



BR0645349



INIS-BR--4020



AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO

**“AVALIAÇÃO *IN VITRO* DA TEMPERATURA NA CÂMARA
PULPAR DE DENTES DECÍDUOS DURANTE APLICAÇÃO DO
LASER DE Er:YAG”**

ALEXANDRE JOSEPH SZNAJDER

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

Orientador:

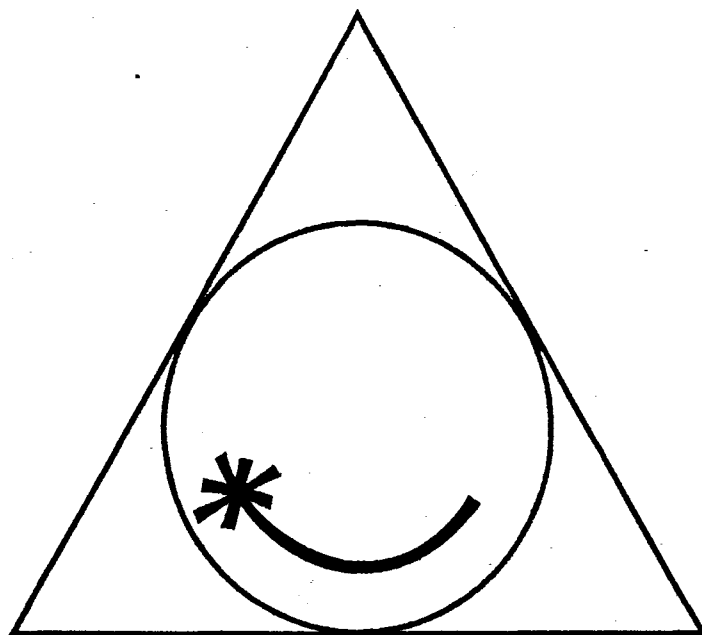
Prof. Dr. Edmir Matson

Co-Orientador:

Prof. Dr. Edison Puig Maldonado

**São Paulo
2001**





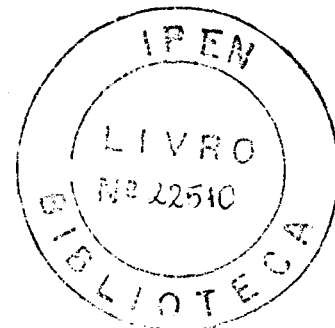
**MESTRADO PROFISSIONALIZANTE DE LASER EM
ODONTOLOGIA**

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

**“AVALIAÇÃO *IN VITRO* DA TEMPERATURA NA CÂMARA PULPAR DE
DENTES DECÍDUOS DURANTE APLICAÇÃO DO LASER DE Er:YAG”**

ALEXANDRE JOSEPH SZNAJDER

Dissertação apresentada para obtenção do
Grau de Mestre Profissional em Lasers em
Odontologia.



Orientador: Prof. Dr. Edmir Matson

Co-orientador: Prof. Dr. Edison Puig Maldonado

São Paulo

2001

DEDICATÓRIA

À vida, que sempre me faz aprender, e
a todos, que direta ou indiretamente,
tiveram boa vontade em me ajudar.

AGRADECIMENTOS

A Karen e Laura, mulheres de minha vida, por aceitarem minha ausência em momentos importantes.

Aos meus orientadores Profs. Drs. Edmir Matson e Edison Puig Maldonado.

A Abílio e Sueli Sznajder e Bruno, Flávio e Michelle Sznajder, Eric Feitler e Alessandra Berliner, querida família, sem os quais seria impossível realizar este trabalho.

Aos amigos Dalva Rocha, José Augusto Negrão, Rubens Guimarães e Redson Brandão, pelo incentivo e alegres momentos no curso.

Ao Prof. Dr. Gessé, pelo senso analítico e genialidade profissional.

Ao pioneirismo dos Profs. Drs. Nilson Dias Vieira e Carlos de Paula Eduardo.

Ao Dr. Orlando Chevitaese pelo conhecimento e ajuda.

Aos queridos Sandra, Cida, Fernando e Liliane, pela inestimável ajuda em momentos difíceis.

RESUMO

O laser de Er:YAG tem sido estudado e é cada vez indicado mais na Odontologia. Entretanto, o seu uso em dentes decíduos não tem merecido a atenção que é atribuída aos dentes permanentes, em que pese a dentição decídua ocorrer em uma fase da vida em que tem maior importância que seus substitutos. Em função disso, este estudo objetiva identificar os parâmetros adequados aos procedimentos clínicos em dentes decíduos, usando protocolos já consagrados em dentes permanentes. O estudo foi conduzido de forma a se assemelhar ao máximo possível com condições de utilização clínica do laser. Foram analisados cinco grupos, com diferentes energias e frequências. Cada grupo foi composto de 10 primeiros molares decíduos superiores direitos, selecionados aleatoriamente. As energias e taxas de repetição utilizadas para cada grupo foram: 60 mJ/15 Hz, 250 mJ/2 Hz, 250 mJ/15 Hz, 400 mJ/6 Hz e 500 mJ/2 Hz. Os resultados obtidos indicam que o emprego do laser de Er:YAG, na Odontopediatria é eficaz e seguro para as energias e taxas de repetição investigadas neste trabalho .

Abstract

The Er:YAG laser technology has been thoroughly studied, since its invention, and has been increasingly recommended in Dentistry. However, its use in deciduous teeth has not been deserving the equivalent attention to its counterpart in permanent teeth, despite of the deciduous teething occur in a phase of life in which it has a far more importance than its substitutes. For that reason, this study aims to identify the suitable parameters to the clinic procedures in deciduous teeth, using the already established protocols in permanent teeth. The study was lead in a way to resemble the most the conditions of the clinical use of the laser. Five groups were analyzed using different energy densities and repetition rates.

Each group was composed of 10 first superior right deciduous molars randomly selected. The energy densities and repetition rates used for each group were: 60mJ 15Hz, 250mJ 2Hz, 250mJ 15Hz, 400mJ 6Hz and 500mJ 2Hz. The results obtained allowed us to conclude that the use of the Er:YAG laser in Odontopediatrics is effective, safe and secure and the main reason for its recommendation is the low transfer of heat to the adjacent tissues of the applied surfaces.

Lista de abreviaturas e siglas

Ho:YAG – Hólmio:ítrio-Alumínio-Granada

Er:YAG – Érbio: ítrio-Alumínio-Granada

Nd:YAG – Neodímio: ítrio-Alumínio-Granada

Er,Cr:YSGG – Érbio,Cromo: Ítrio-Escândio-Gálio-Granada

CO₂ – Dióxido de Carbono

NaCl – Cloreto de Sódio

µm – micrometro

mm – milímetro

cm² – centímetro quadrado

ms – milisegundo

W – Watt

J – Joule

mJ – milijoule

Hz – Hertz

% - porcentagem

°C – grau Celsius

mV – milivolt

s - segundo

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	1
2. O DENTE DECÍDUO ^{2,3,4,5}	4
2.1 - Características	4
2.2 - O esmalte	5
2.3 - A dentina ^{6,12,13}	6
2.4 - A polpa ¹⁴	7
3. OBJETIVOS	10
4. REVISÃO DA LITERATURA.....	11
5. MATERIAIS E MÉTODOS.....	23
6. RESULTADOS	27
6.1 - Análise Descritiva	27
6.1.1 - Trepanações	27
6.1.2 - Experimento 60mJ 15Hz.....	28
6.1.3 - Experimento 250mJ 2Hz.....	29
6.1.4 - Experimento 250mJ 15Hz.....	32
6.1.5 - Experimento 400mJ 6Hz.....	34
6.1.6 - Experimento 500mJ 2Hz.....	36
6.2 - Comparação entre os experimentos.....	38
6.3 - Análise Inferencial	42
7. DISCUSSÃO	45
8. CONCLUSÃO.....	48
9. BIBLIOGRAFIA	49

1. Introdução

A ciência vem evoluindo, com o passar dos anos, através de conhecimentos alcançados por meio de pesquisas e de descobertas e invenções. Nas áreas biomédicas, tal evolução tem trazido inúmeros benefícios, como novos medicamentos, técnicas de tratamento e equipamentos. Entre os vários desenvolvimentos obtidos pela ciência, a tecnologia LASER (no Anexo 1 estão sumariados os fundamentos dessa tecnologia) vem modernizando e facilitando cada vez mais o dia-a-dia nas mais diversas áreas, inclusive no campo da Biomedicina, do nosso interesse direto.

O laser – *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation* – tem características especiais e diferentes da luz comum. A monocromaticidade, coerência, direcionalidade, capacidade de focalização e emissão de altas densidades de energia são características que permitem sua utilização na área biomédica, em particular como instrumento coadjuvante em terapias e diagnósticos. Em realidade, em muitos procedimentos, seu uso tem sido mesmo como conduta principal e até insubstituível, fazendo com que o tempo de trabalho diminua, a resposta pós-operatória seja mais rápida e previsível ou o diagnóstico mais preciso. Na Odontologia, em especial, os efeitos do laser sobre os tecidos moles e duros vêm se mostrando muito úteis e promissores. Tais efeitos podem ser: vaporização, coagulação e hemostasia, corte, ablação, fusão e até desinfecção ou esterilização dos tecidos irradiados.

Para as aplicações na área médica, é necessário bem compreender a interação dos diversos tecidos biológicos com o laser, tornando-se fundamental entender os processos e conceitos físicos envolvidos, o que leva a um aumento do intercâmbio entre a Física e a Biomedicina e faz com que as perspectivas de aplicações do laser se tornem cada vez mais promissoras.

As primeiras tentativas de utilização de um laser em Odontologia (1964) são contemporâneas ao desenvolvimento do laser de rubi, em 1960. Logo, no entanto, verificou-se a inadequação desse tipo de laser para aplicação odontológica, pois carbonizava os tecidos, em razão do que foi abandonado.

Com o surgimento dos lasers de cristais dopados com terras raras e dos lasers gasosos, entretanto, os estudos e experimentos voltaram a ser feitos e os resultados passaram a ser mais promissores.

Até há poucos anos, os efeitos do laser em tecidos duros eram o grande obstáculo ao uso da técnica, principalmente por conta do aumento de temperatura e dos danos subseqüentes que provocava nas estruturas adjacentes ao local de aplicação e nas estruturas dentais, como as carbonizações e fusões descontroladas, causadoras de trincas, fissuras, rachaduras e danos térmicos à polpa. Com os avanços da pesquisa e do desenvolvimento tecnológico dos equipamentos de laser, bem como das técnicas de utilização, contudo, boa parte dos efeitos indesejados relativos ao aumento de temperatura tem sido superada.

Em 1997, a *Food and Drug Administration* (FDA), órgão responsável pelo controle médico nos Estados Unidos, aprovou a utilização do laser de Érbio (Er:YAG) em tecidos duros e no preparo cavitário, o que significou um imenso salto na quantidade de pesquisas relativas à remoção de tecido dental. O laser de Érbio, instrumento da presente investigação, apresenta emissão no comprimento de onda de $2,94\mu\text{m}$, que coincide com um dos picos de absorção da água – maior constituinte do corpo humano, com cerca de 70 % da massa corpórea total – e da hidroxiapatita – maior componente do tecido dental e ósseo. Essa característica faz com que o laser de Érbio possa ser utilizado em quase todas as especialidades odontológicas. Contudo, esse comprimento de onda, embora extremamente efetivo sobre os tecidos, ainda enfrenta alguns problemas de ordem técnica e tecnológica, como a sua transmissão através de fibras ópticas comuns de sílica – o que traz dificuldades e aumento de custo para o sistema de entrega do feixe –, o seu tamanho e o preço do equipamento.

Uma das grandes preocupações da Odontologia tem sido quanto aos cuidados que devem ser tomados e até onde se pode aquecer um dente durante o processo de remoção de cárie, preparo cavitário ou preparo protético, sem infligir injúrias irreversíveis à polpa. A literatura a respeito já é bastante ampla, tanto no que se refere ao uso da turbina de alta rotação, quanto ao do

laser. A grosso modo, porém, está restrita aos dentes permanentes. A dentição decídua não tem merecido atenção igual àquela que é dada aos dentes permanentes, mesmo por parte dos profissionais da área, possivelmente pelo entendimento de que se encontra no meio bucal por tempo relativamente curto.

Essa dentição ocorre, porém, em uma ocasião em que esses dentes têm muita importância funcional, não se devendo deixar de citar que eles devem permanecer, em média, dos 4 meses até os 12 ou 13 anos, quando perdemos os últimos dentes decíduos – época esta em que o ser humano possui o maior crescimento e desenvolvimento proporcional. Daí, uma das principais indicações do laser é a aplicação em Odontopediatria, em razão da possível diminuição da utilização da turbina de alta rotação e do anestésico local injetável, o que poderá contribuir marcadamente para a redução do sofrimento e para a diminuição geral da tensão causada na criança e no profissional durante o atendimento.

De uma maneira geral, as aplicações do laser em Odontologia estão se ampliando e incorporando ao cotidiano, acompanhando o desenvolvimento científico e tecnológico e a redução de custos. Isto justifica nosso objetivo maior, de contribuir para que o laser passe do estágio de técnica alternativa e coadjuvante para o do tratamento convencional e habitual, como ocorre em várias outras áreas médicas, pelo que impõe-se ampliar e aprofundar as pesquisas e desenvolvimentos das interações do laser com os dentes, em particular com a dentição decídua.

Demonstra isso a conclusão de TARTAX¹ et al. (2001); em estudo com preparos cavitários com o laser de Er:YAG em dentes decíduos, esses autores concluíram que as vantagens do laser referentes à redução de ruído, vibração, pressão e à não utilização de anestesia são muito importantes durante o preparo cavitário no tratamento de processos cariosos.

2. O Dente Decíduo^{2, 3, 4, 5}

É suposto que os profissionais que se dedicam ao atendimento de crianças conheçam todos detalhes anatômicos da dentição decídua, uma vez que grande parte de seu trabalho clínico será desenvolvido nesses dentes. O simples exemplo de que o volume e a forma da câmara coronária são importantes quando se faz qualquer espécie de terapia pulpar bem ilustra a necessidade de se conhecer seus detalhes anatômicos, a seguir revistos de forma breve.

2.1 - Características

Os dentes decíduos começam a fazer sua erupção por volta de 6 meses de vida da criança e a dentição se completa aproximadamente aos trinta meses, quando se dá a oclusão dos segundos molares. Têm tamanho de cerca de 1/3 do tamanho dos dentes permanentes e ciclo de vida relativamente curto, pois sofrem esfoliação e substituição pelos permanentes no período compreendido entre os 6 e 13 anos de idade das pessoas. Em que pese isso, entretanto, são de vital importância na preparação mecânica do alimento da criança, para que ela possa digeri-lo e a assimilá-lo de forma adequada, durante um dos períodos mais ativos do seu crescimento e desenvolvimento.

Outra função de extrema importância desses dentes é manter o espaço nos arcos dentais e estimular o crescimento da maxila e da mandíbula, por meio da mastigação, de movimentos mandibulares e de estímulos às musculaturas perioral e facial, para que os dentes permanentes tenham espaço para erupção, sem apinhamentos e disfunções ósseas e oclusais. Vale também ressaltar a importância dessa dentição no desenvolvimento da fonação, pois é ela que dá à criança maior facilidade na pronúncia de fonemas linguodentais, labiodentais e alveolares, correspondentes às consoantes t, d, f, v, n, s e z.

Os dentes decíduos são menores, em todas as suas dimensões, que os dentes permanentes correspondentes. Neles, o esmalte tem uma coloração branca mais clara e mais opaca do que a dos dentes permanentes – o que resulta em uma cor branco azulada uniformemente distribuída por toda a coroa

–, e é mais permeável e mais facilmente desgastável do que o esmalte dos dentes permanentes, cujo grau de permeabilidade é diminuído após o início da reabsorção radicular. A espessura do esmalte é menor e ele é mais fino que nos dentes permanentes, girando em torno de 0,5 a 1,0mm, enquanto que nos dentes permanentes é de 1,5 a 2,5mm.

O esmalte dos dentes decíduos tem espessura igual ou quase igual em todas as faces da coroa, terminando abruptamente ao nível do colo. Na porção cervical, os prismas de esmalte se inclinam oclusalmente ao invés de orientarem-se gengivalmente como ocorre nos permanentes. As câmaras pulpares são mais amplas, proporcionalmente às suas coroas, do que nos dentes permanentes, e acompanham a morfologia externa das respectivas coroas. Os cornos pulpares, especialmente os cornos mesiais, são mais altos nos molares primários. Nos dentes temporários existe menos estrutura dental (dentina) para proteger a polpa do que nos dentes permanentes. Na fossa oclusal dos molares primários, a espessura da dentina é maior sobre a parede pulpar, relativamente à área do corno. O canal radicular dos dentes decíduos é muito delgado.

2.2 - O esmalte

O esmalte forma um revestimento protetor de espessura variável sobre toda a superfície da coroa. Devido ao seu arranjo cristalino e alto índice de sais minerais, é o mais duro tecido do corpo humano, sendo sua principal função a de formar um revestimento resistente no dente, tornando-o apropriado à mastigação. No entanto, a estrutura e dureza do esmalte tornam-no quebradiço.

A composição química do esmalte ainda é tema muito controverso.

Segundo SHARAWY e YAEGER⁷ (1986), consiste principalmente de matéria inorgânica semelhante à apatita – cerca de 96% da massa e 92% do volume – e apenas uma pequena quantidade de matéria orgânica e água – cerca de 4% da massa e 8% do volume. ELLIOTT⁸ (1994) encontrou uma concentração de apatita de 98% da massa e 96% do volume, valores bem superiores aos encontrados anteriormente por BRUNDEVOLD e SÖREMARK⁹

(1967): de 95% da massa e 87% do volume. Quanto à água, encontrou uma concentração de 4% da massa e concluiu que ela estava associada à apatita de alguma maneira ainda não explicada. Já FEATHERSTONE e SILVERSTONE¹⁰, em 1985, encontraram valores para as apatitas, carbonatos e minerais de 96% da massa e de 85-88% de volume; para a água, foram encontrados valores de 2-3% da massa e 6-10% de volume; e, para a matéria orgânica, de 1% da massa e 2-3% de volume. A matéria inorgânica do esmalte é semelhante à apatita; no entanto, a natureza da matéria orgânica do esmalte ainda é apenas parcialmente compreendida.

