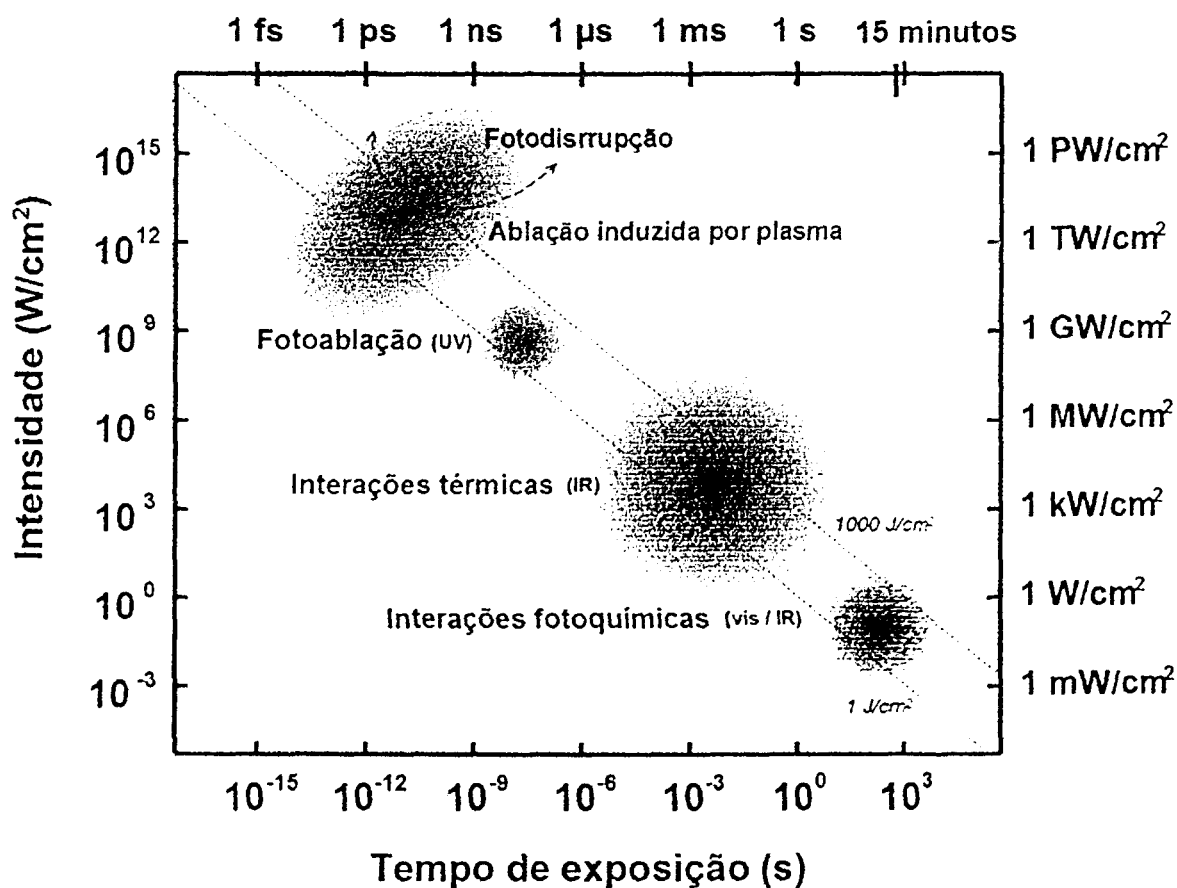


Figura 3.4 – Interações da radiação *laser* com os tecidos biológicos.

3.3 – A Relação *Laser*/Temperatura

Com o desenvolvimento do primeiro *laser* na década de 60, por Maiman, começaram a ser realizados estudos sobre a viabilidade da utilização desta nova tecnologia nos mais diversos ramos da odontologia.

Em um estudo realizado por Stern & Sognaes, em 1964, observou-se a formação de crateras nas estruturas dentais irradiadas. O *laser* de rubi promoveu uma vitrificação no esmalte, enquanto que a dentina apresentou-se queimada.

Já em 1965, Zach & Cohen avaliaram a resposta pulpar frente a estímulos externos. Nesta pesquisa, um ferro de solda aquecido era aplicado no lado vestibular dos dentes de macacos. Os termômetros foram colocados na face lingual dos dentes anteriores e na face

oclusal de dentes posteriores. Após análise histológica, observou-se que um aumento de temperatura do tecido pulpar a partir de $5,5^{\circ}\text{C}$ promoveria alterações neste tecido e, se este calor fosse aplicado por um intervalo tempo maior, poderia levar à necrose pulpar.

Neste mesmo ano, Taylor *et al.* estudaram os efeitos do *laser* de rubi em dentes, polpas dentais e mucosa oral de animais, observando alterações consistentes na mucosa e polpa, com trauma resultante do excessivo aquecimento.

Em 1968, Lobene *et al.* verificaram em esmalte e dentina os efeitos da irradiação destas superfícies pelo *laser* de CO_2 . O esmalte da superfície oclusal dos dentes irradiados mostrou-se fundido, com aspecto de giz opaco, sem evidências de selamento de fissuras. Muitas trincas de esmalte foram observadas no limite amelo-dentinário. A superfície dentinária apresentou-se destruída e queimada. Logo, percebeu-se que as altas temperaturas geradas pela irradiação destes tecidos promovem alterações estruturais irreversíveis, chegando muitas vezes a carbonizar a dentina.

Adrian *et al.*, em 1971, estudaram os efeitos da irradiação com o *laser* de rubi em polpas dentais de cães através de cortes histológicos. Diferentes fluências foram testadas, onde foram observados o aspecto hemorrágico, a necrose na camada odontoblástica, o edema e o infiltrado celular inflamatório. Em densidades de energia entre 1880 a $2330\text{J}/\text{cm}^2$ as alterações pulpares foram mínimas, mas não foram suficientes para causar alterações no esmalte de incisivos de cães. Para produzir alterações no esmalte, a energia necessária poderia causar necrose pulpar.

Em 1989, começaram as pesquisas com o *laser* de érbio. Devido à emissão de luz no comprimento de onda de $2,94\mu\text{m}$, um dos picos de absorção da água e da hidroxiapatita, principais componentes do esmalte e da dentina, o *laser* de Er:YAG é considerado um meio efetivo de remoção de tecido dental, tanto sadio quanto cariado. De acordo com Paghdiwala, a taxa de absorção deste *laser* pela água é em torno de 10 vezes maior que pelo *laser* de CO_2 e 20000 vezes mais alta que pelo *laser* de Neodímio.

Neste mesmo ano, os pesquisadores Keller & Hibst compararam os efeitos da irradiação dos *lasers* de CO_2 e Er:YAG sobre esmalte e dentina, tanto em microscopia de luz quanto em microscopia eletrônica de varredura. Observou-se a presença de fusão e trincas nos elementos irradiados com o *laser* de CO_2 , enquanto que estas alterações estavam ausentes nos dentes irradiados com o Er:YAG, sob determinadas condições de irradiação.

Renneboog-Squilbin *et al.* (1989) avaliaram o aumento de temperatura na câmara pulpar durante a irradiação com o *laser* de argônio na coroa dental. Termopares foram

posicionados no interior da câmara pulpar de 12 caninos humanos recém extraídos, via ápice, sendo que esta câmara estava preenchida com uma pasta termocondutora, para que se reproduzisse o tecido pulpar, já que este possui uma condutibilidade térmica semelhante à da polpa. O *laser*, de emissão contínua, foi utilizado com uma potência de 2W, por 1 a 5 segundos e densidade de potência de 4kW/cm^2 . Um outro grupo de dentes (somente a coroa) foi banhado em água corrente com temperatura de 54 a 55°C por 2 segundos. No terceiro grupo foram confeccionadas cavidades classe III e V, utilizando-se uma ponta diamantada em alta velocidade, refrigerada por *spray* de água. Os resultados obtidos indicaram que a irradiação pontual com o *laser* de argônio por períodos de 2 ou 4 segundos geram aumentos de temperatura na câmara pulpar menores do que aqueles causados pelo contato com água quente de 54 a 55°C por 1 a 2 segundos, e semelhantes àqueles causados pelas pontas diamantadas.

Em 1990, Lauer et al, realizaram um estudo onde observaram a variação de temperatura da câmara pulpar no momento da realização de preparos cavitários convencionais, realizados com pontas diamantadas em alta e ultra-alta velocidade, e os efeitos do resfriamento com *spray* de água. Termopares localizados no interior da câmara pulpar e conectados a um medidor digital de temperatura permitiam a monitoração constante da temperatura, de acordo com sua variação. Os preparos foram confeccionados em terceiros molares, cujas raízes estavam com dois terços submersos em ágar 2% semi-sólido em solução fisiológica a 37°C. A temperatura da água no interior do sistema de refrigeração durante os preparos variou de 29,8 a 44,4°C. Tanto para a turbina de alta velocidade como para o micromotor, o aumento de temperatura na câmara pulpar foi de 3°C, quando a temperatura da água no sistema de refrigeração esteve entre 42,1 e 44,4°C. No caso da água com temperatura entre 29,8 e 33,7°C, observou-se diminuição da temperatura pulpar. De acordo com os autores, um fator que pode influenciar no aquecimento é a espessura da dentina remanescente para se atingir a polpa, sendo nestes casos o contra ângulo de alta velocidade o mais indicado.

Os pesquisadores Hibst & Keller (1992a) avaliaram a influência da água na superfície dental durante a irradiação com o *laser* de Er:YAG, em relação ao aumento da temperatura e a eficiência de ablação. Eles observaram que a camada de água era evaporada pela parte inicial do pulso de *laser* e a maior parte da energia era consumida no processo de ablação. Também verificaram que o filme de água reduziu o efeito térmico, tanto para pulsos simples como para múltiplos.

Hibst & Keller (1992b) pesquisaram os efeitos térmicos causados em tecidos duros dentais quando irradiados pelo *laser* de Er:YAG. Dentes humanos extraídos foram irradiados com pulsos de 5mJ a 500mJ de energia, tendo o feixe 1,6mm de diâmetro. A temperatura da superfície foi medida utilizando um sistema de termo-imagem. Um outro grupo, formado por fatias de dentes com espessura de 2 a 4mm, foi irradiado por feixes de 0,8mm de diâmetro, sendo a energia dos pulsos a mesma do primeiro grupo. A temperatura, neste caso, foi medida com o auxílio de termopares fixados no lado oposto ao irradiado com o auxílio de pasta termocondutora. Quando a irradiação atingia o termopar, esta era cessada. Os resultados acusados pelo sistema de termo-imagem, em um estado de sub-ablação (37mJ), indicam que o decréscimo de temperatura ocorre mais rapidamente no esmalte em comparação à dentina. Porém, quando se excede o limiar de ablação (225mJ, 435mJ), o efeito térmico é mais pronunciado no esmalte. Os autores notaram que, no momento das irradiações, as temperaturas eram maiores no esmalte do que na dentina. Em energias elevadas, as curvas de temperatura no gráfico se apresentaram muito semelhantes, e levaram aproximadamente 5 segundos para retornarem abaixo de 1°C. Os resultados deste estudo indicaram que no caso de sub-ablação, a energia do *laser* é completamente convertida em energia térmica, ao passo que ultrapassando o limiar de ablação (aproximadamente 1,5J/cm²) a energia térmica na dentina aumenta levemente com o aumento da energia radiante. Quando se utilizou o termopar para avaliar a variação de temperatura, os autores concluíram que numa seqüência de pulsos, a taxa de repetição é o mais importante parâmetro na determinação do acúmulo de calor.

Neste mesmo ano, Gross *et al.* irradiaram tecidos duros dentais com o intuito de avaliar a morfologia desses tecidos após a aplicação do *laser*, com e sem refrigeração. Nas amostras irradiadas com refrigeração o esmalte apresentou pequenas áreas de prismas desfragmentados e a dentina apresentou-se coberta por fragmentos. O mesmo ocorreu para a dentina, só que com uma zona maior de fragmentos, quando não se utilizou refrigeração.

Em estudos clínicos realizados por Keller & Hibst (1992), onde os autores removeram tecidos cariados com o *laser* de Er:YAG, verificou-se a ausência de injúrias à polpa, no que diz respeito à temperatura gerada no tecido. O estudo ainda declarou que os pacientes não relataram dor durante a irradiação dos dentes cariados.

Em 1993, Powell *et al.* realizaram uma pesquisa onde determinaram alguns parâmetros seguros para o uso intraoral do *laser* de argônio. Este estudo avaliou os efeitos da irradiação em tecidos pulpaes, mudanças na temperatura pulpar e danos à superfície do esmalte. Os tempos de irradiação variaram de 0,2 a 5,0 segundos, e as potências estavam

entre 1,6 e 6W. O diâmetro do feixe era de aproximadamente 1 a 2mm, resultando em 25-1000J/cm² de densidade de energia. Já para os testes de danos pulpares foram utilizadas superfícies vestibulares de dentes pré-molares de cães, irradiados *in vivo* à distância de 1,0 a 1,5mm da borda gengival, com densidade de energia variando entre 102J/cm² a 954J/cm². Dois dias após a irradiação, estes dentes foram extraídos. Para a verificação da variação da temperatura, um sistema com capacidade de mensurar variações de 0,05°C foi fixado na parede pulpar logo acima da junção amelo-dentinária. Os mesmos parâmetros de irradiação dos testes histológicos foram utilizados nesta etapa da pesquisa. Os resultados indicaram que os elementos dentais irradiados com pulsos de densidades de energia inferiores a 600J/cm² tiveram a histologia pulpar similar aos dentes controle. Acima desta densidade de energia, houve danos ao tecido pulpar. Não ocorreram danos à superfície do esmalte em nenhum dos parâmetros de energia utilizados neste estudo.

Nesse mesmo ano, Paghdīwala *et al.* (1993) estudaram os efeitos produzidos pelo *laser* de Er:YAG nos tecidos duros dentais. Os dentes humanos foram irradiados com potências de 1,1W, 2,2W e 3,3W, com frequência mantida em 6Hz, fluências de 260 a 790J/cm², com exposições de 1, 2 e 3 segundos. Neste caso, quando sob refrigeração por jato de água, a temperatura no interior da câmara pulpar permaneceu abaixo dos 5°C. Quando sob análise por microscopia de luz, leves trincas em esmalte foram observadas em 33% dos dentes irradiados sem água por 1 segundo e 100% por 3 segundos, não ocorrendo o mesmo quando da irradiação com jato de água, exceto na irradiação por 3 segundos que apresentou leves trincas dispersas em poucas áreas da periferia da cavidade. Já em microscopia eletrônica de varredura, as margens das cavidades preparadas com esse *laser* apresentaram-se inalteradas estruturalmente, finas, distintas e bem definidas. Algumas amostras apresentaram esmalte com aspecto amorfo, com recristalização de esmalte fundido ao redor das margens da cavidade. As irregularidades no arranjo dos prismas de esmalte eram mais pronunciados em função do aumento de potência e do tempo de exposição. Microporosidades e microtrincas foram observadas, ressaltando que o fluxo de água durante as irradiações reduziu as alterações estruturais. No fundo das cavidades realizadas em dentina, os túbulos dentinários eram claramente visíveis. Logo, os autores concluíram que a eficiência de ablação foi melhor, os aumentos de temperatura foram menores e alterações estruturais foram mínimas a ausentes na presença do jato de água durante as irradiações com o *laser* de Er:YAG.

Yu *et al.* (1993) avaliaram o aumento de temperatura no interior da câmara pulpar de dentes humanos, em relação ao tamanho do feixe, valor de potência, densidade de

energia e comprimento de onda dos *lasers* de CO₂, Argônio e Nd:YAG. Para cada equipamento, três diferentes potências foram utilizadas (1, 2 e 4 W), três tamanhos de feixe (1, 4 e 8mm) e duas densidades de energia (51 e 102 J/cm²). A temperatura foi medida através da inserção de *microthermocouples* na parede da câmara pulpar. Após a parte experimental, os autores concluíram que para uma densidade de energia, a elevação de temperatura aumenta com o tamanho do feixe em todos os *lasers* e com um aumento de potência com os *lasers* de argônio e Nd:YAG. Para uma determinada potência e diâmetro do feixe, a elevação máxima de temperatura pode aumentar com o aumento da densidade de energia.

