

FABRICIO SCAINI

**Análise da variação da temperatura na superfície  
radicular externa durante a irradiação intracanal com laser  
de Er:YAG**

Orientador: Prof. Dr. Antônio Miranda da Cruz Filho

Ribeirão Preto  
2006  
FABRICIO SCAINI

**Análise da variação da temperatura na superfície radicular externa durante a irradiação intracanal com laser de Er:YAG**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto para obtenção do título de Mestre em Odontologia, sub-área Endodontia.

Orientador: Prof. Dr. Antônio Miranda da Cruz Filho

Ribeirão Preto  
2006

**Ficha catalográfica preparada pelo Centro de Processamento Técnico**

**da**

**Biblioteca Central da Unaerp**

**- Universidade de Ribeirão Preto -**

Scaini, Fabricio, 1974 -

S 278a      Análise da variação da temperatura na superfície radicular externa durante a irradiação intracanal com laser de Er:YAG / Fabricio Scaini. -- Ribeirão Preto, 2006. 98 f. : il. Color.

Orientador: Prof. Dr. Antônio Miranda da Cruz Filho

Disertação (mestrado) – Universidade de Ribeirão Preto, UNAERP, Odontologia, área de concentração: Endodontia. Ribeirão Preto, 2006.

1. Odontologia. 2. Endodontia. 3. Canal radicular – Tratamento. 4. Laser em odontologia. I. Título.

CDD: 617.6342

## **Dedicatórias**

A Deus, que sempre olha por mim e que me concedeu tantas maravilhas. Por Seu amor incondicional, Sua misericórdia, Sua luz e, principalmente, por ter me dado força, coragem e incentivo para que, nos momentos de fraqueza, eu me levantasse e continuasse a minha jornada. Obrigado, Senhor.

À minha família,

**Daniela Giglio D'Amato Scaini**, pelo amor, carinho e amizade. Por ter me incentivado a continuar nos momentos de fraqueza, por ter me levantado diante das derrotas, por estar incondicionalmente ao meu lado e, principalmente, por ser meu porto seguro, meu pilar de sustentação, minha alma gêmea, minha vida.

e

**Bruno Edoardo D'Amato Scaini**, por simplesmente existir. Você ainda nem chegou, mas já é meu orgulho, minha motivação, minha vida.

**Amo vocês.**

Aos meus pais,

**Dione Scholz Scaini e Eloi Scaini**, pelas noites mal dormidas, pelas angústias e preocupações, por todo amor, carinho e felicidade que me concederam. Obrigado pela vida e por terem feito de mim o que sou hoje. Por terem me dado a melhor educação e incentivo ao aperfeiçoamento constante. Por serem exemplos a ser seguidos e por serem tudo aquilo que um dia eu quero ser para o meu filho. Muito obrigado.

**Amo vocês.**

Ao meu avô,

**Rolf Scholz** (in memorian), por todo amor e orgulho que sempre teve por mim. Infelizmente, o senhor nos deixou no início do meu Mestrado e não pôde acompanhar toda minha jornada até aqui, o que dificultou ainda mais o meu caminho. Vô, eu consegui! E sei que, onde quer que o senhor esteja, o senhor me deu forças, olhou por mim e hoje está muito orgulhoso, comemorando comigo.

**Eu sinto demais a sua falta.**

À minha tia,

**Marilise Scholz**, por todo amor, carinho, amizade, atenção, preocupação e dedicação. Por toda ajuda que você sempre me deu, principalmente durante o Mestrado. Por ser a irmã que eu não tive.

**Amo você.**

Aos meus irmãos e ao meu primo,

**Giovanni, Luidgi e Rodrigo Scaini**, por serem meus três grandes amigos. Por toda ajuda, ou por simplesmente existirem. Apesar de serem mais jovens, aprendi e continuo aprendendo muito com vocês!

**Amo vocês.**

Aos meus avós,

**Anni Scholz, Geni Pereira Scaini e Bruno Scaini**, por serem exemplos de vida, de luta e de coragem.

**Amo vocês.**

Aos meus demais familiares,

**Meu sogro Alberto D'Amato, minha sogra Sônia Giglio D'Amato, meu cunhado Cláudio D'Amato, meus tios, tias, primos**, por sempre acreditarem na minha capacidade, por me incentivarem, pelo seu carinho e atenção.

**Amo vocês.**

## **Agradecimentos**

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Antônio Miranda da Cruz Filho**, por seu trabalho e dedicação nesses dois anos de convívio. Obrigado pelo seu tempo, sua dedicação, sua ética e respeito, por dividir comigo um pouco de sua grande experiência, pela sua paciência em ensinar, orientar e corrigir. Obrigado pelo incentivo e pela motivação, que muitas vezes foram fundamentais para que eu não me deixasse abater e para que eu mantivesse a coragem e a vontade de continuar. O senhor é um exemplo de mestre, cuja amizade eu pretendo cultivar para sempre.



Ao coordenador do Programa de Pós-Graduação, **Prof. Dr. Manoel D. Sousa-Neto**, pela paciência, dedicação ao ensino e à pesquisa científica e por dividir conosco seus conhecimentos e experiências com o objetivo de nos tornar melhores profissionais, professores e pesquisadores.

Aos professores **Celso Bernardo de Souza Filho, Édson Alfredo e Renato Cássio Roperto**, por todos seus ensinamentos, pela sua contribuição fundamental à minha formação e, principalmente pela amizade, carinho, respeito e dedicação. Vocês são pessoas que fazem do mundo um lugar melhor para se viver.

Aos professores do Curso de Pós-Graduação em Odontologia, sub-área Endodontia: **Prof. Dr. Antônio Miranda da Cruz Filho, Prof. Celso Bernardo de Souza Filho, Profª Drª Delza Deise Marchetti Kannan, Prof. Édson Alfredo, Prof. Dr. Jacy Ribeiro de Carvalho Júnior, Profª Drª Lisete Ribas Diniz Casagrande, Prof. Dr. Lucélio Bernardo Couto, Prof. Dr. Manoel Damião de Sousa Neto, Profª Melissa Marchesan, Profª Drª Neide Aparecida de Souza Lehfeld, Prof. Renato Cássio Roperto, Profª Drª Rosemary Cristina Linhari R. Pietro, Profª Drª Yara T. Correa Silva Sousa**, pela sua experiência e ensinamentos transmitidos.

Aos amigos **Irdival Cristino Figueiredo Júnior, Marcos Rodrigues Borges e Wellington Spegiorin de Sousa Leite** por toda ajuda, pela amizade, pelas risadas e pela acolhida tão calorosa e cordial. Foi um prazer inenarrável conhecê-los. Sua amizade me é muito preciosa.

Ao meu amigo **Carlos Henrique Fischer** por sua amizade, seu companheirismo e por ter me acolhido tão cordialmente em sua residência nos primeiros meses que passei em Ribeirão Preto. Valeu, Fischer!! Você é um irmão, mesmo!

Aos amigos do curso de Mestrado, minha família em Ribeirão Preto, **Fábio Leal Braga, Lorena Oliveira, Vinícius Humberto Nunes, Maria Isabel A. Faria, Cíntia Regina França, Édi Sasaki, Michele Nadalin, Mônica Denadae de Campos Pinto**. Vocês não têm noção do quanto foram importantes nestes dois últimos anos. Obrigado pela amizade, pelo carinho, pelo companheirismo, cumplicidade e, principalmente, pela força nos momentos difíceis.

À grande amiga de todos nós, **Rosemary Alexandre**, que muito nos ajudou no laboratório de Patologia e fora dele, com palavras de carinho, incentivo e preocupação com nosso bem-estar. Você é um anjo protetor dos mestrandos.

Aos funcionários da Unaerp **Cecília Maria Zanferdini, Vinícius Bianchi de Castro e Marina Janólio Ferreira**, por serem sempre tão atenciosos, pacientes e solícitos comigo.

Aos meus amigos **Celso Alfredo Schramm e Márcio Luiz Berezoski**, pelas oportunidades, pelo carinho e amizade, pelos ensinamentos, por toda ajuda e compreensão nesses últimos dois anos e, principalmente, por terem sempre acreditado em mim, no meu potencial e na minha capacidade. Vocês são como pais para mim.

As minhas secretárias **Gisele Gumz** e **Josi Aparecida de Souza**, por toda ajuda, pela compreensão e pelas enormes barras que tiveram que segurar em meu nome durante todas as minhas ausências. Vocês foram nota 10!!

A **todos os meus amigos** pela amizade, carinho, companheirismo, cumplicidade e, principalmente paciência e tolerância por todos os “nãos” recebidos a muitos dos seus convites feitos a mim nesses dois últimos anos. Graças a Deus, são tantos os amigos que se encaixam nessas palavras, que eu precisaria de muitas páginas para nomear a todos. Deixo aqui, meu muito obrigado e minha eterna gratidão pelo simples fato de existirem. Como eu havia prometido, acabou.

Ao **Prof. Marcelo Schein**, por toda ajuda, por todas as dicas, pela sua amizade e pelas vezes em que abdicou de outras atividades para poder me ajudar na minha pesquisa. Seu conhecimento, dedicação e amizade jamais serão esquecidos!

À colega cirurgiã-dentista **Larissa Schützler**, pela confiança em mim depositada ao abrir as portas de seu consultório e permitir a utilização de seu laser de Er:YAG Kavo Key 1242 para realização do meu experimento. Você é uma pessoa muito especial e generosa, muito obrigado!

À minha amiga e futura cunhada **Fabiana Rafaela Pizzolatti**, por toda dedicação em me ajudar. Por todo trabalho que teve ao procurar e me enviar dezenas de artigos científicos da Biblioteca do Ministério da Saúde, em Brasília. Sua ajuda foi fundamental para o sucesso do meu trabalho. Muito obrigado!

À **Kavo**, principalmente nas pessoas de seu presidente **Sr. Luciano Eric Reis e das Sras Tessa Schmalz e Fernanda Nascimento**. Muito obrigado por toda ajuda, atenção e por terem sido fundamentais na realização do meu experimento. Sua competência e dedicação espelham a grande empresa que representam.

A **Embrapla (Empresa Brasileira de Plásticos)**, principalmente nas pessoas de seus diretores **Alberto D'Amato e Deniz dos Reis**, pela prestatividade, criatividade e grande ajuda que me proporcionaram para alavancar meu experimento.

A **todos os meus colegas professores do curso de Odontologia da Univille**, em especial aos meus amigos: **Celso Alfredo Schramm, Clóvis Francisco Zucco, Flares Baratto Filho, Giuseppe Valduga Cruz, Luciano Madeira, Luiz Carlos Machado Miguel, Marcelo Schein, Maurício Colin Cordeiro, Susimara de Almeida**, por toda ajuda que me prestaram, desde cartas de recomendação até substituições e tolerâncias à faltas a aulas e a reuniões. Muito obrigado! É um enorme prazer e orgulho fazer parte dessa equipe.

## Sumário

|                            |    |
|----------------------------|----|
| Resumo                     |    |
| Summary                    |    |
| Introdução-----            | 01 |
| Revista da Literatura----- | 05 |
| Proposição-----            | 35 |
| Material e Métodos-----    | 37 |
| Resultados-----            | 52 |
| Discussão-----             | 61 |
| Conclusões-----            | 68 |
| Referências-----           | 70 |

## **Resumo**

O objetivo deste estudo foi avaliar, *ex vivo*, a variação da temperatura na superfície radicular externa durante irradiação com laser de Er:YAG, variando-se o tipo de ponta e a frequência. Selecionou-se 48 incisivos centrais humanos extraídos, que tiveram suas coroas removidas e as raízes padronizadas em 10 mm de comprimento. Os canais radiculares foram preparados a 1 mm aquém do ápice até o diâmetro de 1,6 mm. As raízes foram incluídas em resina acrílica e distribuídas aleatoriamente em 06 grupos: G1, G2 e G3 – raízes irradiadas com Opus 20 com ponta de safira, energia output de 130 mJ e 8, 10 e 15 Hz de frequência, respectivamente; G4, G5 e G6 – Kavo Key 1242 com ponta de fibra óptica, com energia output de 132 mJ com 6, 10 e 15 Hz de frequência, respectivamente. Os corpos-de-prova foram fixados em um dispositivo de acrílico ajustável, possibilitando o posicionamento padronizado de 01 termopar em cada terço radicular, para aferição das temperaturas inicial e máxima durante a irradiação. O teste de Tukey evidenciou diferença estatística ( $p < 0,001$ ) entre as frequências: 6-8 Hz ( $2,36 \pm 0,91$ ), 10 Hz ( $4,92 \pm 1,60$ ) e 15 Hz ( $8,23 \pm 2,78$ ); e entre os terços radiculares: apical ( $8,33 \pm 2,69$ ), médio ( $4,70 \pm 1,60$ ) e coronário ( $2,48 \pm 0,83$ ). Não houve diferença estatística significativa ( $p < 0,05$ ) entre as pontas. Concluiu-se que a aplicação do laser Er:YAG nos parâmetros estudados promovem variações de temperatura na superfície radicular externa em limites aceitáveis, independentemente das pontas e das frequências utilizadas, bem como do terço radicular irradiado.

## **Summary**

The aim of this study was to evaluate, ex vivo, the thermal variation on the external root surface during Er:YAG laser irradiation, with two different kinds of laser beams and different frequencies. For this experiment were choose 48 maxillary central incisors, which had their crown removed to obtain a 10 mm length root. The roots were prepared 1mm before the apex, until the diameter of 1,6 mm. The roots were included in an acrylic resin block and randomly distributed in 06 groups with 08 roots each, and irradiated with Er:YAG laser in the following parameters: G1, G2 and G3 = Er:YAG laser Opus 20 with 130 mJ output energy and 8, 10 and 15 Hz of frequency respectively; G4, G5 and G6 = Er:YAG laser Kavo Key 1242 with 132 mJ output energy and 6, 10 and 15 Hz of frequency respectively. Those blocks were adapted in an adjustable acrylic apparatus, which provided a patronized position of three thermocouples in each root third to measure the temperature initial and maximum during laser irradiation. The Tukey test showed statistic difference ( $p < 0,001$ ) between the frequencies: 6-8 Hz ( $2,36 \pm 0,91$ ), 10 Hz ( $4,92 \pm 1,60$ ) and 15 Hz ( $8,23 \pm 2,78$ ); and between the root thirds: apical ( $8,33 \pm 2,69$ ), medium ( $4,70 \pm 1,60$ ) and cervical ( $2,48 \pm 0,83$ ). There was no significant statistic difference between the laser beams ( $p < 0,05$ ). Conclusion: the Er:YAG laser applied in this parameters produced thermal variations on the external root surface inside the security limits, with any with any beans and with any frequencies used, and in any root third.

## **Introdução**

A adequada limpeza, desinfecção e obturação do sistema de canais radiculares, vem sendo há muito tempo, os pilares do sucesso do tratamento endodôntico (COHEN; BURNS, 1998). Atualmente, ocorre na Endodontia uma busca constante em desenvolver e/ou aprimorar novas técnicas, testar novos materiais e instrumentos, a fim de que antigos paradigmas do tratamento endodôntico possam ser alterados, ou até mesmo melhorados, adaptando-os aos tempos mais modernos.