O esmalte dos dentes decíduos compõe-se de 95% de material inorgânico e pouca quantidade de água e material orgânico, tanto em massa (95%, 4% e 1% respectivamente) como em volume (86%, 12% e 2%)¹¹. O componente orgânico consiste principalmente de apatita em suas formas hidróxido, flúor e carbonato.

Uma importante propriedade física do esmalte, observada por SHARAWY e YAEGER⁵, diz respeito à sua permeabilidade. Utilizando traçadores radioativos, os autores constataram que o esmalte pode atuar até certo ponto como uma membrana semipermeável, permitindo a passagem parcial ou completa de certas moléculas e corantes originados da saliva e da polpa.

O esmalte tem como estrutura fundamental os prismas, que possuem uma aparência clara e cristalina, permitindo a livre passagem da luz. Em corte transversal, à microscopia de luz, apresentam um contorno hexagonal que lembra escamas de peixe. Os prismas originam-se geralmente em ângulo reto em relação à superfície da dentina. Nos dentes decíduos, contudo, têm um curso aproximadamente horizontal, próximo à borda incisal ou à ponta de cúspide, mudando sua direção e tornando-se oblíquos e praticamente verticais nas bordas ou pontas de cúspides.

2.3 - A dentina ^{6,12,13}

Diferentemente do esmalte, que consiste de um tecido extremamente mineralizado, a dentina apresenta composição mais heterogênea, com cerca de 70% de material inorgânico (cristais de hidroxiapatita), 18% de material orgânico

(colágeno) e 12% de água, em massa . Volumetricamente, a diferença com o esmalte evidencia-se mais ainda, pois este constitui-se de 85% de material inorgânico, enquanto a dentina tem 55%, indicando ser muito mais rica em água e material orgânico.

A dentina é caracterizada como sendo um tecido duro com túbulos em toda a sua espessura. Sua composição química consiste de 35% de matéria orgânica e água e 65% de matéria inorgânica. A matéria orgânica é feita basicamente de fibras colágenas e mucopolissacarídeos, enquanto a matéria inorgânica consiste de hidroxapatita, fosfatos, carbonatos e sulfatos. Constitui a massa principal do dente e, uma vez que se forma antes do esmalte, é o que determina a forma da coroa, incluindo as cúspides e bordas incisais, dando ao dente sua forma geral.

Como tecido vivo, contém em seus túbulos prolongamentos de células especializadas – odontoblastos – que, embora estando localizadas ao longo da superfície pulpar da dentina, são consideradas morfológicamente células da dentina, pois não só produzem este tecido – a dentina é considerada como um tecido conjuntivo diferenciado – como seus prolongamentos estão por dentro dela. Diferentemente do esmalte, que é muito duro e quebradiço, a dentina é elástica e passível de leve deformação e seu menor conteúdo de minerais a torna mais radiolúcida que o esmalte.

A dentina é depositada pela polpa durante toda a vida do indivíduo e é capaz de reagir a estímulos fisiológicos e patológicos, provocando alterações reparatórias na superfície pulpar subjacente a uma área onde os prolongamentos dos odontoblastos tenham sido lesionados.

2.4 - A polpa¹⁴

A polpa dental ocupa a porção central de cada dente e é constituída por tecido conjuntivo frouxo, localizado na denominada câmara pulpar, esta envolvida pela dentina, alojando os corpos celulares dos odontoblastos.

Anatomicamente, a polpa divide-se em coronária, localizada na coroa dos dentes, e radicular, na raiz do dente. Composta por células, vasos, nervos,

fibras e substância intercelular, a polpa dental geralmente permanece sã durante a vida, a menos que o suprimento sangüíneo, que é feito principalmente pelas conexões apicais, seja interrompido por excessiva força ortodôntica ou trauma agudo. Acompanhando a distribuição dos vasos sangüíneos, tanto na entrada como no interior da câmara pulpar, há um abundante presença de feixes nervosos.

A polpa desempenha papel fundamental no dente, desde o seu desenvolvimento até a sua proteção. O primeiro papel da polpa é como indutora na diferenciação do epitélio bucal em lâmina dentária; as células pulpares produzem a dentina, que envolve a polpa, assim protegendo-a. A polpa mantém a dentina nutrida através dos odontoblastos e seus prolongamentos, por intermédio do complexo vascular sangüíneo. O seu vasto suprimento de feixes nervosos responde pelos estímulos sensoriais do dente provocados por variações de pressão e de temperatura – frio, quente –, agentes químicos e procedimentos operatórios.

A maioria das condições patológicas inicia-se com a remoção de uma ou de ambas as barreiras de proteção pulpares, quer por cárie dental, quer por fratura, erosão ou abrasão. A perda de uma dessas barreiras resulta na comunicação do tecido pulpar com a cavidade bucal através dos canálculos dentinários. Sob essas condições, injúrias térmicas, bacterianas, mecânicas ou químicas podem atuar sobre a polpa, levando-a a produzir dentina reparadora na região afetada, na tentativa de isolar-se da fonte de irritação. Embora a parede dentinária rígida possa ser considerada como protetora, ela também pode, em algumas situações, comprometer toda a existência do complexo. Durante a inflamação, o acúmulo do excesso de exudato e fluido tissular dentro de paredes inelásticas pode levar ao colapso parcial ou total da polpa, resultando então uma necrose pulpar.

Quando se estuda a anatomia dos dentes decíduos, observa-se que eles se assemelham, de forma geral, aos dentes permanentes, diferenciando – se em alguns detalhes, cujo conhecimento torna-se importante para o tratamento pulpar^{15,16}.

Os dentes decíduos são menores do que os permanentes em todas as dimensões, numa relação aproximada de 1:3. As camadas de esmalte e dentina são mais delgadas e menos mineralizadas. A câmara pulpar é, proporcionalmente, mais ampla que a dos dentes permanentes e os cornos pulpares são mais proeminentes, que facilitam a exposição da polpa por cárie dentária ou por lesão traumática ou acidental.^{14, 15}

3. Objetivos

Os objetivos deste estudo são:

- avaliar *in vitro* a temperatura na câmara pulpar durante a aplicação com laser Er:YAG, variando os parâmetros de irradiação;
- identificar os parâmetros ótimos de irradiação para procedimentos clínicos em dentes decíduos.

4. Revisão da Literatura

STERN e SOGNAES¹⁷ (1964) estudaram a vaporização do esmalte dental pelo laser de rubi, obtendo cavidades com esmalte fundido e vitrificado. Verificaram que, na dentina, em idênticas condições de irradiação, as cavidades eram maiores e com sinais de carbonização.

TAYLOR¹⁸ e outros (1965) publicaram um dos primeiros trabalhos que relatam os efeitos da luz laser sobre polpa do dente. Os autores utilizaram o laser de rubi com ponta de 0,5mm de diâmetro e pulso com duração de 0,003 segundos em molares de *hamsters* de 2 a 3 meses de idade. Relataram que os animais receberam irradiação de 35J na face vestibular dos incisivos. Sacrificados após 3 dias de experimento, apresentaram o tecido pulpar com alterações acentuadas (necrose hemorrágica e infiltrado inflamatório de polimorfonucleares). Com irradiação de 55J, as alterações foram mais evidentes, com a polpa apresentando-se necrótica. Revelaram também que, após 7 dias, a polpa irradiada a 35J de energia apresentou evidências de reparação, caracterizada pela inflamação e áreas de necrose; e, com 55J, as polpas apresentaram-se necrosadas.

STERN¹⁹ e outros (1969) realizaram um experimento em dentes de chimpanzés com 5 anos de idade, utilizando o laser de rubi pulsado, com ponta de 0,5mm de diâmetro. Relataram que os incisivos e caninos superiores do lado esquerdo foram irradiados com 12J, que equivalem a uma densidade de energia de aproximadamente 60J/cm², e os incisivos e caninos inferiores do lado esquerdo e primeiro molar superior do lado esquerdo, com 23J ou aproximadamente 111J/cm². Concluíram que o aspecto tecidual não revelou alterações histológicas entre os tecidos do grupo experimental e do de controle, referindo que houve um pequeno aumento do número de células em função do aumento na energia de 12 para 50J.

MELCER²⁰ e outros (1985) verificaram os efeitos do laser de CO₂ contínuo sobre a polpa dental de macacos e cães, utilizando uma potência de 3W com oito aplicações de mesma duração, de 0,2 - 0,4 - 0,6 - 0,8 - 1 e 2s, na

superfície de preparos cavitários classe V, com uma ponta de 300µm de diâmetro. Após um mês de acompanhamento, não encontraram alterações no tecido pulpar com aplicações de 0,2s; com aplicações de 0,6s, foi observada a formação de nova dentina de crédito mineralizada, com 150µm de espessura; e, com aplicações de 2s, não houve ativação celular e conseqüentemente dentinogênese visível na parede da câmara pulpar. Os autores concluíram assim que, em baixas potências e curtos períodos de emissão, o laser de CO₂ induz uma produção rápida e constante de dentina reparadora, sem alterações visíveis do tecido pulpar.

FRANQUIN e SALOMON²¹ (1986) avaliaram as reações pulpares de pré-molares pela irradiação do laser de CO₂ com potência de 3W. Os autores relataram que nos períodos de 15, 30, 50 e 80 dias não ocorreu nenhuma sintomatologia clínica pós-operatória nos dentes tratados, e o exame histológico demonstrou alterações inflamatórias reversíveis, com a ausência de processos e produção de dentina reparadora.

ADRIAN²² e outros (1971), utilizando um laser de rubi pulsado com uma ponta de 1mm de diâmetro e pulso de 1,3ms, realizaram um estudo para avaliar os efeitos da irradiação do laser sobre a face vestibular de dentes incisivos de cães e as possíveis alterações pulpares. Notaram áreas hemorrágicas, edema e necrose por coagulação dos odontoblastos e infiltrados celulares inflamatórios. Os autores mencionam que, com a densidade de energia utilizada (entre 1880 a 2330J/cm²), não houve a formação de crateras no esmalte e que, com potências maiores, poderia haver necrose pulpar e alterações do esmalte.

Também ADRIAN²³ (1977) aplicou o laser de Nd:YAG pulsado em dentes de macacos, para verificar possíveis alterações pulpares. O autor utilizou uma ponta com 1mm de diâmetro a uma distância focal de 2mm acima da linha gengival da superfície vestibular dos dentes experimentais (incisivos superiores). Os dentes foram examinados histologicamente e observou-se que, mesmo em altas densidades de energia (4.494J/cm² ou acima), uma parte do tecido pulpar apresentou-se normal, concluindo que o laser de Nd:YAG causa danos menores à polpa, quando comparado ao laser de rubi.

GORDON^{24,25} (1966) relata a formação de pluma de ablação composta por estrutura dental em estado ionizado e descreve também o preparo de cavidades, assim como material denso e amorfo na superfície do esmalte, referindo-se ao laser como possível substituto das brocas sem, no entanto, se referir a nenhum estudo sobre aumento de temperatura da polpa.

STERN e SOAGNNAES²⁶ (1970) reportaram estudos com o laser de CO₂ pulsado, que se mostrou mais promissor que o laser de rubi com relação a alterações na superfície do esmalte, visto que seu comprimento de onda coincide com um dos picos de absorção da hidroxiapatita e também possui uma excelente absorção pela água.

LAUNAY²⁷ e outros (1987) compararam os efeitos dos lasers de Nd:YAG, argônio e CO₂, sobre a polpa dental e notaram que o laser de Nd:YAG provocou uma elevação de temperatura na câmara pulpar, atravessando as camadas de esmalte e dentina. Os efeitos do laser de argônio foram inconsistentes, dependendo da superfície do esmalte ser limpa ou não. Com o laser de CO₂ foi verificado um pequeno aumento na temperatura da câmara pulpar.

MELCER²⁸ e outros (1987) pesquisaram a ação do laser de CO₂ sobre o tecido dentino-pulpar em dentes de macacos e de cães, com preparos cavitários classe V, e concluíram que este laser aplicado tanto na dentina como no tecido pulpar permite, em certas condições, a conservação da vitalidade pulpar, dependendo da quantidade de energia aplicada.

NEIBURGUER e MISERENDINO²⁹ (1988) avaliaram a temperatura da câmara pulpar de molares durante a irradiação com o laser de CO₂, empregando potências de 3, 6, 9, 12, 15, 18, 21 e 24W com um pulso único de 0,5s. Os autores afirmaram que, com potências menores que 9W, não foi detectado aumento na temperatura da câmara pulpar e que, com potências entre 9 e 24W, o aumento da temperatura variou de 0,5 a 3,5°C, níveis estes abaixo do limiar que provocaria qualquer dano ao tecido pulpar.

POWELL³⁰ e outros (1988) utilizaram o laser de CO₂ com potências variando de 2,5 a 10W, tempo de exposição de 0,02 a 1,0s e energia de 0,08 a 8,0J, em dentes de cães, que foram extraídos 48 horas e 30 dias após a

irradiação com o laser. Os resultados demonstraram que nas irradiações com energias superiores a 3,5J houve dano na estrutura pulpar.

RENNEBOOG-SQUILBIN³¹ e outros (1989) compararam os aumentos de temperatura pulpar causados por irradiação do laser de argônio, por água quente e por preparos cavitários com brocas diamantadas de alta rotação e refrigeração com jato de ar/água. Concluíram que, com água quente e alta rotação, o aumento da temperatura na câmara pulpar foi sempre maior que aquele causado pela exposição ao laser de argônio.

ANIC³² et al. (1992) mediram o aumento da temperatura na câmara pulpar em molares humanos irradiados com um laser de CO₂. Concluíram que o laser de CO₂ com potências de 0,5 a 1,0W e 10 s de irradiação pode vaporizar e carbonizar o tecido dentinário; no entanto, o aumento da temperatura de 4°C indica que não ocorre injúria térmica ao tecido pulpar.

A remoção de cárie com laser foi demonstrada por MEYERS^{33,34} (1985 e 1988) e por KUMAZAKI et al.³⁵ (1992) com o laser de Nd:YAG. O grande passo na remoção de tecido cariado, entretanto, foi a utilização do laser de Er:YAG, devido à coincidência de seu comprimento de onda com um dos picos de absorção da água. Isso facilitou e intensificou a remoção do tecido dental através do processo de ablação, que são microexplosões através do rápido aquecimento de porções de água entremeadas ao tecido, como demonstrado por KELLER e HIBST³⁶ (1992).

Outro aspecto interessante relatado por KUMAZAKI³⁷ (1992) foi quanto à efetividade do laser de Er:YAG comparado ao ataque ácido promovido pelo ácido fosfórico convencional.

O aumento de temperatura da câmara pulpar passou a ser estudado principalmente a partir da utilização de novos métodos de remoção de tecido dental, mais eficientes e rápidos, em geral gerando mais calor e aumentando a temperatura nos tecidos adjacentes à remoção. Assim é com o laser: como, durante a remoção, é necessário uma densidade de energia relativamente alta e essa energia é transformada em calor, o calor tende a se dispersar nas estruturas adjacentes ao tecido removido, por difusão.

Um grande aliado do uso das técnicas em questão no que toca à difusão térmica é a baixa condutividade térmica dos elementos dentários duros. BROWN e outros³⁸ (1970) obtiveram os valores de condutividade reproduzidos na tabela abaixo:

	Densidade (g/cm ³)	Condutividade térmica [cal (s.cm.°C)]	Difusão térmica (cm ² /s)
Esmalte	2,8	$2,23 \times 10^{-3}$	$4,69 \times 10^{-3}$
Dentina	1,96	$1,39 \times 10^{-3}$	$1,87 \times 10^{-3}$

Os valores acima mostram que a condução térmica no esmalte é mais rápida que na dentina, causando sempre um "stress" mais intenso no esmalte do que na dentina, normalmente levando-o a trincar-se. As medidas obtidas na dentina têm pequenas variações de posição dos túbulos, que não são estatisticamente significativas.

Em que pese nenhum trabalho comprobatório nesse sentido ter sido encontrado de 1965 até os dias de hoje, é de aceitação consagrada que os dentes decíduos possuem características que interferem, e muito, na difusão térmica do calor através das estruturas dentárias duras, que são: a espessura do esmalte e dentina nos decíduos é menor que nos dentes permanentes, por isso uma câmara pulpar mais ampla, e a composição de água é maior nas estruturas duras. No entanto, como o tecido da câmara pulpar de ambos os tipos de dente é semelhante, podemos traçar uma analogia sobre o que pode acontecer com o excesso de aquecimento desse tecido.

ZACK e COHEN³⁹ (1965), estudando o aumento de temperatura na câmara pulpar, verificaram que para um aumento de aproximadamente 2,2°C o tecido pulpar permanece histologicamente normal em relação ao grupo controle, enquanto que com uma elevação de aproximadamente 5,5°C inicia-se a destruição dos odontoblastos, havendo cerca de 15% de necrose no tecido pulpar; com aproximadamente 11°C de elevação de temperatura deu-se uma grande destruição de odontoblastos e necrose de cerca de 60% de tecido

pulpar; e, com um aumento de aproximadamente 17°C, houve 100% de necrose do tecido.

SEREBRO⁴⁰ e outros (1987) utilizaram o laser de CO₂ em dentes de ratos, com potências de até 65W e radiações com duração de 0,2s. Os animais foram sacrificados com 0 hora, 48 horas e 7 dias. Concluiu-se que o pulso de 0,2s com potência de até 10W parece ser o limite de segurança da preservação da vitalidade pulpar.