Em 1994, Tanji & Matsumoto estudaram os efeitos de irradiações com os *lasers* de Nd:YAG, CO₂ e argônio em dentina, verificando, em microscopia eletrônica de varredura, as alterações morfológicas provocadas nesse tecido. A dentina foi irradiada sem refrigeração, com jato de ar e com *spray* de água. De acordo com as alterações morfológicas encontradas, os autores concluíram que tanto a refrigeração com ar como com *spray* de água durante a irradiação poderiam prevenir a formação de trincas na estrutura dental.

Ainda em 1994, White *et al.* estudaram as temperaturas intrapulpares durante irradiações com o *laser* de Nd:YAG em dentina. Mais uma vez a temperatura foi medida posicionando-se *termopares* no interior da câmara pulpar de cada dente, preenchendo seus canais radiculares com pasta termocondutora. As espessuras de dentina irradiadas foram de 2,0mm, 1,5mm, 1,0mm, 0,5mm e finalmente de 0,2mm, e o tempo de exposição de cada amostra foi de 30 segundos. Os autores utilizaram os seguintes parâmetros: 0,3W e 10Hz, 0,5W e 10Hz, 0,7W e 10Hz, 1,0W e 10Hz, 1,0W e 20Hz, 2,0W e 20Hz, 2,5W e 20Hz, e 3,0W e 20Hz. As temperaturas analisadas foram nos tempos de 10, 15 e 30 segundos das irradiações. Estes resultados foram comparados com a realização de preparos cavitários em alta velocidade. Os autores concluíram que as irradiações com o Nd:YAG em superfícies radiculares com os parâmetros descritos neste estudo não são passíveis de causar danos irreversíveis na polpa pela difusão de calor.

Altshuler *et al.*, em 1995, estudaram os aspectos físicos de cavidades formadas em dentes humanos extraídos através da irradiação do *laser* de Er:YAG. Os autores concluíram que, quando se reduz a duração do pulso do *laser* de 280 para 140µs, aumenta-se a eficiência de remoção do esmalte em 60% e em 80% a eficiência de remoção da dentina. Eles também afirmaram que a utilização do *spray* em pulsos de água no momento da irradiação aumenta em 70% e 10% a eficiência de remoção de esmalte e dentina,

respectivamente. Quando o *spray* de água é contínuo, há um aumento na eficiência de remoção do esmalte em torno de 50% e uma redução de 10% da efetividade de ablação para a dentina.

No ano de 1996, Zezell *et al.* analisaram o aumento de temperatura em câmaras pulpares, quando da irradiação com o *laser* de Ho:YLF em tecido duro, assim como as mudanças morfológicas do esmalte e da dentina e as taxas de concentração de átomos de cálcio e fósforo após as irradiações. O estudo utilizou dentes humanos extraídos, que tiveram seus ápices seccionados para a inserção do termopar. As amostras foram divididas em dois grupos: Câmaras pulpares esvaziadas e câmaras pulpares preenchidas com um material para simular o tecido pulpar. Um termopar tipo T, com diâmetro de 0,0013mm, foi inserido na câmara pulpar. O *laser* utilizado possui comprimento de onda de 2,065 μ m, energia superior a 1,25J/pulso com duração de pulso de 250 μ s, frequência de 5Hz. Os grupos 1 e 2 foram irradiados com 500mJ/pulso, 30 pulsos por posição, passando por uma lente de quartzo biconvexa de foco 4mm e densidade de energia de 2,079J/cm². Os resultados mostraram que o aumento de temperatura máximo foi de 3,8°C nas câmaras pulpares preenchidas de material para simular o tecido pulpar, e de 2,0°C nas câmaras pulpares vazias. Estes resultados sugerem a possibilidade do uso do *laser* de Ho:YLF para preparos cavitários e endodontia.

Ainda em 1996, Dostalová *et al.* analisaram, em microscopia eletrônica de varredura, os efeitos da irradiação com o *laser* de Er:YAG em esmalte e dentina, levando-se em consideração os efeitos térmicos resultantes da ablação seca e úmida. Os autores utilizaram dentes humanos extraídos e não cariados, que foram irradiados da seguinte forma: sem refrigeração; refrigerados com água (fluxo de 50ml/min sob 2atm de pressão) e ar (pressão de 3atm); e com um fino *spray* de água-ar. Os autores observaram trincas e micro-trincas no esmalte quando a irradiação foi realizada sem refrigeração. A dentina, sob estas condições, não apresentou danos estruturais. No grupo refrigerado com água, o efeito da ablação no esmalte mostrou-se reduzido em comparação ao grupo irradiado com um fino *spray* de água. Durante a ablação com o *laser* de Er:YAG refrigerado com um fino *spray* de água, o *laser* mostrou-se eficiente na prevenção de trincas e micro-trincas. A análise da microscopia eletrônica de varredura relevou a presença de margens lisas sem micro-trincas ou trincas; na dentina, projeções de fraturas lisas e depressões correspondentes aos túbulos dentinários foram observadas. De acordo com os autores, na ablação sem refrigeração, ocorre um aumento da temperatura na câmara pulpar, não havendo tempo suficiente para as estruturas dentais dissiparem o calor durante os pulsos.

Nestas condições, podem ocorrer alterações irreversíveis na polpa e trincas nas margens da cavidade, resultantes do aumento de temperatura. Os autores concluíram que as irradiações com o *laser* de Er:YAG com um fino *spray* de água podem preparar esmalte e dentina sem efeitos adversos como trincas nestas estruturas.

Visuri *et al.* (1996) estudaram a influência da refrigeração com água na ablação de tecidos duros dentais após irradiação com o *laser* de Er:YAG. O equipamento utilizado possui 230 μ s de duração do pulso, focalizado a 10mm de distância. A frequência utilizada foi de 2Hz e as energias variaram a partir do limiar de ablação até 400mJ de energia por pulso para o estudo da taxa de ablação. O diâmetro do feixe foi de aproximadamente 0,7mm, com fluência de 110J/cm². O fluxo variou de 0 a 11ml/min. As amostras foram conservadas em solução salina até serem irradiadas e, depois de cortadas com disco de diamante em baixa velocidade, cada fatia possuía 0,5mm de espessura. A penetração da energia através da amostra foi detectada por meio de um joulemetro. Para as análises de temperaturas em ponto simples, os dentes com os termopares foram imersos parcialmente em banho de água quente, e as temperaturas foram registradas. Os dentes possuíam os canais vazios, preenchidos com água ou com gel. Para análise da temperatura na área de irradiação, o feixe do *laser* foi direcionado para todo o dente. Os canais foram preenchidos com gel e o termopar conectado a um osciloscópio foi posicionado na câmara pulpar. A taxa de repetição variou de 2 a 10Hz. A energia máxima de aproximadamente 350mJ/pulso e diâmetros de feixe de 0,9mm foram utilizados, com fluências de 57J/cm². O fluxo mínimo de 4,5ml/min foi utilizado para refrigeração das amostras. A mensuração da espessura da camada de água foi realizada por meio de fotomicrografias de dentes refrigerados com água, padronizando em aproximadamente 5 μ m. Foi estudada a penetração do feixe *laser* de Er:YAG sobre a camada de água. Espessuras com fluxos de 5,5 a 11ml/min foram direcionadas sobre uma lâmina de vidro e o feixe de *laser* atravessou a lâmina e a combinação lâmina-água. Estudos do grau de ablação indicaram não haver redução significativa no grau de ablação da dentina com altas densidades de energia (115J/cm²). Quando a fluência diminui para próximo do limiar, a água impede a ablação. A taxa de ablação do esmalte não foi afetada pelo *spray* de água, exceto no caso com fluxo de água de 5,45ml/min com densidade de energia de 60J/cm². Foi observado que na fluência de 40J/cm² a ablação através da espessura do esmalte não foi possível *sem spray* de água. Em altas fluências, a taxa de ablação da dentina e esmalte não foi afetada pelo fluxo de água. Sem refrigeração, a temperatura máxima registrada pelo termopar foi de 15°C. Com refrigeração com *spray* de água, o aumento máximo de temperatura foi de 2°C. Nas

amostras sem refrigeração, o aumento da temperatura na área irradiada excedeu a 15°C, ao passo que quando refrigerado com *spray* de água (4,5ml/min), o aumento foi inferior a 3°C. A presença de dentina enegrecida e detritos cristalizados aderidos às paredes da cavidade foram observadas em dentes irradiados sem refrigeração. Já os irradiados com refrigeração produziram cavidades limpas sem enegrecimento com poucos detritos residuais. A espessura da água sobre o dente foi estimada em aproximadamente 200 a 600µm. Os resultados deste estudo indicaram que o fluxo de água não afetou a espessura da camada de água. A transmissão máxima de 96% foi atingida a 55J/cm² de densidade de energia. A transmissão para 67% em fluências de 10J/cm². Os autores concluíram que o *spray* de água tem importância na ablação com o *laser* de Er:YAG. Um fino jato de água na área de ablação não reduz a taxa de ablação e pode até melhora-la. A água previne o enegrecimento na área ao redor da ablação, indicando redução da zona de danos térmicos da cavidade. O *spray* limita o aumento da temperatura induzidos nos tecidos para menos de 3°C. O *spray* de água pode ter outros efeitos benéficos em outros tecidos duros ou moles.

Em 1997, Dostálová *et al.* avaliaram a resposta pulpar frente a cavidades preparadas com o *laser* de Er:YAG. Nesta pesquisa foram utilizados pré-molares humanos indicados para exodontia, de pacientes com 12 e 13 anos de idade. As irradiações com o *laser* de Er:YAG utilizaram um sistema especialmente desenhado para o experimento, com energia máxima de 700mJ, duração de pulso de 200µs, refrigerado com ar (2atm de pressão) e água (50ml/min). Cavidades de 3x5mm e profundidade de 3mm foram preparadas com o *laser* em questão, com 150 pulsos, energia de 345mJ e 2Hz de taxa de repetição. Os dentes foram extraídos imediatamente após as irradiações. Nos resultados de análises histológicas, não foram observadas trincas ou injúrias estruturais, nem mesmo reação inflamatória da polpa. Os autores concluíram que, sob os parâmetros de irradiação utilizados neste estudo, a ablação com o *laser* de Er:YAG mostrou-se segura.

Pelagalli *et al.* (1997) compararam a irradiação com o *laser* de Er:YAG e a utilização de instrumentos rotatórios para remoção de tecidos cariados e preparos cavitários. Pacientes entre 12 e 60 anos foram selecionados, pois possuíam lesões de cárie em dentes com indicação para exodontia. Os parâmetros de irradiação variaram de acordo com cada caso. Foram utilizadas energias por pulso entre 80 a 120mJ e frequências entre 5 a 10Hz. Um estudo "cego" foi realizado na análise histológica, em dentes extraídos imediatamente, 48 horas, 30 dias e 1 ano após os procedimentos convencionais e a *laser*. Nos resultados, apenas 1 entre 45 dentes examinados apresentou aspecto inflamatório severo no pós-operatório imediato. O mesmo ocorreu no grupo tratado convencionalmente.

Em dentes com aparente exposição pulpar (radiograficamente) não se observou dano pulpar, do ponto de vista histológico. Os autores concluíram que tanto a remoção de cárie como o preparo cavitário são efetivos quando da utilização do *laser* de Er:YAG.

Mehl *et al.* (1997) verificaram a temperatura e o volume de ablação da dentina após irradiação desta pelos *lasers* de Er:YAG e Nd:YAG. Foram utilizadas 220 fatias de dentina com 2mm de espessura, preparadas a partir de molares humanos, através de secções horizontais entre o esmalte e a câmara pulpar. As alterações volumétricas após a ablação foram obtidas com as moldagens previamente e após as irradiações com os *lasers* acima citados, auxiliadas por um scanner 3D por superposição de imagens. Os parâmetros de irradiação para o *laser* de Er:YAG foram de 250 a 400mJ de energia por pulso, com 3 a 15Hz de frequência e 20 a 80 segundos de duração. As irradiações foram realizadas tanto em esmalte como em dentina, sem refrigeração e com refrigeração água-ar com 0,19ml/s ou apenas umidificado para o *laser* de Nd:YAG. No caso do *laser* de Nd:YAG, as energias variaram de 83 a 100mJ de energia por pulso, 10 a 20Hz de taxa de repetição e 20 a 260 segundos de tempo de irradiação. Algumas variáveis como diferentes ângulos de contato da fibra com a superfície, uso ou não de pigmentos pretos e influência da umidificação da superfície com água também foram determinadas. Os resultados indicaram um maior grau de ablação em amostras irradiadas com o *laser* de Er:YAG sem refrigeração com água e ar, porém com aumentos de temperatura. Quando a refrigeração com água e ar foram utilizadas, não foram detectados aumentos de temperatura na câmara pulpar durante as irradiações com o *laser* de Er:YAG. Quando a energia total do *laser* de Nd:YAG é depositada na dentina, o aumento da temperatura na polpa pode atingir 8°C. Os túbulos dentinários paralelos à superfície de irradiação podem diminuir a penetração térmica, em comparação a superfícies com túbulos perpendiculares.

Cecchini *et al.* (1998) irradiaram canais radiculares de dentes humanos com o *laser* de Er:YAG a fim de verificar os efeitos térmicos provocados por esta técnica. O termopar foi utilizado para a mensuração da temperatura no local, sendo este posicionado a 1mm do forame apical. As amostras foram imersas em banho térmico a 37°C e irradiadas com o *laser* de Er:YAG, utilizando fibra óptica endodôntica com 0,375mm de diâmetro e 18mm de comprimento, inserida a 1mm do forame apical e movimentada no sentido da coroa a 2mm/s. As energias por pulso utilizadas foram de 40mJ e 80mJ, com taxa de repetição de 10Hz. Os resultados obtidos neste estudo indicaram aumentos de no máximo 2°C a 4°C, para um remanescente dentinário de 1mm de espessura.

Em 1998, Glockner *et al.* avaliaram a variação da temperatura no interior da câmara pulpar durante a irradiação pelo *laser* de Er:YAG de incisivos e caninos humanos incluídos em “metal de Mellote”, por este apresentar boas qualidades de condução térmica. As medições das temperaturas foram realizadas por um termoelemento do tipo K(Ni-Cr-Ni) com 0,5mm de diâmetro, que foi posicionado em contato com a parede da câmara pulpar. O aumento de temperatura promovido pelo *laser* foi comparado àquele gerado pelos métodos convencionais de preparo cavitário. Os parâmetros utilizados para a irradiação foram de 500mJ/pulso de energia, 10Hz e 200 μ s de duração do pulso. A refrigeração utilizada foi de ar/água (25ml/min). Os preparos cavitários foram realizados com pontas diamantadas em forma de p \hat{e} ra, a 160000rpm, com mínima pressão e refrigeração ar/água a 50ml/min. Nestes preparos, realizados convencionalmente, o aumento de temperatura atingiu até 70°C. Nos preparos com o *laser* de Er:YAG houve uma redução inicial da temperatura (de 37° para 30-25°C), com aumento somente após o rompimento da câmara pulpar. Os autores concluíram que a refrigeração com *spray* de água tem um importante papel na ablação de tecidos, 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.

