

BRUNO DAS NEVES CAVALCANTI

COMPARAÇÃO TERMOMÉTRICA ENTRE PREPAROS
CAVITÁRIOS REALIZADOS COM TURBINAS DE ALTA -
ROTAÇÃO E LASER DE Er:YAG



Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de MESTRE, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA, Área de concentração em Prótese Buco-Maxilo-Facial

Orientador: Prof. Adjunto Sigmar de Mello Rode

São José dos Campos

2001

1D2.

C138c

f 1488

Apresentação gráfica e normalização de Acordo com:

BELLINI, A.B.; SILVA, E.A. Manual para elaboração de monografias: estrutura do trabalho científico. São José dos Campos: FOSJC/UNESP, 2000. 81p.

CAVALCANTI, B.N., Comparação termométrica entre preparos cavitários realizados com turbinas de alta rotação e laser de Er:YAG. 2001. 67 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia, Área de Concentração em Prótese Buco-Maxilo-Facial) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista. São José dos Campos.

DEDICATÓRIA

A meus pais, Dinarte e Neide, pelo amor e carinho despendidos e que desde minha infância me deram condições de subir degraus cada vez mais altos na vida.

A meu irmão Samuel, pela amizade e apoio nas horas vagas.

A Márcia Sampaio Campos, companheira fiel que sempre me assegurou tranquilidade e compreensão em todas as etapas do desenvolvimento acadêmico.

À minha família - avós, tios e primos - por estarem presentes em minha criação e formação.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP, através de sua Diretoria e seus funcionários e docentes que permitiram e apoiaram a conclusão de mais esta etapa importante.

Ao Prof. Dr. Paulo Isaías Seraidarian, que me encontrou como aluno de graduação e me introduziu no academismo, além de toda dedicação e amizade em todos estes anos.

Ao Prof. Dr. Sigmar de Mello Rode, por ter acreditado em minha capacidade desde os primeiros anos de graduação e me acompanhar e orientar até hoje em minha carreira, sem nunca esquecer sua grande amizade.

Ao Prof. Dr. José Luiz Lage Marques e à equipe do Laboratório Experimental de Laser em Odontologia (LELO) da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo pela cessão e auxílio no uso de equipamentos essenciais para a realização do projeto.

Ao Prof. Dr. Choyu Otani e à equipe do departamento de Física do Instituto Tecnológico de Aeronáutica por terem me iniciado numa área alheia ao estudo de minha profissão sempre com muita atenção.

Ao Prof. Ivan Balducci, por ter realizado a análise estatística desse trabalho.

A todos os colegas de pós-graduação e estágio que através de idéias auxiliaram no desenvolvimento do curso e dos trabalhos realizados.

A todos aqueles que me apoiaram direta ou indiretamente na realização da graduação e do mestrado e me fizeram crescer, seja através de críticas, obstáculos ou amizade.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo, pelo auxílio financeiro e crédito dado aos projetos, desde a iniciação científica até a obtenção deste título.

A Deus, que deu minha vida e me colocou no caminho atual, dando todas as condições para ultrapassar todas as barreiras.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	06
LISTA DE TABELAS	07
LISTA DE QUADROS	08
LISTA DE SÍMBOLOS, SIGLAS E ABREVIATURAS	09
RESUMO	10
1 INTRODUÇÃO	11
2 REVISÃO DE LITERATURA	13
2.1 Polpa dental e equipamentos de alta-rotação.....	13
2.2 O uso do laser em preparos cavitários e seus efeitos térmicos	21
2.2.1 Laser de Er:YAG	29
3 PROPOSIÇÃO	39
4 MATERIAL E MÉTODO	40
5 RESULTADOS.....	48
6 DISCUSSÃO	53
7 CONCLUSÕES	60
8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	61
ABSTRACT	66

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 - Corte das raízes dos dentes bovinos.....	44
FIGURA 2 - Medição da espessura de esmalte/dentina dos dentes bovinos, com espessímetro.....	44
FIGURA 3 - Posicionamento do termopar na câmara pulpar e selamento da abertura radicular com cimento provisório. Observar também a delimitação, através de um retângulo, a marcação da área do preparo.....	45
FIGURA 4 - Montagem dos elementos em silicone denso	45
FIGURA 5 -- Ponta diamantada marcada para preparo com 2,0mm de profundidade.....	46
FIGURA 6 -- Laser de Er:YAG, KavoKey	46
FIGURA 7 -- Preparo cavitário sendo confeccionado com o laser de Er:YAG	47
FIGURA 8 -- Termômetro Raytek MX4+	47
FIGURA 9 -- Exemplo de gráfico de temperatura gerada em corpo de prova do grupo I.....	48
FIGURA 10- Exemplo de gráfico de temperatura gerada em corpo de prova do grupo II.....	49
FIGURA 11- Exemplo de gráfico de temperatura gerada em corpo de prova do grupo III.....	49
FIGURA 12- Exemplo de gráfico de temperatura gerada em corpo de prova do grupo IV	50
FIGURA 13- Gráfico das médias dos valores de ΔT de acordo com os grupos estudados	51
FIGURA 14- Gráfico box-plot da análise estatística entre os grupos avaliados	52

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 --Valores médios de ΔT , de acordo com os grupos experimentais.....	50
Tabela 2 --Teste de Dunn para comparações múltiplas.....	51

LISTA DE QUADROS

Quadro 1	-Grupos de trabalho, representados quanto à metodologia de preparo e quanto à presença ou não de refrigeração	40
Quadro 2	-Procedimentos e parâmetros para os grupos 1 e 2	41
Quadro 3	-Procedimentos e parâmetros para os grupos 3 e 4	43

LISTA DE SÍMBOLOS, SIGLAS E ABREVIATURAS

μm = Micrometro (unidade de medida linear)

$^{\circ}\text{C}$ = Graus Celsius (unidade de temperatura)

CO_2 = dióxido de carbono

ΔT = Variação de temperatura

Er:YAG = *erbium:yttrium-aluminum-garnet* (composição de cristal para geração de laser)

Er:YSGG = *erbium:yttrium-scandium-gallium-garnet* (composição de cristal para geração de laser)

Er,Cr:YSGG = *erbium,chromium:yttrium-scandium-gallium-garnet* (composição de cristal para geração de laser)

g = Grama (unidade de peso)

Ho:YAG = *holmium:yttrium-aluminum-garnet* (composição de cristal para geração de laser)

Ho:YSGG = *holmium:yttrium-scandium-gallium-garnet* (composição de cristal para geração de laser)

Hz = Hertz (unidade de frequência)

MEV = Microscopia eletrônica de varredura

mJ = Milijoules (unidade de potência)

mJ/cm^2 = Milijoules por centímetro quadrado (unidade de densidade de energia)

ml/min = Mililitro por minuto (unidade de medida de fluxo)

mm = Milímetro (unidade de medida linear)

Nd:YAG = *neodymium:yttrium-aluminum-garnet* (composição de cristal para geração de laser)

rpm = Rotações por minuto

T_0 = Temperatura inicial

$T_{\text{máx}}$ = Temperatura máxima registrada

CAVALCANTI, B.N. Comparação termométrica entre preparos cavitários realizados com turbinas de alta-rotação e laser de Er:YAG. 2001. 67f. Dissertação (Mestrado em Prótese Buco-Maxilo-Facial) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista. São José dos Campos.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi comparar as variações de temperatura provocadas por turbinas de alta-rotação e pelo laser de Er:YAG (350mJ/10 Hz). Preparos cavitários classe V foram realizados numa profundidade de 2,0mm em 35 incisivos inferiores bovinos, que tiveram um termopar posicionado para ler as temperaturas no interior da câmara pulpar. A análise foi feita nos seguintes grupos: I - alta-rotação sem refrigeração a água; II - alta-rotação com refrigeração a água; III - laser de Er:YAG sem refrigeração a água; IV- laser de Er:YAG com refrigeração a água. Em todos os grupos foram utilizados dez dentes, com exceção do grupo III, que teve uma amostra de apenas cinco dentes, uma vez que foi impossível realizar os preparos adequadamente com o laser sem refrigeração. Os aumentos de temperatura foram gravados num computador ligados aos termopares e os dados dos grupos I, II e IV foram submetidos ao teste de Dunn para comparações múltiplas ($p < 0,05$). Os aumentos médios de temperatura foram: 11,64°C para o grupo I, 0,96°C para o grupo II, 40,86°C para o grupo III e 2,9°C para o grupo IV. Não houve diferenças estatisticamente significantes entre os grupos II e IV, e estes foram diferentes do grupo I. Os preparos cavitários realizados com as turbinas de alta-rotação e com o laser de Er:YAG geraram aumentos de temperatura semelhantes quando sob refrigeração a água. A refrigeração é essencial para evitar aumentos de temperatura agressivos em ambos os casos e com o laser de Er:YAG é especialmente necessária para a ablação do esmalte.