POWELL e outros⁴¹ (1993), em estudos com laser de Argônio, confirmaram os resultados obtidos por ZACK e COHEN²⁹ quanto aos danos no tecido pulpar encontrados quando a temperatura na câmara pulpar se eleva em cerca de 5,5°C, sendo que, com o laser de Argônio, as temperaturas foram obtidas quando utilizadas densidades de energia de cerca de 900J/cm².

SELTZER e BENDER⁴² (1973) também observaram sérias injúrias ao tecido pulpar com um aumento de temperatura de cerca de 5°C.

HIBST e KELLER⁴³ (1990), com um laser de Er:YAG, obtiveram um aumento de 5°C em resposta a um aumento de três vezes da energia irradiada, enquanto que, ao aumentarem em três vezes a taxa de repetição de emissão, o aumento de temperatura foi de cerca de 14°C. Ora, como o aumento de temperatura é diretamente ligado à energia irradiada, com um aumento da taxa de repetição da emissão do laser, o aumento da temperatura é muito maior do que quando se aumenta a densidade de energia incidente sobre o mesmo. Conclui-se, portanto, que o uso do laser de Er:YAG pode resultar em temperaturas que causam danos ao tecido pulpar. Entretanto, com a escolha correta de parâmetros como energia, taxa de repetição e perfil do feixe, o dano pode ser evitado. Isto sugere que, antes de testes clínicos, o laser deveria ser mais estudado com relação à temperatura.

WHITE et al.^{44,45,46}, com o laser de Nd:YAG, JEFFREY et al.^{47,48}, com o laser de CO₂, e PAGHDIWALA et al. (1993)⁴⁹, com o laser de Er:YAG, relataram que dentes com menor espessura remanescente de tecido dentinário duro apresentam maior elevação de temperatura no tecido pulpar. Por isso, as espessuras devem ser analisadas quando determinamos energias e taxa de

repetições de irradiação. Como dentes decíduos possuem espessuras-padrão menores que as dos dentes permanentes, devemos nos dedicar a esse aspecto com mais profundidade.

PAGHDIWALA e outros⁴³ concluíram ainda que a temperatura está diretamente ligada ao aumento da potência e tempo de exposição e que o fluxo de água durante o preparo resulta em uma ablação mais eficiente, menores temperaturas e mínimo dano estrutural.

É importante salientar que o grande problema do tecido pulpar, como dito anteriormente, é estar envolvido por tecidos que não oferecem boa condução de calor e que, por isso, a difusão térmica se torna difícil, causando um aumento de temperatura por um período relativamente longo, podendo, como consequência, causar dano ao tecido pulpar.

WHITE et al.⁵⁰ (1992), após comparação do efeito térmico do laser de Nd:YAG, da turbina refrigerada à água e de café quente no esmalte e na dentina, concluiu que a variação com o laser foi menor que com as turbinas, para curtos períodos de exposição com energias e taxas de repetição reduzidas – 1W, 10Hz, 100mJ/s – sendo que estes parâmetros foram suficientes para remoção de tecidos orgânicos e fusão de substâncias inorgânicas.

GOODIS et al.⁵¹ (1992) e WHITE et al.⁵² (1993), irradiando superfícies de dentes com o laser de Nd:YAG, concluíram que todos os dentes apresentaram-se vitais e assintomáticos no período de estudo e acompanhamento.

WINGDOR et al.⁵³ (1993), após comparação entre os lasers de CO₂, Nd:YAG e Er:YAG, concluíram que o laser de Er:YAG é o que tem efeitos mais similares aos da turbina de alta rotação, tanto micro como macroscopicamente, mas assinalaram que essas considerações deveriam ser reestudadas.

Ainda WINGDOR⁵⁴ et al. (1993) concluíram que, durante a aplicação do laser de Er:YAG para ablação, é necessário utilizar água para o resfriamento mas, ao mesmo tempo, por interferência desta, existe uma perda na eficiência de ablação do laser, estimada na ordem de 20%, com o que concordam PAGHDIWALA e associados⁴³, antes citados.

WHITE⁵⁵ et al. (1994) avaliaram a resposta pulpar em molares humanos após preparo cavitário convencional, com alta rotação e irradiação com laser de Nd:YAG pulsado com potências de 0, 0,5, 1, 2, 3W e 10 Hz durante 2 minutos. Concluíram que, com potências inferiores a 2 W e 10 Hz, o laser de Nd:YAG não causou efeitos térmicos adversos ao tecido pulpar.

SEKINE et al.⁵⁶ (1994), em estudo comparativo da reação pulpar em cães após preparo cavitário classe V executados com o laser de Er:YAG e com turbina de alta rotação, concluíram que a resposta pulpar dos dentes tratados com laser foram satisfatórias e que nenhuma carbonização ou fratura foi observada.

HIRATA et al.⁵⁷, também em 1994, em estudo em dentes humanos irradiados com o laser de Nd:YAG com potências variando entre 0,45 e 3,4W, taxas de repetição de 10 a 20Hz, duração de 2s e irradiando dentes com espessura de 0,5 a 2,0mm, concluiu que nos espécimes de 0,5mm, com a potência de 3,4W, havia um aumento de temperatura da ordem de 14,4°C. Nos espécimes com espessura igual ou superior a 1,0mm, o aumento de temperatura não ultrapassava a 2°C. Estes resultados sugerem que, em uma utilização clínica em dentes com espessuras maiores que 1,0mm, a polpa não sofreria nenhum tipo de injúria grave causada por efeito térmico.

Em 1994, ARCORIA et al.⁵⁸, em estudos realizados com aplicações do laser de Nd:YAG em dentes de ratos, conclui que, com níveis de potência acima de 2,4W, a superfície do esmalte dental apresentou-se mais irregular do que com parâmetros de energia mais baixos e que as implicações clínicas deste resultado indicam que uma alta taxa de repetição do laser pode induzir a uma modificação da superfície do esmalte, sem com isso causar concomitantemente algum tipo de injúria à polpa dental, sendo o mais importante neste estudo – segundo os autores – estabelecer que um limiar seguro pode ser definido para a utilização do laser de Nd:YAG com taxas de repetição altas e baixas densidades de energia.

KELLER e HIBST⁵⁹ (1995) concluíram que, em comparação a outros lasers, o laser de Er:YAG é o indicado para vários procedimentos, como

remoções de tecidos dentais sadios ou cariados, sem injúrias aos tecidos adjacentes. Materiais restauradores, como resinas e cimentos, podem ser removidos sem a utilização de meios mecânicos. No entanto, restaurações metálicas e fundidas e porcelanas não podem ser removidos. No mesmo trabalho foi também verificado, a partir de estudos de microcirculação, histológicos e observações clínicas, que os preparos cavitários são possíveis com mínima sensação dolorosa ou até mesmo com ausência dela.

HIBST et al.⁶⁰ (1996) concluíram que o laser de Er:YAG pode ser utilizado para a esterilização de tecidos cariados, sendo que o efeito bactericida parece ser cumulativo e relacionado à taxa de repetição utilizada, mas esta utilização deverá ser mais pesquisada para que se possa otimizar o processo de irradiação. De acordo com os resultados obtidos nesse estudo inicial, a distância mais segura para evitar aquecimento pulpar seria de menos de 1mm. Futuras aplicações poderiam ser a esterilização de canais e o tratamento periodontal.

SONNTAG et al.⁶¹, em 1996, concluíram, com um estudo comparativo entre a turbina de alta rotação, o laser de Er:YAG e um laser de elétrons livres, que a resposta pulpar parecia semelhante nas três aplicações.

EVERSOLE et al.⁶², em 1997, concluíram, após estudo longitudinal com laser de Er,Cr:YSGG em incisivos de coelhos com ápice aberto e com dentes de cães com ápice fechado, que: nenhuma inflamação pulpar foi identificada nem imediatamente nem 30 dias após a irradiação; foram removidos tanto o esmalte como a dentina, sem ter havido exposição pulpar; e que a remoção tecidual foi efetiva com o laser. No entanto, a utilização de anestésico local no procedimento deve ser estudada através de evolução das análises dos procedimentos clínicos.

DOSTÁLOVÁ et al.⁶³, também em 1997, com o intuito de determinar o real efeito do laser de Er:YAG em dentes humanos *in vivo*, concluíram que os danos nos tecidos pulpares podem ser evitados com a correta utilização dos parâmetros de utilização e que os resultados experimentais *in vivo* confirmaram a segurança da utilização do laser de Er:YAG em ablação de esmalte e dentina com os parâmetros corretos de utilização.

PELAGALLI et al.⁶⁴ (1997), em estudo comparativo para remoção de carie e preparo cavitário entre o laser de Er:YAG e turbina de alta rotação, confirmou por microscopia eletrônica no tecido pulpar que este não foi comprometido com a utilização do laser de Er:YAG e que não houve complicações nem comprometimento dos dentes. Concluíram que a maioria dos pacientes foram tratados sem anestesia local e que os resultados são os mesmos ou melhores do que com a utilização da turbina de alta rotação, o que se confirmou pelos estudos microscópicos e histológicos.

BALDISSARA et al.⁶⁵, em estudo combinando histologia, temperatura e critérios clínicos, sugerem que aumentos de temperatura intrapulpar da ordem de 11,2°C não apresentam dano à polpa, pois não apresentaram nem processos inflamatórios nem tecidos de reparação no período de 68 a 91 dias. Nesses estudos, como o fator temperatura foi isolado de outros fatores potencialmente danosos, concluiu-se que o acréscimo de temperatura é um fator secundário na geração de patologias pulpares.

BORGES et al.⁶⁶ (1998) concluíram, após preparos cavitários em caninos decíduos, que a aplicação do laser de Er:YAG em esmaltes de dentes decíduos seguem um modelo similar ao aplicado no esmalte dos dentes permanentes.

MORIYA et al.⁶⁷, também em 1998, após preparo cavitário para resina composta com laser de Er:YAG, em 22 dentes decíduos de crianças de 2 a 12 anos, concluiu que este laser poderia ser um método alternativo promissor para preparos cavitários para resina composta em crianças.

Ainda em 1998, GLOCKNER et al.⁶⁸, em estudo comparativo entre o laser de Er:YAG e turbina de alta rotação com broca diamantada, em preparos cavitários na face palatina de caninos e incisivos permanentes extraídos, utilizando taxa de repetição de 10Hz e densidade de energia de 500mJ, concluíram que o aumento de temperatura intrapulpar não era verificado até que a trepanação fosse concluída e o raio atingisse a sonda de medição e que, com a turbina de alta rotação, atingia-se a temperatura de 70°C ou mais, concluindo assim que o *spray* de água tem um papel importantíssimo para o resfriamento do tecido que está sofrendo ablação com o laser.

RIZOIU et al.⁶⁹ (1998), em preparos cavitários com o laser de Er,Cr:YSGG em dentes caninos de cães vivos, sacrificados após 24 e 48 horas e 7, 30 e 60 dias para estudos histológicos, verificaram que a temperatura pulpar não se modificou e até diminuiu, enquanto que o preparo cavitário com broca diamantada e turbina de alta rotação poderia ter um incremento de até 14°C, concluindo assim que este laser não aparentava ter efeito térmico adverso sobre a polpa.

TAYLOR¹² et al., ainda em 1965, nos primeiros experimentos relataram as reações adversas no tecido pulpar produzidas pelo excesso de geração de calor pelo laser. Já STERN¹³ et al., em 1969, com outros materiais, métodos e metodologia, concluíram, com o mesmo laser de rubi, que não havia nenhuma alteração histológica do tecido pulpar.

O grande diferencial, ponto de vista quase unânime entre os pesquisadores atualmente, é que os lasers cujo meio ativo são granadas dopadas com Érbio são os mais indicados para a remoção de tecido dental duro, devido não só à sua alta absorção pela hidroxiapatita mas principalmente pela água contida dentro do tecido. É por isso o único a ser aprovado para tal procedimento pelo FDA – *Food and Drug Administration*, segundo COSEAN⁷⁰ et al.

Outro ponto de bastante consenso é que, durante o preparo utilizando o laser de Érbio, deve haver algum tipo de refrigeração, de preferência com *spray* água/ar, visando não só ao resfriamento propriamente como à reposição de água no tecido, a fim de manter a eficiência do processo de ablação, embora isso possa causar perda de eficiência do laser (PAGHDIWALA⁴³ et al. e WINGDOR⁷¹ et al.).

PAGHDIWALA et al.⁴³, também em experimentos com o laser de Er:YAG, relataram que dentes com menor espessura remanescente de tecido dentinário duro apresentam maior elevação de temperatura no tecido pulpar; por isso, essas espessuras devem ser analisadas quando se determinam as energias e taxas de repetição da irradiação. Como o dente decíduo possui espessuras padrão menor que as dos dentes permanentes, devemos nos dedicar a esse

estudo com mais profundidade. Os mesmo autores também concluíram que a temperatura está diretamente ligada ao aumento da potência e do tempo de exposição e que o fluxo de água durante o preparo resulta em uma ablação mais eficiente, menores temperaturas e mínimo dano estrutural.

KELLER e HIBST⁶⁶, estudando a influência da taxa de repetição do laser durante preparo cavitário em cães, concluíram que, em taxas maiores que 2Hz, a utilização de um *spray* de água é absolutamente necessária durante a aplicação do laser de Er:YAG, para evitar danos térmicos ao tecido pulpar.

PULGA⁷³ (2001) concluiu que o laser de Er:YAG não só mostrou-se efetivo nos preparos cavitários classe V em dentes decíduos, como apresentou menor microinfiltração nas restaurações de resina composta do que os preparos com turbinas de alta rotação.

5. Materiais e Métodos

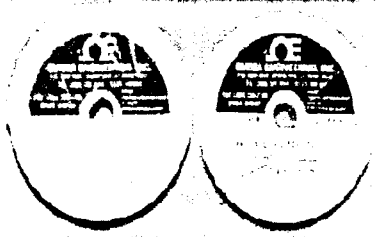

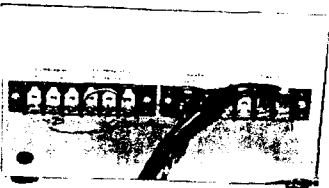
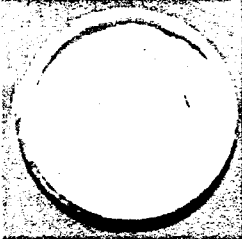
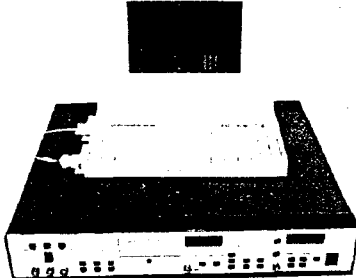
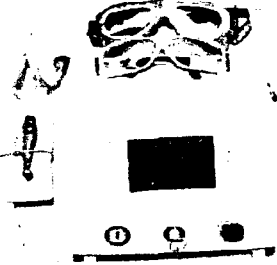
O equipamento empregado, cedido pelo LELO (Laboratório Experimental de Lasers em Odontologia), da Universidade de São Paulo, foi um laser de Er:YAG, modelo Key Laser (Kavo Co. – Biberach – Alemanha), classe 4, $\lambda = 2,94\mu\text{m}$, largura temporal por pulso de 250-500 μs , taxas de repetição de 1 a 15Hz, energia variável de 60 a 500mJ, ajustável de 60 a 200mJ, em etapas de 20mJ, e de 200 a 500mJ, em etapas de 50mJ, possuindo luz guia (laser piloto) de diodo na cor vermelha de 635nm (figura 3). O sistema de entrega do feixe foi por peça de mão reta 2055, fibra óptica 50/10, diâmetro externo de 0,47mm comprimento de 100mm, fator de transmissão de 54%.

O seguinte material foi empregado:

- Soro fisiológico com concentração de 0,5% de NaCl;
- Termopar tipo k (CHROMEGA®/ALOMEGA®) com 0,0127cm de diâmetro, recoberto com isolante Teflon® fabricado pela OMEGA ENGINEERING - USA;
- Máquina de ponto marca Metalvander - Piracicaba, SP;
- Pasta térmica Implastec fabricada pela Votorantin - SP;
- Conversor analógico/digital Lock-in, de 13 bits, com faixa de tensões de entrada de -10,24V a +10,24 V e resolução de 0,0025V;
- Amplificador de termopar com sensibilidade de 10 mV/ grau Celsius, com resolução de 0,25 grau;
- Banho térmico (Modern Scientific Research and Process Control Equipment. The Precision Scientific - Chicago, USA).

Este trabalho teve aprovação pelo comitê de Ética em pesquisa do CEP-FOUSP sob o parecer nº 139/00 (Anexo 2).

As imagens a seguir ilustram os equipamentos empregados.

	
Termopar	Termopar com terra
	
Caixa amplificadora	Pasta térmica
	
Conversor analógico/digital	Laser de Érbio

Foram utilizados 50 espécimes de primeiros molares decíduos superiores direitos, gentilmente cedidos pelo banco de dentes humanos da disciplina de Odontopediatria da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo. Os 50 dentes foram divididos em cinco grupos de dez elementos para a irradiação com o laser de Er:YAG, a qual foi executada durante 14 segundos ininterruptos por elemento. Este tempo não é um tempo padrão utilizado para aplicação do laser de Er:YAG e sim um período que foi estipulado durante a fase piloto do experimento devido à concepção dos equipamentos de medição da temperatura. As energias e taxas de repetição utilizadas foram escolhidas segundo a programação do equipamento. Cada elemento dentro do grupo foi numerado de 01 a 10 e seqüenciado após a denominação do grupo a que pertence, como mostra a Tabela 1 abaixo:

Tabela 1 - Divisão dos grupos

Grupo	Energia por pulso	Taxa de repetição	Denominação
I	60mJ	15Hz	60mJ 15Hz
II	250mJ	2Hz	250mJ 2Hz
III	250mJ	15Hz	250mJ 15Hz
IV	400mJ	6Hz	400mJ 6Hz
V	500mJ	2Hz	500mJ 2Hz

A irradiação foi realizada no sulco principal da face oclusal de cada dente, tentando-se seguir o mais fielmente possível o procedimento intra-oral, de forma que não foram feitas medidas de espessura dos tecidos, nem da distância focal da irradiação dos dentes.