A descoberta do laser (Light amplification by stimulated emission of radiation) em 1960, por MAIMAN, abriu diversas portas para o seu uso crescente nas mais variadas aplicações. O laser é um tipo de luz não ionizada altamente concentrada que, em contato com os tecidos vivos, pode causar os mais variados efeitos, dependendo do comprimento de onda e das propriedades ópticas do tecido irradiado. Este novo método de terapêutica tem sido utilizado na Odontologia, nas diferentes especialidades como Endodontia, Dentística, Cirurgia e Periodontia.

Dentre as aplicações e efeitos do laser de Er:YAG no interior do canal radicular, destacam-se trabalhos de: limpeza pela remoção de smear layer (TAKEDA et al., 1999; PÉCORA et al., 2000a; BIEDMA et al., 2005); desinfecção (MORITZ et al., 1999; PERIN et al., 2004; VEZZANI, 2004); permeabilidade dentinária (BRUGNERA-JÚNIOR et al., 2003) e adesividade (PÉCORA et al., 2001; SOUSA-NETO et al., 2002; SOUSA-NETO et al., 2005).



O laser de Er:YAG apresenta a propriedade de ablação do esmalte e da dentina, devido ao seu comprimento de onda (2940 nm), altamente absorvido pela água e pela hidróxi-apatita (TAKEDA et al., 1999). Esse laser, por meio de ablação termodinâmica, tem a capacidade de extrair tecido inorgânico (mineralizado) gerando uma reação térmica mínima, desde que sua energia seja aplicada em pulsos rápidos (microsegundos), os quais são absorvidos pela água, que se aquece até sua vaporização dentro do tecido, causando as microexplosões. Como a temperatura de fusão tecidual não é atingida, o tecido orgânico é eliminado sem que haja significativo aumento de temperatura (HIBST; KELLER, 1989; WALSH et al., 1989; DOSTÁLOVÁ et. al., 1996).

A aplicação do laser no interior dos canais radiculares pode gerar aumento da temperatura na porção externa da raiz, transmitindo-o para as estruturas de suporte circunjacentes à superfície radicular, ou seja, estruturas de inserção e proteção do elemento dentário (periodonto). Dentre as possíveis conseqüências que essas variações térmicas podem causar, destacam-se: dor, danos à camada de cimento (possibilitando futuras reabsorções), danos às fibras colágenas do ligamento periodontal e necrose do osso alveolar. A gravidade dessas conseqüências será determinada pela quantidade de calor gerado e pelo tempo que esse calor irá persistir na região (HEITHERSAY et al., 1963; ERIKSSON et al., 1983; ERIKSSON et al., 1984; SAUNDERS, 1990). A variação da temperatura externa de canais radiculares irradiados com laser de Er:YAG tem sido constantemente pesquisada, verificando-se quais os parâmetros que podem ser utilizados durante a irradiação do canal radicular

(PÉCORÁ et al., 2000; KIMURA et al., 2002; CIARAMICOLI, 2004; MALDONADO, 2004; LEE et al., 2004).

O tipo de ponta a ser empregado na irradiação do laser de Er:YAG é um fator de importância no estudo dos efeitos dos lasers sobre os tecidos. A flexibilidade, a espessura, o ângulo de entrega da energia, a perda de transmissão da energia e a resistência das pontas são características que devem ser levadas em conta para determinar a eficiência de irradiação de determinado tipo de laser (LEE et al., 2004, ALVES et al., 2005).

Dessa forma, é pertinente e necessário que pesquisas sejam realizadas com o intuito de mensurar o calor dissipado na superfície radicular externa de dentes irradiados intracanal com diferentes aparelhos de laser, pontas e parâmetros.

## **Revista da Literatura**

MAIMAN (1960) aplicou, pela primeira vez na área médica, uma emissão estimulada de radiação pela excitação de um rubi, criando assim o primeiro Maser (microwave amplification by stimulated emission of radiation), que viria a ser o precursor do laser.

Em 1963, HEITHERSAY et al. afirmaram, com muita propriedade que, em estudos nos quais se verificou variação térmica, a área de contato do termopar com a superfície onde é mensurado o aumento da temperatura, deveria ser muito boa e estável, para evitar a possibilidade de gerar falsas leituras. Esse contato da superfície dental com o termopar é muito difícil de se estabelecer de forma segura e efetiva em dentes não instrumentados, devido às diferenças morfológicas presentes entre as diversas amostras a serem testadas.

Na área odontológica, STERN; SOGANNAES (1964) irradiaram pela primeira vez esmalte e dentina com um laser de rubi. Ao irradiar os tecidos com laser, puderam observar que o mesmo provocava ablação desses tecidos, reduzia a permeabilidade dentinária, formava nas áreas irradiadas crateras e aparecimento de micro fraturas em ambos os tecidos, além de provocar um aumento da temperatura. Esses resultados foram atribuídos à falta de interação desse comprimento de onda com os tecidos duros dentais. Segundo os autores, parâmetros elevados de energia foram empregados para promover a remoção de esmalte e dentina, provocando danos térmicos aos tecidos adjacentes, devido ao excesso de calor produzido durante a irradiação.

GOLDMAN et al. (1965) relataram a primeira aplicação do laser em dentes in vivo. O procedimento foi feito por GOLDMAN, que era médico, em seu irmão cirurgião dentista. O paciente não relatou qualquer espécie de dor nem trans e nem pós-operatória.

TAYLOR et al. (1965), ao aplicarem, em dentes, o laser de rubi de comprimento de onda de 6,94 nm, constataram que esse laser causava danos térmicos à polpa dental, promovendo a destruição de dentinoblastos, levando o tecido pulpar conseqüentemente a uma necrose.

Também em 1965, ZACH; COHEN realizaram um estudo em macacos rhesus, para verificar as conseqüências pulpareas que uma aplicação externa de calor causariam. Foram introduzidos termopares com as dimensões de uma agulha hipodérmica no interior da câmara pulpar (por lingual nos dentes anteriores e por oclusal nos posteriores), conectados a um teletermômetro de multicanais. O calor foi aplicado na superfície vestibular, aproximadamente 1 mm da margem gengival, com pontas de solda de ferro. Esses autores demonstraram que a temperatura crítica para que ocorram danos térmicos aos tecidos da polpa é de 5,5° C, sendo que, em variações de temperatura superiores a 11° C, danos irreversíveis aos tecidos pulpareas, ou seja, necrose, são observados.

ERIKSSON et al. (1983) realizaram um estudo microscópico, in vivo, em coelhos, para mensurar o limite crítico de calor induzido que possa causar danos ao osso alveolar. Eles demonstraram que a temperatura de 47° C, mantida por 5 minutos, ou 50° C, mantida por 1 minuto, poderiam até manter a integridade do tecido, porém nessas circunstâncias, já seria possível a

observação de evidências microscópicas de remodelação óssea e necrose celular.

ERIKSSON et al. (1984) afirmaram que a dor relatada por pacientes durante o procedimento de preparo do canal radicular para confecção de retentores intra-radiculares, é provavelmente oriunda do calor gerado durante esse preparo. Concluem que o dano causado à dentina, ligamento periodontal e osso alveolar devido ao aquecimento provocado durante esses preparos, vai depender do tempo de aplicação e dos picos de temperatura alcançados durante o preparo.

ZAKARIASEN et al. (1988), a fim de constatarem quais os reais efeitos provocados pela irradiação de laser nos tecidos dentais, fazem um levantamento teórico sobre o tema, concluindo que, quando os tecidos biológicos são irradiados pela luz laser, podem ocorrer quatro situações: 1 – reflexão na superfície do tecido irradiado; 2 – esparramação dentro do tecido, não seguindo o sentido do feixe inicial; 3 – absorção da energia luminosa no interior do tecido irradiado, o que resulta em elevação da temperatura; e 4 – transmissão da energia luminosa através do tecido irradiado para além do ponto de penetração. A quantidade de luz laser que sofre esparramação está diretamente relacionada com o comprimento de onda do laser utilizado e com o coeficiente de absorção do tecido.

HIBST; KELLER (1989) realizaram estudos, in vitro, para avaliar a eficiência de ablação provocada pelo laser de Er:YAG, em esmalte, dentina e tecido cariado, por meio de microscopia óptica. Eles demonstraram que a ablação promovida pelo laser de Er:YAG foi bastante eficaz nos tecidos dentais

duros, sendo efetivamente absorvido por esses tecidos, gerando um aquecimento moderado e rápido, e promovendo a remoção tecidual por um processo denominado ablação termodinâmica que consiste na vaporização da água e aumento da pressão intratecidual, que expande e fragmenta o tecido, removendo o material irradiado por microexplosões. Os autores concluíram que a ablação dos tecidos duros nos parâmetros utilizados no experimento (360 mJ e 1 Hz) não causaram danos térmicos aos tecidos adjacentes; a dentina necessita de uma menor quantidade de energia que o esmalte para ser removida; e a profundidade das cavidades aumentou quando a aplicação do laser foi feita em tecido cariado.

HIBST; KELLER (1990) investigaram as variações térmicas ocorridas no interior da câmara pulpar de dentes irradiados com o laser de Er:YAG com os seguintes parâmetros: energia entre 50 e 500 mJ e frequência de 0,5 a 2 Hz. Verificaram que houve aumento da temperatura nos tecidos irradiados e, apesar do esmalte e da dentina serem tecidos pouco condutivos termicamente ( $9,3 \cdot 10^{-3}$  W/cmK para o esmalte, e  $5,7 \cdot 10^{-3}$  W / cmK para dentina), houve condução de temperatura através desses tecidos. O resultados obtidos demonstraram que: 1 – o aumento das crateras é diretamente proporcional ao aumento da energia radiante; 2 – o aumento da frequência (número de pulsos por segundo) faz com que a temperatura no interior dos tecidos também aumentem; 3 – o aumento da energia quando comparado ao aumento da frequência, promove um aumento menor da temperatura no tecido irradiado; e 4 – aumentando-se a largura do feixe útil do raio e mantendo-se constante a energia radiante e a frequência, obtem-se uma largura maior de crateras.

SAUNDERS (1990) estudou, in vivo, para avaliar a variação de temperatura na superfície externa da raiz de dentes humanos, durante a compactação termomecânica de guta-percha para obturação do canal radicular. O autor não encontrou diferenças estatisticamente significantes entre o trabalho, in vivo, quando comparado com os resultados dos trabalhos in vitro, o que serviu para validar e comprovar a eficiência do estudo, in vitro, utilizando a mesma metodologia. De acordo com esse autor, aumentos de temperatura de 10° C acima da temperatura normal do corpo humano, com duração acima de 1 minuto, podem ser suficientes para causar danos à superfície óssea.

HOKE et al. (1990) avaliaram, in vitro, a variação de temperatura na câmara pulpar de dentes humanos e as alterações estruturais ocorridas durante o preparo de cavidades com o laser de Er:YAG (2,94 nm), com energias de 56, 58, 60 e 95 mJ. Os autores observaram uma variação da temperatura (medida por meio de termopares colocados no interior das câmaras pulpares) da ordem de 2,2° C, quando se utilizando refrigeração com spray de água durante o procedimento. Por meio de microscopia eletrônica de varredura, constataram que houve mínima fusão no esmalte e na dentina, sendo que na câmara pulpar não se observou mudança alguma. A superfície rugosa e irregular constatada pela presença de sulcos e crateras causadas pela ablação do laser confirmou a ocorrência de constante vaporização de água e microexplosões. Os autores concluíram que o uso do laser de Er:YAG pode ser um método efetivo para aplicações em procedimentos conservadores quando utilizado com refrigeração.

LI et al. (1992) utilizaram o laser de Er:YAG para determinar a profundidade de ablação em esmalte e dentina, in vitro. A distância focal de

irradiação foi 63 mm e os parâmetros utilizados foram 25 a 365 mJ de energia, 2 e 5 Hz de frequência. As amostras irradiadas possuíam espessuras entre 0,5 e 0,75 mm e após a irradiação, comparou-se a eficiência de ablação com esmalte de dentes íntegros. Para minimizar os efeitos térmicos provocados pela irradiação do laser, utilizou-se refrigeração com spray de água durante a aplicação. As áreas irradiadas foram observadas por meio de microscopia óptica e mensuradas por um micrômetro ocular. Os danos térmicos causados às áreas adjacentes à irradiação foram visualmente avaliados. Os resultados demonstraram uma maior eficiência de ablação com a frequência de 5 Hz, em comparação com 2 Hz. Segundo os autores, quanto maior a frequência, maior será a velocidade de ablação e, conseqüentemente, maiores serão as variações da temperatura. Os danos térmicos observados nesse estudo sugerem a utilização de uma densidade energética menor que  $80 \text{ J/cm}^2$  para a ablação do esmalte e de  $74 \text{ J/cm}^2$  para ablação da dentina, quando forem utilizadas frequências entre 2 e 5 Hz.

PAGHDIWALA et al. (1993) avaliaram as alterações morfológicas, a variação de temperatura e a profundidade dos cortes produzidos em dentes humanos submetidos à irradiação com laser Er:YAG com e sem refrigeração com spray de água. Os autores relataram que, dependendo da energia utilizada e do tempo de exposição, há variação na profundidade do corte e na temperatura dentro da câmara pulpar. Os resultados indicaram uma redução da temperatura (variações menores que os  $5^\circ \text{ C}$  toleráveis) e alterações estruturais mínimas na presença do spray de água quando comparada à ausência do



mesmo, concluindo que a refrigeração com spray de água é de fundamental importância durante a irradiação dos tecidos dentais com o laser.

HIBST; KELLER (1993) analisaram as variações de temperatura causadas pela aplicação do laser Er:YAG sobre a dentina no lado oposto à irradiação. As alterações térmicas foram monitoradas durante e após o preparo cavitário, por meio de um par termoeletrico. Os autores observaram que ocorreu aumento de temperatura no lado oposto à irradiação em função do tempo de aplicação e explicaram que isso ocorre porque, à medida que ocorre a ablação, a espessura da dentina é reduzida e o ponto focal do laser fica mais próximo do par termoeletrico.

ZAKARIASEN (1993) relatou que o uso do laser Er:YAG requer uma elevada liberação de energia, resultando em danos e traumas às estruturas irradiadas, sendo sempre necessário à prévia seleção do comprimento de onda, um conhecimento das interações entre o laser e os tecidos dentais, além de maiores estudos principalmente em relação à sua utilização em tecidos duros, onde as evidências científicas ainda não são completamente suficientes para delinear conclusões definitivas.

DEDERICH (1993) descreveu que, quando a luz laser atinge um tecido, esta poderá ser refletida, espalhada, absorvida ou transmitida. Se ocorrer reflexão, a quantidade de energia que entrará no tecido será limitada. A luz laser é refletida rapidamente da superfície irradiada, de modo que a energia é dissipada tão efetivamente após a reflexão, que haverá pouco perigo de danos aos tecidos. O espalhamento, ocorre quando a energia laser passa de molécula a molécula dentro do tecido, o que é influenciado pelo grau de absorção. A alta

absorção minimiza o espalhamento, pois a distribuição de energia sobre uma grande quantidade de tecido minimizará os efeitos térmicos. A absorção pode ocorrer após uma pequena quantidade de espalhamento ter ocorrido e é responsável pelos efeitos térmicos nos tecidos, resultando em conversão de energia eletromagnética para energia térmica. Em preparos cavitários, a maioria dos efeitos provocados nos tecidos, resultantes de irradiação laser, é termicamente induzida. Com isso, o autor ressalta a importância do conhecimento dos parâmetros corretos para irradiação do laser. Entre eles, podemos destacar: comprimento de onda e potência do laser e propriedades ópticas dos tecidos a serem irradiados. O comprimento de onda irá determinar a qualidade ou o tipo de interação laser/tecido e a potência do laser e propriedades ópticas dos tecidos, estão diretamente relacionadas com a extensão da interação laser/tecido.