PALAVRAS-CHAVE: Preparo da cavidade dentária, equipamento de alta-rotação; Laser, preparo da cavidade dentária.

1 INTRODUÇÃO

A confecção de preparos cavitários em Odontologia é potencialmente uma das maiores fontes de danos à polpa dental, independentemente do tipo de equipamento utilizado para este fim, principalmente pelo calor gerado que se não for controlado adequadamente é capaz de causar danos irreversíveis aos tecidos vivos (Peyton³², 1955; Swerdlow & Stanley⁴¹, 1959; Stanley³⁸, 1961; Robinson & Lefkowitz³⁵, 1962; Schuchard & Watkins³⁷, 1965; Zach & Cohen⁵⁰, 1965). No caso da Odontologia, a proteção da vitalidade pulpar é de suma importância, principalmente no que diz respeito à elasticidade dos elementos e à função de alerta da dor.

O advento dos lasers, que prometem um preparo cavitário sem vibração mecânica, e que possuem maior aceitação clínica do paciente (Matsumoto et al.²⁴, 1996; Cozean et al.⁹, 1997; Keller & Hibst¹⁹, 1997; Keller et al.²⁰, 1998; Banerjee et al.³, 2000; Hadley et al.¹⁶, 2000), pode promover uma alternativa para este fim já que, se bem aplicado, não oferece tantas interferências técnicas do operador, como carga aplicada sobre as turbinas, intermitência no preparo e corte em camadas (Peyton³², 1955; Lefkowitz et al.²², 1958; Swerdlow & Stanley⁴¹, 1959; Stanley³⁸, 1961; Robinson & Lefkowitz³⁵, 1962; Schuchard & Watkins³⁷, 1965; Laforgia et al.²¹, 1991).

Apesar disso, estudos já demonstraram a capacidade de geração de calor desses aparelhos, mesmo dos aparelhos de érbio:YAG (comprimento de onda de 2,94µm), que são os mais usados na confecção de preparos cavitários (Hoke et al.¹⁷, 1990; Burkes et al.⁵, 1992; Paghdwala et al.³⁰, 1993; Visuri et al.⁴⁵, 1996; Glockner et al.¹³, 1998).

Pode haver uma relação do preparo cavitário com este instrumento, com o aumento de temperatura e as microfraturas produzidas em esmalte em estudo ultra-estrutural (Dostalova et al.¹⁰, 1996). Com certeza, mesmo com a efetividade e segurança do laser de Er:YAG frente a outros tipos de laser bastante usados, no que concerne à realização de preparos cavitários (CO₂, Neodímio:YAG) (Anic et al.², 1992; Von Fraunhofer & Allen⁴⁶, 1993; Gow et al.¹⁵, 1999), ainda são necessários estudos no que se refere à proteção ao complexo dentino-pulpar, não somente em situações experimentais de remoção de tecido cariado, mas também como na clínica odontológica diária.

Assim este trabalho se baseia na situação de uso clínico do laser de Er:YAG em comparação com as já tradicionais brocas e turbinas de alta-rotação, de modo a simular a situação preconizada por alguns autores de que estas poderão ser substituídas definitivamente num futuro próximo.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Frente ao número de artigos levantados e a dificuldade de organização com relação aos assuntos abordados, optou-se por dividir a revisão de literatura em duas partes distintas: a primeira com trabalhos relacionados à reação pulpar ao calor, mais especificamente o calor gerado por instrumentos cortantes rotatórios em alta-rotação; e a segunda tratando da aplicação deste em preparos cavitários. Esta segunda parte foi subdividida para uma abordagem mais profunda no laser de Er:YAG, objeto de interesse direto desse trabalho.

2.1 Polpa dental e equipamentos de alta-rotação

Peyton³² (1955) teve como objetivo determinar o aumento de temperatura provocado *in vitro* nos dentes humanos em velocidades entre 10.000 e 30.000rpm, quando esses dentes eram cortados por brocas de aço, *carbide* e pontas diamantadas de forma e tamanho semelhantes. Além disso, o estudo verificou o uso de refrigeração a ar, ar-água e o não uso de refrigeração, somados a aplicação de forças de 226,8 e 513,6g sobre a peça de mão. Para isso foi inserido um termoeletrodo na junção amelo-dentinária e a estrutura dentária foi cortada até a exposição desse termoeletrodo, momento no qual era feita a medida de temperatura. Em geral, as pontas diamantadas provocaram menor aumento de temperatura

em qualquer situação do estudo, e as brocas de aço causaram, na média, maior aumento de temperatura que as brocas de *carbide*. Também foi observado que o *spray* ar-água é mais eficiente na dissipação de calor que a refrigeração somente a ar e que em velocidades superiores a 10.000rpm é necessário algum tipo de refrigeração. Constatou-se que a menor pressão aplicada provoca menor aumento de temperatura.

Lefkowitz et al.²² (1958), avaliaram *in vivo* respostas pulparem ao preparo cavitário, em velocidades de 5.000rpm sem refrigeração e 24.000rpm com refrigeração a água (ambas com intermitência de um segundo de corte por um de descanso), abrasão e ultra-som. As cavidades foram preparadas com uma profundidade de 0,5 a 1mm dentro da dentina e preenchidas com cimento de óxido de zinco e eugenol. Duzentos e quarenta e nove preparos cavitários foram realizados em dentes de cães e dentes humanos indicados para extração, foram extraídos em intervalos de 1, 7 e 28 dias e foram preparados para observação em microscopia de luz. Em nenhum dos quatro métodos utilizados, houve reações inflamatórias ou reparativas em qualquer dos períodos, demonstrando a aceitabilidade do uso dessas técnicas.

Peyton³³ (1958) avaliou a efetividade de refrigerantes a água com instrumentos cortantes rotatórios, em velocidades de 30.000, 50.000 e 170.000rpm, e pressões de 56,7 a 226,8g aplicadas sobre a peça de mão. Também verificou as diferenças de temperatura produzidas com a aplicação de maior volume e com a temperatura inicial da água. Para isso utilizou um termoeletrodo na junção amelo-dentinária de dentes humanos recém extraídos, que eram preparados com movimentos intermitentes (2 segundos de corte por um de descanso), até que o termoeletrodo fosse exposto. Para cada condição de teste foram tomados cinco valores. Concluiu que a refrigeração a água é essencial em qualquer tipo de broca empregado (pressão de 226,8g e 8,5ml/min de água) e que o aumento de pressão (valores de 56,7g, 113,4g, 170,1g e 226,8g), o tamanho dos instrumentos e a redução do volume de água (8,5ml/min, 4,0ml/min e

1,5ml/min) são diretamente proporcionais ao aumento de temperatura. Observou também que a variação da temperatura da água (temperatura ambiente ou bucal), provocava diferenças pouco significativas.

Stanley & Swerdlow³⁹ (1959) compararam oito diferentes técnicas de preparos e suas conseqüências sobre a polpa dental humana. Para isso, selecionaram 450 dentes hígidos que seriam extraídos por razões protéticas ou periodontais, e que foram classificados de acordo com a idade dos pacientes para que em cada método não houvesse grandes variações. Foram realizados preparos classe V nas seguintes técnicas: 6.000rpm com spray ar-água (22ml/min) e sem refrigeração; 20.000rpm com spray ar-água (22ml/min) e sem refrigeração; 50.000rpm com refrigeração a água (75ml/min); 150.000rpm com spray ar-água (18ml/min); 200.000 rpm com spray ar-água (35ml/min) e com refrigeração a ar. Após os preparos, os dentes foram removidos por técnica cirúrgica convencional em espaços de tempo que variavam de uma hora a 132 dias. Os espécimes foram fixados e os preenchimentos dos preparos removidos para posterior preparação histológica (hematoxilina - eosina). As alterações histopatológicas usadas para se quantificar a agressão foram: lesões de "queima" de tecido, lesões não confinadas aos túbulos cortados, dentina secundária, exsudato celular, formação de abscessos e desorganização celular. Observaram que as velocidades acima de 50.000rpm foram menos traumáticas que as de 6.000 e 20.000rpm. Apesar disso, os refrigerantes foram mais importantes em velocidades maiores de modo a reduzir o calor friccional produzido. O único método onde a refrigeração a ar-água ou água não foi satisfatório, foi quando se utilizou a velocidade de 6.000 rpm com uma carga que variava de 453,59 a 680,4g.