Os espécimes dos grupos foram mantidos em solução de soro fisiológico por 15 dias em temperatura ambiente, a fim de serem reidratados. Durante o experimento foram mantidos em banho térmico a 37°C até o momento de serem irradiados.

O preparo foi executado de forma mais puntiforme possível, tentando manter a cavidade com o menor diâmetro possível em relação ao diâmetro do feixe laser. As irradiações foram realizadas com o auxílio do feixe-guia do

equipamento, sendo este focalizado na distância de maior concentração de energia do feixe, entre 12 e 15mm da superfície irradiada.

A refrigeração dos dentes durante o preparo foi feita com o *spray* ar-água emitido normalmente pelo equipamento, da mesma forma como seria executado se estivéssemos *in vivo*.

Os dentes foram seguros com os dedos durante o procedimento. Tal artifício permitiu manter o aquecimento do dente na temperatura corpórea de 36,5°C. A câmara pulpar foi preenchida com pasta térmica, a fim de obter maior condutividade do calor, tanto dos dedos como do laser, em relação ao termopar que foi posicionado justaposto à parede oclusal da câmara pulpar, preferencialmente dentro do corno mais profundo da mesma, sendo o laser irradiado no sulco mais próximo possível desse local.

Para cada dente foi medida a variação da temperatura através de um medidor encostado ao dente. As temperaturas foram registradas em intervalos de aproximadamente 0,5s e durante um tempo entre 12 e 15s. A evolução da temperatura nos dentes foi comparada de forma descritiva e a variação da temperatura desde o início da aplicação até o momento 12s (já que neste caso tem-se a informação para todos os dentes analisados) foi analisada. A quantidade de dentes trepanados também foi registrada.



Fig. 7 - Seqüência de preparação do dente decíduo

6. Resultados

6.1 - Análise Descritiva

Neste item descreve-se a variação de temperatura nos dentes através de gráficos e tabelas. Cada um dos experimentos será descrito e depois comparado com os demais. Inicialmente serão comparadas as trepanações nos dentes.

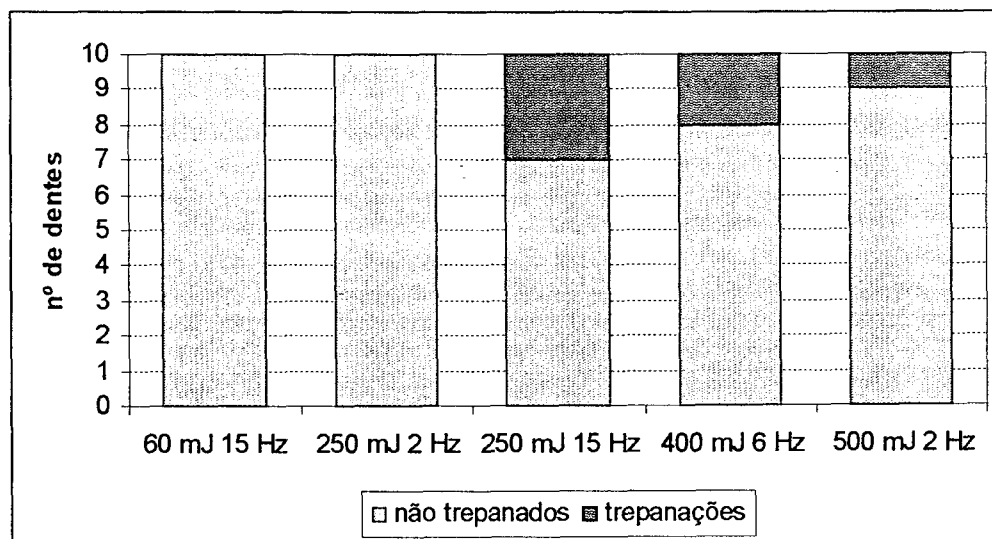
6.1.1 - Trepanações

Em alguns casos, durante a aplicação do laser, foram verificadas trepanações nos dentes. A Tabela 6.1 e o Gráfico 6.1 mostram a quantidade de trepanações ocorridas em cada um dos grupos. Pode-se verificar que nos experimentos com 60mJ 15Hz e com 250mJ 2Hz não ocorreram trepanações, enquanto que o maior número de trepanações ocorreu no grupo 250mJ 15Hz.

Tabela 6.1 – Quantidade de dentes que sofreram trepanação

Experimento	Trepanações
60mJ 15Hz	0
250mJ 2Hz	0
250mJ 15Hz	3
400mJ 6Hz	2
500mJ 2Hz	1

Gráfico 6.1 – Distribuição dos dentes trepanados



6.1.2 - Experimento 60mJ 15Hz

O Gráfico 6.2 mostra a evolução da temperatura nos dentes. Pode-se notar que, ao longo do tempo, há um decréscimo na temperatura de todos os dentes, o que ocorre mais ou menos a partir de 3s de aplicação. Observa-se ainda uma oscilação nos valores de temperatura, atribuída ao aparelho de medição. Para minimizar esse efeito, será utilizado um valor médio de dez pontos para comparar as temperaturas em determinados pontos. Verifica-se também que em alguns dentes a queda na temperatura é por volta de $1,5^{\circ}\text{C}$, enquanto que em outros é por volta de $3,0^{\circ}\text{C}$.

A variação da temperatura de cada dente (valores positivos indicam diminuição de temperatura) está na Tabela 6.2, em que pode-se observar que a diferença média na temperatura é de $2,1^{\circ}\text{C}$.

O Gráfico 6.3 registra a evolução da temperatura média e a variabilidade da temperatura ao longo do experimento. Nota-se o aumento da variabilidade com o tempo, alcançando-se o desvio padrão de aproximadamente 1°C aos 12 segundos.

Para este experimento não ocorreu nenhuma trepanação.

Gráfico 6.2 - Evolução da temperatura nos dentes - experimento 60mJ 15Hz

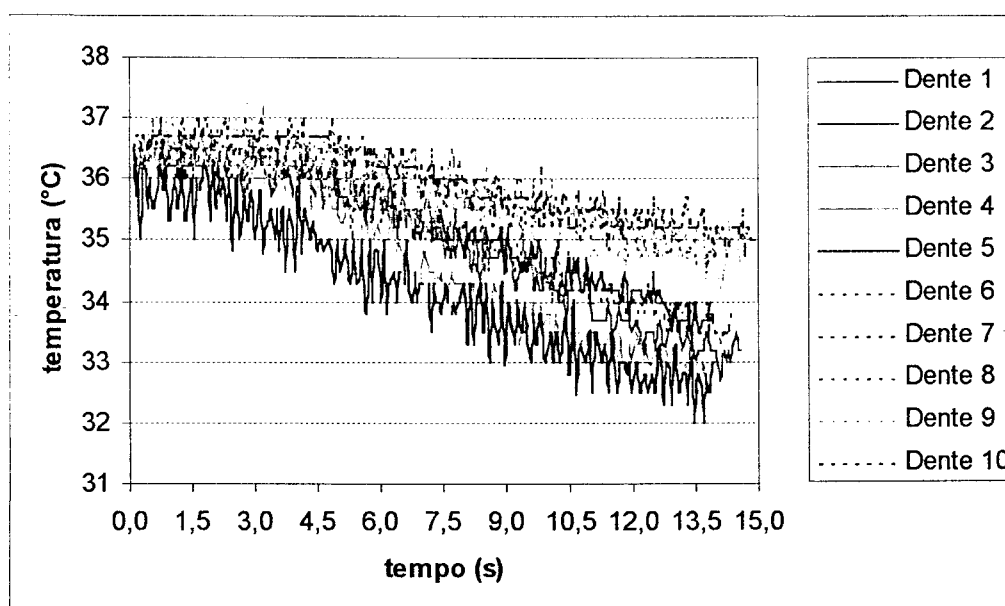
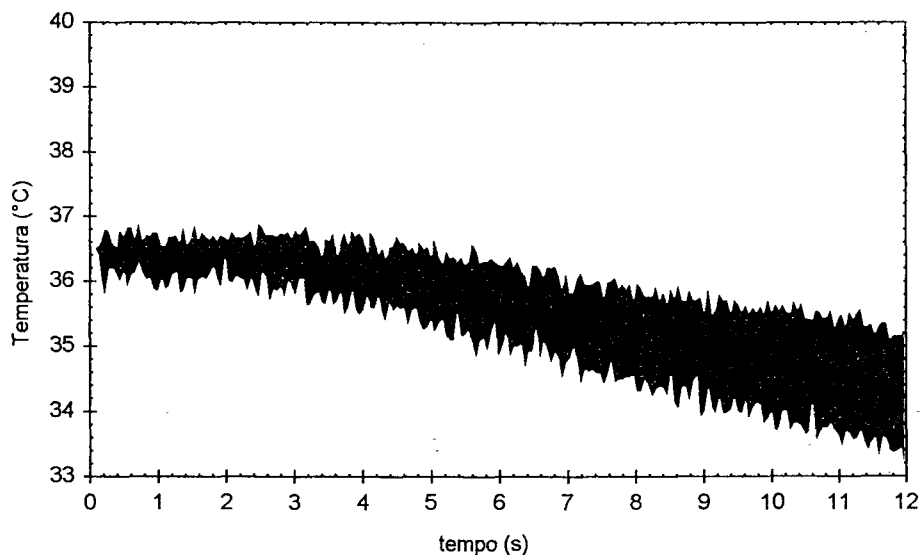


Tabela 6.2 - Temperaturas dos dentes - experimento 60 mJ 15 Hz

Dente	Início	12 s	Diferença
1	36,4	33,5	2,9
2	36,4	34,2	2,3
3	36,3	33,2	3,1
4	36,4	35,1	1,3
5	35,9	32,7	3,2
6	36,5	35,1	1,4
7	36,4	34,0	2,5
8	36,7	35,1	1,6
9	36,4	35,0	1,4
10	36,6	35,3	1,3
Média	36,4	34,3	2,1
Desvio Padrão	0,22	0,94	0,78

Gráfico 6.3 - Evolução da temperatura média ± 1 Desvio Padrão – experimento 60mJ 15Hz

6.1.3 - Experimento 250mJ 2Hz

O Gráfico 6.4 mostra a evolução da temperatura nos dentes. Pode-se notar que, ao longo do tempo, há um decréscimo na temperatura de todos os

dentos, o que ocorre mais ou menos a partir de 3 segundos de aplicação. Nota-se ainda que o dente 5 apresenta um decréscimo mais acentuado que os demais, mostrando uma diferença de temperatura início-12s de $3,9^{\circ}\text{C}$ (Tabela 6.3), enquanto o decréscimo médio ficou em $1,5^{\circ}\text{C}$.

O Gráfico 6.5 registra a evolução da temperatura média nos dentes, bem como a variabilidade dessa temperatura. Pode-se notar que a queda de temperatura é baixa ($1,5^{\circ}\text{C}$) e que variabilidade aumenta ao longo do tempo, chegando o desvio padrão aos 12s a aproximadamente 1°C . Excluindo-se da análise o dente 5, vê-se no Gráfico 6.6 que a queda na temperatura média não muda muito (passa a ser $1,2^{\circ}\text{C}$), mas a variabilidade aos 12s é menor (o desvio padrão passou a ser $0,79^{\circ}\text{C}$).

Para este experimento não houve nenhum dente trepanado.

Gráfico 6.4 - Evolução da temperatura nos dentes - experimento 250mJ 2Hz

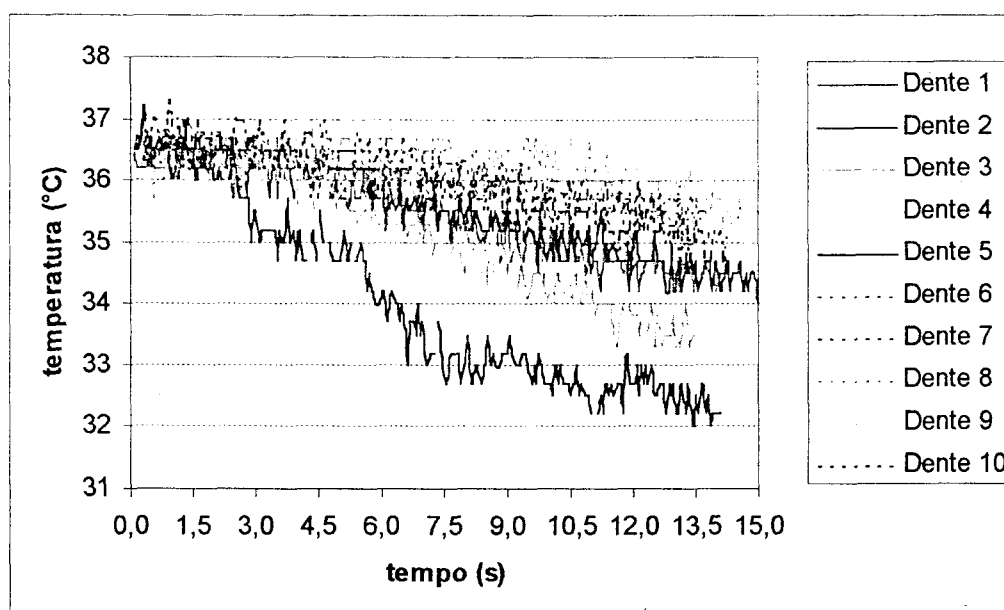


Gráfico 6.5 - Evolução da temperatura Média ± 1 Desvio Padrão –
experimento 250mJ 2Hz

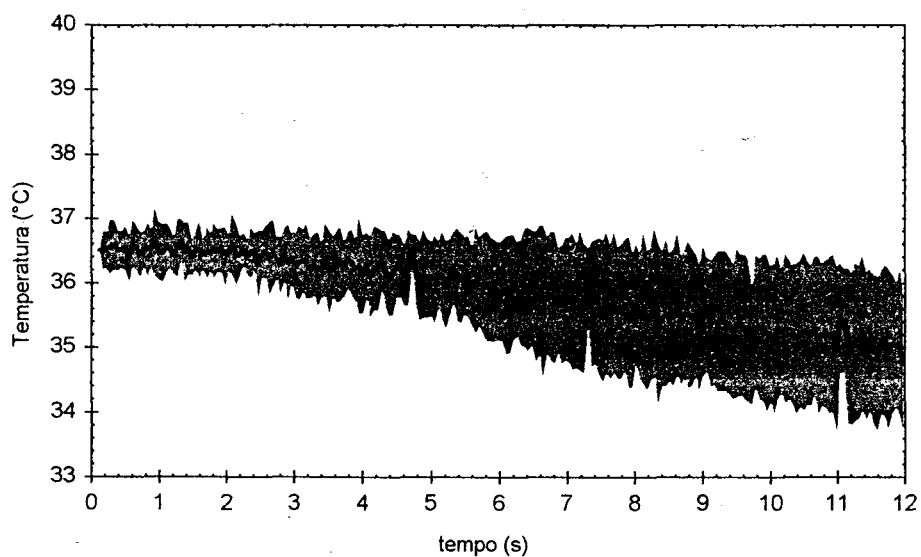


Gráfico 6.6 - Evolução da temperatura Média ± 1 Desvio Padrão –
experimento 250mJ 2Hz sem o dente 5

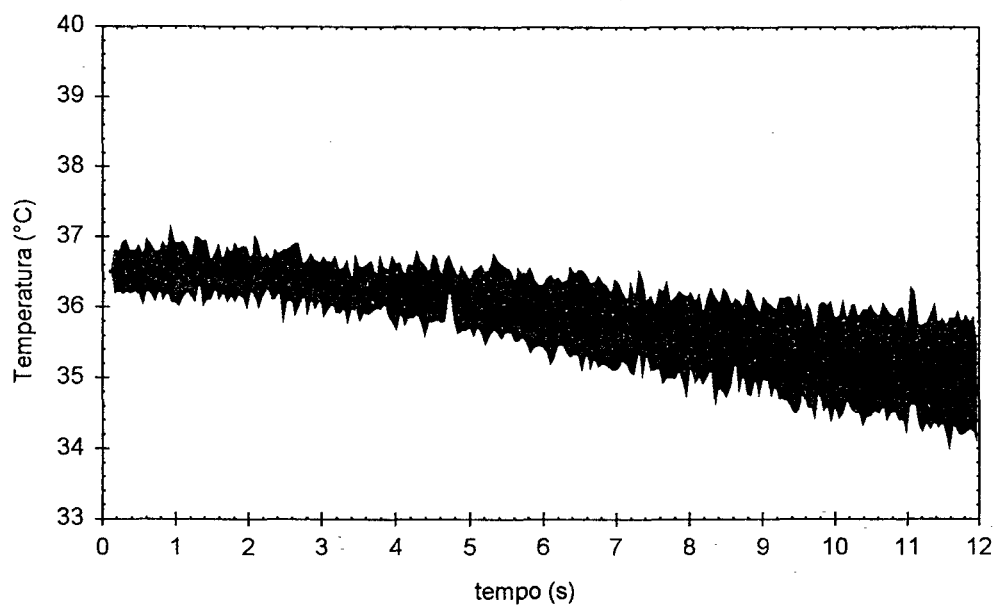


Tabela 6.3 - Temperaturas dos dentes - experimento 250mJ 2Hz

Dente	início	12s	diferença
1	36,3	34,6	1,7
2	36,4	34,8	1,5
3	36,5	33,7	2,8
4	37,0	36,3	0,7
5	33,7	32,8	3,9
6	33,5	35,3	0,8
7	33,7	35,6	1,1
8	33,5	36,0	0,4
9	36,2	35,4	0,7
10	33,6	35,3	1,3
Média	33,5	35,0	1,5
Desvio Padrão	0,23	1,03	1,08

6.1.4 - Experimento 250mJ 15Hz

O Gráfico 6.7 indica que não há um comportamento típico neste grupo de experimento. A variação da temperatura dos dentes é bem diferente entre eles, com alguns diminuindo a temperatura, outros aumentando e outros ainda com a variação quase igual a zero (Tabela 6.4). A média de variação ficou em somente $-0,1^{\circ}\text{C}$ (números negativos indicam aumento de temperatura), enquanto que a dispersão aos 12s foi de $2,46^{\circ}\text{C}$, mostrando a grande variabilidade entre os dentes (Gráfico 6.8).