WIGDOR et al. (1993) compararam o uso dos lasers de Nd:YAG, CO<sub>2</sub> e Er:YAG sobre as estruturas dentais de dentes caninos humanos extraídos, em relação a variações de temperatura causadas pelas suas irradiações e concluíram que o laser Er:YAG promoveu menores danos térmicos que os demais lasers. Esse estudo utilizou microscopia eletrônica de varredura para verificar as alterações morfológicas causadas por esses 3 tipos de lasers nos tecidos dentais irradiados. Os autores salientaram que o laser Er:YAG produz menor dano térmico aos tecidos dentais e é mais eficiente na remoção de dentina e esmalte, sendo, portanto, indicado para terapia endodôntica por apresentar maior segurança.

DOSTÁLOVÁ et al. (1993) realizaram um estudo, in vitro, para monitorar as variações térmicas ocorridas em esmalte, dentina e câmara pulpar, em dentes humanos extraídos, quando submetidos à irradiação de laser Er:YAG. A variação térmica foi mensurada por meio de um termopar em contato com a superfície do dente, ou inserido no interior da câmara pulpar. Em experimentos anteriores demonstrou-se que o preparo realizado sem refrigeração pode causar danos irreversíveis para a polpa, por isso, durante a realização do experimento, os dentes foram refrigerados com água. Durante o preparo em esmalte e dentina, a temperatura não aumentou mais que 2° C. No momento da perfuração da dentina, em que o laser irradiou a polpa, a temperatura na câmara pulpar aumentou rapidamente, ou seja, a abertura pulpar, coincidiu com a rápida elevação da temperatura. Esse estudo verificou a viabilidade do uso do laser de Er:YAG em estomatologia.

SEKA et al. (1996) revisaram os processos básicos de ablação de tecidos dentais duros por meio de irradiação com laser. Observaram que o laser de emissão contínua é contra-indicado para irradiar tecidos dentais duros e que a efetividade na ablação por explosão mediada pela água sem causar danos térmicos aos tecidos adjacentes deve ser obtido por meio de um laser irradiado com pulsos de pequena duração e curto tempo de relaxamento térmico (tempo que o calor leva para se difundir pelo tecido não ablacionado).

GONZALEZ et al. (1996) relataram que a irradiação de laser nos tecidos duros envolve conversão de luz em energia térmica. A geração de calor provocada pela irradiação de qualquer tipo de laser pode provocar danos pulpares irreversíveis. A quantidade de calor desprendida durante a irradiação

pode ser controlada pela potência do laser, pelo seu comprimento de onda, pelo diâmetro da fibra utilizada durante a irradiação, pelo tempo de exposição, pela espessura do remanescente de dentina presente entre a porção irradiada e os tecidos pulpaes, a área sobre a qual a energia é aplicada e o local da produção de calor. Pouca quantidade de energia é absorvida quando os tecidos duros são irradiados, desta forma, o calor poderá interagir diretamente com os tecidos pulpaes, provocando sua necrose.

VISURI et al. (1996) compararam a alteração de temperatura na câmara pulpar de dentes irradiados com laser de Er:YAG, com e sem o uso de refrigeração por spray de água. Os resultados do experimento demonstraram que o uso da refrigeração com spray de água nos parâmetros 360 mJ e 10 Hz, limitou a variação da temperatura a menos de 3° C no interior da câmara pulpar, o que fez com que os autores concluíssem que o uso do laser de Er:YAG com refrigeração com spray de água, removesse tecidos dentais duros de forma efetiva e segura.

DOSTÁLOVÁ et al. (1996) investigaram os perigos térmicos causados pelo uso do laser de Er:YAG. O efeito do laser nas superfícies irradiadas foi avaliado por microscopia eletrônica de varredura. A ocorrência de crateras pode ser diretamente relacionada com a elevação da temperatura causada durante a ablação do esmalte seco (sem refrigeração), pois o calor é gerado pela absorção do laser pelo esmalte e dentina. A presença de refrigeração por spray de água, além de promover uma melhor e mais rápida ablação do esmalte e da dentina, ofereceu proteção térmica à polpa. Os autores então concluíram que, as alterações térmicas que poderiam ser causadas na polpa por uma irradiação

de laser de Er:YAG com uma energia de 200 mJ, podem ser reduzidas adicionando um pequeno spray de água durante o uso do laser.

GOUW-SOARES et al. (1996) realizaram, por meio de microscopia eletrônica de varredura, uma avaliação dos efeitos estruturais morfológicos da dentina periapical, em dentes submetidos a apicectomia, por meio do uso do laser de Er:YAG. Os resultados demonstraram ausência de danos estruturais, como fusão, e uma superfície dentinária livre de smear layer, o que credencia o laser de Er:YAG como uma alternativa viável para este tipo de procedimento.

Segundo MCNAIR et al. (1997), a elevação da temperatura pulpar está diretamente relacionada com a espessura do remanescente dentinário presente entre a polpa e o tecido irradiado e com a densidade de energia resultante da irradiação. O autor considerou ideal que a variação da temperatura não ultrapassasse os 3° C e que as aplicações de laser fossem realizadas em espécimes dentais que possuíssem uma quantidade de dentina com 2 mm ou mais de espessura recobrando a polpa.

DOSTÁLOVÁ et al. (1997) estudaram as respostas pulpares e as ações sobre as paredes dentinárias, in vivo, após a aplicação do laser de Er:YAG nos seguintes parâmetros: 345 mJ, 2 Hz e 150 pulsos. Os dentes, depois de irradiados com o laser, foram extraídos por indicação ortodôntica. A análise histológica demonstrou ausência de reações pulpares inflamatórias e alterações estruturais e normalidade da vascularização pulpar. A camada de odontoblastos, bem como o cemento e a inserção epitelial apresentaram-se saudáveis. Os autores também observaram redução na camada dentinária, sem

presença de fraturas, concluindo, portanto, que o laser de Er:YAG pode ser utilizado com segurança para promover ablação de esmalte em dentina, in vivo, desde que nos padrões utilizados nesse estudo.

MEHL et al. (1997) investigaram a influência da variação de parâmetros na efetividade de ablação de tecidos duros e os efeitos térmicos causados após o uso dos lasers de Er:YAG e Nd:YAG. Para o estudo, foram utilizados 170 blocos de dentina e 170 dentes extraídos. Os parâmetros do laser de Er:YAG variaram de 250 a 400 mJ/pulso, 3 a 15 pps e 20 a 180 segundos de tempo de aplicação, enquanto que no laser de Nd:YAG, os parâmetros foram 83 a 100 mJ/pulso, 10 a 20 pps e 20 a 260 segundos de aplicação. O nível de ablação foi mensurado volumetricamente por um sensor tridimensional e variação térmica medida por um sensor posicionado em cada bloco de dentina e nas câmaras pulpares de dentes extraídos. Como resultados, o laser de Er:YAG apresentou uma ablação tridimensional efetiva e sem causar aumentos de temperaturas inaceitáveis, quando utilizado com refrigeração de spray de água, enquanto que o laser de Nd:YAG não apresentou uma ablação evidente sem condicionamento da superfície dentinária e, quando esta foi condicionada com nanquim, um nível de ablação muito baixo foi encontrado. Além disso, o aumento de temperatura na câmara pulpar com a energia total de 80 J, foi acima de 8° C. Os autores concluíram que o laser de Er:YAG não causa danos térmicos aos tecidos dentais além de promover uma efetiva ablação e que o aumento excessivo da temperatura durante o uso do laser de Nd:YAG está diretamente relacionado ao direcionamento do feixe do laser em relação à posição dos túbulos dentinários (que servem como canais condutores de calor para a câmara pulpar).

FRIED et al. (1998) realizaram um estudo comparando o laser de Er:YAG contínuo com o laser de Er:YAG short Q-switched, com duração de pulso de 150 ns, na ablação de tecidos dentais mineralizados. Os resultados demonstraram que ambos os lasers removeram tecido dentinário com eficiência semelhante. Por meio de microscopia eletrônica de varredura, pode-se constatar que, as paredes das crateras formadas pelo laser short Q-switched apresentavam-se limpas e condicionadas, sem qualquer sinal de derretimento, carbonização ou fusão dos túbulos dentinários. Os autores concluíram que o laser Er:YAG short Q-switched, se aplicado com frequência de até 5 Hz, pode perfeitamente realizar a ablação de tecidos mineralizados de forma eficiente, sem gerar danos térmicos aos tecidos adjacentes, mesmo sem a utilização de refrigeração com spray de água.

CECCHINI et al. (1998) realizaram um estudo para verificação das alterações térmicas e morfológicas causadas nas paredes dentinárias após o uso do laser de Er:YAG em diferentes parâmetros. Os parâmetros utilizados foram 60 mJ (input) ou 40 mJ (output), e 120 mJ (input) ou 80 mJ (output), respectivamente, com a frequência mantida em 10 Hz, sendo os canais radiculares irradiados por 4 períodos de 20 segundos cada, em movimentos circulares da fibra óptica tracionada de apical para cervical, numa velocidade aproximada de 2 mm/s. Durante o procedimento, nenhum tipo de refrigeração fora realizada. Por meio de microscopia eletrônica de varredura, observou-se uma eficiente remoção de smear layer em toda a extensão dos canais radiculares, com desobstrução dos túbulos dentinários (principalmente com a energia de 120 mJ). Por meio de um par termoeletrico adaptado aos dentes

irradiados, dependendo do nível de energia utilizada, observou-se uma variação da temperatura de 2 a 4° C.

MORITZ et al. (1999) compararam a ação antimicrobiana dos lasers de Nd:YAG, Ho:YAG e Er:YAG em canais infectados com *Escherichia coli* e *Enterococcus faecalis*. Os três lasers mostraram-se bastante eficazes na diminuição da população bacteriana, sendo que o laser de Er:YAG eliminou 99,64% das bactérias, seguido pelo laser de Nd:YAG com 99,16% e pelo laser de Ho:YAG com 99,05% de eficácia. Os autores concluíram que os três lasers possuem bastante eficiência antimicrobiana, sem causar aumentos desfavoráveis de temperatura durante a irradiação nos parâmetros utilizados e que essa terapêutica pode ser considerada uma valiosa ferramenta para o tratamento endodôntico.

TAKEDA et al. (1999) analisaram a efetividade dos lasers de Argônio, Nd:YAG e Er:YAG, em remover smear layer de paredes de canais radiculares preparados in vitro. Nesse estudo, 32 molares superiores humanos extraídos foram divididos aleatoriamente em 04 grupos a saber: G1: canais radiculares não irradiados com laser e irrigados com EDTA 17%; G2: canais radiculares irradiados com laser de Argônio nos parâmetros de 1 W, 50 mJ e 5 Hz; G3: canais radiculares irradiados com laser de Nd:YAG nos parâmetros de 2 W, 200 mJ e 20 Hz; e G4: canais radiculares irradiados com laser de Er:YAG nos parâmetros de 1 W, 100 mJ e 10 Hz. Após a irradiação, os dentes foram submetidos à microscopia eletrônica de varredura. O resultados foram os seguintes: G1 mostrou paredes sem smear layer e túbulos dentinários abertos no 1/3 médio e, em alguns espécimes, apresentou smear layer remanescente



no 1/3 apical; G2 no 1/3 apical o laser de Argônio produziu paredes radiculares limpas e túbulos dentinários abertos e o 1/3 médio estava livre de smear layer, com evidência de poucos debrís e a irradiação do laser produziu uma superfície melted, com smear layer e restos pulparem vaporizados; G3 apresentou o 1/3 médio com túbulos dentinários abertos, superfície melted e livre de debrís e smear layer, o 1/3 apical apresentou paredes radiculares bastante limpas, com a smear layer evaporada, melted 'fusionada e recristalizada na maioria dos espécimes, mas com uma pequena quantidade de debrís; G4 apresentou a smear layer evaporada e os túbulos dentinários abertos nos 1/3 médio e apical. Os autores concluíram que o laser Er:YAG mostrou-se mais efetivo na remoção da smear layer que os lasers de Argônio e Nd:YAG, os quais não apresentaram diferenças estatisticamente significantes entre si. Os 3 lasers mostraram-se mais eficazes na remoção de smear layer e debrís, quando comparados somente com a irrigação feita com EDTA 17%.

FERREIRA et al. (1999) realizaram um estudo para verificar a variação de temperatura externa de raízes de dentes humanos extraídos, comparando diferentes técnicas de remoção de guta-percha de dentes endodonticamente tratados, para preparos de retentores intra-radiculares. Foram testados e comparados condensadores aquecidos, brocas de Peeso, Gates-Glidden e Largo. Por meio dos resultados obtidos, os autores puderam concluir que os condensadores aquecidos apresentaram as maiores variações de temperatura quando comparados com as brocas; entre as brocas, as de Largo e Gates-Glidden apresentaram menores efeitos térmicos quando comparadas com as brocas de Peeso e, entre as porções radiculares onde foram feitas as aferições

da variação de temperatura, a que apresentou maiores alterações foi a porção apical, seguida do terço médio e cervical.

CECCHINI et al. (1999) determinaram em um estudo in vitro, parâmetros para realização de preparos radiculares seguros com o uso dos lasers de Er:YAG e Nd:YAG. Nesse estudo, 60 dentes unirradiculares tiveram seus canais radiculares instrumentados até a lima K # 45 à 1 mm do ápice e, posteriormente, foram irradiados com os 2 lasers. As fibras ópticas utilizadas foram de 375 µm (laser Er:YAG) e 300 µm (laser de Nd:YAG) e os parâmetros utilizados variaram de 40 a 100 mJ e de 10 a 15 Hz, de acordo com o laser a ser utilizado. A primeira forma de irradiação dos canais se deu da seguinte forma: 04 aplicações de 3 segundos cada, com intervalos de 20 segundos entre cada aplicação, com movimentos de tracionamento helicoidal do ápice para cervical a uma velocidade aproximada de 2 mm/s. Numa segunda forma de irradiação, a ponta da fibra óptica ficou estática à 1 mm do ápice radicular, irradiando durante 3 segundos. A variação da temperatura se deu da seguinte forma: para ambos os lasers, quando utilizados em movimentos helicoidais a temperatura variou em média de 5° C; já com a fibra óptica estacionada no ápice radicular, o aumento de temperatura variou de 5 a 10° C em média. Por meio de microscopia eletrônica de varredura, os autores puderam observar que o uso do laser de Er:YAG não evidenciava fraturas e fusão dentinária, além de promover uma efetiva remoção de smear layer, desobstruindo os túbulos dentinários, com os melhores resultados alcançados nos parâmetros de 80 mJ com 10 Hz. Já o laser de Nd:YAG removeu smear layer, com fusão e

cristalização da dentina, promovendo o selamento dos túbulos dentinários (melting).