Hossain *et al.* (1999a) avaliaram a ablação e as alterações morfológicas do esmalte e da dentina após a irradiação com o *laser* de Er:YAG, com ou sem refrigeração. Dentes humanos extraídos foram utilizados neste estudo, sendo divididos em quatro grupos de 20 amostras cada um: G1: irradiação do esmalte com jato de água; G2: irradiação do esmalte sem água; G3: irradiação da dentina com jato de água; e G4: irradiação da dentina sem água. As irradiações seguiram os parâmetros de energia por pulso de 100, 200, 300 e 400mJ com frequência de 2Hz por 5 segundos. Nos grupos com jato de água, o volume de vazão foi de 1ml/min. Um estereomicroscópio foi utilizado para mensurar a largura e profundidade das cavidades preparadas pelo *laser*. Estas análises apresentaram uma relação linear entre o grau de ablação e a energia por pulso da emissão do *laser* de Er:YAG, tanto em esmalte como em dentina. A avaliação em MEV revelou que um fino jato de água diretamente no local de ablação durante a irradiação não diminui a ablação e não causa carbonização e fusão nos tecidos duros dentais circunvizinhos.

Kawabata *et al.* (1999) estudaram os efeitos de irradiações de dentina com diversos comprimentos de onda. A pesquisa utilizou dentes humanos extraídos, desgastando-se as superfícies oclusais, com exposição da dentina. Foram utilizados os *lasers* de Er:YAG, Nd:YAG e CO₂. Nas análises em MEV dos dentes irradiados pelo CO₂, várias condições

promoveram o selamento de túbulos dentinários, observando-se também trincas e rugosidades. No caso do Nd:YAG, estruturas semelhantes à lava e trincas foram observadas sobre a dentina. No caso do *laser* de Er:YAG, a presença de túbulos dentinários abertos foram observados.

Hossain *et al.* (1999b) avaliaram o esmalte e a dentina de dentes humanos extraídos após serem irradiados pelo *laser* de Er,Cr:YSGG. O equipamento *laser* utilizado de comprimento de onda de 2,78 μ m foi utilizado da seguinte forma: G1 (esmalte): 6W de potência (com nível máximo de ar e 32% de água) por 6 segundos ou 3W por 6 segundos (com 70% de nível de ar e 20% de nível de água); G2 (esmalte): 6W de potência por 6 segundos (com nível máximo de ar e sem água) ou 3W por 6 segundos (com nível máximo de ar e sem água); G3 (dentina): 5W de potência por 6 segundos (com nível máximo de ar e 29% de água) ou 3W por 6 segundos (com 70% de nível de ar e 20% de água); G4 (dentina): 5W de potência por 6 segundos (com nível máximo de ar e sem água) ou 3W por 6 segundos (com 70% de nível de ar e sem água). A análise da ablação foi realizada com a ajuda de um estereomicroscópio. As análises indicaram cavidades mais profundas, tanto em esmalte quanto em dentina, das amostras irradiadas com refrigeração, em comparação àquelas irradiadas sem o spray de água. Em microscopia eletrônica de varredura, as cavidades do grupo 1 preparadas com o *laser* de Er,Cr:YSGG com refrigeração de spray de água não apresentaram sinais de carbonização ou fusão. No grupo 2, sem refrigeração, fusões ou carbonizações do esmalte foram observadas nas margens das cavidades. As irradiações em dentina realizadas no grupo 3 com refrigeração apresentaram cavidades lisas sem evidência de carbonização, ausentes de *smear layer* e túbulos dentinários visíveis. No grupo 4 irradiado sem refrigeração, as margens e os tecidos adjacentes apresentaram severas fusões ou carbonizações. Com isso, os autores concluíram que, durante a irradiação com o *laser* de Er,Cr:YSGG, o spray de água aumenta a profundidade de ablação, prevenindo a formação de áreas de carbonização, tanto em esmalte como em dentina, e que a água, especificamente, possui um papel de iniciador da ablação.

Oelgiesser *et al.* (2000) realizaram preparos cavitários classe I e V com o *laser* de Er:YAG em dentes humanos extraídos, avaliando a variação da temperatura durante a irradiação. Para a mensuração da temperatura, termopares do tipo K foram introduzidos no interior das câmaras pulpares dos dentes, fixados com uma pasta condutora térmica. Todas as irradiações foram realizadas com refrigeração (spray água/ar). Os resultados apontaram médias de aumento de temperatura de 3,27°C +/- 1,39 para os preparos classe I, 3,02°C +/- 1,73 para os preparos classe V, 1,98°C +/- 0,46 para o cimento e 2,55°C +/- 1,39 para a

remoção de cárie. Com os resultados deste estudo, os autores concluíram que o *laser* de Er:YAG é seguro para a realização de preparos cavitários e remoção de cárie.

Armengol *et al.* (2000) estudaram o aumento de temperatura na dentina durante irradiações com os *lasers* de Nd:YAP e Er:YAG. O estudo utilizou dezoito dentes humanos extraídos, que foram divididos em seis grupos: G1: broca *carbide* em alta velocidade por 12,5 segundos, sem refrigeração; G2: irradiação com o *laser* de Er:YAG com energia por pulso de 140mJ, frequência de 4Hz, sem refrigeração, por 12,5 segundos; G3: irradiação com o *laser* de Nd:YAP com energia por pulso de 240mJ, taxa de repetição de 10Hz, sem refrigeração, por 12,5 segundos; G4: broca *carbide* em alta velocidade por 12,5 segundos, com refrigeração água/ar (26ml/min); G5: irradiação com o *laser* de Er:YAG com energia por pulso de 140mJ, frequência de 4Hz, com refrigeração água/ar (1,4ml/min), por 12,5 segundos; e G6: irradiação com o *laser* de Nd:YAP com energia por pulso de 240mJ, taxa de repetição de 10Hz, com refrigeração água/ar (1,4ml/min), por 12,5 segundos. Os dentes foram seccionados longitudinalmente na direção mesio-distal e incluídos em blocos de resina acrílica, de modo que as coroas dentais ficassem expostas. As alterações térmicas foram analisadas em espessuras de dentina de 2,0; 1,5; 1,0 e 0,5mm, com um termopar fixado no interior da câmara pulpar. De acordo com os resultados do estudo, na espessura de dentina de 0,5mm, as alterações térmicas foram muito heterogêneas, impossibilitando a avaliação das mesmas. Os aumentos das temperaturas, durante as irradiações com o *laser* de Nd:YAP sem refrigeração foram estatisticamente superiores ao grupo preparado com a peça de mão em alta velocidade e ao grupo irradiado com o *laser* de Er:YAG. Este, por sua vez, apresentou temperaturas significativamente menores que no grupo preparado com alta velocidade, nas espessuras de dentina de 1,5 e 2,0mm. No caso dos grupos com refrigeração água/ar, as irradiações com o *laser* de Nd:YAP promoveram aumentos estatisticamente superiores que os grupos alta velocidade ($p < 0,01$) e Er:YAG ($p > 0,01$). As variações térmicas promovidas pelas irradiações com o *laser* de Er:YAG, não apresentaram diferença estatisticamente significativa em comparação ao grupo alta velocidade. Diante disso, os autores concluíram que a refrigeração água/ar é essencial para reduzir os efeitos térmicos e que o *laser* de Nd:YAP, que promoveu aumentos de temperatura muito superiores ao Er:YAG e à peça de mão, não deve ser indicado para realização de preparos cavitários *in vivo*.

Gow-Soares *et al.* (2001a) avaliaram o aumento da temperatura em preparos cavitários classe V com o *laser* de Er:YAG. As cavidades foram realizadas sob refrigeração com água (9,3ml/min), até a exposição pulpar. No interior dos canais

radiculares foram posicionados termopares para a verificação da temperatura. As espessuras dos tecidos remanescentes foram medidas por meio de radiografias, sendo estas de 2,6 a 3,0mm. Os dentes foram divididos em dois grupos de quatro amostras cada. As cavidades foram preparadas nas faces vestibular e lingual destes dentes. Os parâmetros utilizados foram de 500mJ de energia por pulso e 10Hz de frequência para o grupo 1 e 850mJ por pulso e 10Hz para o grupo 2. Em ambos os grupos as temperaturas não superaram 3°C. Logo, os autores concluíram que os parâmetros escolhidos neste estudo são seguros e efetivos para esse tipo de preparo em dentes humanos.

Em 2001, Tanji *et al.* realizaram um estudo comparativo das alterações em dentinas irradiadas pelos *lasers* de Er:YAG, Nd:YAG e diodo. Raízes de dentes humanos extraídos foram utilizadas neste estudo, sendo que seus canais radiculares foram convencionalmente preparados com limas endodônticas, endo-PTC e hipoclorito de sódio. As irradiações com os *lasers* foram realizadas simulando técnicas de desinfecção intracanal, com 540mJ de energia por pulso e 15Hz de frequência para o Er:YAG, 100mJ e 15Hz para o Nd:YAG e 1,4W com 10 pulsos de 0,05 segundos para o diodo. Os resultados obtidos indicaram que o *laser* de Nd:YAG promoveu fusão e recristalização da dentina, o grupo irradiado pelo Er:YAG apresentou túbulos dentinários abertos enquanto que o diodo não causou alterações visíveis com o parâmetro de irradiação utilizado neste estudo.

Oelgiesser *et al.* (2001) avaliaram o aumento da temperatura intrapulpal durante o preparo cavitário com o *laser* de Er:YAG. Neste estudo, quarenta e oito cavidades classe V nas faces vestibular e lingual foram preparadas em 24 pré-molares, que seriam extraídos por motivo ortodôntico, de pacientes jovens adultos. Sob anestesia local, termopares do tipo K foram inseridos no interior das câmaras pulpare dos dentes, por uma perfuração oclusal com exposição pulpar. Todas as irradiações com o Er:YAG foram realizadas sob refrigeração água/ar. Os pacientes foram divididos em quatro grupos, sendo que o grupo 1 utilizou 900mJ e 10Hz, o grupo 2 foi irradiado com 900mJ de energia e 12Hz de frequência, o grupo 3 utilizou 1000mJ e 10Hz e, finalmente, o grupo 4 foi irradiado com 1000mJ de energia por pulso e 12Hz de taxa de repetição. As maiores médias de temperatura foram obtidas pelo grupo 2 (1,3°C), seguidas pelas médias dos grupos 1 (1,07°C), 3 (1,02°C) e 4 (0,3°C). Desta forma, os autores concluíram que o *laser* de Er:YAG é seguro para a realização de preparos cavitários em dentes humanos vitais.

Para estudar as mudanças morfológicas da dentina após apicectomia, realizada com os *lasers* de CO₂ (comprimento de onda de 9,6µm) e Er:YAG (comprimento de onda de 2,94µm), Gow-Soares *et al.* (2001b) utilizaram 65 dentes humanos unirradiculares com os

canais tratados endodonticamente. Estes dentes foram divididos em cinco grupos, da seguinte forma: G1: ápices cortados com instrumento rotatório em alta velocidade; G2: o mesmo do grupo 1 e superfície de corte irradiada com o *laser* de CO₂, G3: da mesma forma que o grupo anterior, porém irradiada com o Er:YAG; G4: apicectomizados com o *laser* de CO₂; G5: apicectomizados com o *laser* de Er:YAG. Após a análise das fotomicrografias, os autores verificaram que as amostras irradiadas com o CO₂ apresentaram superfícies limpas, mais lisas, com fusões e ressolidificações distribuídas de maneira homogênea em toda superfície dentinária, com vedamento dos túbulos dentinários. Já no caso das irradiações com o Er:YAG, as superfícies de corte apresentaram-se rugosas, compatíveis com a dentina ablacionada e evidênciação dos túbulos dentinários.

Sznajder (2001) avaliou a temperatura no interior da câmara pulpar de dentes decíduos durante a aplicação do *laser* de Er:YAG. O autor utilizou 50 dentes divididos em 5 grupos de 10 molares decíduos cada um, utilizando os seguintes parâmetros: G1: 60mJ e 15Hz; G2: 250mJ e 2Hz; G3: 250mJ e 15Hz; 400mJ e 6Hz; e G5: 400mJ e 2Hz. A irradiação foi realizada no sulco principal da face oclusal de cada dente, de forma que não foram feitas medidas de espessura dos tecidos, nem da distância focal da irradiação dos dentes. Todas as amostras foram irradiadas sob refrigeração. Para a medida da temperatura intrapulpar, um termopar (tipo K) foi colocado justaposto à parede oclusal da câmara pulpar, sendo o feixe *laser* posicionado e aplicado no sulco mais próximo ao termopar. No interior da câmara, uma pasta termocondutora foi colocada a fim de obter maior condutividade do calor, simulando o tecido pulpar. Os resultados indicaram que o grupo 1 apresentou queda de temperatura de 2,1°C, em média. No grupo 2, após 15 segundos de irradiação, a temperatura no interior da câmara pulpar de todos os dentes apresentou decréscimo (3,9°C em média). Para o grupo 3, a média de variação ficou em torno de 0,1°C, para o grupo 4 a média foi de 1,6°C e, para o último grupo, este número foi de 1,2°C. De acordo com esses resultados, o autor concluiu que os parâmetros utilizados são efetivos e seguros para a realização de preparos cavitários em dentes decíduos.

Semprum *et al.* (2002) realizaram um estudo onde compararam a estrutura dentinária após remoção de tecido cariado com o *laser* de Er:YAG, broca *carbide* número 5, remoção químico-mecânica (Carisolv®) e escavador de dentina. Os resultados indicaram, após análise em microscopia eletrônica de varredura, que a dentina irradiada pelo *laser* de Er:YAG apresentou maior quantidade de túbulos dentinários abertos ($p < 0,05$) comparado ao grupo tratado com Carisolv®.

Tanji (2002) avaliou as variações de temperatura em dentina bovina durante quatro diferentes condições de irradiação com o *laser* de Er:YAG. O autor utilizou oitenta incisivos bovinos, de onde foram obtidas fatias de dentina com espessura de 2,0mm cada. As amostras foram divididas igualmente em quatro grupos para serem irradiadas de acordo com o seguinte protocolo: G1: 250mJ por pulso, 2Hz de frequência e sob refrigeração água/ar; G2: 250mJ por pulso, 2Hz e sem refrigeração; G3: 250mJ por pulso, 4Hz e sob refrigeração água/ar; e G4: 250mJ por pulso, 4Hz de frequência e sem refrigeração. Durante as irradiações, as variações de temperatura foram monitoradas por uma câmera termográfica. Os resultados do autor permitiram afirmar que os aumentos de temperatura foram significativamente maiores nos grupos irradiados sem refrigeração quando comparados àqueles irradiados sob refrigeração água/ar. As análises em microscopia eletrônica de varredura revelaram fusões e recristalizações de dentina nas cavidades realizadas com o *laser* de Er:YAG nos dois grupos sem refrigeração. O autor concluiu ainda que nas amostras irradiadas com refrigeração água/ar não foram observadas, ao microscópio óptico, áreas de carbonizações e trincas na dentina. Ao microscópio eletrônico de varredura observaram-se túbulos dentinários abertos e ausência de áreas de fusão e resolidificação da dentina.

De acordo com o que foi descrito nesta revisão literária, concluímos que ainda restam dúvidas a respeito dos protocolos adequados de irradiação da dentina, no que diz respeito ao aumento de temperatura que este processo pode gerar no interior da câmara pulpar. Deste modo, resolvemos pesquisar alguns parâmetros de irradiação comumente utilizados pelos cirurgiões-dentistas para remoção de dentina cariada, localizada próxima a polpa, com o *laser* de Er:YAG, a fim de verificar a segurança e a eficácia deste processo.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Para a realização deste estudo, foram utilizados 72 dentes bovinos (incisivos superiores), livres de defeitos coronários, como trincas ou rachaduras. Escolheu-se estes dentes pelo fato de estes serem de fácil obtenção e por possuírem algumas características morfológicas e estruturais semelhantes ao órgão dental humano.

Na superfície lingual destes dentes foi realizada abertura coronária com o auxílio de instrumentos rotatórios diamantados e caneta de alta rotação (KAVO Super-Torque 625), a fim de possibilitar a medida da espessura de dentina entre o assoalho da cavidade preparada e a câmara pulpar, e para permitir o posicionamento do sistema de medida de temperatura.