Para os dentes trepanados (com as linhas desenhadas mais grossas) pode-se ver que em dois deles ocorreu aumento da temperatura, enquanto que em um ocorreu um decréscimo.

Gráfico 6.7 - Evolução da temperatura nos dentes - experimento 250mJ
15Hz

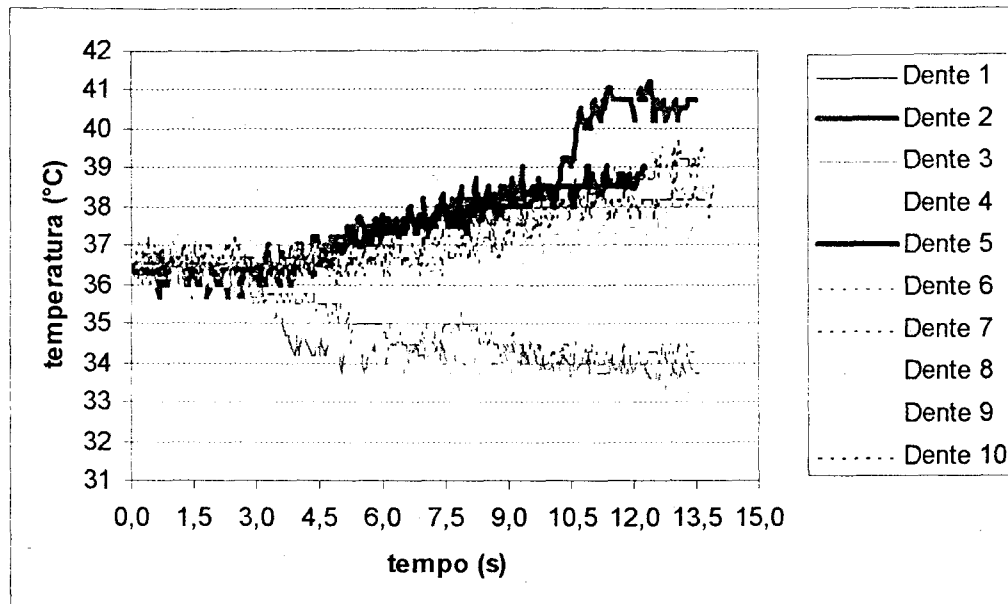


Gráfico 6.8 - Evolução da temperatura Média \pm 1 Desvio Padrão –
experimento 250mJ 15Hz

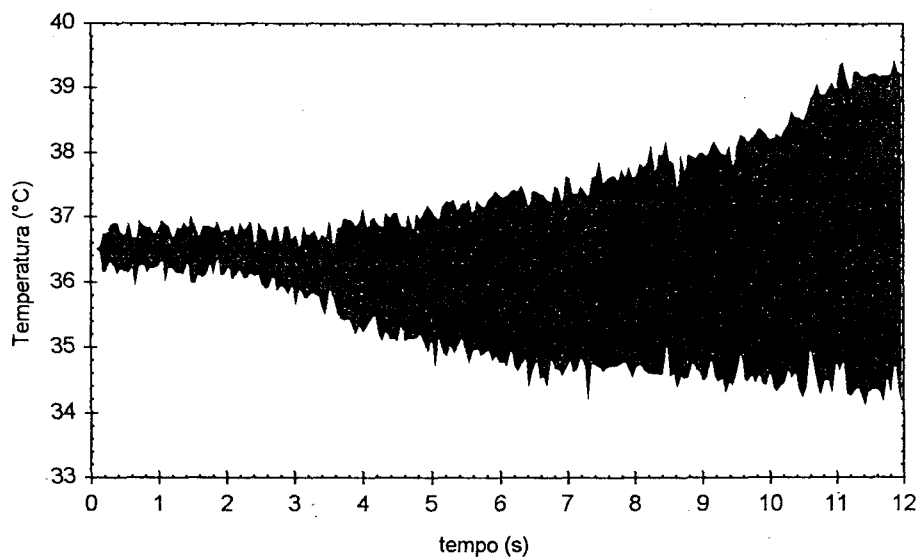


Tabela 6.4 - Temperaturas dos dentes - experimento 250mJ 15Hz

Dente	início	12s	diferença
1	36,5	33,8	2,8
2	36,3	40,7	-4,4
3	36,9	37,2	-0,3
4	36,2	33,4	2,8
5	36,4	38,8	-2,4
6	36,6	34,2	2,5
7	36,3	38,8	-2,4
8	36,6	37,7	-1,1
9	36,4	35,7	0,8
10	36,7	38,1	-1,4
Média	36,5	36,6	-0,1
Desvio Padrão	0,21	2,46	2,47

6.1.5 - Experimento 400mJ 6Hz

O Gráfico 6.9 mostra que ao longo do tempo há um decréscimo na temperatura de todos os dentes, mais ou menos a partir de 3 segundos de aplicação, mas para dois deles o decréscimo foi alto se comparados com os demais (dentes 3 e 4 com diminuição de 3,1 e 2,7°C respectivamente - Tabela 6.5). Percebe-se também que esta diferença (ou até o aumento da variabilidade entre as temperaturas dos dentes) começou por volta de 8 segundos.

Pelo Gráfico 6.10 vê-se a evolução da temperatura média entre os dentes, bem como a variabilidade de temperatura entre eles. Pode-se notar que a queda na temperatura é baixa (1,6°C) e que variabilidade aumenta ao longo do tempo, chegando o desvio padrão aos 12s a aproximadamente 0,74°C.

Para este experimento houve dois dentes trepanados, os dentes 5 e 9, representados por linhas mais grossas no Gráfico 6.9, pelo qual nota-se que esses dentes têm o comportamento semelhante aos demais.

Gráfico 6.9 - Evolução da temperatura nos dentes do experimento 400mJ 6Hz

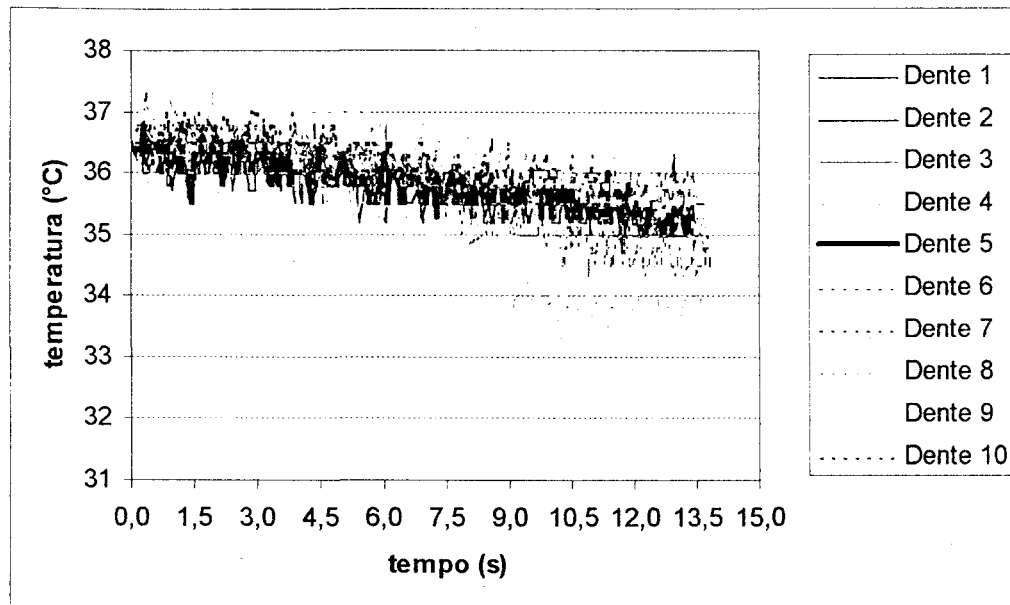


Gráfico 6.10 - Evolução da temperatura Média ± 1 Desvio Padrão – experimento 400mJ 6Hz

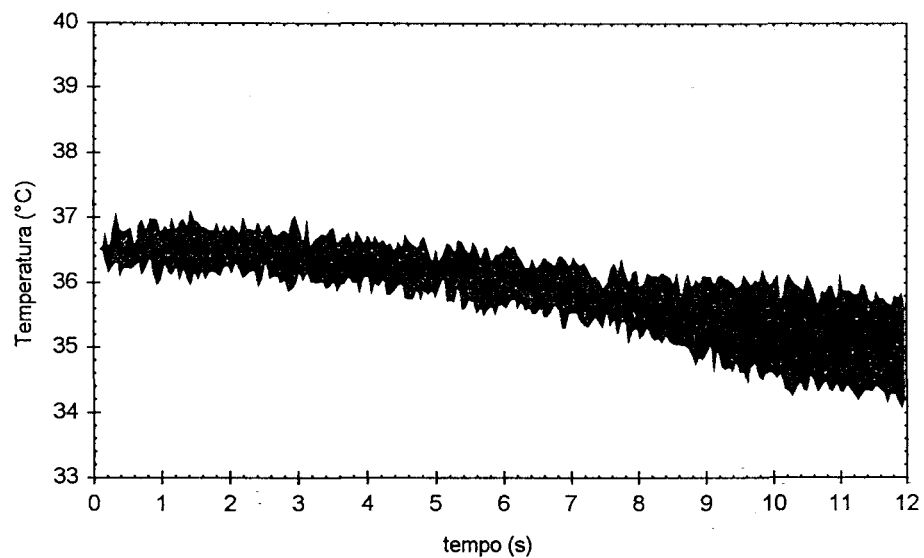


Tabela 6.5 - Temperaturas dos dentes - experimento 400mJ 6Hz

Dente	início	12s	diferença
1	36,5	35,4	1,0
2	36,3	35,3	1,0
3	36,7	33,6	3,1
4	36,3	33,6	2,7
5	36,4	35,3	1,1
6	36,5	34,6	1,9
7	36,8	35,6	1,2
8	36,2	35,2	1,0
9	36,8	35,6	1,2
10	36,5	35,2	1,4
Média	36,5	34,9	1,6
Desvio Padrão	0,22	0,74	0,75

6.1.6 - Experimento 500mJ 2Hz

O Gráfico 6.11 mostra que ao longo do tempo há um pequeno decréscimo na temperatura de todos os dentes, mais ou menos de 4,5 segundos a 5 segundos após o início da aplicação e não mais a partir de 3 segundos. O que também se nota no Gráfico 6.12 e da Tabela 6.6 é que a variabilidade da temperatura entre os dentes não é muito grande (o desvio padrão aos 12s foi de apenas 0,64°C e a queda de temperatura foi de 1,2°C).

Para este experimento houve um dente trepanado (dente 4), mas observa-se que o comportamento deste é como o dos demais dentes.

Gráfico 6.11 - Evolução da temperatura nos dentes - experimento 500mJ 2Hz

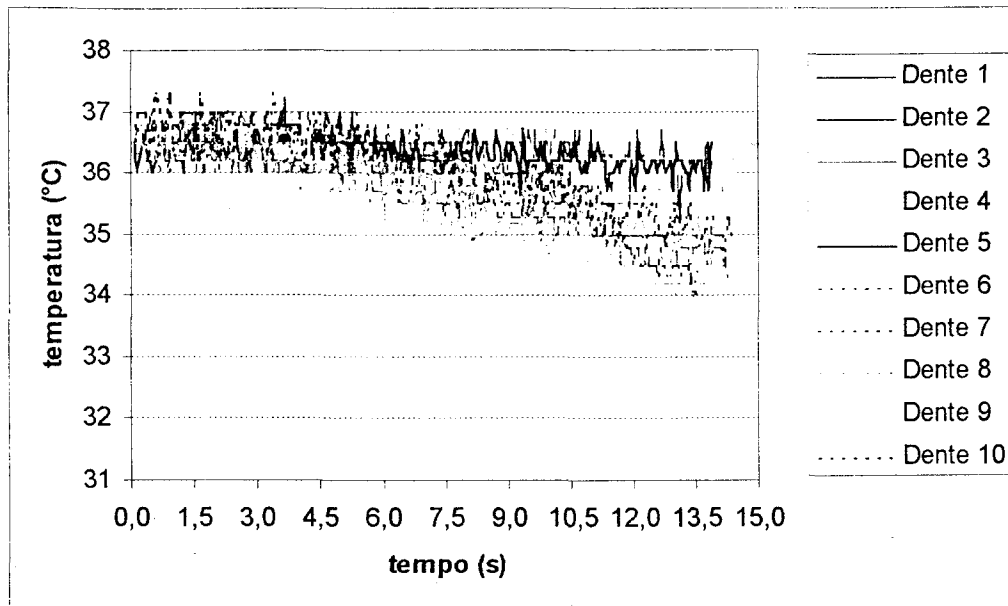


Gráfico 6.12 - Evolução da temperatura Média \pm 1 Desvio Padrão – experimento 500mJ 2Hz

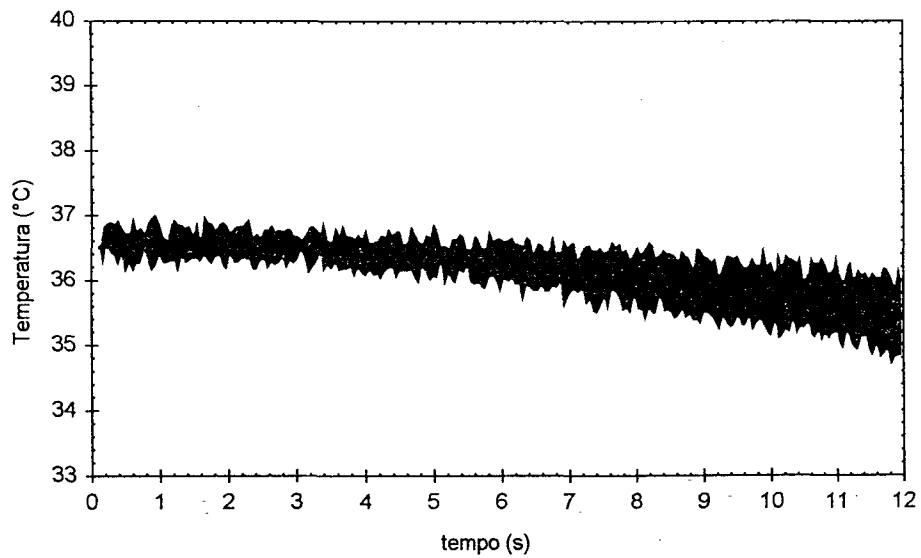


Tabela 6.6 - Temperaturas dos dentes - experimento 500mJ 2Hz

Dente	início	12s	diferença
1	36,5	36,1	0,5
2	36,6	36,1	0,5
3	36,8	35,2	1,7
4	36,6	36,0	0,6
5	36,3	36,2	0,1
6	36,4	35,0	1,5
7	36,6	35,4	1,2
8	36,4	34,4	1,9
9	36,5	35,3	1,2
10	36,8	34,6	2,2
Média	36,6	35,4	1,2
Desvio Padrão	0,18	0,64	0,70

6.2 - Comparação entre os experimentos

Compara-se agora a evolução entre as médias dos 5 experimentos, com o dente 5 do experimento 250mJ 2Hz descartado. Os mesmo gráficos apresentados anteriormente estão resumidos no Gráfico 6.13, podendo-se observar a diferença entre os experimentos. Descartando o experimento 250mJ 15Hz, por ser extremamente diferente dos demais, e comparando os demais, nota-se que o experimento 500mJ 2Hz foi o que apresentou menor variabilidade entre os dentes, enquanto que o 60mJ 15Hz foi o que apresentou a maior variabilidade.

Observa-se também que o experimento 60mJ 15Hz foi o que apresentou a maior queda de temperatura. Isto pode ser melhor observado no Gráfico 6.14 e Tabela 6.7, em que os experimentos 250mJ 2Hz, 400mJ 6Hz e 500mJ 2Hz mostram-se com um comportamento médio próximos, registrando uma queda de temperatura entre 1,1°C e 1,6°C, enquanto que no experimento 60mJ 15Hz caiu aproximadamente 2°C, destacando-se dos demais. Ordenados os experimentos do menor decréscimo para o maior, obtém-se a seguinte

seqüência: 250mJ 15Hz, 500mJ 2Hz, 250mJ 2Hz, 400mJ 6Hz e, por último, 60mJ 15Hz.

Pela Tabela 6.8 pode-se observar também as variabilidades entre as temperaturas dos dentes de cada experimento aos 12s. Nota-se que a maioria dos experimentos apresentou variabilidade por volta de 0,75°C, com exceção do experimento 250mJ 15Hz. O Gráfico 6.15 exhibe as médias e desvios entre os experimentos, podendo-se melhor apreciar os comentários feitos acima.

O experimento 250mJ 15Hz não apresentou aumento de temperatura suficiente para causar dano térmico ao tecido pulpar; no entanto, o conjunto dos parâmetros utilizados nesse grupo mostraram-se muito instáveis, não sendo recomendada sua utilização clínica.

O experimento 60mJ 15Hz apresentou um resfriamento mais acentuado que os outros grupos; esse comportamento é atribuído ao fato de a energia utilizada ser muito pequena, sendo parcialmente compensada pela alta taxa de repetição utilizada. Essa energia, contudo, não é suficiente para alcançar o limiar de ablação do tecido, sendo a perda de energia mais acentuada devido ao *spray* água/ar do equipamento, por conta da reflexão da camada de água no tecido, bem como pela absorção, pela água, de boa parte da energia que, de outra forma, seria depositada no tecido.