Swerdlow & Stanley⁴¹ (1959) estudaram as reações da polpa dentária humana a preparos cavitários. Para isso realizaram preparos classe V em 53 dentes que seriam posteriormente extraídos por razões periodontais ou protéticas. Após o preparo as cavidades eram

preenchidas com uma restauração provisória de óxido de zinco e eugenol e os dentes eram extraídos em períodos que variavam de 1 hora a 123 dias. Após a extração, o curativo era removido, os ápices radiculares cortados e os dentes fixados em solução de formol a 10%. Feito isso, os dentes eram descalcificados e preparados em técnica histológica para microscopia de luz (hematoxilina - eosina). Verificaram que 50% dos dentes apresentavam exsudato inflamatório em graus variáveis, sendo que os casos mais graves foram os que apresentaram menor espessura entre a parede axial do preparo e a câmara pulpar. Também observaram a produção de injúrias no tecido pulpar, que vão desde o aparecimento de infiltrado leucocitário nas fases iniciais até a produção de nódulos de dentina secundária em fases mais tardias.

Stanley³⁸ (1961) estudou vários trabalhos sobre baixa- rotação, alta-rotação e ultra-som, fazendo uma revisão bibliográfica sobre os efeitos traumáticos desses instrumentos sobre a polpa. Ficou claro que geralmente quando se elimina o calor friccional gerado pelo contato da broca com os tecidos mineralizados dos dentes, qualquer técnica se mostra biologicamente compatível. Esse calor deve ser eliminado pelo uso de refrigeração a ar-água em todos os casos, pois a refrigeração somente a ar não se mostra eficiente em eliminar o calor. Constatou-se também que não é somente o uso de refrigeração que seria decisivo no intuito de evitar as reações pulpares, mas também fatores como a intermitência do preparo e o tipo de broca, sendo que as brocas de *carbide* são menos destrutivas. A pressão aplicada e a profundidade da cavidade, que deveria ter pelo menos 2mm de dentina remanescente até a câmara pulpar também se mostram importantes para o controle das reações pulpares. Também se verificou que com o aumento da velocidade, o tempo necessário para que dentina reparadora fosse formada seria maior.

Robinson & Lefkowitz³⁵ (1962) em trabalho de revisão estudaram os efeitos da dentística operatória sobre a polpa, tanto pela

produção de calor como pela aplicação de produtos químicos sobre o preparo cavitário realizado. Chegaram à conclusão de que o esmalte e a dentina não podem ser cortados por instrumentos rotatórios sem produção de calor, que pode ser controlado pela refrigeração a água. Também observaram que a eficiência de corte das brocas e pontas diamantadas, o tempo da operação e a pressão usada influem na produção de calor, sendo que com brocas e pontas afiadas diminui-se o tempo de aplicação do instrumento e conseqüentemente o calor produzido. Concluíram também que os materiais restauradores podem ser menos agressivos se usados em conjunto com um material de proteção, assim como as restaurações temporárias que se usadas de modo a proteger o preparo da saliva, podem reduzir o processo inflamatório pulpar.

Schuchard & Watkins³⁷ (1965) estudaram histologicamente (microscopia de luz com coloração de hematoxilina e eosina) e termicamente os efeitos do corte da alta-rotação e ultra-alta-rotação na estrutura dentária. Para a avaliação térmica, colocaram um par termelétrico na polpa antes da extração do dente. A 250000 rpm (ultra-alta-rotação) com baixo torque observaram que com cortes intermitentes e preparos rápidos, a queda de temperatura ficou em torno de 1,1°C com refrigeração a ar. Se a técnica era abusiva, o aumento de temperatura ficou por volta de 3,9°C a 4,4°C. Histologicamente as únicas alterações significativas foram a resposta da camada odontoblástica, através da morte de alguns odontoblastos e aspiração destes para dentro dos túbulos, e a produção de dentina secundária, em qualquer técnica usada.

Zach & Cohen⁵⁰ (1965) estudaram *in vivo* as respostas pulpares ao calor aplicado externamente. Para isso usaram cinco macacos da espécie *Macaca rhesus*, que tiveram agulhas hipodérmicas seladas com pares termelétricos no interior, colocadas na câmara pulpar através de pequenos orifícios feitos na face lingual de dentes anteriores e oclusal de dentes posteriores. Estes pares termelétricos estavam ligados

a um teletermômetro que fazia a leitura do aumento da temperatura intrapulpar. A aplicação de calor era feita por um ferro de solda encostado na face onde a ponta da agulha se localizava internamente (face vestibular). O calor foi aplicado nos dois quadrantes do animal sendo que em um se faziam as medidas de temperatura e no outro se fazia a análise histológica, sendo que a aplicação do calor neste quadrante era feita pelo mesmo tempo que no dente homólogo do outro quadrante. A temperatura intrapulpar foi aumentada com o ferro de solda e os animais foram sacrificados, sendo que os espécimes histológicos (preparados para microscopia de luz com coloração de hematoxilina e eosina) foram obtidos em intervalos de 2, 7, 14, 56 e 91 dias após a aplicação do calor. Foi observado que 15% das polpas não se repararam em aumentos de temperatura de até 5,5°C enquanto que 60% dos casos não mostraram reparação tecidual com uma temperatura aplicada de 11,1°C. Também se observou que aumentos superiores a 11,1°C invariavelmente provocaram necrose pulpar.

Carson et al.⁶ (1979) avaliaram *in vitro* a distribuição de calor durante os preparos cavitários com alta-rotação. Para isso utilizaram um termógrafo que determinava a emissão de radiação infravermelha em 46 dentes humanos e uma turbina de alta-rotação com a qual foram realizados os preparos. As medições foram feitas na junção amelo-dentinária e quando a broca atingia uma profundidade de 1,5mm na dentina. Foram estabelecidos dois grupos: um com refrigeração a ar-água e outro com refrigeração somente a ar. A média de variação de temperatura quando a broca atingia a junção amelo dentinária era de -0,48°C com refrigeração a ar-água e +1°C com refrigeração a ar. Quando se alcançava 1,5mm na dentina, o aumento foi de 2,8°C no grupo refrigerado a ar e de 3,67°C para o grupo refrigerado a ar-água. Concluiu-se que há um ponto de produção de calor na broca e que este ponto leva ao aumento de temperatura na câmara pulpar. Além disso não houve

diferenças estatisticamente significantes entre os dois grupos e, na média, esse aumento de temperatura provavelmente não causaria danos à polpa.

Taira et al.⁴² (1990) se propuseram a examinar *in vitro* as mudanças de temperatura e os efeitos da presença ou ausência da refrigeração no corte de dentes naturais, de resina composta e de cerâmica. Para isso foram usados dentes anteriores inferiores extraídos de bovinos, montados em blocos de resina. Os dentes foram divididos em duas partes iguais (no longo eixo) e a face vestibular foi exposta ao meio. Foi posicionado um termoeletrodo no interior da peça de teste, 3,5mm além do ponto onde se iniciou o corte do dente com turbina de alta-rotação, onde as cargas aplicadas foram de 20 a 40g, 60 a 80g, e assim sucessivamente, até o fim do teste cuja duração era de um minuto. Foi observado, com pequenas variações entre cada tipo de material, que o aumento da carga aplicada provocou diretamente o aumento na temperatura de corte. Além disso, o corte sem o uso do spray de água não só aumentou a temperatura, mas também diminuiu a eficiência do corte, ao passo que, usando-se a refrigeração a água não houve aumento de temperatura significativa.

Laforgia et al.²¹ (1991) estudaram *in vitro* as variações de temperatura na câmara pulpar na realização de preparos cavitários. Para isso, foram extraídos doze dentes humanos morfológicamente intactos, posteriormente cortados com pontas diamantadas em canetas de alta-rotação (250.000rpm) refrigeradas a ar-água e somente a ar. Os cortes foram realizados de maneira constante, ou seja, sem intermitência, pelo mesmo cirurgião dentista, numa profundidade de aproximadamente 1,7mm e com uma carga aplicada de aproximadamente 64g. As variações de temperatura, partindo de 37°C, foram medidas com seis termoeletrodos em cada câmara pulpar e os dados avaliados em computador. Foi observado que com o uso do spray ar-água (4,16ml/min a 18°C) ocorreu decréscimo da temperatura, ao passo que a aplicação de

refrigeração a ar resultou num aumento de temperatura da câmara pulpar para até 45,8°C, suficiente para causar danos à polpa.