PÉCORA et al. (2000a) analisaram o efeito do laser de Er:YAG na permeabilidade da dentina de canais radiculares após instrumentação endodôntica e irrigação com água deionizada e hipoclorito de sódio a 1%. Foram utilizados 5 grupos a saber: G1 – instrumentação e irrigação com água deionizada; G2 – instrumentação e irrigação com hipoclorito de sódio a 1%; G3 – instrumentação, irrigação com água deionizada e aplicação de laser; G4 – idem G3, com irrigação com hipoclorito de sódio a 1%; G5 – instrumentação somente até lima # 20, irrigação com água deionizada e aplicação de laser. O laser foi irradiado nos seguintes parâmetros: 140 mJ, 15 Hz, energia total de 42 J. A permeabilidade dentinária foi avaliada pela penetração de íons cobre no interior dos canalículos dentinários. Os resultados demonstraram que os grupos onde os canais foram irrigados com água destilada e irradiados com laser tiveram um maior aumento da permeabilidade dentinária. Os grupos onde foi utilizada a irrigação com hipoclorito de sódio à 1% com e sem irradiação de laser, apresentaram valores intermediários. E o grupo somente instrumentado e irrigado com água deionizada apresentou os menores índices de permeabilidade. Os autores concluíram que a instrumentação dos canais radiculares realizada com irrigação com água deionizada associada à irradiação com laser de Er:YAG é um procedimento bastante efetivo para aumentar a permeabilidade dentinária.

PÉCORA et al. (2000b) realizaram um estudo da variação térmica na superfície externa no ápice radicular, quando da aplicação do laser de Er:YAG,

em relação ao efeito da energia (J). Para o estudo, 30 dentes unirradiculares tiveram suas coroas removidas na altura da junção amelocementária e foram instrumentados até a lima k ? 25 a 0,5 mm aquém do ápice. Os dentes foram divididos em 03 grupos de 10 dentes cada, sendo então realizadas duas irradiações com o laser de Er:YAG. A primeira com refrigeração com spray de água e, a segunda, sem qualquer refrigeração. Os parâmetros utilizados do laser de Er:YAG foram energia de 140 mJ com 15 Hz de frequência e uma energia total de 15, 30 e 45 J. Como resultado, esse estudo demonstrou os seguintes aumentos na temperatura externa dos ápices radiculares dos dentes irradiados: com refrigeração de spray de água = 6,9° C (15 J), 11,8° C (30 J) e 9,6° C (45 j); sem refrigeração = 12° C (15 J), 20,3° C (30 J) e 15,9° C (45 J). Os autores concluíram que o laser de Er:YAG, quando utilizado associado a uma refrigeração de spray de água, diminui o risco de elevação da temperatura que resulta em danos teciduais.

PÉCORA et al. (2001) compararam a adesividade de cimentos endodônticos em dentina não tratada, em dentina tratada com EDTAC e em resina irradiada com laser de Er:YAG. A dentina irradiada com laser de Er:YAG apresentou maior adesão com os cimentos à base de resina epóxica AH Plus, Topseal e Sealer 26, AH 26, Sealer Plus e com o cimento à base de óxido de zinco e eugenol Fillcanal, em relação à dentina tratada com EDTAC, que apresentou uma adesividade menor e, em relação à dentina tratada, que apresentou os menores índices de adesividade.

KIMURA et al. (2002) estudaram a variação térmica da superfície radicular durante a irradiação com laser Er:YAG. Vinte dentes humanos

unirradiculares extraídos foram divididos em 2 grupos de 10 dentes cada, sendo o grupo 1 irradiado com 400 mJ/pulso e 2 Hz de frequência com 03 tipos de fibra óptica com diâmetros diferentes: 0,285 mm (136 mJ/pulso), 0,375 mm (168 mJ/pulso) e 0,470 mm (184 mJ/pulso); e o grupo 2 foi irradiado com 500 mJ/pulso e frequência de 2 Hz com cada uma das 03 pontas (respectivamente 170, 210 e 230 mJ/pulso). Cada dente foi irradiado por um minuto com cada fibra e, durante a irradiação, os canais radiculares foram constantemente refrigerados com spray de água. Os dentes foram monitorados constantemente por dois termopares conectados a termômetros digitais. Os dentes foram então seccionados longitudinalmente e a espessura das superfícies radiculares foram mensuradas por um estereoscópio. As alterações morfológicas causadas nas superfícies radiculares foram analisadas por meio de microscopia eletrônica de varredura. A variação térmica registrada nos termômetros digitais durante a irradiação com o laser de Er:YAG foi menor que 6° C no terço apical e menor que 3° C no terço médio. Na análise morfológica, não foram encontrados nenhum traço de carbonização ou melting. Pelos resultados, os autores concluíram que os efeitos térmicos gerados no periodonto durante a irradiação com laser de Er:YAG com menos de 230 mJ/pulso por minuto é mínima.

SOUSA-NETO et al. (2002) avaliaram o efeito do laser de Er:YAG na adesividade dos cimentos Grossman, Endomethasone, N-Rickert e Sealer 26. Os espécimes foram divididos aleatoriamente em 02 grupos: G1- sem irradiação com laser; G2- com irradiação com laser nos seguintes parâmetros: energia de 200 mJ, frequência de 4 Hz, energia total de 62 J. Os resultados demonstraram os maiores valores de adesividade para o cimento Sealer 26, com e sem

irradiação com laser. Valores intermediários de adesão foram achados para os cimentos de Grossman e N-Rickert e os piores valores de adesão foram encontrados para o cimento Endomethasone. A irradiação com o laser de Er:YAG não alterou os valores de adesão dos cimentos de Grossman, N-Rickert e Endomethasone. Os autores concluíram que o cimento à base de resina epóxica Sealer 26 adere melhor às paredes dentinárias irradiadas com laser de Er:YAG que, por sua vez, não causou qualquer aumento na adesividade de cimentos à base de óxido de zinco e eugenol (Grossman, Endomethasone e N-Rickert).

BRUGNERA-JÚNIOR et al. (2003) avaliaram o efeito dos lasers de Er:YAG e Nd:YAG na permeabilidade dos canais radiculares quando utilizados hipoclorito de sódio a 1% e água destilada e deionizada como soluções irrigantes. A dentina irrigada com água destilada e deionizada e irradiada com laser de Er:YAG apresentou o maior aumento da permeabilidade, seguida pela dentina irrigada com hipoclorito de sódio a 1% e irradiada com laser de Er:YAG e pela dentina somente irrigada com hipoclorito de sódio a 1%. Os menores índices de permeabilidade dentinária foram observados respectivamente na dentina irrigada com hipoclorito de sódio a 1% e irradiada com laser de Nd:YAG, na dentina irrigada com água destilada de deionizada e irradiada com laser de Nd:YAG e, por último, na dentina somente irrigada com água destilada e deionizada.

PÉCORA et al. (2003) compararam, em um estudo in vitro, a variação térmica ocorrida na superfície externa de raízes de dentes humanos extraídos, nos 3 terços radiculares, utilizando 5 diferentes técnicas de cinemática da fibra

óptica utilizada para irradiação do laser. Os dentes foram irradiados com o laser de Er:YAG com uma fibra óptica 50/28, nos seguintes parâmetros: 250 mJ input (112 mJ output), com 10 Hz de frequência. Grupo 1: cada terço foi irradiado iniciando do ápice a 1 segundo em cada parede com irradiação ao redor entre os terços; grupo 2: o terço apical foi irradiado sem movimento por 2 segundos e a cinemática com contínua irradiação até o terço cervical; grupo 3: a fibra óptica foi ativada no ápice e removida até a entrada do canal em uma linha reta; grupo 4: a fibra ótica ativada no ápice e removida até a entrada do canal com movimento circular tocando todas as paredes; grupo 5: fibra óptica ativada no ápice e removida até a entrada do canal com movimento circular horário e, depois reinserido e removido com movimento anti-horário por mais 6 segundos tocando todas as paredes. No grupo 1 houve uma significativa diminuição da temperatura externa. O terço médio teve um grande aumento da temperatura. Os autores concluíram que as técnicas de cinemática causam grande aumento na temperatura externa da raiz, mas sem causar danos aos tecidos adjacentes.

PERIN et al. (2004) compararam a efetividade antimicrobiana do laser de Er:YAG com a da solução de hipoclorito de sódio a 1%. A efetividade da solução irrigadora e da irradiação com laser foi testada em canais inoculados com *Bacillus subtilis*, *Enterococcus faecalis*, *Pseudomonas aeruginosa*, *Staphylococcus aureus* e *Candida albicans*. A irradiação do laser se deu nos parâmetros de 100 mJ de energia e 7 Hz de frequência, com duas cinemáticas: uma com a ponta do laser indo até o término do preparo radicular e, outra, com a ponta do laser indo até 3 mm aquém do ápice. Os resultados demonstraram a efetividade da solução de hipoclorito de sódio a 1% e da

irradiação com o laser de Er:YAG quando utilizado no comprimento total de trabalho. O grupo irradiado com laser de Er:YAG a 3 mm aquém do ápice apresentou 70% dos seus espécimes infectados.

CIARAMICOLI (2004) avaliou, com auxílio de termômetro de radiação infravermelha, a variação da temperatura no esmalte e na dentina, após irradiação com os lasers de Nd:YAG e Er:YAG (Kavo Key e Kavo Key 3). Para esse estudo, foram utilizadas 750 amostras de cortes de raízes com 05 diferentes espessuras (350 de esmalte e 400 de dentina). A variação da temperatura foi mensurada pelo termômetro de radiação infravermelha, dos dois lados de cada amostra, irradiadas com diferentes parâmetros com os 03 aparelhos de laser. Os resultados demonstraram que o uso de refrigeração com spray de água e a espessura das amostras, foram estatisticamente significantes na redução do aumento da temperatura, porém, não o suficiente para evitar grandes elevações de temperatura. A frequência também é um fator determinante no aumento da temperatura, sendo que, quanto maior a frequência, maior será a velocidade de ablação e, conseqüentemente, maior será a temperatura. Independentemente do uso ou não da refrigeração, o aumento da temperatura foi sempre maior no lado da frente das amostras. O laser de Nd:YAG apresentou os menores aumentos de temperatura, independentemente das condições de irradiação.

VEZZANI (2004) estudou o potencial de desinfecção do laser de Er:YAG em canais infectados com *Bacillus subtilis*, *Staphylococcus aureus*, *Enterococcus faecalis*, *Pseudomonas aeruginosa* e *Candida albicans*. Os espécimes foram divididos após instrumentação e inoculação dos microrganismos, em 5 grupos a



saber: G1 – irradiado com laser de Er:YAG com 100 mJ de energia e 7 Hz de frequência; G2 - idem G1 com 10 Hz de frequência; G3 – idem G1, com 15 Hz de frequência; G4 – irrigação com hipoclorito de sódio a 1% ; G6 – irrigação com hipoclorito de sódio a 2,5%. Os resultados demonstraram os seguintes valores de redução microbiana: G1= 85,33%; G2= 74,58%; G3= 89,50%; G4= 83,15%; e G5= 84,46%, sendo, portanto, todos semelhantes estatisticamente entre si ( $p < 0,05$ ). O autor concluiu que em nenhum dos grupos houve total eliminação dos microrganismos.

MALDONADO (2004) avaliou, por meio de microscopia eletrônica de varredura, a influência da variação dos parâmetros de energia e frequência da irradiação do laser de Er:YAG em canais radiculares, em relação à variação de temperatura externa e remoção de smear layer. Os espécimes foram irradiados com os seguintes parâmetros: 250 mJ input (110 mJ output), 10 Hz e 1,65 W; 250 mJ input (110 mJ output), 15 Hz e 1,1 W; 400 mJ input (175 mJ output), 6 Hz e 1,05 W; e 500 mJ input (219 mJ output), 4 Hz e 0,87 W. A variação térmica foi mensurada por meio de termopares do tipo K (cobre-constantan) posicionados nos terços apical, médio e cervical e acoplados a um multímetro para registrar o aumento da temperatura. O autor concluiu que o laser removeu smear layer em todos os parâmetros testados, independentemente do terço irradiado; as aplicações do laser no interior do canal radicular promoveram alterações térmicas na superfície externa da raiz que variaram entre 2,7 e 17,4° C; a maior elevação de temperatura ocorreu com energia de 250 mJ e 15 Hz, o que demonstra que o aumento da temperatura é diretamente proporcional à

frequência; as maiores elevações de temperatura foram observadas nos terços apical e médio, sendo que o terço cervical apresentou as menores variações.

LEE et al. (2004) utilizaram 02 pontas diferentes em um protótipo de laser Er:YAG (Morita Mfg. Corp. Japan), para observar as alterações morfológicas e térmicas causadas em blocos de dentina bovina irradiadas com esse laser. As duas pontas possuíam as seguintes características: 1 – ponta de fibra óptica chata, com 100% de sua energia direcionada para frente; 2 – ponta de formato cônico com ângulo de 84° na extremidade, com 20% de sua energia direcionada para frente, e 80% direcionada lateralmente. Os parâmetros utilizados foram 20 e 30 mJ para cada ponta. As alterações térmicas geradas na superfície irradiada foram gravadas por um aparato de infravermelho e as imagens térmicas captadas por uma termocâmera. As alterações morfológicas causadas na superfície dentinária foram avaliadas, por meio de microscopia eletrônica de varredura. Os resultados demonstraram que a ponta de fibra óptica cônica, independentemente dos parâmetros utilizados, removeu maior quantidade de smear layer, provocou os menores efeitos térmicos e as menores alterações morfológicas, quando comparada com a outra ponta utilizada. Os autores concluíram que mais estudos se fazem necessários, a fim de se obter pontas com maior poder de penetração e irradiação mais eficientemente distribuída.

ALVES et al. (2005) realizaram um estudo sobre a entrega da energia do laser Er:YAG na superfície radicular com diferentes tipos de pontas de irradiação. Foram utilizadas 04 pontas, sendo 01 de safira e 03 de silicato nos formatos cilíndrico, cônico e com ponta esférica. Os resultados demonstraram

que a ponta de safira e a ponta cilíndrica só apresentaram irradiações frontais, enquanto que as pontas cônicas e de extremidade esférica irradiaram frontal e lateralmente. Os autores concluíram que o silicato (vidro) utilizado mostrou-se um material resistente às temperaturas de irradiação, fácil de se fabricar, com grande adaptação, baixo custo e pouca perda de transmissão de energia e que a entrega da energia se dá de forma mais efetiva, uma vez que a energia é irradiada frontal e lateralmente.

BIEDMA et al. (2005) avaliaram as alterações morfológicas, por meio de microscopia eletrônica de varredura, de canais radiculares instrumentados manual e mecanicamente, com e sem irradiação com laser de Er:YAG. O laser de Er:YAG mostrou-se efetivo na remoção da smear layer das paredes dos canais radiculares, o que é essencial para o sucesso da Endodontia. Os autores concluíram que o uso do laser associado, tanto à instrumentação manual como à instrumentação mecânica, melhora a limpeza dos canais radiculares.

SOUSA-NETO et al. (2005) estudaram a adesão de cimento à base de resina epóxica a paredes dentinárias de canais radiculares irradiados com lasers de Nd:YAG e Er:YAG. Os espécimes foram divididos aleatoriamente em 09 grupos a saber: G1- irrigação final com EDTA 17%; G2 – irradiação com laser de Er:YAG com energia de 120 mJ output e 8 Hz; G3 – idem G2, mas com energia de 240 mmJ output; G4 – idem G2, mas com 16 Hz de frequência; G5 – idem G3, mas com frequência de 16 Hz; G6 – irradiação com laser de Nd:YAG com energia de 1 W e frequência de 10 Hz; G7 – idem G6, mas com energia de 2 W; G8 – idem G6, mas com frequência de 15 Hz; e G9 – idem G8, mas com energia de 2 W. Os resultados demonstram que os grupos 4, 5, 8 e 9

promoveram os maiores índices de adesão. Os grupos 2, 3, 6 e 7 promoveram valores intermediários de adesão, enquanto que o EDTA 17% promoveu os menores valores. Os autores também concluíram que as irradiações com os lasers nas frequências mais altas, independente da resina produziram uma maior adesividade do cimento à base de resina epóxica (Sealer 26).