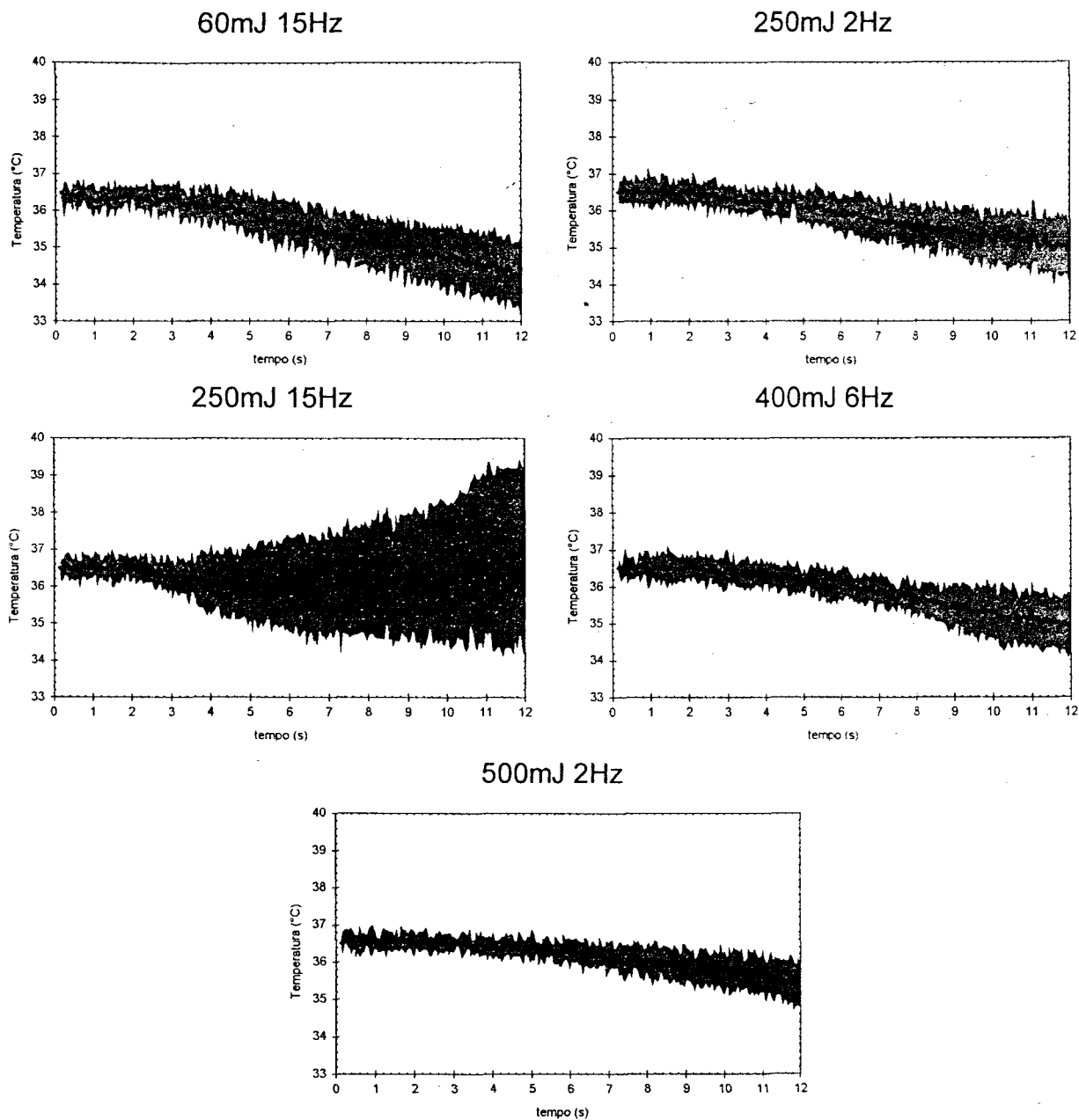
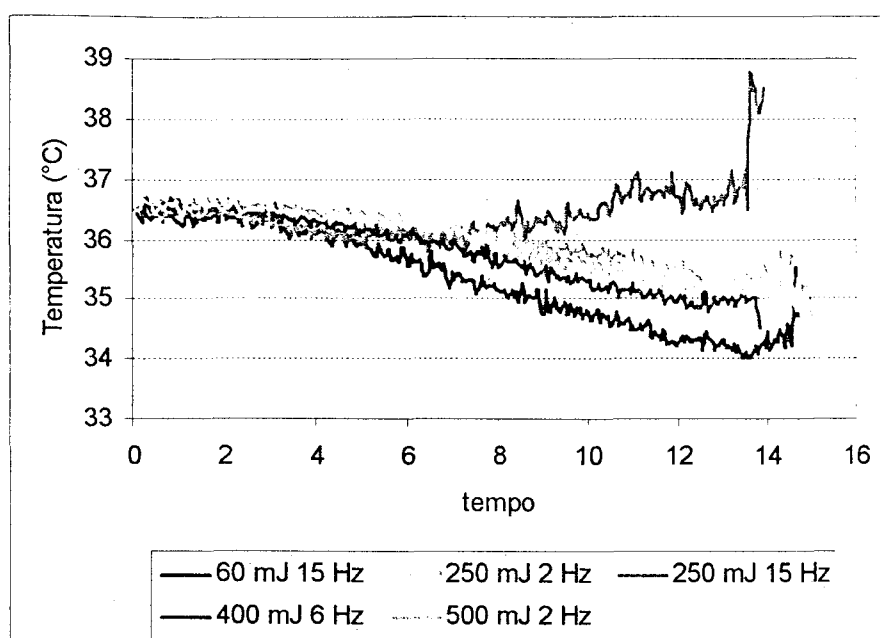
Gráfico 6.13 - Comparação entre os experimentos - Médias \pm 1 Desvios Padrão

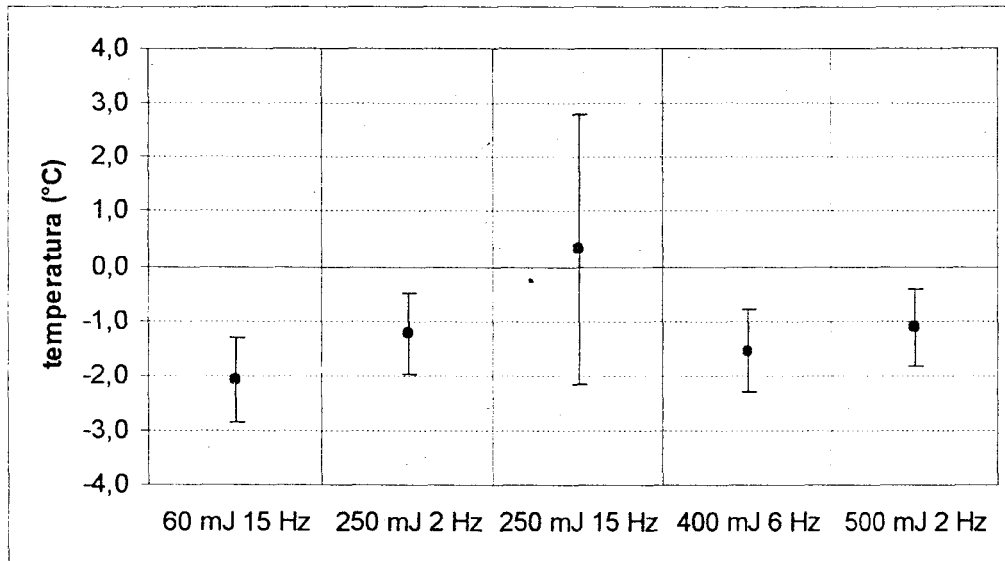
Gráfico 6.14 - Comparação entre as evoluções médias dos experimentos**Tabela 6.7** - Temperaturas dos dentes entre os experimentos

Temperaturas			
Experimento	Início	12s	Diferença
60mJ 15Hz	36,40	34,31	2,09
250mJ 2Hz	36,50	35,26	1,24
250mJ 15Hz	36,50	36,81	-0,32
400mJ 6Hz	36,51	34,95	1,56
500mJ 2Hz	36,55	35,42	1,14
Média dos grupos	36,50	35,30	1,14

Tabela 6.8 – Decrescimentos de temperatura entre os experimentos – Média e Desvio Padrão

Experimento	Média	Desvio padrão
60mJ 15Hz	2,09	0,78
250mJ 2Hz	1,24	0,73
250mJ 15Hz	-0,32	2,47
400mJ 6Hz	1,56	0,75
500mJ 2Hz	1,14	0,70
Média	1,14	1,49

Gráfico 6.15 - Médias \pm 1 Desvios Padrão para a diferença de temperatura dos experimentos.



6.3 - Análise Inferencial

Essa análise verifica se as diferenças nas quedas de temperaturas são iguais entre os 5 experimentos, descartando-se o dente 5 do experimento 250mJ 2Hz. Para verificar se as diferenças entre as médias vistas na parte descritiva são significantes ou não, utilizou-se uma "Análise de variância para um fator fixo".

Quando se fez a análise utilizando os 5 experimentos, ocorreu que o experimento 250mJ 15Hz destacou-se em demasia dos demais, mascarando as diferenças entre eles. Como esse experimento é bem diferente dos demais, como visto pela análise descritiva, o teste será feito somente com os outros 4 experimentos.

Primeiramente, antes de testar se existe diferença entre as médias dos quatro experimentos, realizou-se o teste de Levene, que testa se as variabilidades dos experimentos são iguais ou não. Pelo teste obteve-se o nível

descritivo¹ de 0,819, pelo qual se conclui que as variâncias dos 4 experimentos são homogêneas.

Quando a análise de variância foi feita, verificou-se que dois dentes não se ajustaram bem à análise (o dente 3 do experimento 250mJ 2Hz e o dente 3 do experimento 400mJ 6Hz) e decidiu-se retirá-los do exame. A análise de variância mostrada na Tabela 6.9 conduz à conclusão, através do nível descritivo, de que pelo menos uma das médias é diferente.

Para validar a análise, contudo, duas hipóteses precisam ser verificadas: homogeneidade de variância e normalidade dos resíduos.

Para a primeira hipótese, havia-se feito teste com todos os valores; com os dois dentes retirados da análise, o teste de Levene apresentou nível descritivo de 0,159, pelo qual é lícito continuar a admitir a igualdade das variâncias. Já para a segunda hipótese, o teste de Anderson-Darling dá o nível descritivo de 0,138, pelo que conclui-se que os resíduos da análise seguem distribuição normal.

Para verificar quais médias são diferentes, foram realizadas “Comparações Múltiplas para as médias através do método de Tukey” (Tabela 6.10), pelas quais pode-se concluir que a diferença de temperatura média do experimento 60mJ 15Hz é significativamente diferente das médias dos experimentos 250mJ 2Hz e 500mJ 2Hz. Todas as outras comparações não são significativamente diferentes.

Tabela 6.9 – Tabela da ANOVA para a resistência dos dentes 1^{os} molares decíduos

Fonte de variação	Graus de liberdade	Soma de quadrados	Soma de quadrados ajustada	Quadrados médios ajustados	Estatística F	Nível descritivo
Experimentos	3	6,5118	6,5118	2,1706	5,23	0,005
Resíduo	33	13,6927	13,6927	0,4149		
Total	36	20,2045				

¹ O nível descritivo de um teste é a probabilidade de se estar cometendo um erro ao rejeitar a hipótese sendo que esta é verdadeira. Na maioria dos testes, a hipótese testada é a hipótese de igualdade; no caso acima, a hipótese é que as variâncias dos grupos sejam todas iguais.

Tabela 6.10 - Comparações múltiplas pelo método de Tukey -
as diferenças significativas estão sombreadas

	60mJ 15Hz	250mJ 2Hz	400mJ 6Hz
250mJ 2Hz	0,0080		
400mJ 6Hz	0,1025	0,6761	
500mJ 2Hz	0,0110	0,9891	0,8215

7. Discussão

O aumento de temperatura além de 5,5°C dá início ao processo de destruição dos odontoblastos e conseqüente necrose pulpar (ZACK e COHEN²⁹ (1965), SELTZER e BENDER³⁵ (1973) e POWELL³⁴ et al. (1993)). No entanto, na tentativa de isolar alguns fatores danosos à polpa, BALDISSARA⁵⁹ et al. (1997) indicaram a possibilidade de a temperatura intrapulpar sofrer aumentos da ordem de 11°C.

No nosso experimento, nenhum dos parâmetros utilizados atingiu aumentos dessa ordem, mesmo no caso do grupo em que os parâmetros foram de 250mJ e 15Hz, ainda que, devido ao aumento gradual do desvio padrão, não seja aconselhável sua utilização clínica. A instabilidade de resultados obtidos nesse grupo pode ser relacionada a resultados semelhantes obtidos por HIBST e KELLER³⁶ (1990), quando observaram um aumento da temperatura de 14°C como resposta a um aumento da taxa de repetição em três vezes.

Todo o processo de temperatura intrapulpar pode estar relacionado à espessura remanescente de dente, conforme PAGHDIWALA⁶⁵ et al. (1993). Esses autores assinalam que o aumento de temperatura está diretamente ligado ao aumento do tempo de exposição e ressaltam a importância da utilização do fluxo de ar/água na eficiência da ablação e na redução de temperatura.

Já WINGDOR^{46,47} et al. (1993) ressaltam a importância da utilização da água para o resfriamento durante o processo de ablação mas alertam para o fato de que o equipamento utilizado pode perder 20 % de sua eficiência devido à absorção do laser pela água utilizada no processo bem como sua reflexão. KELLER e HIBST^{52,53} (1995) também ressaltam a importância da utilização da água no processo de ablação quando utilizando taxas de repetição acima de 2Hz.

Podemos salientar que a água é de extrema importância em todo o processo de ablação das estruturas dentais. Corroborando o que já havia sido descrito por alguns autores, na fase piloto deste experimento fizemos aplicações sem a utilização do *spray* água/ar e obtivemos temperaturas da ordem de 70°C,

o que é clinicamente inaceitável. Descartamos prontamente os experimentos dessa natureza e concluímos que o *spray* água/ar influi de forma muito decisiva e que a utilização do laser de Er:YAG em tecidos dentais sem água está totalmente afastada, por ser extremamente inseguro para a polpa.

SONNTAG⁵⁵ et al. (1996), DOSTALOVA⁵⁷ et al. (1997), EVERSOLE⁵⁶ et al. (1997) e PELLAGALLI⁵⁸ et al. (1997) confirmam a segurança da utilização do laser de Er:YAG com os parâmetros adequados; algumas variações desses parâmetros foram utilizados neste estudo e concluímos que realmente os protocolos atualmente utilizados estão corretos para dentes permanentes e que também podem ser utilizados para dentes decíduos.

Borges⁶⁰ et al. (1998) também concluíram que podemos utilizar protocolos semelhantes aos dos dentes permanentes nos dentes decíduos, enquanto MORIYA⁶⁹ et al. (1998) considerou o laser de Er:YAG um método alternativo promissor para Odontopediatria.

Assim, como citado, é quase unânime entre os pesquisadores e clínicos que os lasers Er:YAG, e mais atualmente os de Er,Cr:YSGG, conforme RIZOIU⁶³ et al. (1998), são os mais indicados para a remoção de tecido dental duro, devido não só à sua alta absorção pela hidroxiapatita mas principalmente pela água contida dentro do tecido. Outro ponto a ser novamente ressaltado, de extrema importância e quase consenso é que, durante o processo de ablação com os lasers de Érbio, deve haver algum tipo de refrigeração, de preferência com *spray* água/ar, visando não só ao resfriamento propriamente como à reposição de água no tecido, a fim de manter a eficiência do processo de ablação.

Nosso grande aliado fica por conta da difusão térmica, comentada por PAGHDIWALA⁶⁵ et al., e pelo fato citado por BROWN³² et al. (1970) de que a condutividade térmica nos elementos dentais duros é muito baixa.

Resumindo:

1. Existe queda de temperatura nos 5 experimentos, causada pela utilização do conjunto ar/água do equipamento e talvez acentuado por causa da pequena massa dos dentes decíduos.
2. A utilização de uma taxa de repetição alta no experimento 250mJ 15Hz causou uma perda de segurança e confiabilidade para utilização em procedimentos clínicos.
3. Os grupos 250mJ 2Hz, 400mJ 6Hz e 500mJ 2Hz apresentaram resultados muito satisfatórios e próximos entre si.
4. O experimento 60mJ 15Hz apresenta um resfriamento muito mais intenso que os outros e por isso indesejado.
5. Nos 3 grupos em que os resultados foram satisfatórios, tivemos um índice razoável de trepanações – 10% – indicando a conveniência de extremo cuidado na aplicação do laser em dentes decíduos.
6. Devido ao resfriamento talvez ocorra dor durante a aplicação do laser em cavidades mais profundas, sendo talvez necessária a utilização de solução anestésica.
7. O laser de Er:YAG mostrou ser uma ferramenta segura para uso em Odontopediatria.
8. A variação da temperatura mostrou ser fator diretamente dependente não só da energia mas, principalmente, da taxa de repetição.

8. Conclusão

Pelos resultados obtidos a partir dos experimentos deste estudo, podemos concluir que os parâmetros já consagrados para o uso em dentes permanentes são também adequados para dentes decíduos, até mesmo em valores poucos usuais como o de 400mJ 6Hz. E mais, mantendo-se definidas as energias, taxa de repetição e densidade por pulso o laser Er:YAG mostrou-se uma ferramenta segura para o uso em Odontopediatria.