Raab³⁴ (1992) avaliou as mudanças de temperatura e as relacionou com a microcirculação pulpar com e sem anestesia local, através de fluxometria Doppler-laser (LDF) e microscopia intravital. Foram utilizados doze ratos *Wistar*, que tinham seus incisivos centrais inferiores posicionados em um dispositivo para a gravação de dados da LDF e estimulação térmica do elemento. Além disso, um corante foi utilizado de forma intravenosa, e através de uma câmera, pôde-se observar o extravasamento ou não de plasma. Concluíram que o aumento de temperatura leva a um rápido extravasamento de líquido plasmático dos vasos e aumento do fluxo sanguíneo. Este último fator foi controlado pelo uso de anestésicos locais sem vasoconstritores, indicando que a termorregulação pulpar é relacionada também a neurônios nociceptivos, fato que pode ser chamado de "inflamação neurogênica".

Ohmoto et al.²⁹ (1994) realizaram estudos com turbinas de alta-rotação em doze dentes bovinos, usando brocas de *carbide*. Os dentes bovinos eram montados em uma base de silicone para moldagem e colocados sobre sensores de carga de modo a avaliar a pressão exercida pelo operador em duas técnicas de corte: intermitente e sucessiva. Concluíram que as variações de carga para técnica intermitente variaram de 30 a 40g, ao passo que para a técnica sucessiva, variaram de 20 a 60g. Observaram também que quanto mais se aumenta a carga aplicada, diminui-se a rotação da turbina e consequentemente, diminui-se a eficiência de corte dos instrumentos.

Cavalcanti et al.⁷ (2001) avaliaram a eficácia de três diferentes fluxos de água em duas diferentes técnicas de preparo. Usaram termopares na câmara pulpar de trinta dentes bovinos, sendo que as técnicas aplicadas foram: ideal, com baixa pressão e intermitência, e abusiva, com alta pressão de corte e ausência de intermitência. Associando-se estas técnicas com diferentes fluxos de água (0ml/min,

30ml/min e 45ml/min), resultou em seis grupos distintos. Observaram que os dois grupos sem refrigeração, provocaram aumentos médios de temperatura de 12.97°C e que nos grupos refrigerados o aumento de temperatura foi maior que 5.5°C somente com técnicas abusivas, embora 45ml/min tenham apresentado uma efetividade ligeiramente superior.

2.2 O uso do laser em preparos cavitários e seus efeitos térmicos

Gordon Junior¹⁴ (1965), num dos primeiros trabalhos sobre o laser utilizado em preparos cavitários, avaliou *in vitro* o corte de esmalte e dentina humanos, em preparos classe I, III e V. Para isso utilizou quinze dentes extraídos, montados em um dispositivo que os movia perpendicularmente a um laser de rubi, de modo a simular a execução de um preparo cavitário. Observou que o laser era viável para a confecção de preparos cavitários, sendo possível até controlar a profundidade e forma, desde que o profissional possuísse treinamento adequado e que o equipamento fosse refinado de modo a permitir o uso na clínica odontológica.

Peck & Peck³¹ (1967) avaliaram macroscopicamente e microscopicamente (luz polarizada), os efeitos da ação do laser de rubi sobre esmalte e dentina humanos. Para isso utilizaram incisivos centrais superiores hígidos, seccionados no sentido vestibulo lingual, sendo que em alguns cortes, a porção lingual do esmalte foi removida de modo a permitir a aplicação do laser diretamente sobre a dentina. Observaram que em esmalte houve a formação de crateras em forma de funil, e que havia mudança na propriedade de refração de luz do esmalte, particularmente nos limites da cratera, onde o esmalte parecia fundido. No

caso do impacto direto sobre a dentina, o efeito observado foi a produção de uma cratera rasa e irregular, com vários pontos enegrecidos. Concluíram que, com o refinamento e evolução dos equipamentos, a energia laser oferece grandes possibilidades para o uso em odontologia.

Adrian et al.¹ (1971) estudaram *in vivo* os efeitos da aplicação do laser de rubi, avaliando histologicamente as alterações pulpare. Para isso, realizaram uma aplicação de laser sobre a face vestibular de incisivos de cães, com densidades de energia que variaram de 1.870J/cm² a 3.300J/cm². Após 48 horas, os dentes dos cães foram novamente irradiados e foram extraídos para observação em microscopia de luz com coloração de hematoxilina-eosina. Observaram que em densidades de energia superiores a 2.330J/cm² as reações pulpare foram severas (necrose associada a edema, dilatação vascular e leucócitos), e abaixo desse valor, nenhuma alteração de esmalte (cavitação) foi significativa. Com isso, concluíram que, com o estágio de evolução do laser estudado, este tipo de irradiação não era indicado para a confecção de preparos cavitários.

Stern⁴⁰ (1974), através de uma revisão da literatura, apresentou as possibilidades do uso do laser em odontologia. Afirmou que o uso de laser sobre o esmalte torna a superfície mais resistente à desmineralização através de alterações na microestrutura deste tecido. Além disso, apesar da ausência de estudos clínicos na época do trabalho, o autor previa que o laser de dióxido de carbono seria uma alternativa que não causaria danos pulpare se usado em esmalte. Apesar das aparentes vantagens, o autor também afirmava que com as tecnologias atuais dos lasers, estes dificilmente substituiriam os instrumentos cortantes rotatórios, principalmente quanto à remoção de cáries e de cálculos salivares.

Anic et al.² (1992) tiveram como objeto de estudo os efeitos da irradiação de laser de CO₂ sobre esmalte e dentina humanos na parede pulpar de preparos cavitários de classe I, além de avaliarem as

mudanças de temperatura durante e após a confecção destes preparos. No estudo, utilizaram cem molares humanos que tiveram preparos classe I realizados nas superfícies oclusais, que por sua vez foram expostos à irradiação de laser de CO₂ nas potências de 0,5W, 1W, 1,5W, 2W, 4W e 6W, sob os tempos de exposição de 0,5, 10, 15, 20 e 30 segundos, além de áreas focais de 1 e 1,5mm. As alterações na composição do esmalte foram feitas com difração de raios X, enquanto as medições de temperatura foram realizadas com o auxílio de um termopar inserido na câmara pulpar. Quanto à mudança na composição do esmalte, observaram a formação de α -fosfatotricálcio, indicativo de temperaturas acima de 1000°C. Quanto às análises na câmara pulpar, verificaram que, em aplicações na superfície oclusal, os aumentos de temperatura variaram de 3,5°C (4W aplicados por 15 segundos) a 22,7°C (60 segundos após a aplicação de 4W por 15 segundos). Em aplicações na parede pulpar de cavidades classe I, não observaram mudanças de temperatura em aplicações de 0,5W por 10 segundos, ao passo que em 20 segundos houve aumento de 1,4°C após 30 segundos da aplicação e no caso de 1W o aumento de temperatura na mesma situação foi de 8°C. Os autores consideraram que aplicações de laser de CO₂ com potência de 1W por até 1 segundo não seriam capazes de causar danos pulpares.

Miserendino et al.²⁵ (1993), compararam métodos de refrigeração durante a aplicação de laser de CO₂ em dentes humanos e durante o uso de tratamento convencional (alta-rotação). Foram utilizados terceiros molares humanos nos quais eram posicionados termistores (2,5mm) nas câmaras pulpares, cuja posição era verificada com o auxílio de radiografias. Estes termistores eram ligados a um multímetro com precisão de leitura para 0,25°C. Foram estabelecidos os seguintes grupos experimentais: a) 5 segundos de exposição do laser sem refrigeração; b) 5 segundos de exposição com laser, simultânea à refrigeração e aspiração; c) 5 segundos de exposição com o laser, seguido por um spray ar-água de 5 segundos com aspiração; d) exposição de laser pulsado

com durações de pulso de 5 a 25 milissegundos; e) 5 segundos de aplicação de turbina de alta-rotação com refrigeração a ar; f) igual ao grupo e, mas com refrigeração ar-água simultânea. Observaram que o uso simultâneo de refrigeração a ar-água é mais eficiente em impedir a elevação de temperatura, sendo que as temperaturas lidas com este tipo de refrigeração (grupo b) foram semelhantes às obtidas com o tratamento convencional (grupo f), elegendo este método como o melhor para controlar os danos térmicos após a aplicação de laser.