CASTILHO (2005) realizou um estudo para avaliar, *in vitro*, as alterações de temperatura na câmara pulpar de molares decíduos humanos durante o preparo cavitário em dentina realizado com laser Er:YAG, com energia de 420 mJ e frequência de pulso de 14 Hz e variação do tempo de aplicação em 30 e 60 segundos, comparado ao preparo cavitário com pontas diamantadas em alta rotação. A mensuração da variação da temperatura durante o preparo com as pontas diamantadas de alta rotação e a irradiação do laser, foi realizada por meio da inserção de um par termoeletrico no interior da câmara pulpar dos molares decíduos, conectado a um multímetro digital. O autor concluiu que a aplicação do laser por 60 segundos causou a maior variação de temperatura, seguida pela aplicação do laser por 30 segundos e, por último, pelo preparo com broca de alta rotação, porém, nem mesmo a maior variação de temperatura, alcançada com a irradiação de laser por 60 segundos, atingiu o valor crítico de 5,5° C.

## **Proposição**

O objetivo do presente estudo foi comparar, ex vivo, a variação de temperatura radicular externa nos terços apical, médio e cervical durante aplicação intracanal do laser Er:YAG com ponta rígida de safira (Opus 20) e ponta flexível de fibra óptica (Kavo Key 1242), nas frequências de 6-8 Hz, 10 Hz, 15 Hz e energia output de 130-132 mJ.

## **Material e Métodos**

Com o intuito de facilitar o entendimento da metodologia utilizada, optou-se pela divisão deste capítulo em 04 tópicos distintos: 1 – Seleção dos dentes e confecção dos corpos-de-prova; 2 – Posicionamento dos corpos-de-prova para aplicação do laser; 3 – Irradiação do laser (aparelhos, parâmetros e cinemática de irradiação); e 4 – Aferição da variação térmica.

### **1 – Seleção dos dentes e confecção dos corpos-de-prova:**

Para o presente experimento, foram utilizados 48 incisivos centrais superiores humanos extraídos, pertencentes a uma coleção de dentes, anterior à aprovação de Diretrizes e Normas Regulamentadoras de Pesquisas em Seres Humanos, através da resolução CNS número 196 de 10 de outubro de 1996. Os dentes encontravam-se armazenados em geladeira a 9° C, submersos em solução de timol a 0,1% para prevenir desidratação e reduzir crescimento bacteriano. No momento do uso, os dentes foram submetidos a uma lavagem em água corrente por um período de 24 horas para remover traços da solução de timol a 0,1%.

Os dentes foram avaliados macroscopicamente para que fossem selecionados espécimes com raízes retas, com comprimento aproximado de 10 mm (Figura 01).



**Figura 01.** Seleção da amostra: avaliação do comprimento radicular.

Os dentes selecionados tiveram suas coroas removidas com disco de Carburundum (Fava, São Paulo, Brasil) acoplados a um contra-ângulo de baixa rotação acionado por micro-motor (Kavo do Brasil, Joinville, Brasil) (Figura 02) com refrigeração por spray de água. Os dentes foram seccionados abaixo da junção amelo-cementária para que a porção radicular tivesse um comprimento de 10 mm.



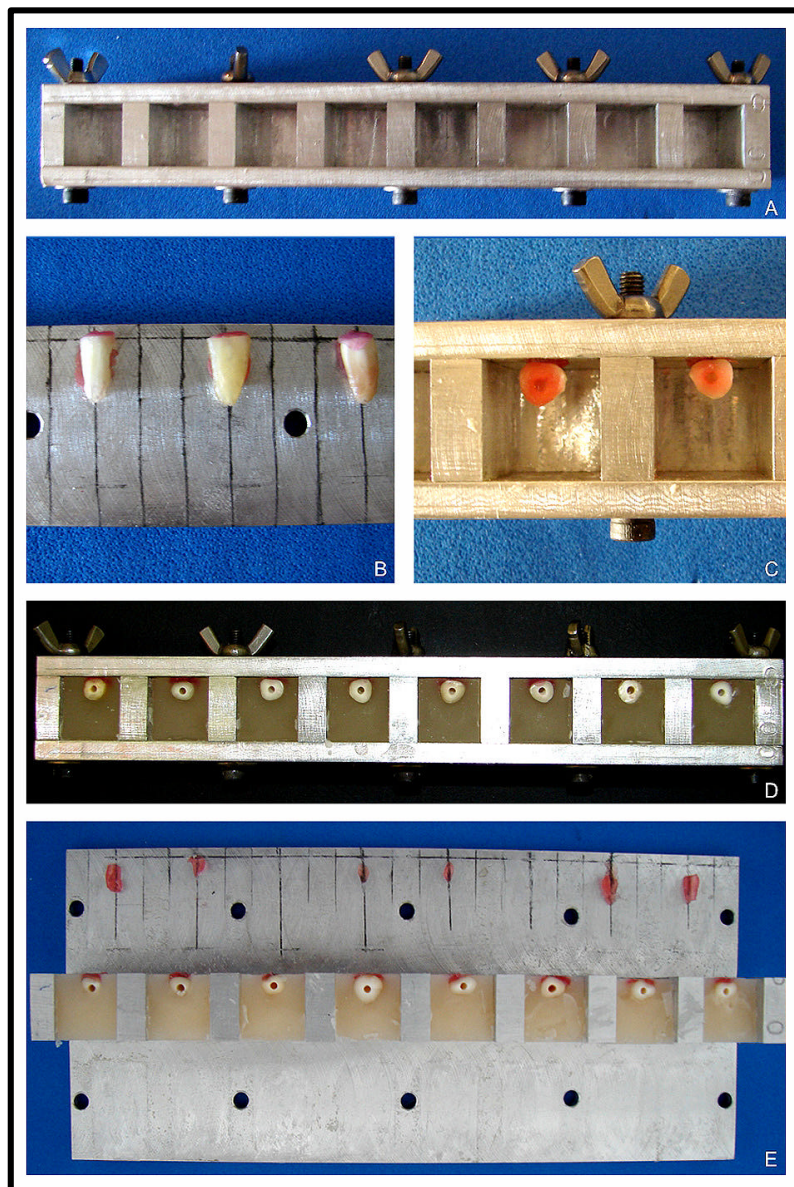
**Figura 02.** Remoção da porção coronária do dente com disco de Carburundum.

Introduziu-se uma lima do tipo K no interior do canal até sua visualização no forame apical e o comprimento de trabalho foi determinado, diminuindo-se 1 mm desse comprimento. O canal foi preparado com limas do tipo K (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Suíça) do número ? 15 ao 80. A cada troca de instrumento, os canais eram irrigados com 2 ml de solução de hipoclorito de sódio a 1,0%. Após a confecção do batente apical em 9 mm com a lima K ? 80, as raízes foram preparadas com o auxílio de brocas Largo (Denstply-Maillefer, Ballaigues, Suíça) acopladas a um contra-ângulo em baixa rotação, acionado por um micro-motor (Kavo, Joinville, Brasil), números 1 a 6. Os canais foram irrigados com 2 ml de solução de hipoclorito de sódio a 1,0%, a cada troca de broca. Após o preparo com a broca Largo número 6, cada raiz foi irrigada com 10 ml de água deionizada.

Concluída a etapa de preparo dos canais radiculares, as raízes tiveram seu acesso cervical e seus ápices selados com cera utilidade, para evitar a penetração de resina acrílica no interior do canal radicular durante a confecção dos blocos de resina acrílica. As raízes foram posicionadas em um molde previamente padronizado com 08 células de 8 X 8 X 16 mm (Figura 03 A). As raízes foram fixadas de tal forma que as mesmas permanecessem em contato com uma das paredes dos moldes, evitando-se, assim, que essa porção da raiz entrasse em contato com a resina acrílica. Esse posicionamento foi realizado para que os pares termoeletrônicos de aferição de temperatura tocassem a superfície radicular das raízes nos 03 terços de forma padronizada (Figuras 03 B, 03 C e 06 C). No interior desse molde foi vazada resina acrílica (Dencrilon, Dencril, São Paulo, Brasil) em estado líquido (Figura 03 D). Após a



polimerização da resina acrílica, o molde foi desmontado e os blocos de resina acrílica contendo as raízes preparadas foram removidas do seu interior (Figura 03 E). Procedeu-se o acabamento dos blocos de acrílico, aparando-se suas arestas e removendo-se a cera utilizada para fixação da raiz. O conjunto formado pelo bloco de resina acrílica e raiz foi denominado corpo-de-prova (Figura 04).



**Figura 03.** A) molde para confecção dos corpos-de-prova; B) posicionamento das raízes de forma centralizada; C) raízes em contato com uma das paredes do molde; D) molde preenchido com resina acrílica; E) molde aberto, com bloco em acrílico pronto para ser removido.



**Figura 04.** Vista superior do corpo-de-prova.

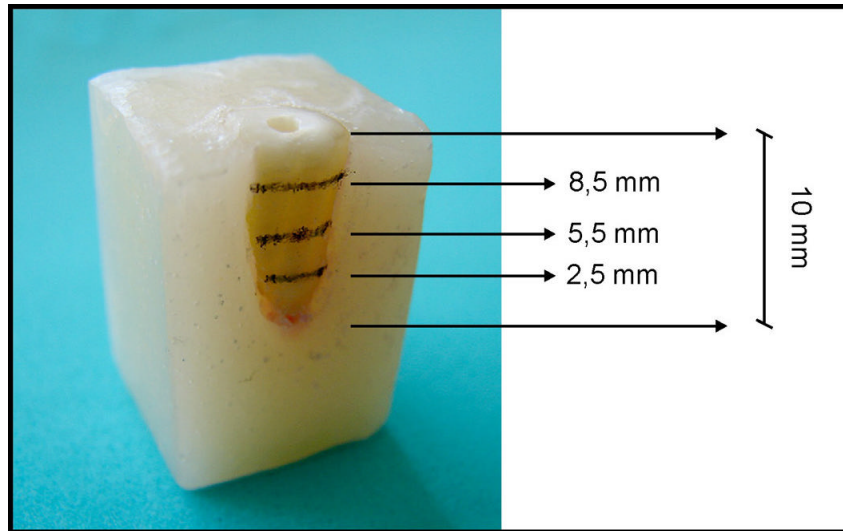
Após o término de sua confecção, os corpos-de-prova ficaram armazenados em recipiente plástico em estufa a 37° C, com 95% de umidade, até o momento da irradiação do laser.

## **2 – Posicionamento dos corpos-de-prova para aplicação do laser:**

Os corpos-de-prova foram posicionados em uma base de acrílico em forma de morsa, desenvolvido no Laboratório de Pesquisa em Endodontia da Universidade de Ribeirão Preto – UNAERP (Figura 6A). A função desse dispositivo é manter a estabilidade dos corpos-de-prova durante o experimento, permitindo assim a fixação dos pares termoeletricos de forma padronizada nos terços radiculares para a aferição da variação térmica.

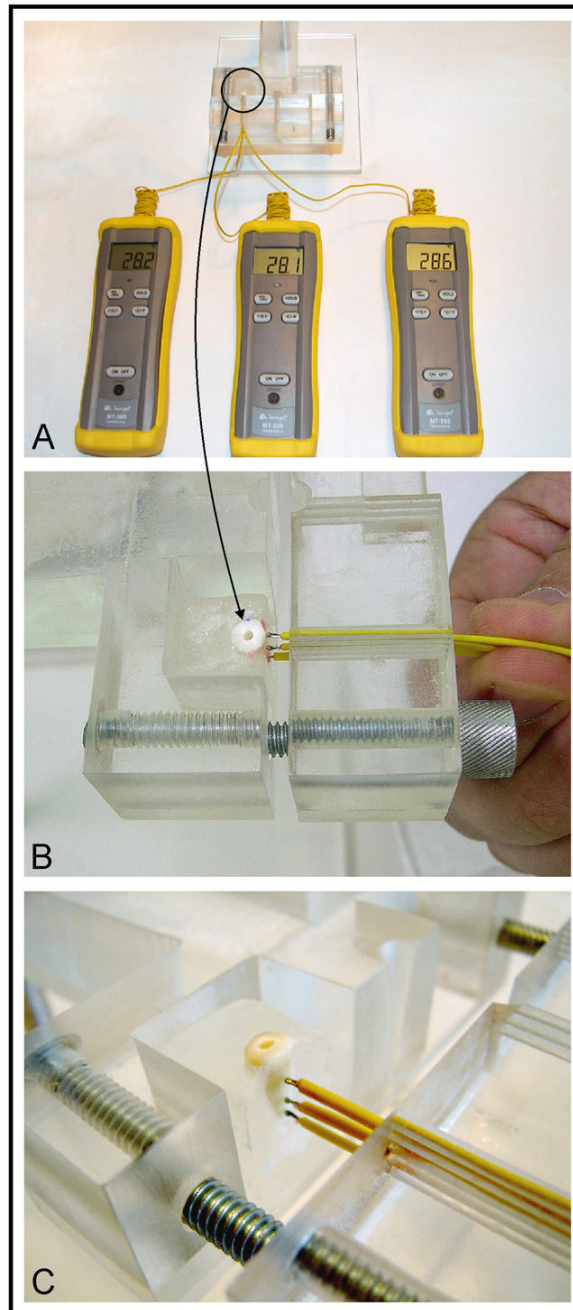
Os pares termoeletricos tocavam a raiz da seguinte forma: terço apical a 2,5 mm do ápice radicular, terço médio a 3 mm do terço apical (5,5 mm do

ápice radicular) e terço cervical a 3 mm do terço médio (8,5 mm do ápice radicular) (Figura 05).



**Figura 05.** Pontos de contato dos pares termoeletricos.

Na superfície externa dos terços cervical, médio e apical, pares termoeletricos de Chromel +/ Alumel -, do tipo K (Minipa, São Paulo, Brasil) foram posicionados em contato com as raízes e acoplados a um termômetro digital (Minipa Mt -505, São Paulo, Brasil), para realizar as mensurações da variação de temperatura (Figura 06 A, B e C).



**Figura 06.** A) corpo-de-prova posicionado no dispositivo de acrílico, com pares termoeletricos acoplados aos termômetros; B) vista superior do corpo-de-prova posicionado no dispositivo; C) detalhe dos pares termoeletricos em contato com os terços radiculares.

As variações térmicas ocorridas durante a irradiação do laser de Er:YAG no interior do canal radicular eram então mensuradas pelos pares termoeletrônicos em contato com a superfície radicular dos dentes irradiados e transferidas para o display digital do termômetro.