9. Bibliografia

- ¹ TARTAX, M.; VANDEN ABEELE, A.; PETEIN, M.; VERBEYEN, P.; MALAVEZ, C. – A determination of childrens' response to the clinical use of an Er:YAG Laser. J Oral Laser Application (suppl.), vol. 1, p.48, 2001.
- ² DELLA SERRA, O. & FERREIRA, F.V. – Anatomia Dental. 2º. ed. São Paulo, Artes Médicas, 1976, p. 318.
- ³ DOWNER, G.C. – Dental Morphology. Bristol, John Wright, 1975, p 396.
- ⁴ FINN, S.B. – Odontologia Pediátrica. 4. ed. Mexico, Interamericana, 1976, p. 613.
- ⁵ SICHER, H. & DUBRUL, E.L. - Anatomia Bucal, 6º. ed. Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 1977, p. 236.
- ⁶ MJOR, I.A.;FEJERSKOV,O. - Human oral embryology and histology. Copenhagen: Munksgaard, 1986, 336p.
- ⁷ SHARAWY M.; YAEGERJ.A. - Orban's Oral Histology and Embriology, 10º ed. The C.V. MOSBY Company, 1986, p.51-110.
- ⁸ ELLIOTT J.C. Structure and chemistry of the apatites and other calcium orthophosphates. Elsevier, Amsterdam, 1994.
- ⁹ BRUNDEVOLD, F.; SÖREMARK R. Chemistry of the mineral phase of enamel. In Miles AEW (ed) Structural and Chemical organization of the teeth. Academic Press, New York, p. 247-277.
- ¹⁰ FEATHERSTONE J.D.J.; SILVERSTONE L.M. In: Understanding dental Caries Ed: G. NIKIFORUK, Karges, Basel, 1985, p. 261-289.
- ¹¹ MJOR, I.A.;FEJERSKOV,O. - Human oral embryology and histology. Copenhagen: Munksgaard, 1986, 336p.
- ¹² AVERY J.K. - Orban's Oral Histology and Embriology, 10º ed. The C.V. MOSBY Company, 1986, p.111-146.
- ¹³ TEN CATE, A.R – Oral Histology: development, structure and function .4ed. St. Louis: Mosby, 1994. 532p.

-
- ¹⁴ AVERY J.K. - Orban's Oral Histology and Embriology, 10^o ed. The C.V. MOSBY Company, 1986, p.147-190.
- ¹⁵ GUEDES – PINTO, A.C. – Odontopediatria . 5.ed. São Paulo : Santos, 1995. p.657-97.
- ¹⁶ TOLEDO, O.A. – Odontopediatria – fundamentos para a prática clínica. São Paulo: Panamericana, 1986.p.159-72.
- ¹⁷ STERN R.H.; SOGNAES R.F. Laser beam on dental hard tissues. In: INTERNATIONAL ASSOCIATION FOR DENTAL RESEARCH. General Meeting, 42. Los Angeles, Mar. 19-22, 1964. Abstracts of Papers. Chicago, J Dent Res, v. 43, n. 5, p. 873, 1964.
- ¹⁸ 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, v.19, n.6, p.786-95, June 1965.
- ¹⁹ STERN, R.H.; RENGER, H.L.; HOWELL, F.V. Laser effects on vital dental pulps. Br Dent J, v.127, n.1, p.26-28, July 1969.
- ²⁰ MELCER, J.; CHAUMETTE, M.T.; MELCER, F.; ZEBOULON, S.; HASSON, R.; MERARD, R.; PINAUDEAU, Y.; DEJARDIN, J.; WEIL, R. Preliminary report on the effect of the CO₂ laser beam on dental pulp of the Macaca Mulatta primate and beagle dog. J Endod, v.11, n.1, p.1-5, Jan. 1985.
- ²¹ FRANQUIN, J.C.; SALOMON, J.P. Réactions pulpo-dentaires apres traitement de la dentine au laser a CO₂. J Biol Buccale, v.14, n.1, p.53-64, mars 1986.
- ²² ADRIAN, J.C.; BERNIER, J.L.; SPRAGUE, W.G. Laser and dental pulp. J Am Dent Assoc, v.83, n.1, p.113-117, July 1971.
- ²³ ADRIAN, J.C. Pulp effects of neodymium laser. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, v.44, n.2, p.301-305, Aug. 1977.
- ²⁴ GORDON Jr., T.E. Laser interaction with extracted human teeth: a preliminary report. Dent Digest, v. 72, n. 4, p.154-8, Apr. 1966.

-
- ²⁵ GORDON Jr., T.E. Some effects of laser impacts on extracted teeth. *J Dent Res*, v. 45, n. 2, p. 372-5, Mar. / Apr. 1966.
- ²⁶ STERN R.H.; SOAGNNAES R.F. Comparison of several lasers in effecting enamel surface alterations. In: INTERNATIONAL ASSOCIATION FOR DENTAL RESEARCH. General Meeting, 48. New York, Mar. 16-79, 1970. Abstract of Papers. Chicago, *J Dent Res*, p. 152.
- ²⁷ LAUNAY, Y.; MORDON, S.; CORNIL, A.; BRUNETAUD, J. M.; MOSCHETTO, Y. Thermal effects of laser on dental tissues. *Laser Surg Med*, v.7, n.6, p.625-630, 1992.
- ²⁸ MELCER, J.; CHAUMETTE, M.T.; MELCER, F. Dental pulp exposed to the CO₂ laser beam. *Laser Surg Med*, v.7, n.4, p.347-352, 1987.
- ²⁹ NEIBURGUER, E.J.; MISERENDINO, L.; Pulp Chamber warming due to CO₂ laser exposure. *N Y State Dent J*, v.54, n.3, p.25-27, Mar. 1988.
- ³⁰ POWELL, G.L.; MORTON, T.H.; WHISENANT, B.K. Carbon dioxide lasers in preventative dentistry – safety parameters. In: INTERNATIONAL ASSOCIATION FOR DENTAL RESEARCH. General Session & Exhibition, 66. Montreal, Mar. 9-13, 1988. Abstracts of papers. *J Dent Res*, v.67, p.301, 1988. [Resumo n.1511]
- ³¹ RENNEBOOG-SQUILBIN, C.; NAMMOUR, S.; COOMANS, D.; BAREL, A.; CARLEER, M.; DOURON, N. Measurement of pulp temperature to externally applied heat (argon laser, hot water, drilling). *J Biol Buccale*, v.17, n.3, p.179-186, Sept. 1989.
- ³² ANIC, I.; VIDOVIC, D.; LUIC, M.; TUDJA, M.; Laser induced molar tooth pulp chamber temperature changes. *Caries Res*, v.26, n.3, p.165-69, May/June 1992.
- ³³ MEYERS T.D.; MEYERS W.D. The use of a laser for debridement of incipient caries. *J Prosthet Dent*, v. 53, n. 6, p. 776-9, June 1985.
- ³⁴ MEYERS T.D.; MEYERS W.D. In vitro caries removal. *Cal Dent Assoc J*, p. 9-10, May 1988

-
- ³⁵ KUMAZAKI M.; FUJIWARA, H.; MATSUDA T.; ZENNYU K.; KUMAZAKI M.; TOYODA, K.; FUGII, B. Excision of dental caries. *J Jap Soc Laser Dent*, v. 3, n. 1, p. 23-27, 1992.
- ³⁶ KELLER, U.; HIBST, R. Erbium:YAG laser in caries therapy: indications and first clinical results. In: *INTERNATIONAL CONGRESS ON LASER IN DENTISTRY*, 3. Salt Lake City, Aug. 6-8, 1992. Proceedings s.1. International Society of Laser in Dentistry. 1992. p. 151-2.
- ³⁷ KUMAZAKI M. Results of etching with Er:YAG laser. In: *INTERNATIONAL CONGRESS ON LASER IN DENTISTRY*, 3. Salt Lake City, Aug. 6-8, 1992. Proceedings s.1. International Society of Laser in Dentistry. 1992. P. 141-2.
- ³⁸ BROWN W.S.; DENEY, A.; JACOBS, H.R.; Thermal properties of teeth. *J Dent Res*, v. 49, n. 4, p. 752-5, July / Aug. 1970.
- ³⁹ ZACK, L.; COHEN, G. Pulp response to external applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, v. 9, n. 4, p. 515-30, Apr. 1965.
- ⁴⁰ SEREBRO, L.; SEGAL, T.; NORDENBERG, D.; GORFIL, C.; BAR-LEV, M. Examination of tooth pulp following laser beam irradiation. *Laser Surg Med*, v.7, n.3, p.236-39, 1987.
- ⁴¹ POWELL G.L.; MORTON, T.H.; WHISENANT, B.K. Argon laser oral safety parameters for teeth. *Lasers Surg Med*, v. 13, n. 5, p. 548-55, 1993.
- ⁴² SELTZER S.; BENDER, I. The dental pulp. Biological considerations in dental procedures. 3. ed. Philadelphia: Lippencott, 1973. p. 201.
- ⁴³ HIBST, R.; KELLER, U. Heat effect of pulsed Er:YAG laser radiation. In: *LASER SURGERY: ADVANCED CHARACTERIZATION, THERAPEUTICS AND SYSTEMS II*, 1990. Proceedings. California : The International Society for Optical Engineering, 1990. v. 1200, p. 379-86.
- ⁴⁴ WHITE, J.M.; FAGAN, M.C.; GOODIS, H.E. – Intrapulpal Temperature During Pulsed Nd:YAG Laser Treatment of dentin, In Vitro. *J Periodontol*, v. 65, n. 3, p. 255-59, Mar., 1994.

-
- ⁴⁵ WHITE, J.M.; GOODIS, H.E.; ROSE, C.M.; DANIELS, T.E. Effects of Nd:YAG laser pulps of extracted human teeth. In : INTERNATIONAL ASSOCIATION FOR DENTAL RESEARCH. General session, 68. Cincinnati, Mar. 7-11, 1991. Abstract of papers. Chicago, J dent Res, v. 69, p. 300, 1991.
- ⁴⁶ WHITE, J.M.; GOODIS, H.E. Rat pulp response to Nd:YAG laser exposure to dentin . In: INTERNATIONAL ASSOCIATION FOR DENTAL RESEARCH. General Session & Exhibition, 71. Chicago, Mar 10-14, 1993. Abstracts of papers. J Dent Res, v.72, p.124, 1993. [resumo n.168]
- ⁴⁷ JEFFREY, I.W.M.; LAWRENSEN, B.; SAUNDERS, E.M.; LONGBOTTOM, C. Dentinal temperature transients caused by exposure to CO₂ laser irradiation and possible pulpal damage. J Dent, v. 18, n. 1, p. 31-6, 1990.
- ⁴⁸ JEFFREY, I.W.M.; LAWRENSEN, B.; LONGBOTTOM, C.; SAUNDERS, E.M. CO₂ laser application to the mineralized dental tissue – the possibility of iatrogenic sequelae. J Dent, v. 8, n. 1, p. 24-36, 1990.
- ⁴⁹ PAGHDIWALA, A.F.; VAIDYANATHAN, T.K.; PAGHDIWALA, M.F. Evaluation of Er:YAG laser radiation of hard dental tissue : analysis of temperature changes, depth of cuts and structural effects. Scanning Microsc, v.7, n.3, p. 989-97, 1993.
- ⁵⁰ WHITE, J.M.; NEEV, J.; GOODIS, H.E.; BERNS, M. Surface temperature thermal penetration dentin of Nd:YAG laser applied to enamel and dentin. In: LASER SURGERY, Proceedings. California : The International Society for Optical Engineering, 1992. v. 1643, p. 423-36.
- ⁵¹ GOODIS H.E.; WHITE, J.M.; HARLAN, L. Absence of pulpal response from Nd:YAG laser exposure on enamel. J Dent Res, v. 71, p. 162, 1992.
- ⁵² WHITE, J.M.; GOODIS H.E.; SETCOS, J.C.; EAKLE, W.S.; HULSCHER, B.E.; ROSE, C.L. Effects of pulsed Nd:YAG laser energy on human teeth : a three year follow-up study. J Am Dent Assoc, v. 124, p. 45-51, July 1993.
- ⁵³ WINGDOR, H.; ABT, E.; ASHRAFI, S.; WALSH Jr., J.T. The effect of lasers on dental hard tissue. JADA, v. 124, p. 65-70, Feb. 1993.

-
- ⁵⁴ WINGDOR, H.; WALSH Jr., J.T.; VISURI, S.R. Thermal effect of Er:YAG laser radiation on dental hard tissue. The Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers – Dental Applications of Lasers, v. 2080, p. 26-32, 1993.
- ⁵⁵ WHITE, J.M.; GOODIS, H.E.; TRAN, K.T.; HO, W.; KUDLER, J.J. "In vivo" pulpal response to Nd:YAG laser on dentin. In: INTERNATIONAL ASSOCIATION FOR DENTAL RESEARCH. General Session & Exhibition, 72. Seattle, Mar. 10-13, 1994. Abstracts of papers. J Dent Res, v.73, p.318, 1994. [Resumo n.1732]
- ⁵⁶ SEKINE Y.; EBIHARA, A.; TAKEDA, A.; SUDA, H. – Pulpal reaction in dog following cavity preparation by Er:YAG laser. Proceeding - The 4th International Congress on Laser in Dentistry. 6-10 Aug. 1994.
- ⁵⁷ HIRATA, K.; NAKASHIMA, M.; AONDO, M. – Thermal Effects of Normal Pulsed Nd:YAG laser Irradiation on Human Dentin : An *In Vitro* Study. Proceeding - The 4th International Congress on Laser in Dentistry. 6-10 Aug. 1994.
- ⁵⁸ ARCORIA, C.J.; DUSEK, M.; VITASEK-ARCORIA, B. – Pulpal Effects of High Rep Rate Nd:YAG Laser. Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery, v. 12, n. 1, p. 21-25, Mary Ann Liebert, Inc., 1998.
- ⁵⁹ KELLER U.; HIBST R. – Er:YAG Laser Effects on Oral Hard and Soft Tissue. The laser In Dentistry by Miserendino L.J.; Pick, R.M., ed. Quintessence Publishing Co., INC., 1995.
- ⁶⁰ HIBST, R.; STOCK, K.; GALL, R.; KELLER, U. – Controlled tooth surface heating and sterilisation by Er:YAG laser irradiation. The Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers. Proceedings of Laser Applications in Medicine and Dentistry, 7-10 Sep., Vienna, Austria, v. 2922, p. 119-126, 1996
- ⁶¹ SONNTAG K.D.; KLITZMAN, B.; BURKES, E.J.; HOKE, J.; MOSHONOV, J. – Pulpal response to cavity preparation with the Er:YAG and Mark III free electron lasers. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, v. 81, n. 6, p. 695-702, June, 1996.

-
- ⁶² EVERSOLE L.R.; RIZOIU, I.; KIMMEL, A.I. Pulpal Response to cavity preparation by an Er,Cr:YSGG laser powered hydrokinetics system. JADA, v. 128, p. 1099-1106, Aug., 1997.
- ⁶³ DOSTÁLOVÁ, T.; JELÍNKOVÁ, H.; KREJSA, O.; HAMAL, K.; KUBELKA, J.; PROCHÁZKA, S.; HIMMLOVÁ, L. – Dentin and pulp response to R:YAG laser ablation : A preliminary evaluation of human teeth. Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery, v. 15, n. 3, p. 117-121, Mary Ann Liebert, Inc., 1997.
- ⁶⁴ PELAGALLI J.; GIMBEL, C.B.; HANSEN, R.T.; SWETT, A.; WINN II, D.W. – Investigation study of the use of Er:YAG laser versus dental drill for caries removal and cavity preparation – Phase I. Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery, v. 15, n. 3, p. 109-115, Mary Ann Liebert, Inc., 1997.
- ⁶⁵ BALDISSARA, P.; CATAPANO, S.; SCOTTI, R. Clinical and histological evaluation of thermal injury thresholds in human teeth : a preliminary study. J Oral Rehab. v. 24, f. 11, p. 791-801, 1997.
- ⁶⁶ BORGES D.G.; WATANABE I.S.; BRUGNERA, A. – Er:YAG laser effects on deciduous teeth enamel. Proceeding – The 6th International Congress on Laser in Dentistry, p. 91-92, 1998.
- ⁶⁷ MORIYA K.; KATO, J.; TAKAGI, Y. – A Clinical application of Er:YAG laser for restorative dentistry in children.. Proceeding – The 6th International Congress on Laser in Dentistry, p. 199-201, 1998.
- ⁶⁸ GLOCKNER K.; RUMPLER J.; EBELESEDER, K.; STADTLER, P. – Intrapulpal temperature during preparation with the Er:YAG laser compared to the conventional burr : An *in vitro* study. Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery, v. 16, n. 3, p. 153-157, Mary Ann Liebert, Inc., 1998.
- ⁶⁹ RIZOIU, I.; KOHANGHADOSH, F.; KIMMEL, A.I.; EVERSOLE, L.R. – Pulpal thermal responses to an Er,Cr:YSGG pulsed laser hydrokinetic system. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, v. 86, n. 2, p. 220-23, Aug., 1998.

⁷⁰ COZEAN, C.; ARCORIA, C.J.; PELAGALLI, J.; POWELL, G.L. Dentistry for the 21st Century? Erbium:YAG Laser for teeth. J Am Dent Assoc, v.128, n.8, p.1080-1087, Aug. 1997.

⁷¹ WINGDOR, H.; WALSH Jr., J.T.; VISURI, S.R. Thermal effect of Er:YAG laser radiation on dental hard tissue. The Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers – Dental Applications of Lasers, v. 2080, p. 26-32, 1993.

⁶⁶ KELLER, U.; HIBST, R. Histological findings of pulpal changes after Er:YAG laser irradiation. In : INTERNATIONAL ASSOCIATION FOR DENTAL RESEARCH. Chicago, J Dent Res. V. 74, p. 545, 1995.

⁷³ PULGA, N.V.G. Avaliação da microinfiltração marginal em cavidades classe V de dentes decíduos preparados com Laser de Er:YAG e alta rotação. Tese de Mestrado FOU SP-IPEN , agosto 2001.



Anexo 1

Fundamentos da física do laser

Luz

A luz consiste em pequenos pacotes de energia, denominados de fótons ou quanta de energia, que se propagam na forma de ondas, sem necessitar de um meio para isso, conferindo assim um caráter dual à luz, onda-partícula. Essa onda eletromagnética é caracterizada por uma determinada frequência, comprimento de onda, amplitude e velocidade.