Von Fraunhofer & Allen⁴⁶ (1993) verificaram os efeitos térmicos sobre a polpa dental em quarenta molares humanos, quando do uso do laser de Nd:YAG para o condicionamento do esmalte para colagem de *brackets*. Os dentes tiveram acessos oclusais realizados para o posicionamento de termopares na câmara pulpar e as faces a serem irradiadas eram pintadas de preto (nanquim) para melhorar a absorção do laser. Os grupos foram divididos de acordo com a potência aplicada (80mJ, 1W, 2W e 3W), num período de 12 segundos. Observaram que em potências de 1 a 3W, o aumento de temperatura foi maior que 6°C, fato que poderia causar danos pulpares irreversíveis. Concluíram ainda que, como o condicionamento de esmalte com laser de Nd:YAG só é efetivo em potências iguais ou maiores que 2W, o uso desta tecnologia para este fim é uma alternativa arriscada no que diz respeito à vitalidade pulpar.

Miserendino et al.²⁶ (1994) avaliaram histologicamente os efeitos do laser de Nd:YAG (12W), comparando com brocas em alta-rotação, na realização de amelooplastia em incisivos de coelhos. Foram utilizados 17 animais sendo 16 divididos em quatro grupos de quatro (sacrificados em 48 horas, duas semanas, dois meses e seis meses após o tratamento) e um animal como grupo controle. Cada animal recebeu tratamento com laser no lado direito e com broca no lado esquerdo. Os espécimes histológicos (preparados para microscopia de luz com coloração de hematoxilina e eosina) foram obtidos de modo a permitir a observação da polpa, ligamento periodontal, osso alveolar e região do

ápice radicular para verificação do seu fechamento. A avaliação foi feita verificando somente se havia ou não alteração significativa frente ao grupo controle. Os autores concluíram que, no modelo experimental do presente estudo, não houve alterações histológicas significantes em nenhum dos grupos.

White et al.⁴⁸ (1994) avaliaram *in vitro* os aumentos de temperatura na câmara pulpar de dentes humanos uniradiculares, durante a aplicação de um laser de Nd:YAG na superfície dentinária radicular. Foram utilizados 120 dentes, em oito diferentes combinações de parâmetros do laser: potência de 0,3W, 0,5W, 0,7W, 1W, 2W, 2,5W e 3W e frequência de 10 e 20Hz. As temperaturas foram medidas com termopares situados no canal radicular, em intervalos de 10, 15 e 30 segundos, quando era encerrada a aplicação. Também foi utilizada uma turbina de alta-rotação com instrumento cortante rotatório cilíndrico de *carbide*, por 20 segundos. Observaram que em espessuras de dentina remanescente de 0,2mm (a menor do estudo), qualquer potência acima de 1W causou aumentos de temperatura superiores a 50°C, o que impedia a leitura. Em espessuras de dentina maiores (até 2mm), o laser se mostrou estatisticamente comparável à broca em potências de até 0,7W. Novamente neste caso, as temperaturas provocadas por potência acima de 1W foram prejudiciais à polpa, variando de 4 a 23°C. Concluíram que a espessura de dentina é um isolante muito importante para a manutenção da temperatura pulpar e que, sabendo-se a dificuldade de definir *in vivo* esse fator, os parâmetros do laser nunca devem ultrapassar os valores estabelecidos como seguros nesse estudo.

Niemz²⁸ (1995) apresentou pela primeira vez na literatura odontológica o uso de um laser de Nd:YLF, com pulsos de curta duração. Para a avaliação utilizou trinta molares humanos e para a observação da qualidade dos preparos realizou MEV e microscopia de luz polarizada. Quanto ao tempo necessário para a realização dos preparos, constatou que o laser de Nd:YLF possui preferência por tecido cariado, já que sua

taxa de ablação é cerca de dez vezes maior que no tecido sadio. Os preparos resultantes foram de qualidade muito superior aos realizados por outros tipos de laser, tanto quanto à forma (controlada por um sistema computadorizado), quanto à superfície (regular e vitrificada). Em luz polarizada não foram observados efeitos de ondas de choque mecânicas e em MEV, observou poucas fissuras, sendo que a profundidade destas era muito inferior àsquelas observadas em preparos realizados com outros tipos de laser. Concluiu que o laser de Nd:YLF pode se tornar uma alternativa bastante superior aos outros tipos de laser por realizar preparos mais precisos, causar menor dano térmico, sem prejuízo de tempo na realização dos preparos.

Neev et al.²⁷ (1996) compararam três diferentes tipos de laser (Er:YSGG, Ho:YSGG e Nd:YAG nanopulsado) quanto às temperaturas superficiais e taxa de ablação em dentina humana (cortes de 0,5 a 1,0mm de espessura). Para isso, utilizaram os seguintes parâmetros de laser: 250 μ s de duração do pulso para os lasers normais e 15ns para o laser nanopulsado; densidade de energia de 2, 4, 6 e 8J/cm², potência de 25, 50 e 75mJ e frequência de 1, 5 e 9Hz. A taxa de ablação foi medida calculando-se a velocidade de penetração do guia laser de Hélio-Neônio baseada no número de pulsos e frequência de repetição dos pulsos. Já a temperatura foi medida através de uma termografia de infravermelho da superfície. Observaram que o laser de Er:YSGG produzia as temperaturas mais altas (>300°C), seguido pelo laser de Ho:YSGG (150°C) e pelo laser de Nd:YAG (<80°C). Esta mesma ordem foi observada na taxa de ablação, com o laser de Er:YSGG como o mais eficiente, mas comparável com a taxa do laser de Ho:YSGG, e o laser de Nd:YAG como o menos eficiente.

Eversole et al.¹² (1997) estudaram histologicamente por microscopia de luz (hematoxilina e eosina) as repostas pulpares de dentes de coelhos e cães a um novo tipo de laser o laser de Er,Cr:YSGG, comparando-o com instrumento cortante rotatório em alta-rotação. Para

isso utilizaram 36 coelhos divididos em seis grupos (sacrificados em oito, 24, 48 horas, sete, trinta dias e três meses), que tiveram três incisivos tratados com o laser (2, 3 e 4W - esta última produziu exposição pulpar) e um com broca (também com exposição pulpar). No caso dos cães, cinco animais (sacrificados em 24, 48 horas, sete, trinta e sessenta dias) tiveram os dentes posteriores tratados, divididos em: quatro dentes tratados com laser a 4W (profundidade de um terço da distância entre a superfície e a câmara pulpar), dois dentes a 5W (profundidade de dois terços), dois dentes a 6W (exposição pulpar), quatro dentes com broca (um terço da profundidade), dois dentes com broca (dois terços da profundidade), dois dentes com broca (exposição) e quatro dentes (um quadrante) como controle. Observaram que em dentes com alta taxa de reparação como os dos coelhos, os efeitos da exposição foram observados somente até 24 horas depois do preparo, sendo que na exposição com laser as alterações foram menos severas (rompimento da camada odontoblástica e inflamação média) que na exposição com broca. No caso dos dentes de cães, novamente se observaram alterações somente nos casos de exposição, sendo que tanto com laser, quanto com broca, ocorreram rompimento da camada odontoblástica e inflamação severa em até sete dias, e necrose pulpar e inflamação periapical em períodos maiores.

Chang & Wilder-Smith⁸ (1998) avaliaram *in vitro* os efeitos térmicos durante a irradiação com laser de Ho:YAG (potência de 1,2, 3,5 e 4,5W; frequência de 5 e 12Hz) e a influência da presença ou não de tecido pulpar dentro da câmara nas leituras de temperatura. Utilizaram 25 dentes bovinos nos quais foram posicionados termopares nas câmaras pulpares em 2 e 3mm distantes do ponto de aplicação do laser. Observaram que existe uma correlação positiva entre potência e frequência com a temperatura, ou seja, maiores potências e frequências acarretam em maior aumento de temperatura. Quanto à presença ou não de tecido pulpar, observaram que em 3,5 e 4,5W a 12Hz houve diferenças

significantes entre os grupos, fato que não ocorreu em frequências e potências inferiores. Concluíram que a presença de tecido pulpar é importante para a leitura de temperaturas na integração entre o tecido e o laser de Ho:YAG.

Gow et al.¹⁵ (1999) estudaram *in vitro* os efeitos do laser de Nd:YAG no aumento de temperaturas em dentina humana. Utilizaram 28 terceiros molares humanos extraídos, nos quais foi eliminado o esmalte oclusal para a aplicação do laser. Termopares foram posicionados a uma distância de 1 a 2,2mm do ponto de aplicação da energia. Foram estabelecidos quatro grupos, correlacionando frequência (20 e 30Hz) e presença ou não de refrigeração (10ml em 10 segundos de uso do laser). Verificaram picos de temperatura da ordem de 58,1°C e 61,8°C para os grupos não refrigerados (20 e 30 Hz respectivamente) e 36,7°C e 40,3°C para os grupos refrigerados, encontrando influência significativa dos fatores refrigeração e frequência. Concluíram que, independentemente dos parâmetros testados, nenhum deles apresentava segurança no que diz respeito à proteção aos tecidos pulpaes com a espessura de dentina remanescente usada no estudo.