Na face vestibular de cada dente, cavidades tipo classe V foram preparadas com instrumentos rotatórios diamantados número 3113 (KG Sorensen) montados na mesma turbina de alta rotação citada acima, sob refrigeração, onde se obteve uma espessura de dentina próxima à desejada entre a face externa da cavidade e a câmara pulpar. Para se atingir a espessura dentinária utilizada neste estudo, os assoalhos das cavidades receberam acabamento com lixas d'água de granulações 270, 400 e 600, respectivamente, até atingirem a espessura de 2,0mm, que foi utilizada neste estudo.

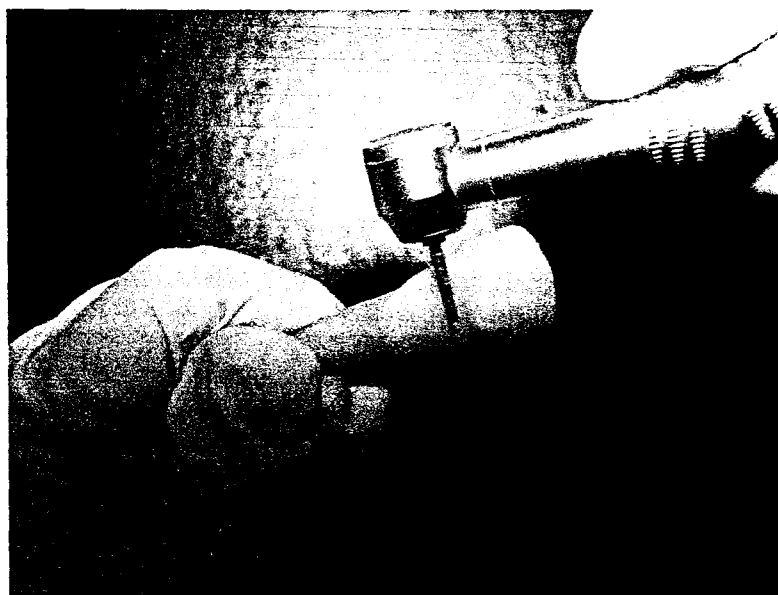


Figura 4.1 – Desgaste vestibular dos dentes bovinos.

Esta medida entre o assoalho da cavidade e a parede interna da câmara pulpar foi realizada com o auxílio de um espessímetro. Para efeito de padronização, eram medidos 3 pontos em cada amostra: um mesial, um médio e um distal, como mostram as figuras abaixo.

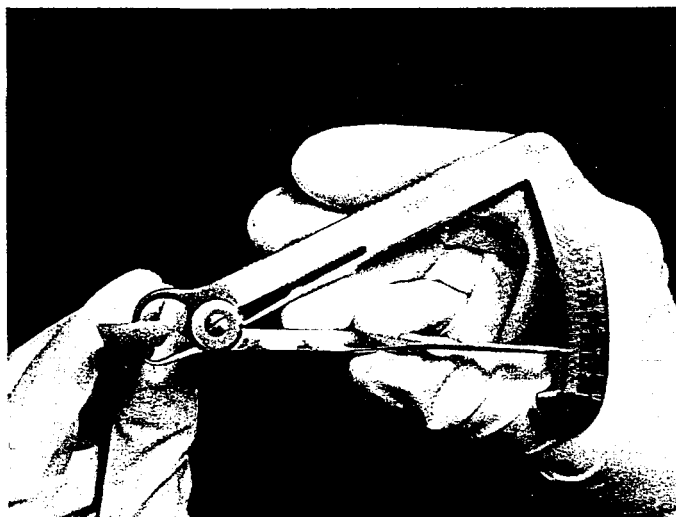


Figura 4.2 – Medida da espessura dentinária (distal).

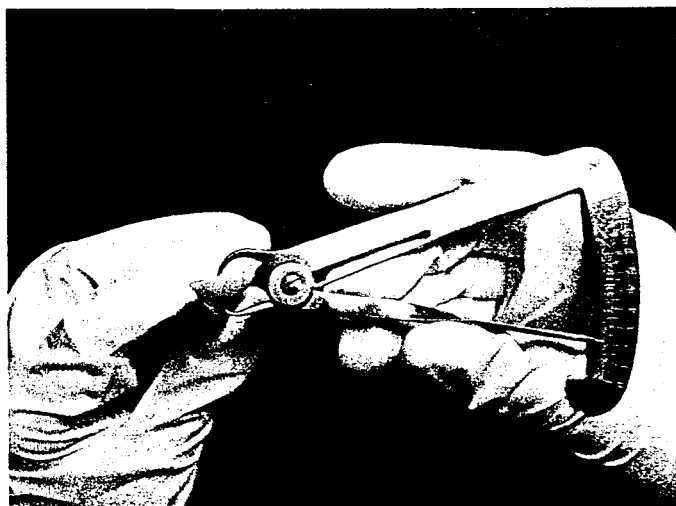


Figura 4.3 – Medida da espessura dentinária (médio).

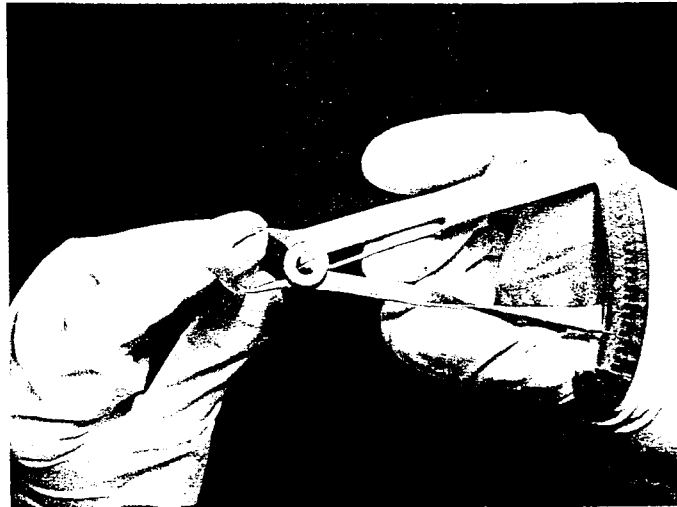


Figura 4.4 – Medida da espessura dentinária (mesial).

Os dentes bovinos foram armazenados em soro fisiológico, em temperatura ambiente, até o momento da irradiação. Antes de serem irradiados, os dentes foram limpos com pasta de pedra pomes (S. S. White) e água, com auxílio de escovas de Róbinson montadas em contra-ângulo de baixa rotação.

Para serem irradiadas, as amostras foram posicionadas em um suporte metálico e mantidas em posição com o auxílio de cera utilidade número 7 (Horus-Herpo).



Figura 4.5 – Dente posicionado no suporte metálico.

Para a medição da temperatura no interior da câmara pulpar, um termopar (SR lock-in amplifier – Stanford Research System) e um microcomputador (386), ambos de propriedade do IPEN, foram utilizados. O termopar foi posicionado no interior da câmara, em contato com a parede dentinária vestibular. O preenchimento da câmara foi feito com uma pasta térmica (IMPLASTE – VOTORANTIN).

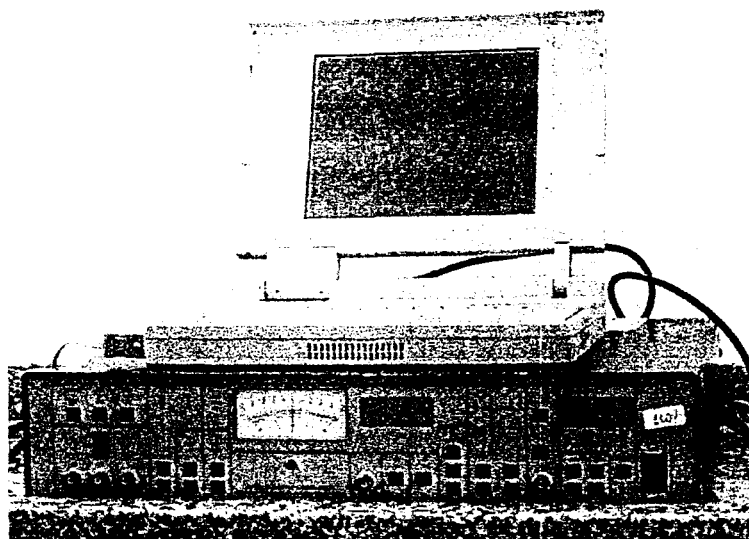


Figura 4.6 – SR510 Lock-in Amplifier (Stanford Research System).

Foi observada a temperatura inicial (antes da irradiação com o *laser*) para verificação da variação de temperatura. As leituras da variação de temperatura foram processadas e armazenadas em um microcomputador.

Em seguida, cada amostra foi irradiada, de forma pontual, pelo *laser* de Er:YAG (Kavo KEY *Laser* II – pertencente ao LELO – FOUSP; Projeto FAPESP nº 97/10823-0). Este equipamento, classificado como classe 4, emite luz no comprimento de onda de $2,94\mu\text{m}$, de forma pulsada, podendo ser ajustado para emitir pulsos com energia variando de 60 à 500mJ por pulso, e frequência de 1 a 15Hz. A duração de cada pulso varia de 250 a 500 μs , sendo em torno de 0,63mm o diâmetro do feixe, na região de foco (12 a 15mm), de acordo com o fabricante. Como comprimento de onda da luz emitida não é visível ao olho humano, o aparelho dispõe de um feixe guia (*laser* piloto) de diodo na cor vermelha de 635nm.

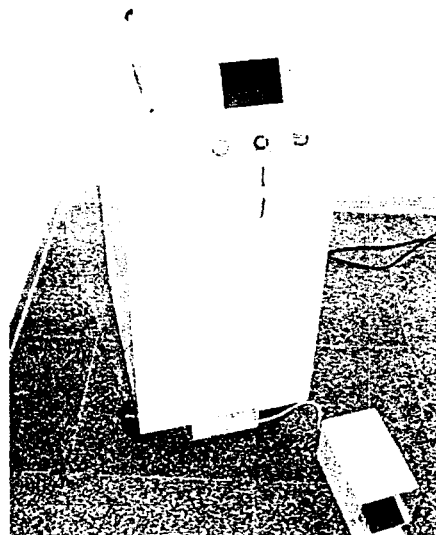


Figura 4.7 – Laser de Er:YAG (LELO – FOUSP).

A peça de mão 2051, utilizada neste estudo, foi posicionada horizontalmente e fixada em um suporte metálico por meio de fitas adesivas. A lente da peça de mão foi posicionada a 12mm da face vestibular da amostra, perpendicularmente. Para a padronização da distância lente/amostra, foi fixada, sobre a parte superior da peça de mão, uma lima endodôntica.

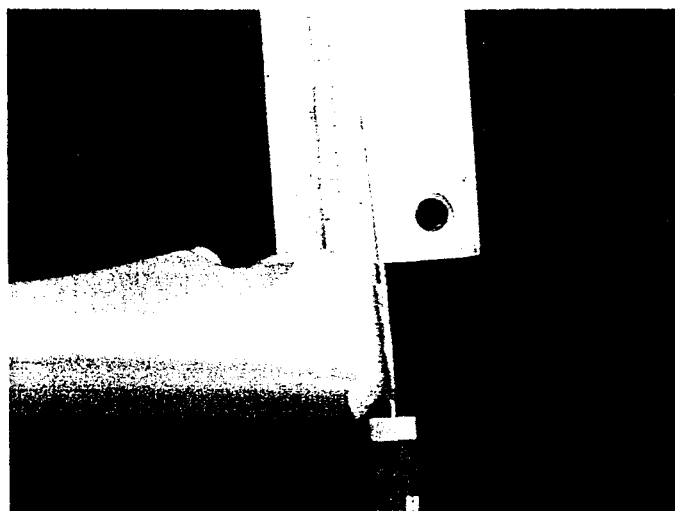


Figura 4.8 – Peça de mão 2051 com lima endodôntica adaptada para padronização da distância focal.

Nas irradiações com refrigeração, um sugador plástico foi utilizado, removendo o excesso de água na região para que esta não interferisse no processo de ablação. O fluxo de água no *spray* foi de aproximadamente 0,08ml por segundo (ou 5ml/min).

Os dentes foram divididos aleatoriamente em 3 grupos, cada um com 6 subgrupos, irradiados com os seguintes parâmetros, que significam, respectivamente, a energia por pulso, a densidade de energia, a potência média, o número de pulsos utilizados, a presença ou não de refrigeração e o número de dentes irradiados em cada grupo:

- Grupo I: Taxa de Repetição de 2Hz
 - GI1A – 250mJ, 80,38J/cm², 0,5W, 42 pulsos, com refrigeração (4 dentes);
 - GI1B - 250mJ, 80,38J/cm², 0,5W, 42 pulsos, sem refrigeração (4 dentes);
 - GI2A – 300mJ, 96,46J/cm², 0,6W, 36 pulsos, com refrigeração (4 dentes);
 - GI2B - 300mJ, 96,46J/cm², 0,6W, 36 pulsos, sem refrigeração (4 dentes);
 - GI3A – 350mJ, 112,5J/cm², 0,7W, 18 pulsos, com refrigeração (4 dentes);
 - GI3B - 350mJ, 112,5J/cm², 0,7W, 18 pulsos, sem refrigeração (4 dentes);

- Grupo II: Taxa de Repetição de 4Hz
 - GII1A - 250mJ, 80,38J/cm², 1,0W, 42 pulsos, com refrigeração (4 dentes);
 - GII1B - 250mJ, 80,38J/cm², 1,0W, 42 pulsos, sem refrigeração (4 dentes);
 - GII2A – 300mJ, 96,46J/cm², 1,2W, 36 pulsos, com refrigeração (4 dentes);
 - GII2B - 300mJ, 96,46J/cm², 1,2W, 36 pulsos, sem refrigeração (4 dentes);
 - GII3A – 350mJ, 112,5J/cm², 1,4W, 18 pulsos, com refrigeração (4 dentes);
 - GII3B - 350mJ, 112,5J/cm², 1,4W, 18 pulsos, sem refrigeração (4 dentes);

- Grupo III: Taxa de Repetição de 6 Hz
 - GIII1A – 250mJ, 80,38J/cm², 1,5W, 42 pulsos, com refrigeração (4 dentes);
 - GIII1B - 250mJ, 80,38J/cm², 1,5W, 42 pulsos, sem refrigeração (4 dentes);
 - GIII2A – 300mJ, 96,46J/cm², 1,8W, 36 pulsos, com refrigeração (4 dentes);
 - GIII2B - 300mJ, 96,46J/cm², 1,8W, 36 pulsos, sem refrigeração (4 dentes);
 - GIII3A – 350mJ, 112,5J/cm², 2,1W, 18 pulsos, com refrigeração (4 dentes);
 - GIII3B - 350mJ, 112,5J/cm², 2,1W, 18 pulsos, sem refrigeração (4 dentes);

Vale lembrar que, previamente à realização desta pesquisa, foi realizado um projeto piloto onde vários dentes foram irradiados a fim de se estabelecer o número de pulsos que seria utilizado em cada grupo, ou seja, o número de pulsos *laser* necessário para perfurar

totalmente a espessura de dentina utilizada neste estudo. Como o objetivo deste estudo não era perfurar totalmente a espessura dentinária proposta, mas sim fazer com que a irradiação fosse a mais próxima possível da câmara pulpar, foram retirados 2 pulsos do total necessário para a trepanação da câmara pulpar. Sendo assim, os dentes irradiados com energias de 250, 300 e 350mJ receberam 42, 36 e 18 pulsos respectivamente.

Durante as irradiações, o acesso ao local de irradiação foi restrito. Todas as pessoas presentes na sala usavam óculos de proteção, fornecidos pelo fabricante do equipamento *laser*.

5 RESULTADOS

Serão mostrados aqui os gráficos relativos às irradiações que apresentaram maior variação de temperatura em cada grupo. Em seguida, serão apresentadas tabelas e gráficos relacionando os resultados obtidos em todos os grupos.