O comprimento de onda é dado pela distância entre dois picos consecutivos, isto é, quando ocorrer um ciclo completo da onda. A unidade de medida do comprimento de onda é a unidade de espaço, que pode ser expressa em microns ($\mu=10^{-6}\text{m}$), nanômetros ($\text{nm}=10^{-9}\text{m}$), ou angstroms ($\text{\AA}=10^{-10}\text{m}$). A unidade de medida usual, da energia do fóton é o elétron-volt (eV), que pode ser convertido para joule (J) – $1\text{eV}=1,6\cdot 10^{-19}\text{J}$.

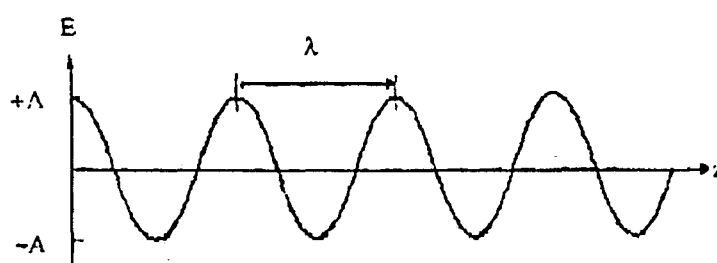
O número de ondas que passam em um dado ponto (número de oscilações) por segundo é denominado frequência de repetição de pulsos, sendo expressa em ciclos por segundo, pulsos por segundo (pps) ou hertz (Hz).

A frequência (ν) está relacionada às propriedades energéticas das ondas eletromagnéticas. Cada fóton possui uma energia E proporcional à frequência da onda eletromagnética.

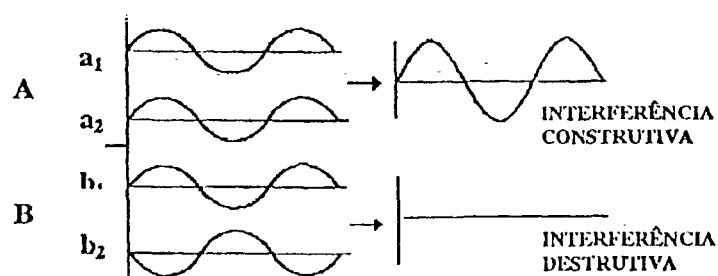
O comprimento de onda é inversamente proporcional à frequência, sendo que teremos um maior número de ondas sendo capazes de passar em um ponto do espaço em um determinado intervalo de tempo.

A velocidade de propagação da luz é constante no vácuo sendo de aproximadamente de 300.000 Km/s.

A amplitude da onda é dada pela altura da onda no eixo das ordenadas.



Ondas de mesmo comprimento de onda estão em fase quando todos os picos e vales caminham da mesma forma no espaço e no tempo.

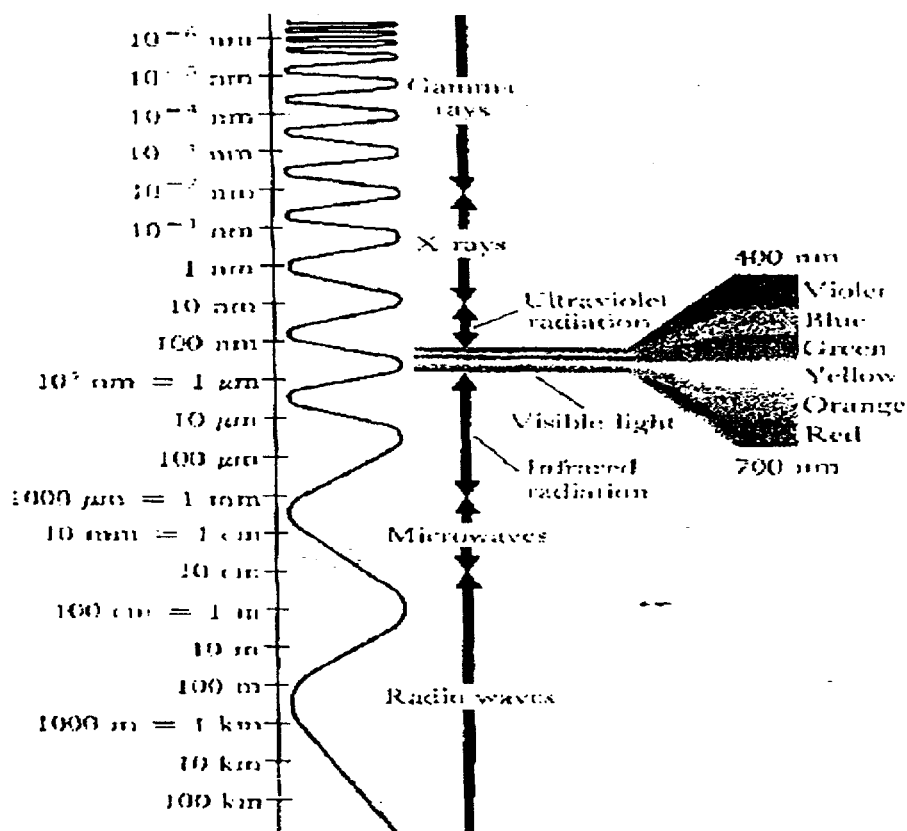


Sendo assim, essas ondas podem combinar-se de forma que a energia resultante se distribui uniformemente no espaço, havendo uma duplicação da amplitude e um aumento do brilho. Esse processo é denominado de interferência construtiva.

O Espectro Eletromagnético

O espectro eletromagnético abrange desde de as ondas de comprimento longo, como as ondas de rádio, até as ondas de menor comprimento, como a radiação ionizante dos raios gama e raios x.

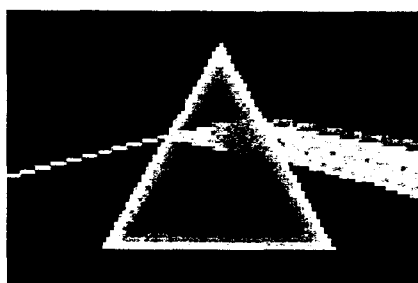
Dentre as faixas do espectro eletromagnético se situam as microondas, o infravermelho (IR), o visível e o ultravioleta (UV).



Essas radiações são essencialmente de mesma natureza, porém diferem somente pela quantidade de energia que transportam e conseqüentemente diferem no tipo de interação com a matéria.

A radiação luminosa, por sua vez, abrange as freqüências ópticas, ou seja, o IR, o visível e o UV.

A região do visível para o olho humano encontra-se entre os comprimentos de ondas a partir de 400 nm (violeta) até aproximadamente 780 nm (vermelho).



As células do olho humano possuem maior sensibilidade para comprimentos de onda entre 470 a 550 nm, o que corresponde às cores amarelo e verde.

O Processo de Interação da Radiação Eletromagnética com o sistema Atômico

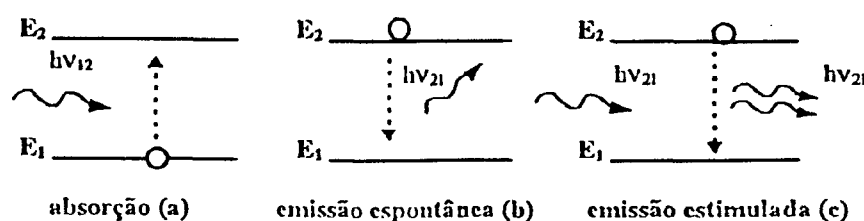
A mecânica quântica estabelece que os elétrons em órbita em torno do núcleo podem possuir apenas energias bem definidas, isto é, quantificadas. A natureza por ser sábia, procura manter os átomos em seu estado de menor energia, ou seja, estado fundamental. Quando um elétron de uma camada mais externa muda de camada e adquire uma energia maior, o átomo é levado ao estado excitado. O átomo pode efetuar esta transição de energia, através da absorção de um fóton.



Quando átomo efetua “espontaneamente” uma transição de estado excitado para um estado de menor energia, emite um fóton. É o processo inverso da absorção e denominamos de emissão espontânea. A emissão espontânea tem a propriedade de ser isotrópica, sendo aleatório o instante da emissão. Se numerosos átomos estão simultaneamente em um mesmo estado excitado, a emissão coletiva será, portanto escalonada no tempo: é o fenômeno da fluorescência. O tempo característico da desexcitação dos átomos é denominado de “duração de vida média” do estado excitado.



Na emissão estimulada, em presença de um campo eletromagnético, um fóton induz um átomo a efetuar a transição do nível superior E_2 (estado excitado) para o nível E_1 (estado fundamental), emitindo um segundo fóton, do qual não apenas a frequência ν , como também todas as outras características (direção, fase, polarização) são idênticas às características do fóton “indutor”. O sistema atômico que recebe um fóton e fornece um segundo fóton: portanto, ele age como amplificador de radiação. É o processo de emissão estimulada, que está na própria origem do funcionamento dos lasers.



Funcionamento dos Lasers

Para que a maioria dos lasers possa funcionar, devem ser satisfeitas três condições fundamentais, isto é, três elementos são simultaneamente necessário: um meio ativo ou amplificador, mecanismo de excitação ou bombeamento e por fim a cavidade ressonante ou ressonador.

Meio Ativo ou Amplificador:

O meio ativo ou amplificador 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. Esse meio pode ser constituído de íons, átomos ou moléculas e podem ser encontrados na forma sólida (rubí, Neodímio, Hólmio, Érbio), líquida (solução de corantes) ou gasosa (Hélio-Neônio, Argônio, CO₂).

Bombeamento ou Mecanismo de Excitação:

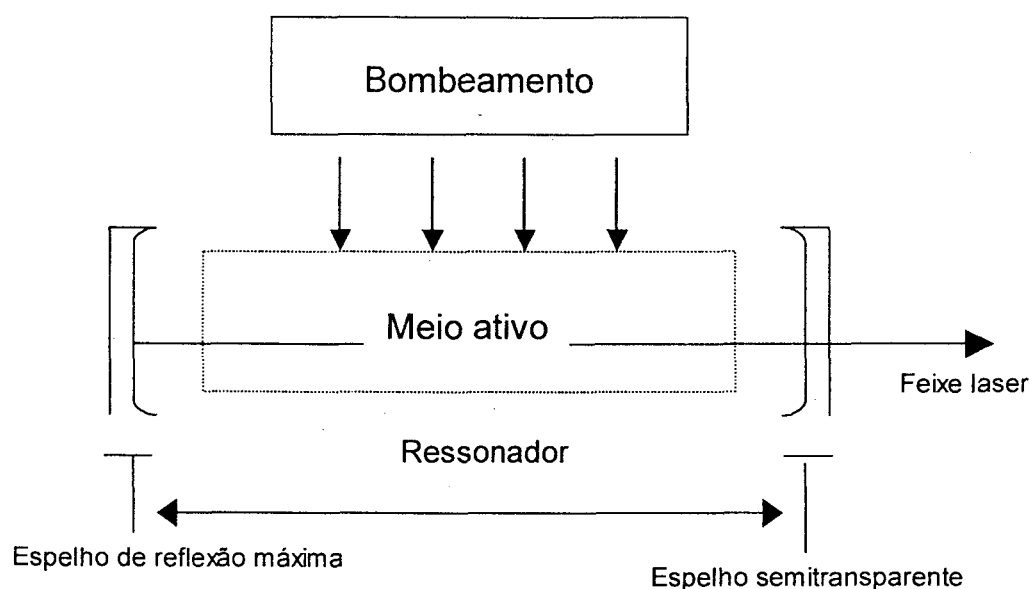
No equilíbrio térmico, a população do nível inferior de transição é indiscutivelmente a mais elevada e a absorção domina a emissão estimulada. Para que esta última predomine sobre a absorção é necessário destruir o equilíbrio termodinâmico, fazendo com que o nível superior da transição fique mais povoado.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

Tal condição é obtida através do fornecimento de energia para o meio ativo, por intermédio de uma fonte externa de energia, isto é, um bombeamento. (fig.6)

Cavidade ressonante ou Ressonador:

É uma cavidade constituída por dois espelhos, um altamente refletor e o segundo parcialmente refletor, por onde sairão o feixe laser, paralelos, colocados frente a frente. Tais refletores enviam a onda eletromagnética em múltiplas passagens de ida e volta no meio ativo, amplificando assim o campo eletromagnético na cavidade.

Finalmente estamos prontos para obter um feixe laser.



Mecanismos de Bombeamento

A excitação do meio ativo pode ocorrer através de diversos mecanismos de bombeamento, onde podemos incluir até mesmo outro laser como fonte externa de energia. Conforme o meio ativo considerado, teremos um tipo de bombeamento.

Bombeamento Óptico: flash, lâmpadas de arco, outro laser. São utilizados para os lasers de isolante dopado ou lasers de corante. Ex. rubi, Nd, Ho.

Bombeamento Eletrônico: abrange as descargas elétricas e os feixes de elétrons, sendo o meio mais usado para os lasers gasosos. Ex. CO₂.

Outros meios de bombeamento podem ser utilizados, dentre eles, o bombeamento térmico, químico, por injeção de portadores, por partículas pesadas ou por radiação ionizante.

Modos de Operação

Os lasers de modo geral podem operar em dois regimes: contínuo e o pulsado.

Na operação contínua, a emissão se dá na forma de um feixe de potência constante, que não varia com o tempo. Na operação pulsada, a emissão é intermitente, com pulsos de energia emitidos a intervalos regulares de tempo. Estes modos de operação dos lasers são, portanto a forma como o meio ativo é alimentado pela fonte de excitação.

No caso do modo contínuo, a única variável controlada pelo operador é o nível de potência, que pode ir de zero até a um máximo que é característico de cada equipamento. No caso da emissão pulsada, muitas vezes 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, como também a potência pico.

Além do tipo de bombeamento, mecanismos especiais colocados intracavidade alteram a forma temporal com que o elemento ativo é depopulado. Nesses casos, concentrações especialmente altas de energia óptica no espaço e no tempo podem ser obtidas. Com esses mecanismos, como no caso do chaveamento Q (*Q-Switching*) e do chaveamento de modos (mode-locking), pulsos ultracurtos e de alta potência podem ter duração de 10^{-11} / 10^{-12} segundos e potência pico de até 10^{12} w.

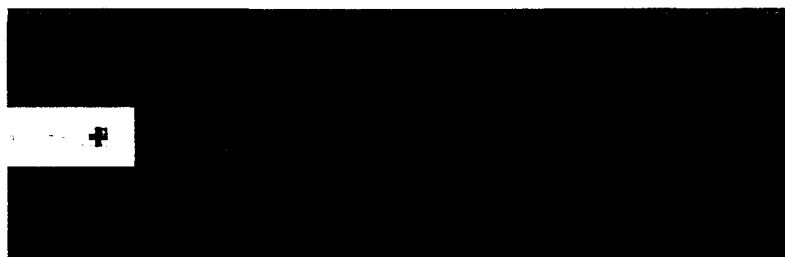
Propriedades da luz laser

O feixe laser que é emitido da cavidade ressonante possui características próprias como a coerência, monocromaticidade, colimação, direcionalidade e brilhância.

Uma das propriedades mais importantes da radiação laser é sua coerência, a que se expressa simultaneamente pela coerência temporal (dada por sua característica de monocromaticidade) e pela coerência espacial (presença de uma frente de onda unifásica).

A coerência, portanto, ocorre quando se tem ondas de mesmo comprimento e em fase, isto é, as ondas caminham de forma similar em espaço e tempo, como um exército marchando com movimentos sincronizados. Tal característica não ocorre com a luz comum, onde diversas ondas são emitidas, cada qual com seu comprimento de onda e frequência característicos, de forma a viajar no espaço e tempo incoerentemente, como um grupo de indivíduos andando de forma aleatória.

A emissão coerente permite que se obtenha enormes concentrações de energia por unidade de superfície. Essa propriedade de concentração superficial permite uma ação muito pontual e energética sobre a matéria, o que nos possibilita uma série de aplicações, como em soldagem, usinagem, em medicina, odontologia etc.



Nenhuma fonte de luz, incluindo o laser, é capaz de produzir uma luz monocromática absoluta, no entanto, o laser se aproxima muito deste ideal.

A monocromaticidade é caracterizada por esta emissão de fótons, todos com o mesmo comprimento de onda e, portanto, com uma única cor.

Os espelhos presentes na cavidade ressonante apresentam alta refletividade, fazendo com que as ondas reflitam muitas vezes ao longo do eixo entre eles. Funcionam como colimadores da onda, isto é, a luz emergente se apresentará paralela, com pequena divergência a relativa distância. A colimação também significa que há uma distribuição mínima de energia ao longo da emissão laser, o que é uma das justificativas da luz ser tão potente. A luz de uma lanterna ou uma lâmpada, por sua vez, não é colimada, ocorrendo então divergência.


Os lasers apresentam em relação às fontes convencionais vantagens na formação de imagens de grande brilhância, ou seja, com grande intensidade de energia. Em uma fonte luminoso comum, a energia é emitida em direções aleatórias. A frente de onda unifásica da radiação produzida por um laser é criada na cavidade amplificadora de forma que todas estas se somem quando o feixe estiver focalizado. A sua alta brilhância é função da alta direcionalidade e pequena largura de banda espectral, responsáveis pela coerência temporal e espacial da luz laser.



PARECER nº 139/00

O Grupo de Trabalho indicado pelo Comitê de Ética em Pesquisa, **APROVOU** o protocolo de pesquisa "*Avaliação in vitro da temperatura na camara pulpar de dentes decíduos durante aplicação do laser de Er: YAG*", de responsabilidade do pesquisador **Alexandre Joseph Sznajder**, sob orientação do Professor Doutor **Edmir Matson**.

São Paulo, 12 de dezembro de 2000


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



M22510



Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares

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

Fone (0XX11) 3816-9000 - Fax (0XX11) 3812-3546

SÃO PAULO - São Paulo

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

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