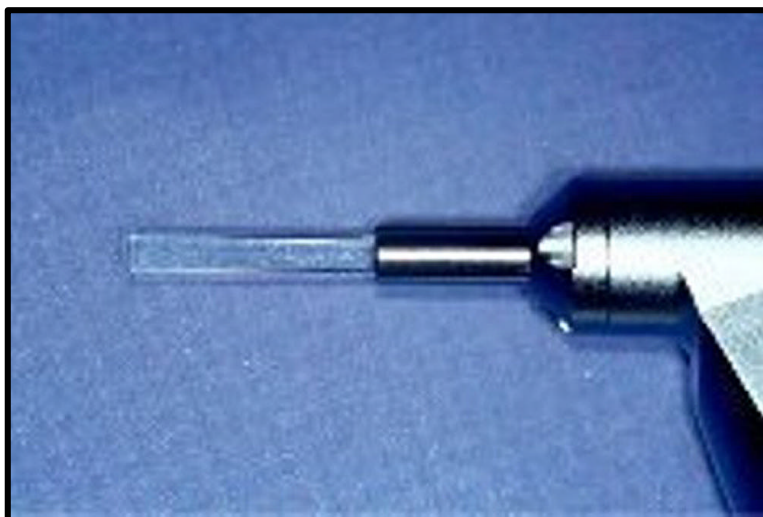
### **3. Irradiação do laser (aparelhos, parâmetros e cinemática de irradiação):**

Para este experimento, foram utilizados dois aparelhos diferentes de laser Er:YAG: o laser Opus 20 e o laser Kavo Key 1242.

O laser Er:YAG Opus 20 (Opus Dent, Tel Aviv, Israel) (Figura 07) apresenta, como meio ativo, um cristal sólido de ítrio-alumínio-granada (YAG) dopado com íons érbio (Er), de emissão pulsada e comprimento de onda de 2940 nm. O sistema de entrega da luz laser é feito por meio de uma fibra óptica onde se acopla uma peça de mão angulada, na qual é encaixada uma ponta de safira (rígida) de 17 mm de comprimento (aproximadamente 8 mm de ponta ativa) e 1,3 mm de diâmetro (Figura 08). O equipamento opera na frequência de 7-20 Hz.



**Figura 07.** Aparelho de Laser Opus 20.



**Figura 08.** Ponta de safira.

O laser de Er:YAG Kavo Key 1242 (Kavo Dental GmbH Vertriebsgesellschaft, Bismarckring, Alemanha) (Figura 09) apresenta, como meio ativo um cristal sólido de ítrio-alumínio-granada (YAG) dopado com íons érbio (Er), de emissão pulsada e comprimento de onda de  $2,94 \mu\text{m}$ . O equipamento opera na frequência de 1-15 Hz e possui um raio piloto de baixa potência para direcionamento correto do feixe de laser.

Utilizou-se a peça de mão E 2055 e a ponta de fibra óptica 50 X 10, com 0,470 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento (Figura 10).



**Figura 09.** Aparelho de Laser Kavo Key 1242.



**Figura 10.** Ponta de fibra óptica.

Os 48 corpos-de-prova preparados foram divididos aleatoriamente em 06 grupos de 08 dentes cada e irradiados de acordo com os seguintes parâmetros:

**GRUPO I:** Laser Opus 20, 200 mJ input (130 mJ output), 8 Hz de frequência.

**GRUPO II:** Laser Opus 20, 200 mJ input (130 mJ output), 10 Hz de frequência.

**GRUPO III:** Laser Opus 20, 200 mJ input (130 mJ output), 15 Hz de frequência.

**GRUPO IV:** Laser Kavo Key, 250 mJ input (132 mJ output), 6 Hz de frequência.

**GRUPO V:** Laser Kavo Key, 250 mJ input (132 mJ output), 10 Hz de frequência.

**GRUPO VI:** Laser Kavo Key, 250 mJ input (132 mJ output), 15 Hz de frequência.

Devido ao fato de os aparelhos utilizados para este experimento não possuírem valores mínimos de frequência comuns, optou-se por utilizar uma

faixa de frequência mínima. Em relação ao aparelho Opus 20 optou-se pela frequência de 8 Hz. Já em relação ao aparelho Kavo Key 1242, optou-se pela frequência de 6 Hz. As energias output foram determinadas da seguinte forma: no aparelho Kavo Key 1242, há uma tabela de conversão da energia mostrada no display do aparelho para a energia de saída na ponta da fibra óptica, que está diretamente relacionada com o tipo de peça de mão e fibra óptica utilizados; no aparelho Opus 20, após calibração e aferição do aparelho, constatou-se que o mesmo possuía uma perda de aproximadamente 35% de energia de saída, em relação àquela mostrada no display.

A realização do experimento se deu em uma sala climatizada a 24° C, na presença do operador do laser e de mais dois cirurgiões dentistas que verificaram e anotaram as variações térmicas mostradas pelo termômetro durante a irradiação com o laser.

Previamente à aplicação do laser, os canais eram preenchidos com 1 ml de água destilada e deionizada, com o auxílio de uma seringa tipo Luer. A cinemática de irradiação, consistiu na introdução e tração da ponta do laser no interior do canal radicular, no sentido do ápice para cervical, por um período cronometrado de 20 segundos, totalizando 3 ciclos.

#### **4 – Aferição da variação térmica:**

A temperatura foi aferida durante todo o procedimento, sendo anotados o valor inicial e a maior elevação da temperatura durante o experimento, em cada um dos terços radiculares. A alteração de temperatura durante os 20



segundos de irradiação dos canais radiculares com o laser de Er:YAG foi, para cada terço radicular, obtida pela diferença dos dois valores.

Os resultados obtidos foram submetidos à análise estatística, utilizando-se o software GMC versão 8.1 (CAMPOS, 2001), elaborado pelo Professor Dr. Geraldo Maia Campos da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP.

## **Resultados**

A análise estatística é composta por 03 fatores de variação. O primeiro fator, presente nos blocos, é formado por 03 componentes vinculados que são os terços radiculares: terço apical, terço médio e terço cervical das superfícies radiculares. O segundo fator de variação, presente nas colunas, é formado por 02 componentes independentes, que são os tipos de laser: Laser de Er:YAG Opus 20 (ponta rígida de safira) e Laser de Er:YAG Kavo Key 1242 (ponta flexível de fibra óptica). O terceiro fator de variação, presente nas linhas, é formado por 03 componentes independentes que são os valores de frequência: faixa de frequência entre 6-8 Hz, frequência de 10 Hz e frequência de 15 Hz.

Os dados utilizados neste estudo foram os valores correspondentes à diferença entre a mensuração da temperatura inicial e máxima realizada em 08 superfícies radiculares para cada grupo, em cada terço radicular irradiado por 02 diferentes aparelhos de laser de Er:YAG, com 03 diferentes faixas de frequência. Foram utilizados 144 dados divididos em 6 grupos, cada um com 24 médias, como mostra a Tabela I.

**Tabela I.** Valores médios, obtidos pelo termômetro MT – 505, da variação entre a temperatura inicial e máxima, mensurada nos terços apical, médio e cervical, durante a irradiação com laser de Er:YAG. Temperatura em °C. (Dados originais).

| Frequências | Apical     |            | Médio     |           | Cervical  |           |
|-------------|------------|------------|-----------|-----------|-----------|-----------|
|             | Opus       | Kavo       | Opus      | Kavo      | Opus      | Kavo      |
| 6/8 Hz      | 6,2        | 3,4        | 1,8       | 0,8       | 1,5       | 0,6       |
|             | 2,5        | 2,4        | 1,4       | 2,0       | 0,5       | 0,5       |
|             | 8,8        | 4,5        | 2,4       | 2,1       | 1,1       | 1,5       |
|             | 2,5        | 5,1        | 1,1       | 3,1       | 1,3       | 2,2       |
|             | 3,4        | 3,7        | 1,2       | 1,6       | 1,2       | 0,7       |
|             | 5,0        | 4,1        | 1,4       | 2,7       | 1,6       | 0,9       |
|             | 3,6        | 2,3        | 1,6       | 1,5       | 1,0       | 0,8       |
|             | 7,1        | 2,2        | 1,9       | 2,0       | 1,8       | 1,1       |
|             | 4,88±2,30  | 3,46±1,08  | 1,6±0,42  | 1,97±0,71 | 1,25±0,40 | 1,03±0,56 |
| 10 Hz       | 5,2        | 6,3        | 1,9       | 1,1       | 1,4       | 1,3       |
|             | 13,5       | 10,2       | 7,0       | 7,0       | 3,3       | 2,8       |
|             | 12,4       | 7,5        | 6,3       | 5,1       | 2,7       | 2,3       |
|             | 6,8        | 6,5        | 4,0       | 5,1       | 3,0       | 3,2       |
|             | 9,2        | 5,5        | 2,9       | 2,1       | 1,0       | 0,9       |
|             | 9,4        | 8,4        | 4,5       | 6,5       | 1,6       | 3,0       |
|             | 10,5       | 7,2        | 5,6       | 4,1       | 1,9       | 2,7       |
|             | 8,0        | 6,5        | 3,7       | 3,0       | 0,7       | 1,7       |
|             | 9,37±2,76  | 7,26±1,47  | 4,48±1,72 | 4,38±1,91 | 1,95±0,95 | 2,23±0,84 |
| 15 Hz       | 20,0       | 8,6        | 7,8       | 5,9       | 3,3       | 2,7       |
|             | 23,7       | 15,2       | 11,1      | 10,1      | 3,9       | 3,7       |
|             | 10,1       | 8,5        | 7,6       | 6,2       | 4,8       | 3,5       |
|             | 10,3       | 8,9        | 7,5       | 5,3       | 3,1       | 3,2       |
|             | 11,0       | 14,0       | 7,5       | 9,8       | 6,5       | 6,3       |
|             | 20,9       | 9,5        | 15,4      | 5,5       | 8,9       | 2,3       |
|             | 12,1       | 10,3       | 9,5       | 6,3       | 3,9       | 4,7       |
|             | 9,0        | 8,1        | 6,6       | 5,2       | 3,8       | 3,0       |
|             | 14,63±5,86 | 10,38±2,70 | 9,12±2,90 | 6,78±1,99 | 4,77±1,98 | 3,67±1,28 |

Os dados originais foram submetidos a uma série de testes preliminares, visando verificar a normalidade da distribuição amostral, a fim de definir o tipo de análise estatística a ser empregada. O primeiro teste a ser realizado foi o cálculo dos parâmetros amostrais, que determinou os dados distribuídos acima, abaixo e iguais à média, o que pode ser visto na Tabela II.

**Tabela II.** Cálculo dos parâmetros amostrais. Valores originais.

| <b>Parâmetros</b>            | <b>Valores</b> |
|------------------------------|----------------|
| Soma dos dados amostrais     | 0,000          |
| Soma dos quadrados dos dados | 602,8636       |
| Termo de correção            | 0,0000         |
| Variância total              | 602,8636       |
| Média geral da amostra       | 0,0000         |
| Variância da amostra         | 4,2158         |
| Desvio padrão da amostra     | 2,0532         |
| Erro padrão da média         | 0,1711         |
| Mediana por dados agrupados  | -0,1110        |
| Número de dados da amostra   | 144,0000       |
| Dados abaixo da média        | 39,0000        |
| Dados iguais à média         | 74,0000        |
| Dados acima da média         | 31,0000        |

Calculou-se, então, a distribuição de freqüências por intervalos de classe e acumuladas, as quais apresentavam uma tendência central: 1, 5, 33, 74, 21, 6 e 4, como mostra a Tabela III.

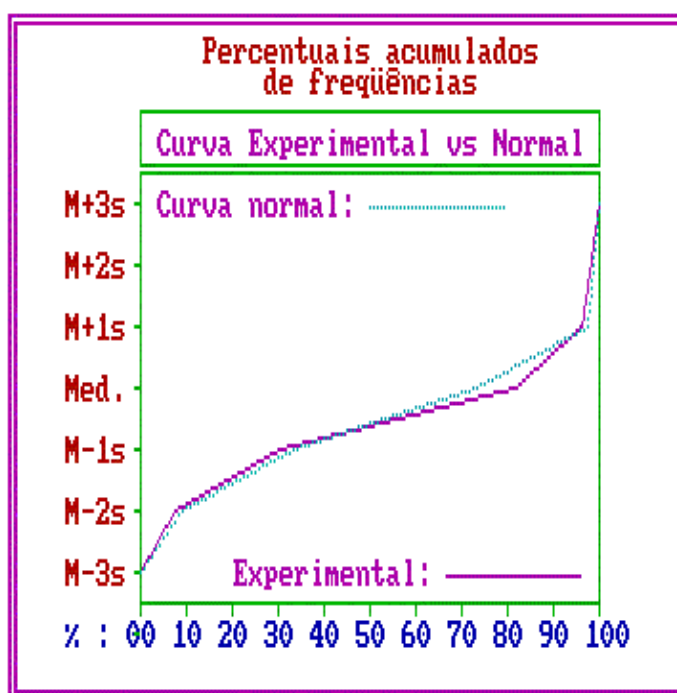
**Tabela III.** Distribuição de freqüências por intervalos de classe e acumuladas. Valores originais

| <b>A. Freqüências por intervalos de classe:</b> |      |      |      |      |      |      |      |
|---|------|------|------|------|------|------|------|
| Intervalos de classe:                           | M-3s | M-2s | M-1s | Med. | M+1s | M+2s | M+3s |
| Freqüências absolutas                           | 1    | 5    | 33   | 74   | 21   | 6    | 4    |
| Em valores percentuais                          | 0,7  | 3,5  | 22,9 | 51,4 | 14,6 | 4,2  | 2,8  |

| <b>B. Freqüências acumuladas</b> |      |      |      |      |      |      |       |
|----------------------------------|------|------|------|------|------|------|-------|
| Intervalos de classe:            | M-3s | M-2s | M-1s | Med. | M+1s | M+2s | M+3s  |
| Freqüências absolutas            | 1    | 6    | 39   | 113  | 134  | 140  | 144   |
| Em valores percentuais           | 0,7  | 4,2  | 27,1 | 78,5 | 93,1 | 97,2 | 100,0 |

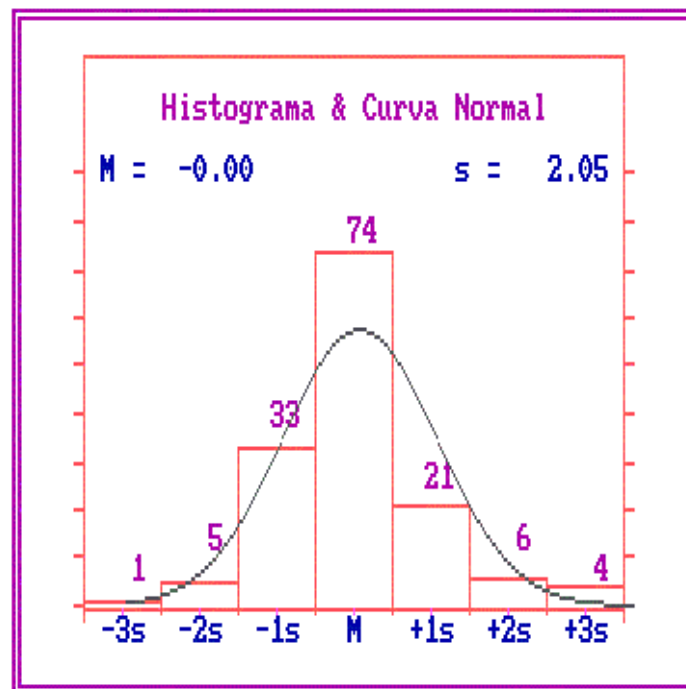
Com os dados das freqüências acumuladas, traçou-se uma curva experimental à qual foi sobreposta uma curva normal matemática. A discrepância entre as duas curvas mostra seu grau de aderência.