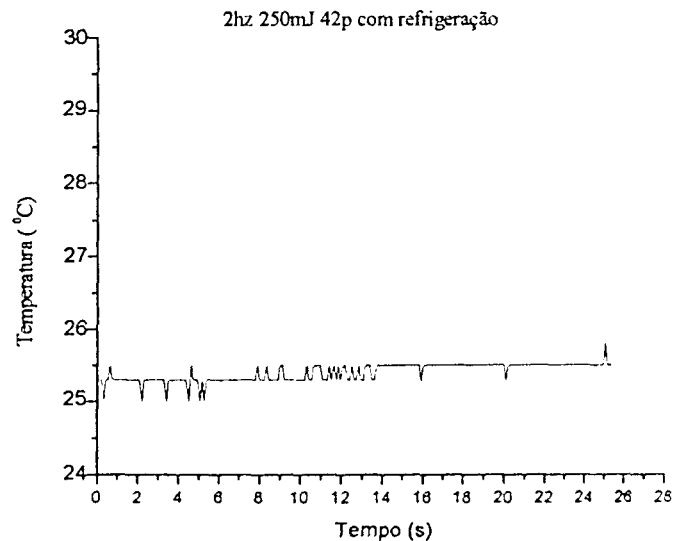


GRÁFICO 5.1: Variação da temperatura na câmara pulpar em relação ao tempo de irradiação *laser* (250mJ, 2Hz, com refrigeração).

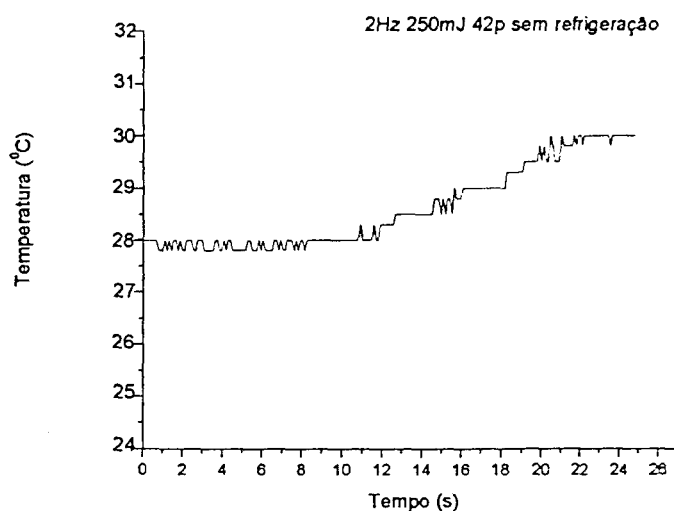


GRÁFICO 5.2: Variação da temperatura na câmara pulpar em relação ao tempo de irradiação *laser* (250mJ, 2Hz, sem refrigeração).

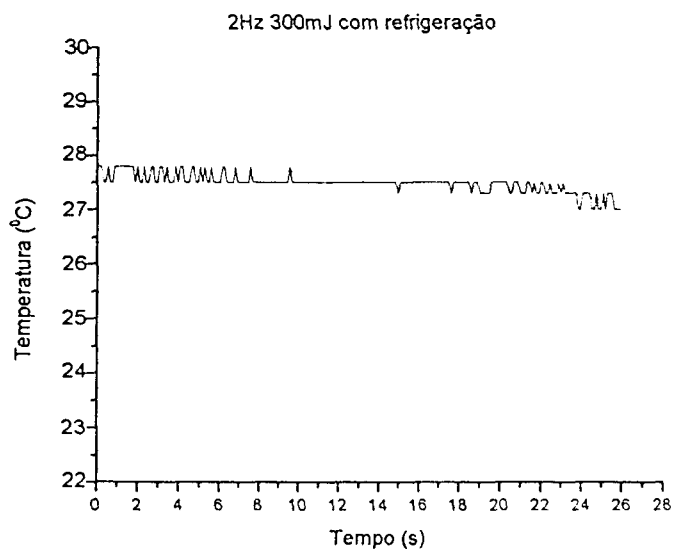


GRÁFICO 5.3: Variação da temperatura na câmara pulpar em relação ao tempo de irradiação *laser* (300mJ, 2Hz, com refrigeração).

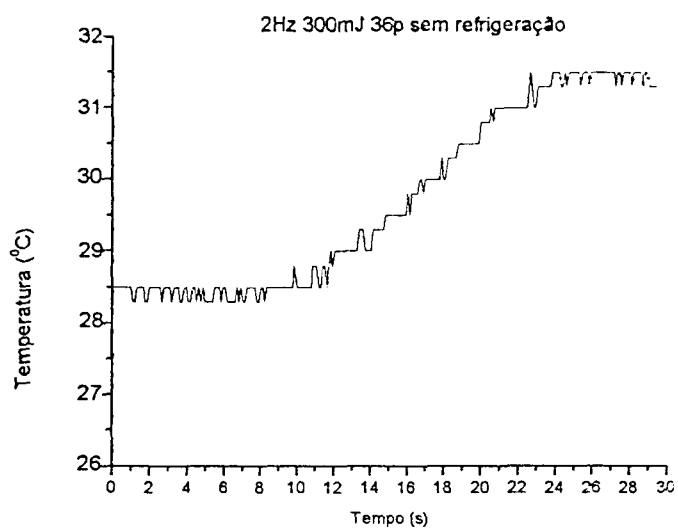


GRÁFICO 5.4: Variação da temperatura na câmara pulpar em relação ao tempo de irradiação *laser* (300mJ, 2Hz, sem refrigeração).

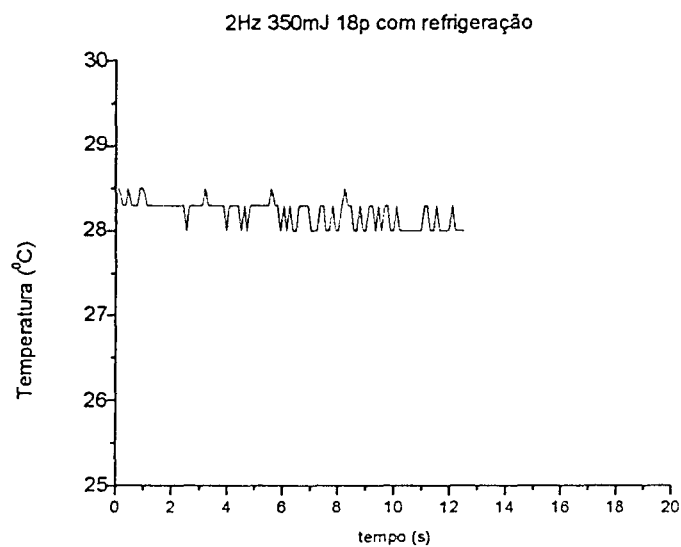


GRÁFICO 5.5: Variação da temperatura na câmara pulpar em relação ao tempo de irradiação *laser* (350mJ, 2Hz, com refrigeração).

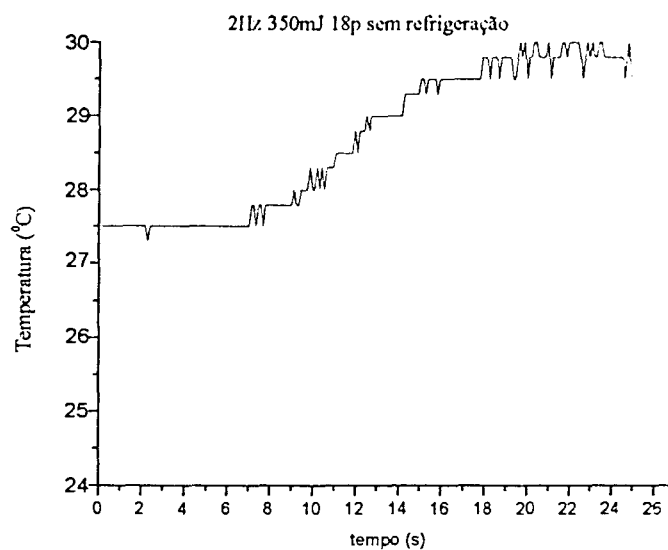


GRÁFICO 5.6: Variação da temperatura na câmara pulpar em relação ao tempo de irradiação *laser* (350mJ, 2Hz, sem refrigeração).

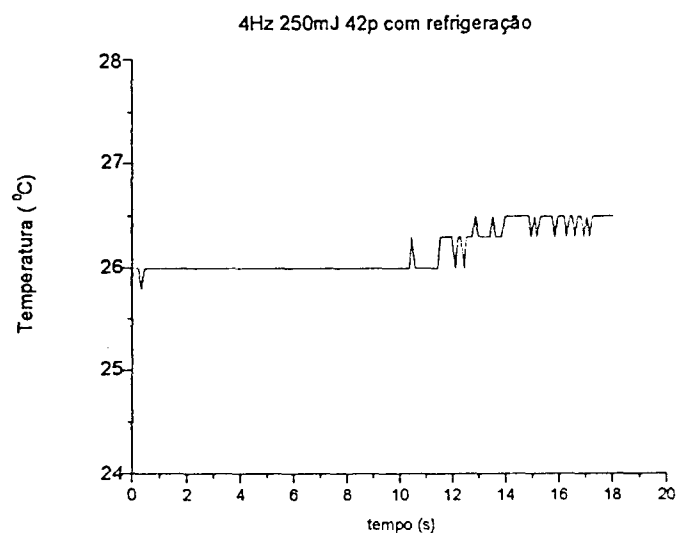


GRÁFICO 5.7: Variação da temperatura na câmara pulpar em relação ao tempo de irradiação *laser* (250mJ, 4Hz, com refrigeração).

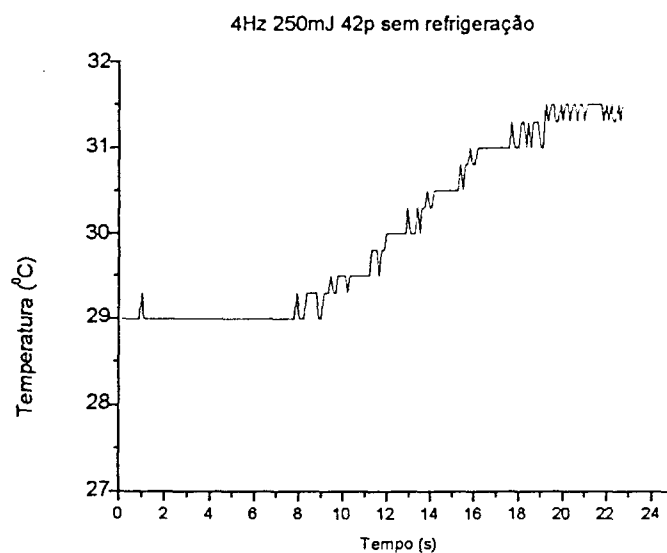


GRÁFICO 5.8: Variação da temperatura na câmara pulpar em relação ao tempo de irradiação *laser* (250mJ, 4Hz, sem refrigeração).

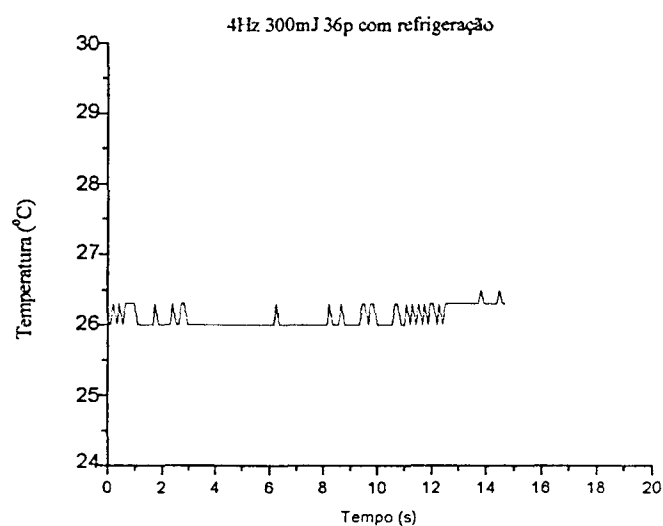


GRÁFICO 5.9: Variação da temperatura na câmara pulpar em relação ao tempo de irradiação *laser* (300mJ, 4Hz, com refrigeração).

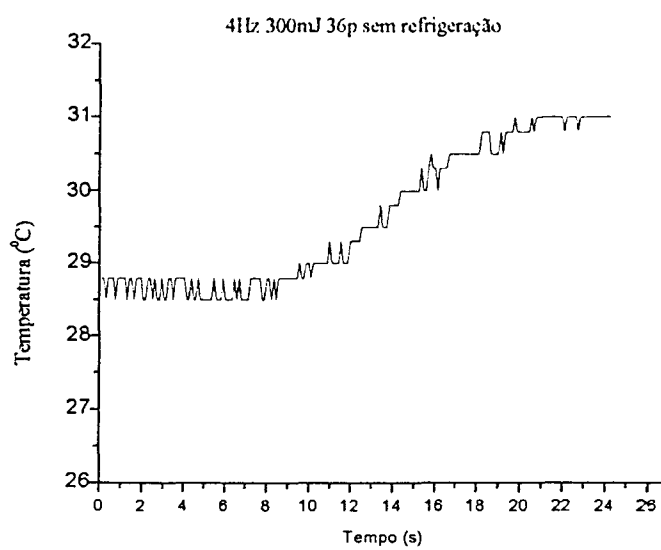


GRÁFICO 5.10: Variação da temperatura na câmara pulpar em relação ao tempo de irradiação *laser* (300mJ, 4Hz, sem refrigeração).

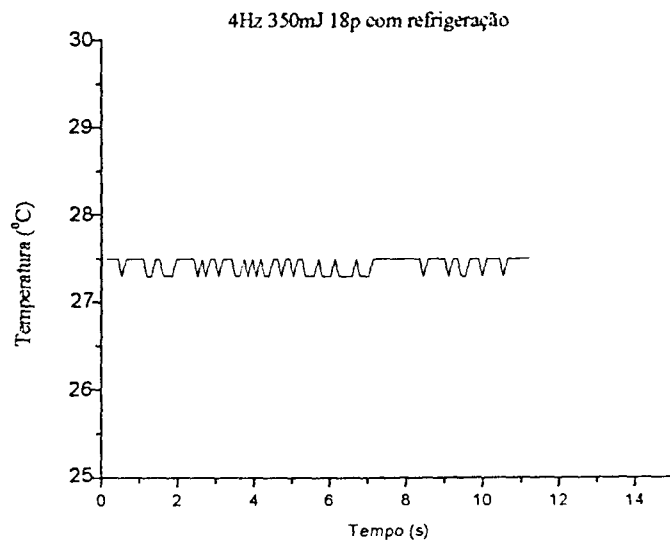


GRÁFICO 5.11: Variação da temperatura na câmara pulpar em relação ao tempo de irradiação *laser* (350mJ, 4Hz, com refrigeração).

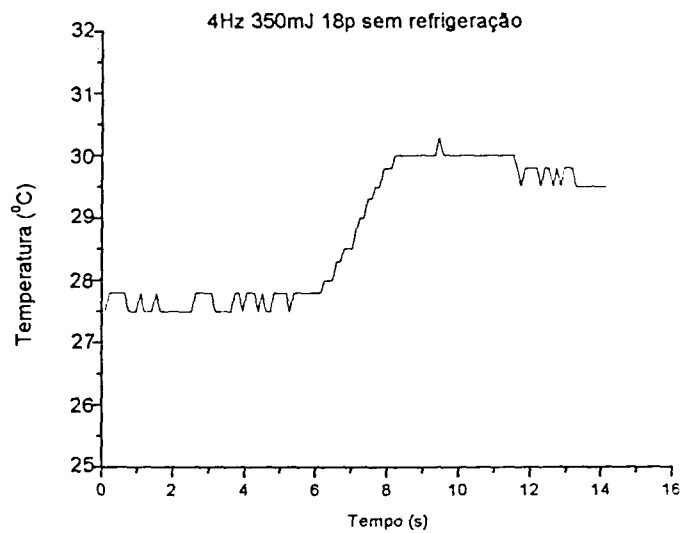


GRÁFICO 5.12: Variação da temperatura na câmara pulpar em relação ao tempo de irradiação *laser* (350mJ, 4Hz, sem refrigeração).