Hadley et al.¹⁶ (2000) avaliaram um sistema de preparo hidrocínético associado a laser de Er,Cr:YSGG em preparos cavitários (classes I, III e V) realizados em humanos, comparando seus efeitos com instrumentos cortantes rotatórios em alta-rotação. Participaram do estudo 68 indivíduos, totalizando 75 pares de dentes tratados (cada par tratado pelos dois métodos no mesmo paciente de modo a reduzir as variáveis), sendo que do total, 62 indivíduos (66 pares de dentes) retornaram até o fim do estudo. Os parâmetros avaliados no dia do procedimento, trinta dias e seis meses depois foram: vitalidade pulpar e retenção da restauração em resina composta. Além disso, o paciente avaliou se houve desconforto: durante o procedimento, imediatamente após, 48 horas depois e nas visitas de trinta dias e seis meses. Quanto à vitalidade pulpar e a retenção da restauração não houve diferenças estatisticamente

significantes, o mesmo ocorrendo com a sensibilidade pós-operatória em 48 horas, trinta dias e seis meses. Durante o procedimento e imediatamente após, houve diferenças significantes, com maior desconforto no grupo tratado por I.C.R. em alta-rotação. Concluíram que o sistema apresentado é de grande valia para a dentística operatória, apresentando resultados semelhantes ao tratamento convencional e melhor desempenho quanto à aceitação do paciente.

2.2.1 Laser de Er:YAG

Keller & Hibst¹⁸ (1989) avaliaram por meio de microscopia de luz e eletrônica de varredura os efeitos do laser de Er:YAG comparados ao laser de CO₂. Para a realização do estudo, foram utilizados trinta dentes humanos extraídos cortados em fatias de 2mm de espessura. Os parâmetros do laser de CO₂ foram 20W de potência por 50ms e 200W de potência por 500ms, totalizando em ambos os casos 1J de energia. Para o laser de Er:YAG foram aplicados dez pulsos de laser com 200mJ cada um. Observaram que o laser de CO₂ produz danos maiores tanto em nível de microscopia de luz quanto na eletrônica de varredura, sendo característicos o derretimento do esmalte e zonas de carbonização, além de microfraturas no tecido. Para o laser de Er:YAG, não foram relatados danos, inclusive com a presença da estrutura de hidroxiapatita intacta verificada na observação em MEV.

Walsh Junior et al.⁴⁷ (1989) verificaram macroscopicamente e microscopicamente (em microscopia de luz com coloração de hematoxilina e eosina), os danos causados pelo laser de Er:YAG em pele e osso de cobaias e aorta e córnea de bovinos. Os parâmetros do laser

foram, independentemente dos tecidos, densidade de potência de 4 a 81J/cm², 1 a 50 pulsos e frequência de 2Hz no modo normal (pulsos com duração de 200ms) e densidade de potência de 0,5 a 10J/cm², 1 a 100 pulsos e frequência de 1Hz no modo superpulsado (pulsos com duração de 90ns). Macroscopicamente, observaram lesões de queima em ossos, com densidades de energia inferiores a 15J/cm² no modo normal, hemorragia em 80% dos espécimes de pele e cortes elípticos em aorta quando altas densidades foram usadas, também no modo normal. Microscopicamente, encontraram regiões de danos aos tecidos variando de 5 a 10µm no modo superpulsado e 10 a 50µm (pele e córnea), 10 a 20µm (aorta) e 10 a 15µm (osso) no modo normal (a uma densidade de energia média de 25J/cm²). Estes dados levaram à conclusão de que os danos aumentam junto com a densidade de energia e que a radiação laser penetra mais profundamente nos tecidos, do que o coeficiente de absorção da água poderia sugerir.

Hoke et al.¹⁷ (1990) avaliaram *in vitro* os danos físicos e térmicos aos tecidos duros durante a confecção de preparos cavitários com laser de Er:YAG (2.94 µm), refrigerado por *spray* de água. Utilizaram para isso, dentes humanos extraídos com termopares em seu interior e MEV. Concluíram que o uso desse tipo de laser associado ao *spray* de água resultou em remoção eficiente de tecido sem danos. As superfícies produzidas pela ablação foram irregulares, com a presença de crateras, e o aumento médio de temperatura foi de 2,2°C. Os autores sugeriram que o laser de Er:YAG pode ser uma alternativa para a confecção de preparos cavitários, sem causar danos à polpa dental.

Burkes et al.⁵ (1992) observaram a influência da presença ou ausência do *spray* de água sobre a estrutura dental e sobre as temperaturas geradas em preparos com laser de Er:YAG. Utilizaram para isso, 11 molares e premolares humanos extraídos, nos quais foram realizados preparos de classe I. Dois dentes tiveram os preparos realizados com o laser em potência de 58mJ (10Hz). Três dentes foram

preparados com refrigeração, com potências e frequências de 56mJ (10Hz), 60mJ (8Hz) e 95mJ (6Hz). Os aumentos de temperatura foram analisados com o auxílio de termopares na câmara pulpar. Observou-se que sem refrigeração os aumentos foram de até 21,6°C e com refrigeração, foram de 1°C para 56mJ, 2,9°C para 60mJ e 5,6°C para 95mJ, sendo que quanto à taxa de ablação, os parâmetros de 56mJ de potência e 10Hz de frequência se mostraram tão eficientes quanto os parâmetros de 95mJ de potência e 6Hz de frequência. Concluíram que a presença de água durante o preparo aumenta a taxa de ablação dos tecidos além de controlar a temperatura gerada na câmara pulpar e na superfície dental, fato observado pelas análises feitas nas eletronicografias de varredura obtidas sobre os dentes preparados.

Li et al.²³ (1992) avaliaram as taxas de ablação em esmalte e dentina humanos, usando o laser de Er:YAG em duas frequências (2 e 5Hz) e densidades de energia (10 a 140J/cm² para 2Hz e 50 a 115J/cm² para 5 Hz), sendo que a potência por pulso variou de 25 a 365mJ. A taxa de ablação por pulso a 2Hz foi de 37 a 75µm em esmalte e de 36 a 78µm em dentina, aumentando de acordo com a densidade de energia usada. No caso de 5Hz de frequência, as taxas por pulso foram de 50 a 74µm em esmalte e 67 a 80µm em dentina, também variando logaritmicamente com a densidade de energia usada. Na observação dos orifícios realizados em MEV, foram observados danos aos tecidos em densidades superiores a 80J/cm² para esmalte e 74J/cm² para dentina.

Paghdwala et al.³⁰ (1993) avaliaram as mudanças de temperatura, profundidades de corte e efeitos na estrutura de tecidos dentais com o uso do laser de Er:YAG. Os dentes foram divididos em três grupos, todos com o laser numa frequência de 6Hz: a) 1,1W, 2,2W e 3,3W de potência, com densidades de energia de 260 a 780J/cm², em tempos de exposição de 1, 2 e 3 segundos com os dentes secos; b) 1,1W de potência, nos mesmos tempos de exposição, mas com a presença de um jato de água; c) 0,3W, 0,45W e 0,6W, com densidades de energia de

159J/cm², 238J/cm² e 318J/cm² em tempos de exposição de 1 e 2 segundos, também com presença de água. As análises de temperatura foram feitas com termopares tipo J, na parede vestibular da câmara pulpar (a parede lingual do dente foi removida). O tamanho das perfurações foi medido com um estereomicroscópio após o corte transversal dos dentes na área dos preparos, e os danos foram analisados com a observação dos cortes em MEV. Observaram que, o aumento de potência é responsável também pelo aumento de temperatura e que a espessura de dentina é inversamente proporcional à temperatura registrada. Na presença de água, a temperatura não ultrapassou os 4,52°C (3 segundos de exposição a 1,1W de potência). Na medição das perfurações, o diâmetro foi igual para os dentes preparados a seco e com refrigeração, diferentemente da profundidade que foi menor nos dentes secos. Neste caso também houve influência da potência, com relação direta. Quanto aos danos causados pelo laser, na ausência de água foram observadas a perda da orientação paralela dos prismas de esmalte relacionada ao aumento de potência, microporosidades e microfraturas. Concluíram que a presença de água durante o uso do laser de Er:YAG é essencial de modo a reduzir os danos térmicos e estruturais, além de permitir remoção mais eficiente dos tecidos dentais.