**Figura 11.** Curva experimental e normal dos percentuais acumulados de freqüências.

O fato de as curvas normal e experimental serem praticamente coincidentes, estando bastante próximas, indica haver normalidade entre as amostras testadas (Figura 11).

Na seqüência, traçou-se o histograma de freqüência da distribuição dos erros amostrais e a curva normal (Figura 12).



**Figura 12.** Histograma de freqüências da distribuição dos erros amostrais e curva normal.

O teste de aderência da distribuição de freqüências por intervalo de classe da distribuição normal em relação à mesma distribuição dos dados amostrais mostra que a probabilidade da distribuição experimental ser normal foi de 8,54% (Tabela IV).

**Tabela IV.** Teste de aderência à curva normal. Valores originais.

| <b>A. Freqüências por intervalos de classe:</b> |      |      |       |       |       |      |      |
|---|------|------|-------|-------|-------|------|------|
| Intervalos de classe:                           | M-3s | M-2s | M-1s  | Med.  | M+1s  | M+2s | M+3s |
| Curva normal                                    | 0,44 | 5,40 | 24,20 | 39,89 | 24,20 | 5,40 | 0,44 |
| Curva experimental                              | 0,69 | 3,47 | 22,9  | 51,39 | 14,58 | 4,17 | 2,78 |

| <b>B. Cálculo do Qui quadrado:</b> |         |   |
|------------------------------------|---------|---|
| Graus de liberdade                 | 4       | Interpretação:                                  |
| Valor do Qui quadrado              | 8,17    | <b>A distribuição amostral testada é normal</b> |
| Probabilidade de $H_0$ :           | 8,5400% |   |

A análise do conjunto de resultados obtidos nesses testes preliminares levou à conclusão de que a distribuição amostral era normal, o que levou à realização da análise estatística paramétrica, cujos resultados são vistos a seguir.

O teste estatístico paramétrico que melhor se adaptou ao modelo experimental foi o de análise de variância. Realizou-se a análise de variância com múltiplos fatores, sendo 02 independentes (tipo de laser e freqüência) e 01 vinculado (terços radiculares). Os resultados da análise de variância podem ser vistos na Tabela V.

**Tabela V.** Análise de variância: Valores originais.

| <b>Fonte de Variação</b>    | <b>Soma de Quadrados</b> | <b>Graus de liberdade</b> | <b>Quadrados médios</b> | <b>(F)</b> | <b>Probabilidade de (H0)</b> |
|-----------------------------|--------------------------|---------------------------|-------------------------|------------|------------------------------|
| Entre Lasers                | 53,9007                  | 1                         | 53,9007                 | 5,71       | 2,0216%                      |
| Entre Freqüências           | 829,3042                 | 2                         | 414,6521                | 43,95      | 0,0000%                      |
| Terços x Laser              | 32,6931                  | 2                         | 16,3465                 | 1,73       | 18,7523%                     |
| Resíduo I                   | 396,2135                 | 42                        | 9,4337                  |            | 1%                           |
| Entre Terços                | 836,7632                 | 2                         | 418,3816                | 170,07     | 0,0005%                      |
| Freqüência x Laser          | 34,8148                  | 2                         | 17,4074                 | 7,08       | 0,1817%                      |
| Freqüência x Terços         | 113,6162                 | 4                         | 28,4041                 | 11,55      | 0,0006%                      |
| Terços x Laser x Freqüência | 4,8087                   | 4                         | 1,2022                  | 0,49       | 25,3137%                     |
| Resíduo II                  | 206,6502                 | 84                        | 2,4601                  |            |                              |
| Variação total              | 2508,7646                | 143                       |                         |            |                              |

A análise de variância não acusou diferença estatisticamente significativa entre o fator de variação laser, presente nas colunas, portanto eles são iguais ao nível de 5 % ( $p < 0,05$ ).

A análise de variância acusou diferença estatística significativa ao nível de 0,01% ( $p < 0,001$ ) entre o fator freqüência, presente nas linhas e entre os fatores terços, presentes nos blocos.

Utilizou-se o teste de Tukey para determinar quais freqüências e quais terços eram diferentes entre si, conforme mostram as tabelas VI e VII.



**Tabela VI.** Teste de Tukey entre as frequências.

| <b>Frequências</b> | <b>Médias</b> | <b>Valor Crítico</b> |
|--------------------|---------------|----------------------|
| 6-8 Hz             | 2,36 ?        | 1,93                 |
| 10 Hz              | 4,92 ?        |                      |
| 15 Hz              | 8,23 ?        |                      |

Símbolos iguais junto às médias representam valores estatisticamente não diferentes.

Os resultados obtidos no teste de Tukey para o fator de variação frequência, permitem observar que as 03 frequências utilizadas foram estatisticamente diferentes entre si. O aumento da frequência gerou correspondente aumento da temperatura.

**Tabela VII.** Teste de Tukey entre os terços radiculares.

| <b>Terços radiculares</b> | <b>Médias</b> | <b>Valor Crítico</b> |
|---------------------------|---------------|----------------------|
| Apical                    | 8,33 ?        | 0,96                 |
| Médio                     | 4,70 ?        |                      |
| Cervical                  | 2,48 ?        |                      |

Símbolos iguais junto às médias representam valores estatisticamente não diferentes

Os resultados obtidos no teste de Tukey para o fator de variação terços radiculares permitem observar que os 03 terços irradiados foram estatisticamente diferentes entre si e que, no terço apical, observou-se uma média de variação térmica maior que a observada no terço médio que, por sua vez, gerou uma média de variação térmica maior que a observada no terço cervical.

## **Discussão**

A utilização do laser na Odontologia pode, em alguns casos, apresentar reações ou efeitos colaterais adversos. Uma das reações geradas pela irradiação laser que deve ser observada é a variação de temperatura nos tecidos irradiados e adjacentes, uma vez que acima de determinados valores podem provocar morte celular (ZACH; COHEN, 1965; ERIKSSON et al., 1983; ERIKSSON et al., 1984). A geração de calor, seja ela produzida pelo laser, instrumentos ou equipamentos utilizados em Odontologia, vem sendo, há muito tempo, alvo de diversas pesquisas (HIBST; KELLER, 1990; DÓSTALOVÁ et al., 1997; PÉCORA et al., 2000b; KIMURA et al., 2002; MALDONADO, 2004; LEE et al., 2004).

O emprego de termopares conectados a termômetros, como os utilizados no presente experimento, é um recurso bastante empregado nos estudos realizados com laser para mensurar a variação da temperatura em tecidos pulpares e tecidos dentais duros (MEHL et al., 1997; CECCHINI et al., 1998; FERREIRA et al., 1999; GOUW-SOARES et al., 2001; KIMURA et al., 2002; PÉCORA et al., 2003; MALDONADO, 2004). Além do uso dos termopares, outros recursos já foram utilizados em estudos para mensurar a variação da temperatura, dentre os quais podemos citar: o emprego de sensores térmicos (CECCHINI et al., 1998), o uso da análise morfológica por meio de microscopia eletrônica de varredura (WIGDOR et al., 1993), o emprego de termômetro de radiação infra-vermelha (CIARAMICOLI, 2004) e imagens térmicas capturadas por termocâmera (LEE et al., 2004).

O laser utilizado neste experimento foi o de Er:YAG com comprimento de onda de 2,94  $\mu\text{m}$  (2940 nanômetros), que se apresenta como sendo o de maior coeficiente de absorção pela água, dentre os lasers empregados em Odontologia, promovendo dessa forma a remoção dos tecidos dentários pelo fenômeno da ablação termodinâmica (HIBST;KELLER, 1989; HOKE, 1990; TAKEDA et al., 1999; CECCHINI et al., 1999; PÉCORA et al., 2000b; KIMURA et al., 2002; MALDONADO, 2004).

Selecionar previamente os parâmetros que serão utilizados em um determinado experimento e ter conhecimento da sua interação com os tecidos a serem irradiados é de fundamental importância para utilização do laser de Er:YAG (ZAKARIASEN, 1993). Este experimento foi realizado com os seguintes parâmetros de energia e frequência: Grupos I, II e III irradiados com laser de Er:YAG Opus 20 com energia de 130 mJ output e frequências de 8, 10 e 15 Hz respectivamente; Grupos IV, V e VI irradiados com laser de Er:YAG Kavo Key 1242 com energia de 132 mJ output e frequências de 6, 10 e 15 Hz. As energias utilizadas foram escolhidas após estudo envolvendo os dois aparelhos de laser com suas respectivas pontas, com o objetivo de determinar parâmetros de energia e frequência com padronização aproximada entre os dois aparelhos. As diferenças entre as energias de entrada e saída foram determinadas através de calibração do aparelho Opus 20 (a qual acusou perda de energia na ordem de 35%) e por meio de tabela de conversão para peça-de-mão e tipo de fibra para o aparelho Kavo Key 1242.

Os dois lasers do experimento só possuem dois valores de frequência em comum: 10 e 15 Hz, sendo que o laser Er:YAG Opus 20 inicia na frequência de

7 Hz e termina na de 20 Hz, com variação de freqüência unitária e o laser Er:YAG Kavo Key 1242 inicia na freqüência 1 Hz e termina na de 15 Hz, porém, com os seguintes valores intercalares: 2 Hz, 3 Hz, 4 Hz, 5 Hz, 6 Hz e 10 Hz. Dessa forma, procurou-se trabalhar com 03 valores de freqüência para cada aparelho: uma próxima do mínimo, uma média e uma mais próxima do máximo que cada um dos aparelhos podiam oferecer, o que apresentaria resultados mais significantes para discussão.

Em relação à metodologia, alguns cuidados foram tomados para sua padronização. O preparo dos canais radiculares dos dentes testados se deu até o diâmetro de 1,6 mm, para que a ponta rígida de safira do laser de Er:YAG Opus 20, com 1,3 mm de diâmetro pudesse realizar a cinemática de irradiação no canal radicular sem prender-se em suas paredes. A cinemática utilizada para a irradiação do laser foi a de introdução e tração da ponta ativa do aparelho no canal radicular (PÉCORA et al., 2003), por um período de 20 segundos, em um total de 3 ciclos, visto que o diâmetro e a rigidez da ponta de safira dificultam outro tipo de cinemática.

Com auxílio de uma seringa do tipo Luer, gotejou-se 1 ml de água destilada e deionizada no interior do canal radicular, previamente à irradiação com os lasers de Er:YAG, visando diminuir o aquecimento externo durante a irradiação, conforme os trabalhos de HOKE et al., 1990; PAGHDIWALA et al., 1993; VISURI et al., 1996; DOSTÁLOVÁ et al., 1996; PÉCORA et al., 2000b; KIMURA et al., 2002 e CIARAMICOLI, 2004.

Os resultados mostraram não haver diferença estatisticamente significativa entre os aparelhos utilizados, o que provavelmente deve-se à

calibração dos aparelhos para que a energia de entrega fosse a mesma nos três terços do canal radicular.

Ainda em relação aos aparelhos de laser de Er:YAG, o tipo de ponta não promoveu variação térmica que ultrapassasse o limite máximo de tolerância tecidual ( $13^{\circ}\text{C}$  durante 01 minuto) conforme relatado por ERICKSSON et al. (1983, 1984). Apenas o grupo III, irradiado com o laser de Er:YAG Opus 20 nos parâmetros 200 mJ de energia input (130 mJ output) e frequência de 15 Hz apresentou, ainda que somente no terço apical, uma média de temperatura de  $14,63^{\circ}\text{C}$ , porém o tempo de irradiação foi de apenas 20 segundos. Estudos demonstraram que alterações irreversíveis podem ocorrer com os tecidos periodontais quando estes são submetidos a variações térmicas da ordem de  $11^{\circ}\text{C}$  mantidos por 5 minutos, ou da ordem de  $13^{\circ}\text{C}$  mantidos por 1 minuto (ZACH; COHEN, 1965; ERICKSSON et al., 1983; ERICKSON et al., 1984). Já as menores médias de variação da temperatura foram encontradas nos terços cervicais dos grupos I e IV, sendo  $1,25^{\circ}\text{C}$  e  $1,03^{\circ}\text{C}$ , respectivamente.

LEE et al. (2004) sugeriram a utilização de pontas de fibra óptica flexíveis porque permitem maior liberdade de trabalho no interior do canal radicular. Fatores como ângulo de saída de energia e perda de energia durante a irradiação devem ser considerados ao se comparar os efeitos dos lasers nos tecidos dentais. Pontas com entrega de energia somente frontal não possuem abrangência tão eficaz quanto aquela que irradia frontal e lateralmente (ALVES et al., 2005). No estudo de LEE et al. (2004), no qual comparou-se a irradiação do laser de Er:YAG com dois tipos de pontas (uma cônica e uma achatada),

comprovou-se maior eficiência da ponta com formato cônico, em que a entrega de energia se dava 80% pelas laterais e somente 20% na sua extremidade.

Em relação à frequência, observou-se, no presente estudo, que o seu aumento provocou elevação da temperatura independente do terço analisado. Isso se deve provavelmente ao fato de que, à medida que a frequência cresce, aumentam os pulsos/segundo (Li et al., 1992; CASTILHO, 2005).

Observa-se, na literatura consultada, que o laser de Er:YAG é aplicado no interior dos canais radiculares com o objetivo de promover sua limpeza e desinfecção (TAKEDA et al., 1999; MORITZ et al., 1999; PÉCORA et al., 2000a; PERIN et al., 2004; VEZZANI, 2004; BIEDMA et al., 2005) e promover alterações morfológicas na dentina (PÉCORA et al., 2001; SOUSA-NETO et al., 2002; BRUGNERA-JÚNIOR et al., 2003; SOUSA-NETO et al., 2005). No entanto, esses estudos mostram variação da potência de 60 a 200 mJ e a frequência de 4 a 15 Hz. Considerando-se os resultados do presente estudo, em que o maior aumento de temperatura (14,63° C) ocorreu quando aplicou-se 132 mJ e 15 Hz, próximo do limite de tolerância dos tecidos adjacentes, deve-se atentar para a necessidade de verificar um equilíbrio entre os parâmetros utilizados, a fim de obter o melhor resultado desejado, sem produzir danos à região dos tecidos periapicais.

No que se refere aos terços radiculares estudados, os maiores aumentos de temperatura ocorreram no terço apical. Isso pode ser explicado pelo fato de ser o tecido dentinário um mau condutor de calor, atuando como isolante térmico. Portanto, quanto menor a espessura da parede de dentina, maior será

a quantidade de calor transmitida (MCNAIR et al., 1997; KIMURA et al., 2002; CIARAMICOLI, 2004).

As maiores alterações de temperatura ocorreram quando se utilizou o laser na frequência de 15 Hz, no terço apical. Nessa situação, ocorre a aplicação do maior número de pulsos/segundo na menor espessura de dentina, o que explica os resultados encontrados.

Este estudo abre perspectivas de novas pesquisas no sentido de avaliarem a alteração de temperatura durante a irradiação com o laser Er:YAG, variando parâmetros de energia (mantendo-se os de frequência), testando novos tipos de pontas e de cinemáticas de aplicação.