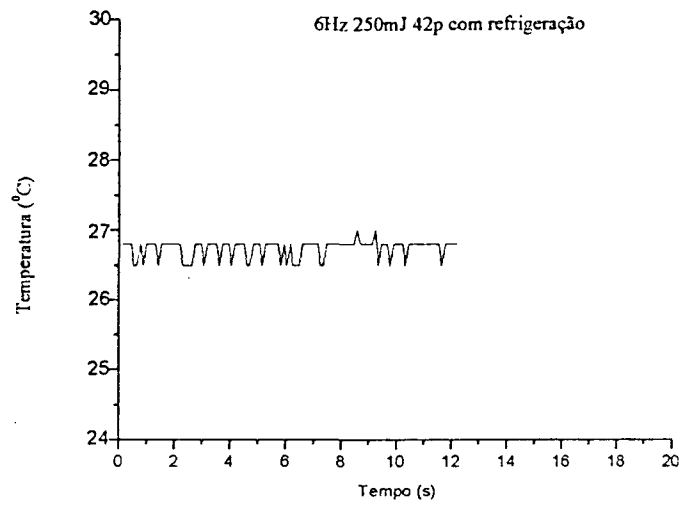


GRÁFICO 5.13: Variação da temperatura na câmara pulpar em relação ao tempo de irradiação *laser* (250mJ, 6Hz, com refrigeração).

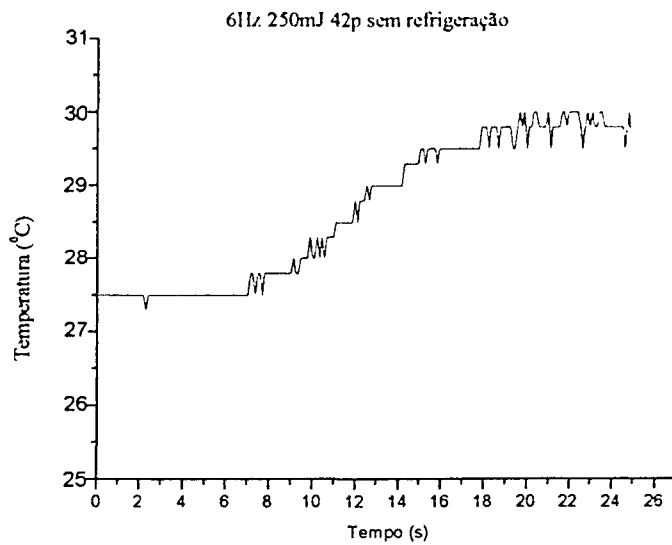


GRÁFICO 5.14: Variação da temperatura na câmara pulpar em relação ao tempo de irradiação *laser* (250mJ, 6Hz, sem refrigeração).

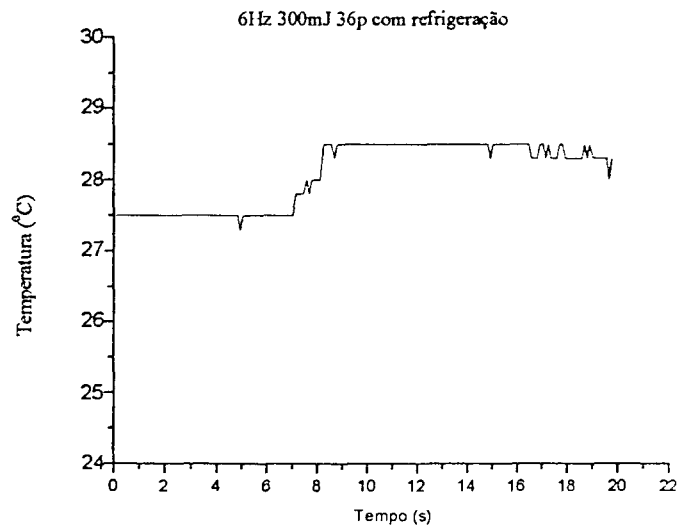


GRÁFICO 5.15: Variação da temperatura na câmara pulpar em relação ao tempo de irradiação *laser* (300mJ, 6Hz, com refrigeração).

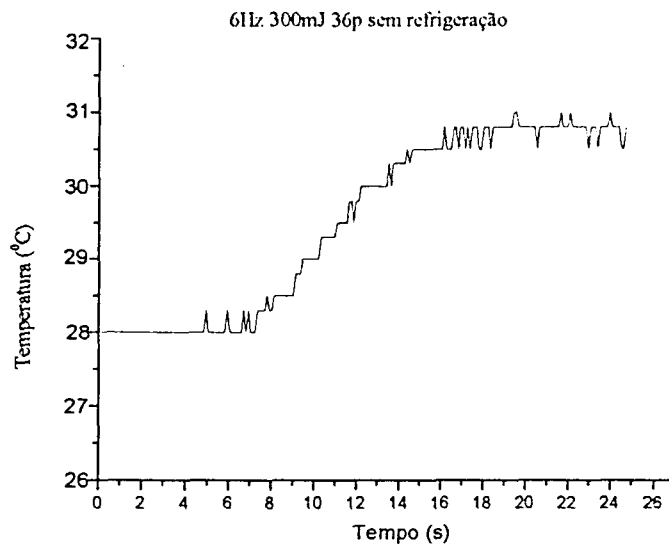


GRÁFICO 5.16: Variação da temperatura na câmara pulpar em relação ao tempo de irradiação *laser* (300mJ, 6Hz, sem refrigeração).

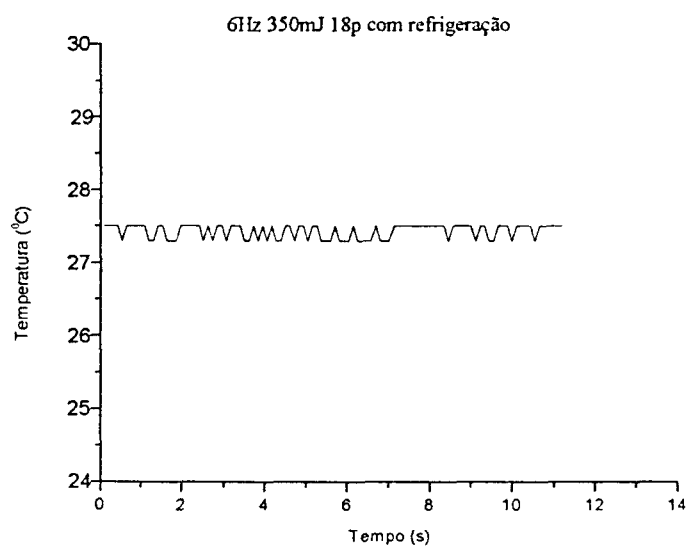


GRÁFICO 5.17: Variação da temperatura na câmara pulpar em relação ao tempo de irradiação *laser* (350mJ, 6Hz, com refrigeração).

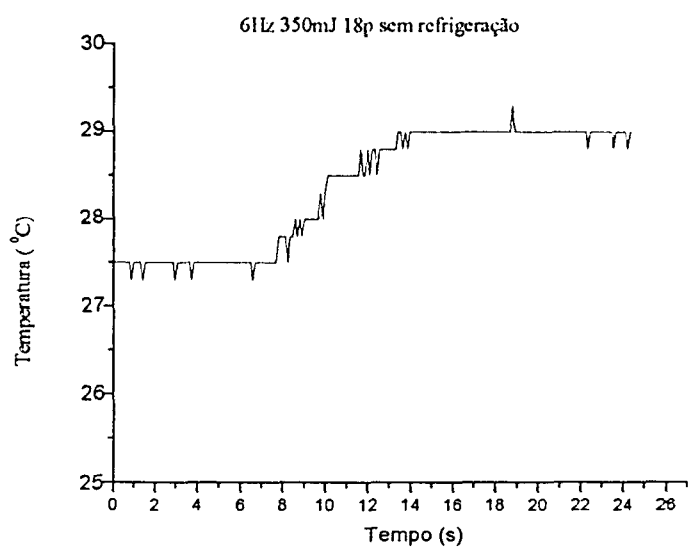


GRÁFICO 5.18: Variação da temperatura na câmara pulpar em relação ao tempo de irradiação *laser* (350mJ, 6Hz, sem refrigeração).

As medidas de temperatura apresentadas nos gráficos anteriores foram feitas a partir do instante inicial de aplicação do *laser* (temperatura inicial = temperatura ambiente). Devido ao pequeno tempo de irradiação de alguns grupos e pela mudança de temperatura nestes grupos imediatamente após as irradiações, optou-se por verificar a temperatura destas mostras até que elas estas ficassem novamente estáveis.

Agora, os dados de variação de temperatura serão estudados descritivamente. Vamos trabalhar com as variações de temperatura, ou seja, com a diferença entre a temperatura final menos a temperatura inicial.

A TAB. 5.1 apresenta as médias e desvios padrão para as diferenças de temperaturas.

Taxa de Repetição (Hz)	Energia (mJ)	Refrigeração ΔT (°C)		Total
		Não	Sim	
2	250	1,80 (0,77)	-1,65 (1,70)	2,21 (0,07)
	300	2,00 (0,77)	-0,48 (0,65)	1,48 (0,76)
	350	0,08 (0,15)	-0,18 (0,24)	0,23 (-0,05)
4	250	1,88 (0,48)	0,03 (0,33)	1,06 (0,95)
	300	1,93 (1,78)	0,58 (0,30)	1,39 (1,25)
	350	1,50 (0,41)	-0,08 (0,15)	0,89 (0,71)
6	250	2,35 (0,44)	0,05 (0,10)	1,26 (1,20)
	300	2,08 (0,79)	1,45 (0,64)	0,74 (1,76)
	350	0,93 (0,54)	0,00 (0,00)	0,61 (0,46)

TABELA 5.1 – Médias e desvios padrão (entre parêntesis) para as diferenças de temperatura.

Para o grupo sem refrigeração observamos em todos os grupos médias positivas, indicando um aquecimento dos dentes. Para o grupo com refrigeração, observamos em vários grupos médias negativas, indicando resfriamento do dente.

Para o grupo sem refrigeração, notou-se que os perfis para 250mJ e 300mJ são muito parecidos com as médias nas três frequências sendo bem próximas. Para 350mJ as médias são mais baixas e percebemos um valor bem mais baixo em 2Hz, seguido do 6Hz e depois com 4Hz.

Para o grupo com refrigeração, observou-se que os três perfis de energia são diferentes entre si, com a aparente tendência de que quanto maior a frequência menor

resfriamento do dente. O parâmetro 250mJ e 2 Hz foi o que apresentou a menor média de temperatura ($-1,65^{\circ}\text{C}$).

Em termos de variabilidade, não foram observadas grandes diferenças entre os grupos, com a exceção do 250mJ / 2 Hz / com refrigeração, onde uma das amostras apresentou um valor mais baixo que as demais ($-4,2^{\circ}\text{C}$) e no grupo 300mJ / 4 Hz / sem refrigeração, onde uma das amostras apresentou um valor mais alto que as demais ($4,3^{\circ}\text{C}$).

Além disto, vale destacar o subgrupo 350mJ/6 Hz com refrigeração, onde todas as amostras apresentaram o mesmo valor de variação (0, ou seja, não houve variação).

Os gráficos 5.19 e 5.20 mostram, respectivamente, as médias de diferenças de temperatura das amostras irradiadas com e sem refrigeração ar/água.

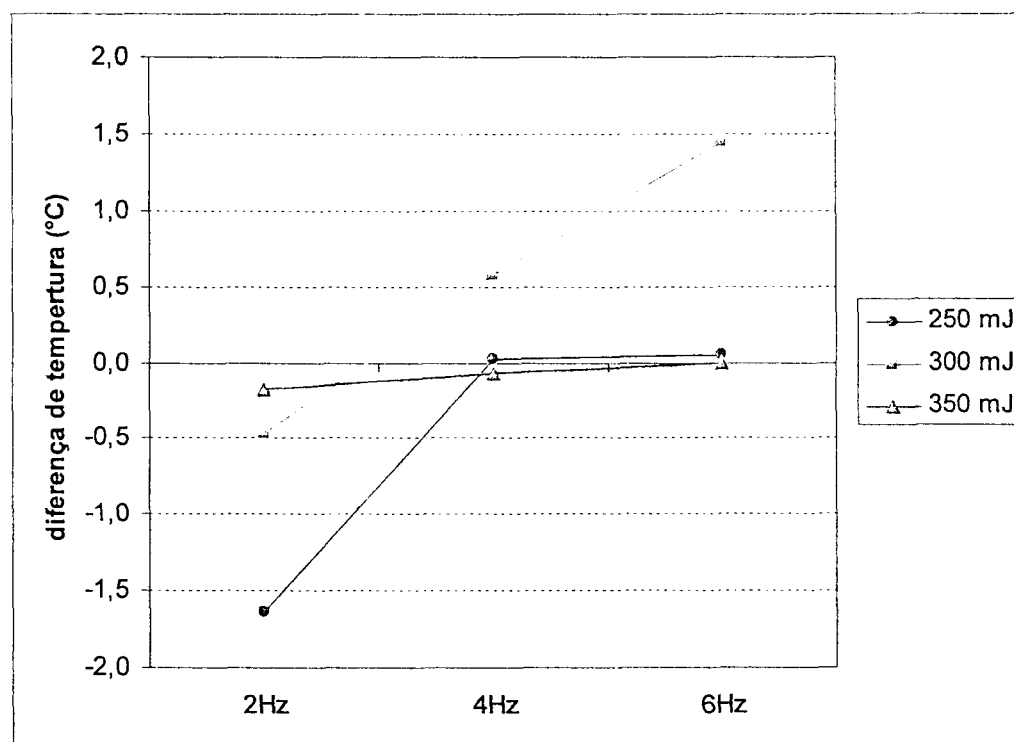


GRÁFICO 5.19 - Médias das diferenças de temperaturas para o grupo com refrigeração

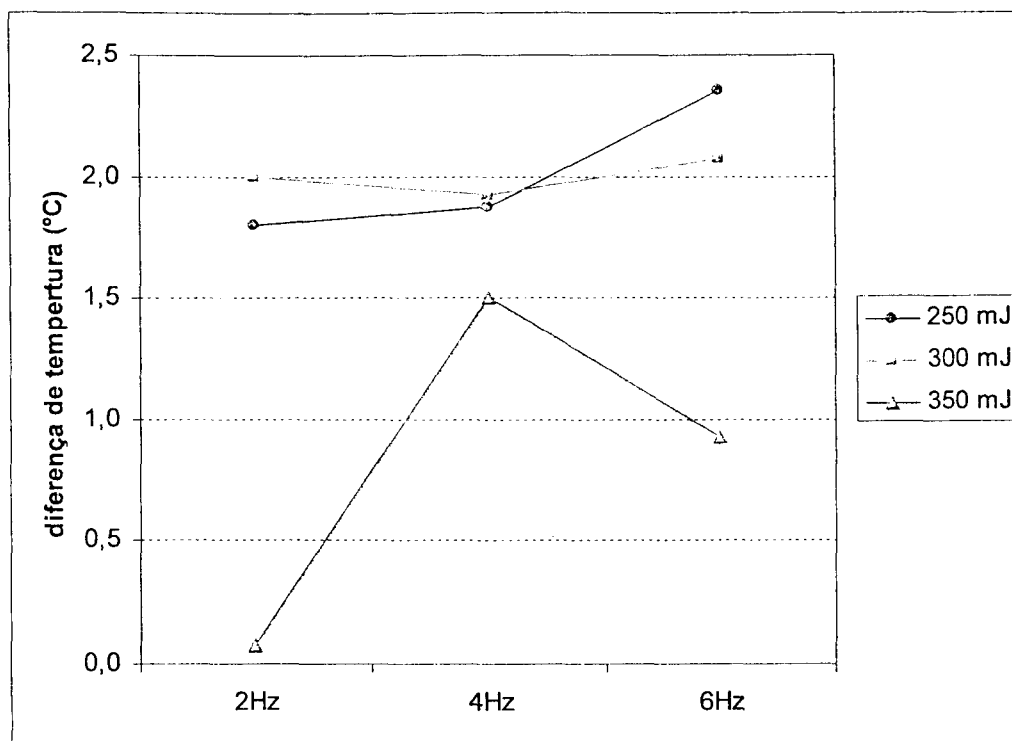


GRÁFICO 5.20 - Médias das diferenças de temperaturas para o grupo sem refrigeração.