Wigdor et al.⁴⁹ (1993) compararam os efeitos dos lasers de CO₂, Nd:YAG e Er:YAG, em MEV no caso de dentes anteriores humanos extraídos (avaliação *in vitro*), e microscopia de luz no caso de incisivos, caninos e premolares de cães (avaliação *in vivo*). Para a avaliação *in vitro*, foram utilizados quatro dentes cujo esmalte foi removido (3mm de diâmetro por 2mm de profundidade). Os seguintes parâmetros dos lasers foram estabelecidos: 4W de potência, frequência de 5Hz e diâmetro do foco de 1mm para o laser de CO₂; 12W de potência e fibra ótica de 2mm para o laser de Nd:YAG; e 500mJ de energia e 3Hz de frequência para o laser de Er:YAG. Outro dente foi tratado com turbina de baixa-rotação em broca esférica tipo *carbide*. Na avaliação *in vivo* foram utilizados os

mesmos métodos, criando-se um corte de 1mm de profundidade na dentina (também após remoção do esmalte). Observaram que os lasers de CO₂ e Nd:YAG provocaram grandes alterações na dentina, com evidência de efeito térmico, sendo que histologicamente (microscopia de luz com coloração de hematoxilina e eosina) o laser de Nd:YAG foi o mais agressivo, apresentando total alteração da estrutura pulpar (extravasamento de hemácias, infiltrado inflamatório intenso), incluindo destruição da camada odontoblástica. No caso do laser de CO₂, também ocorreram alterações severas, mas neste caso elas foram mais superficiais. O laser de Er:YAG causou, em alguns espécimes, a perda da camada odontoblástica, sem, no entanto provocar danos no que diz respeito à presença de infiltrado inflamatório e extravasamento de sangue. Concluíram que, apesar de ser difícil padronizar as metodologias de lasers com diferentes parâmetros e efeitos nos tecidos, o laser de Er:YAG apresentou resultados bastante satisfatórios quando comparado com outros lasers e com os grupos controle.

Dostalova et al.¹⁰ (1996) estudaram por microscopia de luz, transmitida e polarizada, e MEV, os efeitos do laser de Er:YAG em esmalte e dentina humanos com e sem a adição de *spray* de ar-água (50ml/min). Foram utilizados dez dentes humanos hígidos extraídos, preparados em suas faces vestibulares (5 minutos de preparo), sendo que o laser estava regulado para uma potência de 200mJ e frequência de 0,5Hz. Observaram que o esmalte sofreu danos (fraturas de 3,5mm e microfraturas de 300µm) no grupo sem refrigeração, ao passo que a dentina não apresentou nenhuma destas características. No caso da ablação com *spray* ar-água, a remoção de tecido não foi eficiente, o que obrigou a refrigerar o meio com um pequeno filete de água de modo que pudesse haver remoção de tecido. Neste caso houve pouca incidência de microfraturas nas margens do preparo e também não houve defeitos de mineralização como observado no grupo preparado sem água.



Matsumoto et al.²⁴ (1996) avaliaram em sessenta dentes de quarenta pacientes, os efeitos do laser de Er:YAG em preparos cavitários classe V no que diz respeito à sensibilidade operatória, eficiência e segurança (presença ou não de reações adversas). Os parâmetros usados no laser foram 250mJ de potência, numa frequência de 8Hz, sob refrigeração com um *spray* de ar-água. Relataram que 80% dos pacientes não apresentaram qualquer sensibilidade, sendo que os outros 20% já possuíam sensibilidade aos testes pré-operatórios. Nenhum dos dentes tratados apresentou reações adversas, denotando segurança do aparelho. Concluíram que, apesar do maior tempo despendido nos preparos (10 segundos a 3 minutos, dependendo do tamanho e profundidade da cavidade), o sistema se apresentou adequado para uso clínico.

Visuri et al.⁴⁵ (1996) avaliaram *in vitro* os efeitos da refrigeração a água em procedimentos feitos em dentes humanos com o laser de Er:YAG. Utilizaram dois métodos: o primeiro realizando perfurações no diâmetro do foco do laser, com frequência de 2Hz e potência variando da mínima necessária para ablação até 400mJ, numa densidade de energia máxima de 110mJ/cm²; o segundo realizando preparos retangulares (4,5 x 3,5mm), utilizando-se frequências variando de 2 a 10Hz, com potência máxima de 360mJ e densidade de energia de 57mJ/cm². O fluxo de água usado variou de 0 a 11ml/min na realização de perfurações e ficou estabelecido em 0 ou 4,5ml/min durante a realização dos preparos. Observaram que altas densidades de energia não são afetadas no que diz respeito à taxa de ablação com a variação do fluxo de água, diferentemente do que ocorre em baixas densidades (60mJ/cm²), onde o aumento do fluxo de água praticamente impede a ablação. Na realização das perfurações, ocorreu aumento de temperatura máximo de 15°C para as realizadas sem água e 2°C com o uso de *spray*. Relataram também que em profundidades de 2mm não houve mais ablação devido à espessura da camada de água. Os valores de temperatura encontrados

na fase de preparos cavitários foram semelhantes aos da primeira fase, com 15°C para o grupo não refrigerado e menos de 3°C para o grupo refrigerado. Sem a adição de água, a profundidade máxima de preparo foi de 0,5mm.

Cozean et al.⁹ (1997) analisaram os dados fornecidos à Food and Drug Administration (FDA) para a liberação do uso do laser de Er:YAG em preparos cavitários, condicionamento e remoção de tecido cariado. Na primeira fase do estudo foram utilizados sessenta pacientes (350 procedimentos) divididos em: 24 pacientes (62 dentes tratados) no grupo tratado com laser e 36 pacientes (63 dentes tratados) no grupo tratado com alta-rotação. Estes pacientes tinham os dentes indicados para extração antes do procedimento e sofreram exodontias em períodos de: imediatamente após o procedimento, 48 horas após e um mês após. Na segunda fase, os dentes não foram extraídos e tiveram testes de vitalidade pré-operatórios e pós-operatórios realizados. A amostra foi de 1.442 procedimentos realizados. Na primeira fase (histológico por microscopia de luz com coloração de hematoxilina e eosina) observou-se, em todos os itens analisados (hemorragia, hiperemia, inflamação, necrose etc.), a semelhança estatística entre os grupos controle e experimental. A segunda fase serviu para confirmar os resultados da primeira, com resultados de vitalidade também semelhantes entre ambos os grupos. Concluíram que o laser de Er:YAG, além de produzir resultados semelhantes aos das turbinas quanto à remoção de tecido e danos à polpa, é melhor no que diz respeito ao conforto do paciente e a menor necessidade de anestesia.

Dostalova et al.¹¹ (1997) estudaram os efeitos do laser de Er:YAG em esmalte e dentina humanos em dentes que seriam extraídos por razões ortodônticas (total de quatro elementos dentários). Os preparos cavitários foram realizados na face vestibular dos dentes com dimensões de 3 x 5mm e 3mm de profundidade, com o laser numa frequência de 2Hz e potência de 345mJ. No total foram utilizados 150

pulsos para os preparos. Os dentes foram extraídos imediatamente e preparados para microscopia de luz (hematoxilina-eosina) perfazendo um total de 172 lâminas. Observaram que não houve alterações em esmalte (apenas uma desmineralização na área subjacente ao preparo) com ausência de rachaduras e/ou fissuras causadas por calor; em dentina, relataram a presença de normalidade nos túbulos dentinários e prolongamentos citoplasmáticos dos odontoblastos; e na polpa a vascularização apresentou-se normal e sem presença de inflamação. Os autores concluíram que o laser de Er:YAG é bastante seguro para preparos cavitários *in vivo*, dentro dos parâmetros testados.

Keller & Hibst¹⁹ (1997) avaliaram em 67 preparos cavitários (33 indivíduos) as reações dolorosas sentidas pelos pacientes quando da remoção de tecido cariado com laser de Er:YAG (frequência de 2Hz e potência de 150 a 350mJ, com refrigeração de 1,5ml/min). Foram estabelecidas categorias de reação a dor para esta avaliação: sem dor, dor de pequena intensidade, dor de média intensidade e dor de forte intensidade. Também correlacionaram estas categorias à idade do paciente, sexo, localização do dente, número de faces preparadas, profundidade da cavidade e potência utilizada. Observaram que 36% dos dentes não demonstraram sensibilidade, 57% demonstraram dor de pequena intensidade (relatada como pequena pressão), 6% apresentaram dor de média intensidade e um paciente, conhecido como fóbico, anteriormente ao tratamento, relatou dor de forte intensidade, necessitando de anestesia para a realização dos procedimentos. A dor foi de maior intensidade quando em cavidades profundas é mais prevalente em indivíduos do sexo masculino. No entanto não foram observadas correlações entre a dor e a potência utilizada e o número de faces preparadas.