## **Conclusões**

Tendo por base a metodologia empregada e os resultados obtidos no presente estudo, tornou-se possível chegar às seguintes conclusões:

- 1 – O aumento da frequência, independentemente do aparelho de laser Er:YAG e/ou do tipo da ponta, foi diretamente proporcional ao aumento da temperatura.
- 2 – A variação de temperatura foi maior no terço apical, seguido pelos terços médio e cervical.
- 3 – Não houve diferença estatística significativa em relação à variação de temperatura entre as pontas utilizadas.
- 4 – A aplicação do laser de Er:YAG promove variações de temperatura na superfície radicular externa em limites aceitáveis, independentemente do tipo de ponta e da frequência utilizadas, bem como do terço radicular irradiado.



## **Referências**

ALVES, P. R. V.; ARANHA, N.; ALFREDO, E.; MARCHESAN, M. A.; BRUGNERA JÚNIOR, A.; SOUSA-NETO, M. D. Evaluation of hollow fiberoptica tips for the conduction of Er:YAG laser. **Photomed. Laser Surg.**, n. 23, v. 4, p. 420-415, 2005.

BIEDMA, B. M.; VARELA PATINO, P.; PARK, S. A.; BACIELA CASTRON, N.; MAGAN MUNOZ, F.; GONZALEZ BAHILLO, I. D.; CANTATORE, G. Comparative study of root canals instrumented manually and mechanically with and without Er:YAG laser. **Photomed. Laser Surg.**, v. 23, n. 5, p. 465-469, 2005.

BRUNERA-JÚNIOR, A.; ZANIN, F.; BARBIN, E. L.; SPANO, J. C.; SANTANA, R.; PÉCORA, J. D. Effects of Er:YAG and Nd:YAG laser irradiation on radicular dentin permeability using different irrigating solutions. **Lasers Surg. Med.** n. 33, v. 4, p. 256-259, 2003.

CAMPOS, G. M. **GMC Versão 8.1.** Ribeirão Preto: Laboratório de Pesquisa em Endodontia, 2001. Disponível em [www.forp.usp.br/restauradora/gmc](http://www.forp.usp.br/restauradora/gmc).

CASTILHO, M. S. **Estudo in vitro da alteração de temperatura na câmara pulpar durante preparo cavitário com laser de Er:YAG em dentes humanos decíduos.** 2005, 73 p. Dissertação (Mestrado): Faculdade de Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto (UNAERP), Ribeirão Preto.

CECCHINI, S. C.; ZECELL, D. M.; BACHMANN, L.; PINOTTI, M.; NOGUEIRA, G. E.; EDUARDO, C. P. Thermal effects during in vitro intracanal application of

Er:YAG laser. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 6, Hawaii, Maui, 1998. **Proceeding of laser in dentistry**, Utah: ISLD, 1998.

CECCHINI, S. C.; ZECELL, D. M.; BACHMANN, L.; PINOTTI, M.; NOGUEIRA, G. E.; STREFEZZA, C.; EDUARDO, C. P. Evaluation of two laser systems for intracanal irradiation. **SPIE**, v. 3933, p. 31-35, 1999.

CIARAMICOLI, M. T. **Avaliação da variação da temperatura em amostras de esmalte/dentina e dentina, após irradiação com lasers de Nd:YAG, Er:YAG (Kavo Key Laser®) e Er:YAG (Kavo Key Laser® 3) – Análise com termômetro de radiação infravermelha.** 2004, 212 p. Tese (doutorado) – Faculdade de Odontologia de São Paulo, Universidade de São Paulo – São Paulo.

COHEN, S.; BURNS, R. C. Caminhos da Polpa, 7ª edição, Guanabara/Koogan, 1988, 838 páginas.

DEDERICH, D. N. Laser/tissue interaction: what happens with laser light when it strikes tissue? **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 124, n. 2, p. 57-61, 1993.

DOSTÁLOVÁ, T.; KREJSA, O.; JELINKOVA, H.; HAMAL, K.; PROCHAZKA, I.; BAKULE, P. Computer monitoring of the thermal effects induced by Er:YAG laser radiation during preparation of the hard tooth tissue. **Proc. of SPIE**, v. 2080, p. 51-54, Dental Applic. Lasers, 1993.

DOSTÁLOVÁ, T.; JELÍNKOVÁ, H.; KREJSA, O.; HAMAL, K.; KUBELKA, J.; PROCHÁSKA, S.; HIMMLOVÁ, L. Dentin and pulp response to Er:YAG laser ablation: a preliminary evaluation of human teeth. **J. Clin. Laser Med. Surg.**, v. 15, n.3, p. 117-121, 1996.

DOSTÁLOVÁ, T.; JELÍNKOVÁ, H.; KREJSA, O.; HAMAL, K.; KUBELKA, J.; PROCHÁSKA, S.; HIMMLOVÁ, L. Dentin and pulp response to Er:YAG laser ablation: a preliminary evaluation of human teeth. **J. Clin. Laser Med. Surg.**, v. 15, n. 3, p. 117-121, 1997.

ERIKSSON, A. R.; ALBREKTSSON, T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital microscopy study in the rabbit. **J. Prost. Dent.**, n. 50, p. 101-107, 1983.

ERIKSSON, A. R.; SUNDSTROM, F. Temperature rise during root canal preparation – a possible cause of damage to tooth and periodontal tissue. **Swed. Dent. J.**, v. 8, n. 5, p. 217-223, 1984.

FERREIRA, C. M.; ORSI, I. A.; FRONER, I. C. Alteração da temperatura radicular externa durante o preparo para contenção intra-radicular. **Rev. Odontol. Univ. São Paulo**, v. 13, n. 3, p. 283-287, 1999.

FRIED, D.; SHORI, R. Q-Switched Er:YAG laser ablation of dental hard tissue. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASER IN DENTISTRY, 6., Hawaii, Maui, 1998. **Proceedings of laser in Dentistry**, Utah: ISLD, 1998, P 77-79.

GOLDMAN, L.; GRAY, J. A.; GOLDMAN, J.; GOLDMAN, B.; MEYER, R. Effects of laser impacts on teeth. **J. Am. Dent. Ass.**, v. 70, n. 3, p. 601-602, 1965.

GONZALEZ, C. D.; ZAKARIASEN, K. L.; DEDERICH, D. N.; PRUHS, R. J. Potential preventive and therapeutic hard tissues applications of CO<sub>2</sub>, Nd:YAG and argon lasers in dentistry. A review. **ASDC J. Dent. Child.**, v. 63, n. 3, p. 196-207, 1996.

GOUW-SOARES, S. C.; LAGE-MARQUES, J. L.; EDUARDO, C. P. Apicectomy by Er:YAG laser: a permeability and morphological study (SEM) of the dentin cut surface. In: INTERNATIONAL LASER CONGRESS – LASERS AT THE DOWN OF THE THIRD MILLENIUM. 1996, Athens. **Proceeding of lasers in Dentistry**, Bologna: Monduzzi, 1996, p. 365-370.

HEITHERSAY, G. S.; BRÄNNSTÖRM, M. Observations on heat-transmission experiments with dentin. 1 – Laboratory study. **J. Dent. Res.**, v. 42, p. 1140-1145, 1963.

HIBST, R.; KELLER, U. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: I Measurement of the ablation rate. **Lasers Surg. Med.**, v. 9, n. 4, p. 338-344, 1989.

HIBST, R.; KELLER, U. Heat effect of pulsed Er:YAG laser radiation in laser surgery. Therapeutics and systems II. **SPIE**, v. 1200, p. 379-386, 1990.

HIBST, R.; KELLER, U. Effect of the water spray and repetition rate on the temperature elevation during Er:YAG laser ablation of dentine. **SPIE**, v. 2623, p. 139-144, 1993.

HOKE, J.; BURKES, E.; GOMES, E.; WOLBARSH, M. L. Erbium:YAG (2,94 $\mu$ m) lasers effects on dental tissues. **J. Laser Appl.**, v. 6, n. 1, p. 61-65, 1990.

KIMURA, Y.; YONAGA, K.; YOKONAGA, K.; YOKOYAMA, K.; KINOSHITA, J.; OGATA, Y.; MATSUMOTO, K. Root surface temperature increase during Er:YAG laser irradiation of root canals. **J. Endod.**, v. 28, n.2, p. 76-78, 2002.

LEE, B. S.; JENG, J. H.; LIN, C. P.; SHOJI, S.; LAN, W. H. Thermal effect and morphological changes induced by Er:YAG laser with two kinds of fiber tips to enlarge root canals. **Photomed Laser Surg.**, v. 22, n. 3, p. 191-197, 2004.

LI, Z.; CODE, J. E.; VAN DEN MERWE, W. Er:YAG laser ablation of enamel and dentin of human teeth. Determination of ablation rates and various fluences and pulses repetition rates. **Laser Surg. Med.**, v. 12, p. 625-630, 1992.

MCNAIR, R.; FRIED, D.; FEATHERSTONE, J. D. B. Cumulative energy deposition in human teeth during laser irradiation. **J. Dent. Res.**, v. 76, n. 48, special issue, 1997.

MAIMAN, T.H. Stimulated optical radiation in rubi. **Nature**, London, v.187, p. 493-494, 1960.

MALDONADO, R. **Avaliação in vitro da influência dos parâmetros do laser de Er:YAG na alteração da temperatura externa da raiz e na capacidade de remoção da smear layer das paredes dos canais radiculares instrumentados.** 2004, 87 p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto.

MEHL, A.; KREMERS, L.; SALZMANN, K.; HICKEL, R. 3D volume-ablation rate and thermal side effects with the Er:YAG and Nd:YAG laser. **Dent. Mater.**, v. 13, p. 246-251, 1997.

MORITZ, A.; SCHOOP, U.; GOHARKHAY, K.; JAKOLITSCH, S.; KLUGER, W.; WERNISCH, J.; SPERR, W. The bacterial effect of Nd:YAG, Ho:YAG and Er:YAG

laser irradiation in the root canal: an in vitro comparison. **J. Clin. Laser Med. Surg.** n. 17, v. 4, p. 161-164, 1999.

PAGHDIWALA, A. F.; VAIDYANATHAN, T. K.; PAGHDIWALA, M. F. Evaluation of Er:YAG laser radiation of hard tissues: analysis of temperature changes, depth of cuts and structural effects. **Scanning Microsc.**, v. 7, n. 3, p. 989-997, 1993.

PÉCORA, J. D.; BRUGNERA-JÚNIOR, A.; CUSSIOLI, A.; ZANIN, F.; SILVA, R. Evaluation of dentin root permeability after instrumentation and Er:YAG laser application. **Lasers Surg. Med.**, n. 26, v. 3, p. 277-281, 2000.

PÉCORA, J. D.; BRUGNERA-JÚNIOR, A.; ZANIN, F.; MARCHESAN, M. A.; DAGHASTANLI, N.; SILVA, R. S. Effect of energy (J) on the temperature changes at apical root surface when using Er:YAG laser to enlarge root canal. **SPIE**, v. 3910, p. 90-94, 2000.

PÉCORA, J. D.; CUSSIOLI, A. L.; GUERISOLI, D. M.; MARCHESAN, M. A.; SOUSA-NETTO, M. D. Evaluation of Er:YAG laser and EDTAC on dentin adhesion of six endodontic sealers. **Braz. Dent. J.**, n. 12, v. 1, p. 27-30, 2001.

PÉCORA, J. D.; BRUGNERA-JÚNIOR, A.; MARCHESAN, M. A.; GUERISOLI, D. M. Z.; BARBIN, E. L.; SEIXAS, F. H. Evaluation of external root temperature changes during Er:YAG laser irradiation with five different fiberoptic tip withdrawal techniques. **Proceedings of laser in Dentistry IX**, v. 4950, p.186-187, 2003.

PERIN, F. M.; FRANCA, S. C.; SILVA-SOUSA, Y. T.; ALFREDO, E.; SAQUY, P. C.; ESTRELA, C.; SOUSA-NETTO, M. D. Evaluation of the antimicrobial effect of

Er:YAG laser irradiation versus 1% sodium hypochlorite irrigation for root canal disinfection. **Aust. Endod. J.** n. 30, v. 1, p. 20-22, 2004.

SAUNDERS, E. M. In vivo findings associated with heat generation during thermomechanical compactation of gutta-percha. Part I: temperature levels at the external surface of the root. **Int. Endod. J.**, v. 23, p. 263-267, 1990.

SEKA, W.; FEATHERSTONE, J. D. B.; FRIED, D.; VISURI, S. R.; WALSH, J. T. Laser ablation of dental hard tissue: from explosive ablation to plasma-mediated ablation. In: INTERNATIONAL SYMPOSIUM BIOMEDICAL OPTICS – LASERS IN DENTISTRY, Bellingham, **Anais – SPIE**, v. 2672, p. 144-158, 1996.

SOUSA-NETO, M. D.; MARCHESAN, M. A.; PÉCORA, J. D.; BRUGNERA-JÚNIOR, A.; SILVA-SOUSA, Y. T.; SAQUY, P. C. Effect of Er:YAG laser on adhesion of root canal sealers. **J. Endod.**, n. 28, v. 03, p. 185-187, 2002.

SOUSA-NETO, M. D.; SILVA COELHO, F. I.; MARCHESAN, M. A.; ALFREDO, E.; SILVA-SOUSA, Y. T. Ex vivo study of the adhesion of an epoxy based sealer to human dentin submitted to irradiation with Er:YAG and Nd:YAG lasers. **Int. Endod. J.**, v. 38, n. 12, p. 866-870, 2005.

STERN, R. H.; SOGANNAES, R. F. Laser beam on dental hard tissues. **J. Dent. Res.**, v. 43, p. 987, 1964.

TAKEDA, F. H.; HARASHIMA, T.; KIMURA, Y.; MATSUMOTO, K. A comparative study of the removal of smear layer by three endodontics irrigants and two types of laser. **Int. Endod. J.** v. 32, n. 1, p. 32-39, 1999.

TAYLOR, R.; SHAKLAR, G.; ROEBER, S. The effects of laser radiation on teeth dental pulp and oral mucosa. **Oral Surg.** v. 19, n. 5, p. 768-795, 1965.

VEZZANI, M. R. S. **Estudo in vitro da capacidade de desinfecção do laser de Er:YAG, em diferentes frequências, no interior dos canais radiculares.** 2004, 132 p. Dissertação (Mestrado): Faculdade de Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto (UNAERP), Ribeirão Preto.

VISURI, S. R.; GILBERT, J. L.; WRIGHT, D. D.; WIGDOR, H. A.; WALSH JR., J. T. Shear strenght of composite bonded to Er:YAG laser prepared dentin. **J. Dent. Res.**, v. 75, n. 1, p. 599-605, 1996.

WALSH, J. T; FLOTTE, T. J.; DEUTSCH, T. T. Er:YAG laser ablation of tissue, effect of pulse duration and tissue type on thermal damage. **Lasers Surg. Med.**, v. 9, n. 4, p. 324-326, 1989.

WIGDOR, H.; ABT, E.; ASHRAFI, S.; WALSH, J. T. The effect of lasers on the hard tissues. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 124, n. 1, p. 65-70, 1993.

ZACH, I.; COHEN, G. Pulp response to externally applied heat. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.**, v. 19, n. 4, p. 515-528, 1965.

ZAKARIASEN, K. L., DEDERICH, D. N.; TULIP, J. Lasers in dentistry – “Star Wars” dreaming or a future reality? **J. Can. Dent. Assoc.**, v. 54, n. 1, p. 27-30, 1988.

ZAKARIASEN, K. L. Shedding new light on lasers. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 124, n. 2, p. 30-31, 1993.