O gráfico 5.21 relaciona os dois gráficos anteriores.

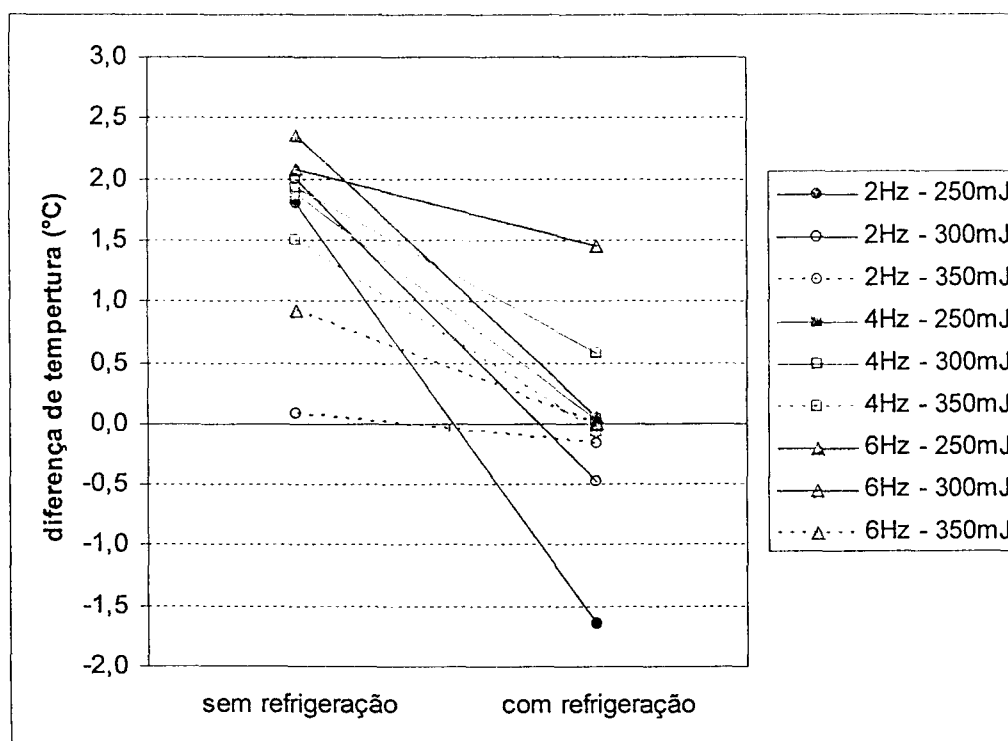


GRÁFICO 5.21 - Médias das diferenças de temperaturas entre os 3 grupos

Pela análise destes dados, observamos que nenhum dos dentes irradiados, tanto com ou sem refrigeração, atingiu a marca dos $5,5^{\circ}\text{C}$, temperatura esta, segundo Zach & Cohen (1965), capaz de promover danos térmicos irreversíveis ao tecido pulpar.

Em alguns casos onde os dentes foram irradiados na presença de refrigeração com *spray* de água, a temperatura inicial foi maior que a temperatura final, sugerindo que a água, além de não permitir que a temperatura se elevasse, ainda fez com que ela tivesse um leve declínio, como é mostrado, por exemplo, nos gráficos 5.3 e 5.5.

Apesar de a temperatura no interior da câmara pulpar não ter atingido níveis críticos nas irradiações sem refrigeração, todas as cavidades realizadas na dentina, em termos macroscópicos, apresentaram bordas enegrecidas, com aspecto sugestivo de carbonização (FIGURA 5.1).

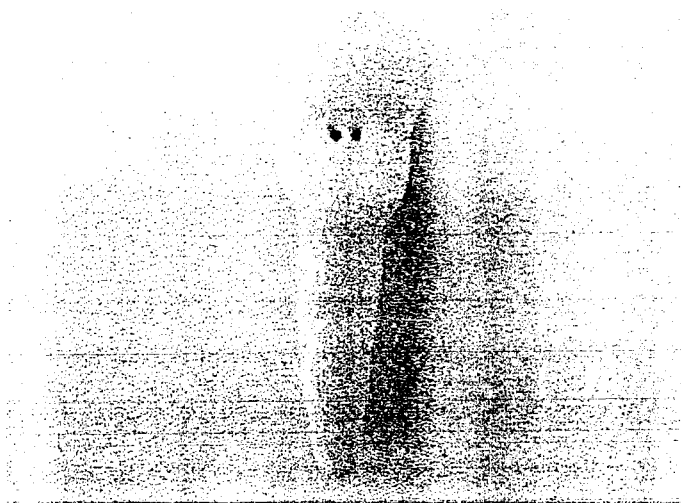


FIGURA 5.1 – Aspecto do dente irradiado sem refrigeração .

Após a observação dos gráficos, pode-se notar a relação entre a energia de irradiação e o número de pulsos necessários para o preparo das cavidades, o que leva a afirmar que quanto maior a energia , maior a efetividade de remoção do tecido dentinário.

6 DISCUSSÃO

O processo de remoção de tecido dental pelo *laser* de Er:YAG é conhecido como ablação, ou seja, a remoção explosiva de tecido mediada pela água. Este processo pode ser explicado pela explosão provocada pela expansão de uma pequena quantidade de água confinada abaixo da superfície do tecido. O impacto da energia causa uma vaporização instantânea da água, o que gera um volume de expansão, com conseqüente explosão do material circundante.

Por esse motivo, o *laser* de alta intensidade em alta potência promove efeitos térmicos durante a atuação em tecidos duros dentais, podendo conduzir calor para tecidos adjacentes, incluindo a polpa. Este aumento de temperatura pode ser monitorado com uma câmera termográfica ou com a utilização de sensores térmicos (termopar). Na termografia, pode-se observar as alterações de temperatura de uma superfície, bem como as dimensões da propagação de calor pela mesma através de uma imagem dinâmica. A análise da alteração de temperatura com o uso do termopar permite a detecção desta variação num ponto determinado, por exemplo, na câmara pulpar (Tanji, 2002).

Um fator importante a ser considerado quando se avalia a temperatura gerada durante a irradiação *laser* é a massa do material irradiado. Por este motivo, deve-se ter cuidado ao fazer comparações entre dentes humanos e dentes bovinos. O dente humano possui uma massa inferior ao bovino, sugerindo que o calor gerado nos dentes humanos seria maior que nos dentes bovinos, quando irradiados sob as mesmas condições.

Com relação às amostras, os dentes bovinos têm se tornado grandes aliados das pesquisas odontológicas. Por serem de mais fácil obtenção que os dentes humanos e principalmente pelo fato de não haver interferência dos comitês de ética em pesquisa, eles vem sendo utilizados com grande frequência nos centros de pesquisas odontológicas, já que uma quantidade muito maior de amostras pode ser utilizada.

Os trabalhos que envolvem análise da temperatura intrapulpar utilizam os mais diversos modelos para sua execução. Alguns autores sugerem que as amostras devam ser seguras com os dedos no momento da irradiação e que suas câmaras pulpares devam ser preenchidas com uma pasta termocondutora a fim de simular as condições de temperatura do corpo humano (Picinini, 2001). Outros utilizam suportes para segurar os dentes, colocando-os parcialmente imersos em água a 37°C (Sjnajder, 2001), com o mesmo intuito citado anteriormente.

Neste estudo optamos por um modelo diferente dos anteriores. Colocamos as amostras em um suporte, assim como a peça de mão do *laser* de Er:YAG, para que nenhuma outra fonte de calor interferisse em nossas medidas. O mesmo foi feito por Lauer *et al.* (1990), que estudaram a influência da temperatura da água utilizada para refrigeração na realização de preparos cavitários, no aumento da temperatura intrapulpar, assim como por Burkes *et al.* (1992), que verificaram as mudanças de temperatura no interior da câmara pulpar durante a realização de preparos cavitários com o *laser* de Er:YAG.

De acordo com o trabalho clássico de Zach e Cohen, de 1965, a variação temperatura intrapulpar, chegando a valores superiores a 5,5°C, pode dar início ao processo de destruição dos odontoblastos e, conseqüentemente, à necrose pulpar.

Hibst & Keller (1990) mostraram que a irradiação do *laser* de Er:YAG pode resultar em elevações de temperatura nocivas à polpa.

Li *et al.* (1992) verificaram que os efeitos térmicos produzidos na estrutura dental durante a irradiação estão ligados à frequência utilizada para ablacionar o tecido.

Burkes *et al.* (1992) observaram que a irradiação de um dente, sob refrigeração, aumenta a efetividade de ablação, além de evitar que danos térmicos ocorram na estrutura dental.

Hibst & Keller (1992) afirmaram que a presença de água na superfície dental aumenta a eficiência da ablação e diminui os efeitos térmicos nocivos, tanto para pulsos simples como para múltiplos.

Paghdiwala *et al.* (1993) relacionaram o aumento de temperatura intrapulpar está diretamente ligado à espessura do remanescente dentário. Eles ainda observaram que este aumento de temperatura está diretamente ligado ao aumento do tempo de exposição, ressaltando a importância da utilização de um sistema de refrigeração para reduzir ou impedir os efeitos da temperatura.

Yu *et al.* (1993), após um estudo realizado com diversos tipos de *lasers*, concluíram que houve aumento de temperatura intrapulpar na medida em que se aumentavam a potência e a densidade de energia.

Brugnera Jr *et al.*, em 2000, relataram, após experimentos realizados com o *laser* de Er:YAG, que a temperatura no interior da câmara pulpar varia com o tipo de dente a ser irradiado, bem como com a largura do pulso a ser utilizada, sendo que quanto menor a largura do pulso, menor o aumento da temperatura intrapulpar.

Em 2001 Sznajder observou, após a irradiação de sulcos oclusais de dentes decíduos, que a presença de refrigeração ar-água no momento das irradiações promovia um

resfriamento da estrutura dental. O autor ainda concluiu que o *laser* de Er:YAG, mesmo com parâmetros de irradiação de dentes permanentes, mostrou-se uma ferramenta segura para o uso em Odontopediatria,

Ainda em 2001, Picinini irradiou dentes bovinos com o intuito de avaliar a temperatura intrapulpar destes quando irradiados pelo *laser* de Er:YAG, variando-se a energia empregada no processo e a espessura de dentina remanescente. No momento da irradiação, o autor segurou as amostras com os dedos, sendo que a câmara pulpar destes dentes foi preenchida com uma pasta termocondutora. O termopar foi utilizado para as medições de temperatura. Após a análise dos resultados, o autor conclui que os preparos das cavidades com espessura dentinária de 2 e 1mm apresentaram aumento da temperatura na câmara pulpar abaixo de 3°C. Com 0,5mm de espessura dentinária o aumento ficou em torno de 5,5°C nos parâmetros de 500 e 850mJ, com 10Hz de taxa de repetição. O autor também afirmou que a efetividade de ablação aumenta com a elevação de energia de irradiação e que a escolha dos parâmetros de irradiação depende da profundidade da parede pulpar.

Em 2002, Tanji irradiou amostras de dentina bovina, de 2mm de espessura, utilizando frequências de 2 e 4Hz, energia por pulso de 250mJ e a presença ou não de refrigeração, parâmetros muito parecidos com aqueles utilizados no presente estudo. Durante as irradiações, as variações de temperatura foram monitoradas por uma câmara termográfica. Neste estudo, observou-se que as irradiações com o *laser* de Er:YAG sem refrigeração apresentaram aumentos de temperatura superiores aos grupos refrigerados com água-ar, com aumentos médios na ordem de 6,7°C (grupo 2Hz) e 8,8°C (grupo 4Hz). Já as amostras irradiadas com refrigeração água-ar apresentaram médias de aumento de temperatura de 0,5°C (grupo 2Hz) e 1,5°C (grupo 4Hz). Macroscopicamente, as irradiações com o *laser* de Er:YAG sem refrigeração levaram ao surgimento de áreas de carbonização na dentina.

No presente estudo, em relação às irradiações realizadas na presença do *spray* de ar/água, as médias das variações de temperatura ficaram abaixo de 1,0°C, a não ser no caso do subgrupo 6Hz/300mJ, onde uma variação de 1,5°C foi atingida. Nas irradiações do grupo I e no parâmetro 4Hz/350mJ, houve quedas de temperatura, indicando resfriamento dos dentes, o que concorda com os resultados obtidos por Picinini (2001) e Sznajder (2001).

Para as irradiações realizadas sem refrigeração, nenhuma das temperaturas aferidas superou a marca dos 5,5°C. A maior variação de temperatura encontrada foi para as

amostras irradiadas com 6Hz e 300mJ (2,38°C). Nas demais amostras irradiadas na ausência de refrigeração, esta variação de temperatura oscilou de 0,08 a 2,08°C.

Mesmo assim, não podemos dizer que as irradiações sem refrigeração são seguras para a realização de preparos cavitários. Ainda que a temperatura intrapulpar não tenha atingido valores críticos, devido ao pequeno tempo de exposição utilizado, a dentina irradiada sem refrigeração apresentou-se enegrecida, sugerindo carbonização do tecido.

Diante disso, um maior número de trabalhos utilizando o tempo real de trabalho deve ser realizado, visto que o fator tempo interfere diretamente nos valores de temperatura encontrados neste tipo de estudo.

Um comportamento interessante em relação à medida da temperatura pode ser notado. Quando a irradiação era cessada ou estava próxima ao seu final é que a temperatura no interior da câmara pulpar começava a se elevar. Esse fator pode ser influenciado pelo fato de que, nos momentos finais do processo de irradiação, a espessura de dentina era inferior aos 2,0mm iniciais, favorecendo a alteração da temperatura intrapulpar, já que o feixe *laser* se encontrava em uma posição mais próxima em relação à câmara pulpar. Por esse motivo, optamos por registrar as variações de temperatura até que estas retornassem a uma temperatura mais constante.

Outro fator que pode influenciar na demora da alteração da temperatura é o fato de o dente não ser um material que favorece a condução de calor. De acordo com Brown *et al.* (1970), a condução de calor ocorre mais rapidamente no esmalte do que na dentina. Segundo os autores, os tecidos duros dentais são péssimos condutores de calor, atuando como verdadeiros isolantes térmicos.

ZeZell *et al.* (1996) afirmam que o aumento da temperatura no interior da câmara pulpar é diretamente proporcional à quantidade de energia aplicada no processo, conseqüentemente o tempo de exposição é de fundamental importância para a análise da temperatura. Ainda, eles explicam que grandes densidades de energia por curtos períodos de tempo causam menores danos aos tecidos pulpares.

No caso do presente estudo, o tempo de irradiação foi muito curto para que pudesse levar a alterações pulpares significativas, no que diz respeito à temperatura no interior da câmara pulpar.

Contudo, os valores de maior relevância são aqueles encontrados nos casos onde a irradiação foi acompanhada de refrigeração, já que comprovam a segurança clínica de utilização do *laser* de Er:YAG nos parâmetros aqui utilizados. Como já foi dito anteriormente, apesar de as irradiações sem refrigeração não terem aumentado de forma a

atingir o valor crítico dos 5,5°C propostos por Zach & Cohen, todas estas irradiações promoveram carbonização da dentina.

7 CONCLUSÕES

Nas condições do presente trabalho, as amostras irradiadas sob refrigeração apresentaram valores menores em relação àquelas irradiadas sem refrigeração. Nenhuma delas atingiu a marca dos $5,5^{\circ}\text{C}$, valor proposto por Zack e Cohen como sendo o ponto de partida para alterações irreversíveis do tecido pulpar.

Os valores de variação de temperatura encontrados para algumas amostras irradiadas sob refrigeração água-ar apresentaram-se negativos, indicando que houve um resfriamento da temperatura no interior da câmara pulpar durante as irradiações.

Mesmo não alcançando temperaturas que podem causar injúrias térmicas à polpa, a irradiação sem refrigeração não deve ser realizada, já que a dentina irradiada mostrou-se carbonizada após as irradiações.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ADRIAN, J. C.; BERNIER, J. L.; SPRAGUE, W. G.; Laser and the dental Pulp. *J Am Dent Assoc*, Chicago, v.83, n1, p.113-117.
2. ALTSHULER, G.B.; BELIKOV, A.V.; EROFEEV, A.V.; SKRYPNIK, A.V. Physical Aspects of Cavity Formation of Er-laser radiation. In: Lasers in Dentistry. 1995, San Jose. *Proceedings...* San Jose: The international Society for Optical Engineering, 1998. v.2394, p.211-222.
3. ARMENGOL, V.; JEAN, A.; MARION, D. Temperature Rise During Er:YAG and Nd:YAP Laser Ablation of Dentin. *J Endod*, Chicago, v.26, n.3, p.138-141, Mar 2000.
4. AVERY, J.K. *Orban's Oral Histology and Embriology*, 10ed. The C.V. MOSBY Company, 1986, p.147-1990.
5. BROWN, W.S.; DEWEY, W.A.; JACOBS, H.R. Thermal properties of teeth. *J Dent Res*. V.49, n.4, pp.752-755, Jul, 1970.
6. BRUGNERA JUNIOR, A.; ZANIN, F.; MARCHESAN, M.A.; SILVA, R.S.; PÉCORA, J.D. In vitro study intrapulpal temperature change with short and pulse Er:YAG laser preparation of class V cavities. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASER IN DENTISTRY, 7, 2000, Brussels, Belgium. *Proceedings...* Brussels:ISLD, 2000, p.54.
7. BURKES, E.J.; HOKE, J.; GOMES, E.; WOLBARSHT, M. Wet tissue versus dry enamel ablation by Er:YAG. *J Prosthet Dent*, v.67, n.6, p.847-851, June, 1992.
8. CECCHINI, S.C.N.; ZECELL, D.M.; BACHMANN, L.; PINOTTI, W.; NOGUEIRA, G.E.C.; EDUARDO, C.P. Thermal Effects During In Vitro Intracanal Application of Er:YAG Laser. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASER IN DENTISTRY, 1998, MAUI. *Proceedings...* Maui:International Society of Lasers in Dentistry, 1988. p.122.
9. DOSTÁLOVÁ, T.; JELÍNKOVA, H.; KREJSA, O.; HAMAL, K. Evaluation of the Surface Changes in Enamel and Dentin Due to Possibility of Thermal Overheating Induced by Er:YAG Laser Radiation. *Scanning Microsc*, Chicago, v.10, n.1, p.285-291, 1996.
10. DOSTÁLOVÁ, T.; JELÍNKOVA, 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*, New York, v.15, n.3, p.117-121, 1997.
11. GENOVESE, W.J. *Laser de Baixa Intensidade. Aplicações Terapêuticas em Odontologia*. 1ª Edição. São Paulo:Lovise, 2000, 175p.

12. GLOCKNER, K.; RUMPLER, J.; EBELESENDER, K.; STADTLER, P. Intrapulpal Temperature During Preparation With the Er:YAG Laser Compared to the Convencional Burr: an In Vitro Study. *J Clin Laser Med Surg*, New York, v.16, n.3, p.153-157, June 1998.
13. GOW-SOARES, S.; PELINO, J.E.P.; HAYPEK, P.; BACHMANN, L.; EDUARDO, C.P. Temperature Rise in Cavities Prepared by Er:YAG Laser. In: CONGRESS OF THE EUROPEAN SOCIETY FOR ORAL LASER APPLICATIONS, 1, 2001, Vienna. *Abstracts...* Vienna:ESOLA, 2001a, p.8 (RESUMO 19).
14. GOW-SOARES, S.; STABHOLZ, A.; LAGE-MARQUES, J.L.; EDUARDO, C.P. Alteração Morfológica da Superfície Dentinária Após Apicectomia com os Lasers de CO₂ 9,6 ou Er:YAG. *Pesq Odontol Brás*, São Paulo, v.15, p.137, 2001b. *Suplemento*. (resumo n.B053).
15. GROSS, D.; RAAB, H. M.; KELLER, U.; HIBST, R. Surface Morfology of Dental Hard Tissues After Er:YAG Laser Treatment. In: International Congress on Laser in Dentistry, 3., 1992, Salt Lake City. *Proceedings...* Salt Lake City: ISLD, p.133-134, 1992.
16. GUEDES-PINTO, A.C. *Odontopediatria*. 5ed. São Paulo:Santos, 1995, p.657-697.
17. GUIMARÃES-FILHO, R. *Efeitos da Radiação do Laser de Dióxido de Carbono (CO₂) no Tecido Ósseo: Análise em Microscopia Eletrônica de Varredura*. 2001. Dissertação (Mestrado Profissionalizante) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares e Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo.
18. HIBST, R. KELLER, U. Experimental Studies of the Application of the Er:YAG laser on Dental Hard Substances: II. Light Microscopic and SEM Investigations. *Laser Surg Med*, v.9, n4, p.345-351, 1989.
19. HIBST, R., WIESHAMMER, S., STEINER, R. Er:YAG and Excimer Laser Induced Ablation of Biologic Tissue. A Quantitative Study. *Laser Surg Med*, v.8, p.144, 1988. [Resumo].
20. HIBST, R.; KELLER, U. Dental Er:YAG Laser Application: Effect of Water Spray on Ablation. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASER IN DENTISTRY, 3, 1992, Salt lake City, *Proceedings...* Salt Lake City:International Society of Lasers in Dentistry, p.229-230, 1992a.
21. HIBST, R.; KELLER, U. Dental Er:YAG Laser Application: Evaluation of Thermal Side Effects. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASER IN DENTISTRY, 3, 1992 *Proceedings...* Salt Lake City:International Society of Lasers in Dentistry, p.231-232, 1992b.

22. HOSSAIN, M.; NAKAMURA, Y.; YAMADA, Y.; KIMURA, Y.; MATSUMOTO, N.; MATSUMOTO, K. Ablation Depths and Morfological Changes in Human Enamel and Dentin After Er:YAG Laser Irradiation With or without Water Mist. *J Clin Laser Med Surg*, New York, v.17, n.4, p.155-159, 1999b.
23. HOSSAIN, M.; NAKAMURA, Y.; YAMADA, Y.; KIMURA, Y.; NAKAMURA, G.; MATSUMOTO, K. Ablation Depths and Morfological Changes in Human Enamel and Dentin After Er:YAG Laser Irradiation With or Without Water Mist. *J Clin Laser Med Surg*, New York, v.17, n.3, p.105-109, 1999a.
24. JAVAN, A., BENNET Jr, W.R., HERRIOT, D.R. Population Inversion and Continuous Optical Maser Oscillation in a Gas Discharge Containing a He-Ne Mixture. *Phys Rev Let*, v.6, n.3, p.106-110, 1961.
25. KAWABATA, A.; KAWABATA, H.; YAGASAKI, A.; IWASAKI, H.; MIYAZAWA, H. Effects of Laser Irradiation on Dentin- In Vitro Morphological Study Following Application of Various Types of Lasers. *Pediatr Dent J*, Tokyo, v.9, n.1, p.83-89, 1999.
26. KELLER, U., HIBST, R. Er:YAG Laser Effects on Oral Hard and Soft Tissues. In MISERENDINO, L.J., PICK, R.M. *Lasers in Dentistry*. Carol Stream: Quintessence, p161-172, 1995.
27. KELLER, U.; HIBST, R.; Erbium:YAG Laser in Caries Therapy: Indications and First Clinical results. In: International Congress on Lasers in Dentistry, 3., 1992, Salt Lake City. *Proceedings...* Salt Lake City: ISLD, , p.151-152, 1992.
28. LAUER, H. C.; KRAFT, E.; ROTHLAUF, W.; ZWINGERS, T.; Effects of Temperature of Cooling Water During High-Speed and Ultrahigh Speed Tooth Preparation. *J Prosthet Dent*, St. Louis, v.63, n.4, p.407-414, Apr. 1990.
29. LI, Z.Z.; CODE, J.; MERWE, W.P.V.D. Er:YAG laser ablation of enamel and dentin of human teeth: determination of ablation rates at various fluences and pulse repetition rates. *Lasers Surg Med*. v.12, n.6, p.625-630, 1992.
30. LOBENE, R. R.; BHUSSRY, B. R.; FINE, S. *Interaction of Carbon Dioxide Laser Radiation With Enamel and Dentin*. *J Dent res*, Chicago, v.47, n.2, p.311-317, Mar./Apr. 1968.
31. MAIMAN, T.H. Stimulated Optical Radiation in Rubi. *Nature*, London, v.187, p.493-494, 1960.
32. MALDONADO, E.P. *Mecanismo de Interação Laser-Tecido*. Apostila do Mestrado Profissionalizante *Lasers em Odontologia*, 2002.
33. MEHL, A.; KREMERS, L.; SALZMANN, K.; HICKEL, R. 3D Volume-Ablation Rate and Thermal Side Effects With the Er:YAG and Nd:YAG Laser. *Dent Mater*, Copenhagen, v.13, n.4, p.246-251, July, 1997.

34. MELLO, J.B.; MELLO, G.P.S. *Laser em Odontologia*. 1ed. São Paulo : Livraria Editora Santos, 2001, 174p.
35. MISERENDINO, L.J., PICK, R.M. *Lasers in Dentistry*. Carols strea, IL, Quintessence Books, 1995.
36. MJÖR, I.A.; FEJERSKOV, O. *Embriologia e Histologia oral Humana*. São Paulo : Panamericana, 1990, pp.90-129.
37. NAKAMICHI, I.; IWAKU, M.; FUSAYAMA, T. Bovine Teeth as Possible Substitutes in the Adhesion Test. *J Dent Res* v.62: pp.1079 – 1081, 1983.
38. OELGIESSER, D.; BLASBALG, J.; BEM-AMAR, A. Pulp Temperature Rise During Cavity Preparation by Opus 20 Er:YAG Laser In Vivo. In: CONGRESS OF THE EUROPEAN SOCIETY FOR ORAL LASER APPLICATIONS, 1, 2001, Vienna, *Abstracts...* Vienna:ESOLA, 2001, p.7.
39. OELGIESSER, D.; BLASBALG, J.; BEM-AMAR, A. Temperature Changes Using Opus 20 Er:YAG Laser During Cavity Preparation In Vitro. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 7, 2000, BRUSSELS. *Abstracts...* Brussels:ISLD, 2000. p.36.
40. PAGHDIWALA, A.F. Er:YAG Laser Hard Tissue Effects, Moretti, M: *Laser in dentistry*. Massachusetts: Penn Well Publishing Co, p.63-75, 1991.
41. PAGHDIWALA, A.F.; VAIDYANATHAN, TK.; PAGHDIWALA, M.F. Evaluation of Erbium:YAG laser radiation of hard dental tissues: analysys of temperature changes, depth of cuts and structural effects. *Scanning Micrs.*, v.7, n.3, p.989-997, 1993.
42. PELAGALLI, J.; GIMBLE, C.B.; HANSEN, R.T.; SWETT, A.; WINN, D.W. Investigational Study of the Use of Er:YAG Laser Versus Drill for Caries Removal and Cavity Preparation – phase I. *J Clin Laser Med Surg*, New York, v.15, n.3, p.109-115, 1997.
43. PICININI, L.S. *Avaliação da Temperatura da Câmara Pulpar Durante Preparo Classe V com Laser de Er:YAG*. 2001 Dissertação (Mestrado Profissionalizante) Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares e Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo.

44. POWELL, L.; MORTON, T.H.; WHITSEANT, B.K. Argon laser oral safety parameters. *Lasers Surg Med.* v.13, n.5, p548-555, 1993.
45. 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*, Paris, v.17, n.3, p.179-186, Sept. 1989.
46. ROCHA, D.M. *Avaliação Clínica e Morfológica da Ação do Laser de Er:YAG Frente à Hipersensibilidade Cervical Dentinária*. 2001 Dissertação (Mestrado Profissionalizante) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares e Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo.
47. SCHAWLOW, A.L.; TOWNES, C.H. Infrared and Optical Masers. *Phys Rev* V.112, p.33-42, 1958.
48. SEMPRUM, A.C.; ALMEIDA, J.; PETERS, M.C.; NOR, J.E.; MYAKI, S.I.; TANJI, E.Y. The Effect of different Caries Removal Techniques on the Ultrastructure of Dentin. *J Dent Res*, Chicago, v.81, p.248, Mar. 2002 (resumo IADR n.1903).
49. STERN, R. H.; SOGNNARES, R.F. Laser beam on dental hard tissues. *J Dent Res*, Chicago, v.43, p.873, 1964 (resumo n.307).
50. SZNAJDER, A.J. *Avaliação In Vitro da Temperatura na Câmara Pulpar de Dentes Decíduos Durante a Aplicação do Laser de Er:YAG*. 2001 Dissertação (Mestrado Profissionalizante) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares e Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo.
51. TANJI, E.Y. *Estudo In Vitro da Variação de Temperatura em Dentina Irradiada com o Laser de Er:YAG – Análise Termográfica*. 2002 Tese (Doutorado - Dentística) – Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.
52. TANJI, E.Y.; GOW-SOARES, S.C; EDUARDO, C.P. Scanning Electron Microscopy Study of Root Canal Wall Dentin Irradiated With Er:YAG, Nd:YAG and Diode Lasers. In: CONGRESS OF THE EUROPEAN SOCIETY FOR ORAL LASER APPLICATIONS, 1, 2001, Vienna. *Abstracts...* Vienna:ESOLA, 2001, p.4.
53. TANJI, E.Y.; MATSUMOTO, K. The Comparative Study of the Morfological Changes of Dentin Surface After Nd:YAG, CO₂ and argon Lasers Irradiation. *J Jap Endod Assoc*, v.15, n.1, p.14-20, June 1994.
54. TAYLOR, R.; SHKLAR, G. ROEBER, F. The Effects of Laser Radiation on Teeth, Dental Pulp and Oral Mucosa of Experimental Animals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, St. Louis, v.19, n.6, p.786-795.
55. TEM CATE, A.R. *Oral Histology: development, structure and function*. 4ed. St. Louis: Mosby, 1994. 532p.

56. VISURI, S.R.; WALSH, T.T.; WIGDOR, H.A. Erbium Laser Ablation of dental Hard Tissue: Effect of Water Cooling. *Lasers Surg Med*, New York, v.18, n.3, p.284-300, 1996.
57. WETTER, N.U. *Fibra Óptica*. Apostila do Mestrado Profissionalizante *Lasers em Odontologia*, 2002.
58. WHITE, J.M.; FAGAN, M.C.; GOODIS, H.E.; Intrapulpal Temperature During Pulsed Nd:YAG Laser Treatment of Dentin, In Vitro. *J. Periodontol*, Birmigahan, v.65, n.3, p255-259. Mar. 1994.
59. YOUNG, M. *Óptica e Lasers*. Editora da Universidade de São Paulo, São Paulo, 1998.
60. YU, D.; POWELL, G.; HIGUCHI, W; FOX, J.L. Comparison of three lasers on dental pulp chamber temperature change. *J Clin Laser Med Surg*, New York, v.11, n.3, p.119-122, 1993.
61. ZACH, L.; COHEN, G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, v.19, n.4, p.515-530, Apr. 1965.
62. ZECELL, D.M.; CECCHIN, S.M.; PINOTTI, M.; EDUARDO, C.P. Temperature changes under Ho:YLF irradiation. In: INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON BIOMEDICAL OPTICS, *Proceedings...* v.2672, pp.34-9, 1996.



M22779



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](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.