Glockner et al.¹³ (1998) exploraram se houve diferenças no aumento da temperatura intrapulpar em preparos realizados com laser de Er:YAG e com turbinas de alta-rotação convencionais. Para isso utilizaram

vinte incisivos e caninos humanos extraídos, nos quais realizaram preparos palatinos classe I, com termopares posicionados nas câmaras pulparem em uma temperatura constante de 37°C. Observaram que com o laser houve uma redução de temperatura para 25-30°C após poucos segundos de preparo, devido à ação de refrigeração a água e ar, mostrando a importância desse fator na prevenção do aumento de temperatura. Usando brocas em alta-rotação, o aumento de temperatura maior que 60°C na maioria dos casos.

Keller et al.²⁰ (1998) avaliaram em 103 pacientes a percepção e resposta a dois diferentes métodos de preparos cavitários: convencional (turbina de alta-rotação) e laser de Er:YAG (comprimento de onda de 2,94µm, potência de 150 a 400mJ e frequência de 1 a 4 Hz). Em 80% dos pacientes, foram realizados preparos com os dois métodos de modo a permitir uma melhor comparação. Foram estabelecidos três escores (confortável, desconfortável e muito desconfortável), sendo que dor, ruído, tempo de preparo e cheiro foram as causas de desconforto anotadas. Observaram que o método com laser de Er:YAG é mais eficiente no que diz respeito à percepção do paciente (74% avaliaram o método como confortável sendo que apenas 31% afirmaram que o preparo com turbinas é confortável) e que 82% dos pacientes preferiram o laser como método em tratamentos posteriores ao que foi realizado no experimento.

Tokonabe et al.⁴³ (1999) avaliaram por microscopia de luz (estereomicroscópio e coloração de hematoxilina e eosina) e MEV, os efeitos *in vitro* da irradiação com laser de Er:YAG sobre esmalte e dentina humanos. Para isso usaram vinte incisivos para estudar o esmalte e vinte molares para a avaliação em dentina, sendo seis dentes para observação em estereomicroscópio, seis para observação com coloração de hematoxilina e eosina e oito para avaliação em MEV. Em esmalte, independentemente da análise usada, não foram encontrados sinais de danos térmicos com crateras limpas e margens claras. No caso da

dentina, também não foram observados danos e não ocorreu a formação da camada de semear, o que tornava a cavidade bastante limpa. Concluíram que o laser de Er:YAG é bastante seguro na aplicação para preparo cavitários por não causar danos térmicos sobre os tecidos dentais.

Banerjee et al.³ (2000), através de uma revisão da literatura, discutiram as vantagens e desvantagens de mecanismos de remoção de dentina cariada, além de classificá-los em mecânicos e não mecânicos, rotatórios e não rotatórios. Relataram que para um mecanismo ser considerado ideal, ele deveria ser confortável para o clínico e para o paciente, de fácil uso e manutenção, passível de distinção entre tecido sadio e cariado, sem geração de calor ou vibração e de baixo custo. Observaram que o maior problema dos instrumentos cortantes rotatórios é a geração de calor e vibração, associada à pressão sobre o dente e ao alto nível de ruídos. Além disso, a remoção do tecido cariado não deveria ser feita pela alta rotação e sim por baixa rotação ou escavadores manuais, o que torna o método limitado. Quanto aos lasers, consideraram que esta tecnologia estava direcionada ao futuro, já que alguns fatores como irritação térmica, controle do procedimento, além do alto preço os torna bastante restritos no uso clínico diário. Mesmo com o desenvolvimento dos modernos aparelhos de Er:YAG, este método encontra limitações, não na geração de calor mas sim no custo e velocidade dos preparos. Concluíram que todos os métodos relatados possuem características autolimitantes na indicação de seu uso e que nos dias de hoje, a responsabilidade pela seletividade e remoção de tecido cariado, sadio ou somente desmineralizado fica a cargo do operador.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste trabalho foi comparar, dentro da câmara pulpar, as temperaturas geradas em preparos cavitários com turbinas de alta-rotação refrigeradas e não refrigeradas a água, e com laser de Er:YAG, com refrigeração à base de um *spray* ar-água.

4 MATERIAL E MÉTODO

Foram utilizados 35 dentes incisivos inferiores bovinos, obtidos em matadouro (Frigorífico Mantiqueira, São José dos Campos) e mantidos em soro fisiológico refrigerado. Os dentes foram obtidos de dez animais com faixa etária de três anos e divididos em quatro grupos distintos (Quadro 1), de dez elementos (grupos I, II e IV) e de cinco elementos (grupo III), sendo que cada grupo foi composto por um incisivo inferior de cada animal, com exceção do grupo III. Optou-se pela realização de menos corpos de prova no grupo III tendo em vista que no piloto do projeto observou-se a incapacidade de se realizar preparos cavitários nas condições propostas.

Quadro 1 - Grupos de trabalho, representados quanto à metodologia de preparo e quanto à presença ou não de refrigeração

	<i>Sem refrigeração</i>	<i>Com refrigeração*</i>
<i>Alta-rotação</i>	Grupo I	Grupo II
<i>Laser de Er:YAG</i>	Grupo III	Grupo IV

* Refrigerados com fluxo de água de 30ml/min para os grupos I e II (alta-rotação) e com fluxo de água de 4,5ml/min para os grupos III e IV (laser de Er:YAG).

Todos os dentes tiveram suas raízes cortadas (Figura 1) e foram despulpados com o auxílio de limas endodônticas tipo Headström. Os dentes foram medidos quanto à espessura esmalte/dentina da face vestibular (Figura 2) com espessímetro (BioArt, Brasil - Processo FAPESP 99/09395-9) e estas faces foram desgastadas até a manutenção de uma

espessura de 2,5mm, para a realização de preparos cavitários classe V, padronizados quanto à largura e comprimento (3x4mm) por um carimbo.

Nas câmaras pulpares foram posicionados termopares tipo J com 0,5mm de espessura (Ecil, Brasil - Processo FAPESP 99/09395-9) de modo a realizar as leituras na área interna das câmaras pulpares de cada elemento. As aberturas radiculares foram vedadas com Cavit (ESPE – Alemanha), de modo a impedir a adição de variáveis ao experimento (Figura 3). Tanto os dentes quanto os termopares foram parcialmente incluídos em silicone denso para facilitar a confecção dos preparos, mantendo a face vestibular exposta ao meio (Figura 4).

Nos casos dos grupos I e II (Quadro 2), que utilizaram uma turbina Kavo Super Torque 625 (Kavo, Brasil - Processo FAPESP 99/09395-9), os preparos foram confeccionados com pontas diamantadas novas, sendo uma para cada preparo, referência 1093 (KG Sorensen, Brasil), marcadas com uma área de corte de 2,0mm (Figura 5), o que resultou na manutenção de espessura de dentina remanescente de aproximadamente 1,0mm para todos os elementos. O grupo I não teve refrigeração a água e o grupo II usou refrigeração por *spray* ar-água, com fluxo de 30ml/min. A técnica utilizada na confecção dos preparos foi ideal (Cavalcanti et al.⁷, 2001), ou seja, intermitência de 1 segundo de corte por 1 segundo de descanso, carga sobre a turbina variando entre 50 e 80g, definida pela realização dos preparos sobre uma balança de precisão (Mettler-Toledo, Suíça).

Quadro 2 - Procedimentos e parâmetros para os grupos I e II (continua)

	<i>Procedimentos e parâmetros</i>
<i>Equipamento para preparo</i>	Turbina de alta-rotação Kavo Super Torque 625
<i>Fluxo de água (grupo refrigerado)</i>	30ml/min

Quadro 2 - Procedimentos e parâmetros para os grupos I e II (conclusão)

	<i>Procedimentos e parâmetros</i>
<i>Rotação livre da turbina (dado do fabricante)</i>	350.000rpm
<i>Profundidade dos preparos</i>	2,0mm
<i>Espessura de dentina remanescente</i>	0,5mm
<i>Técnica de preparo</i>	Ideal • Intermitência de 1 segundo de corte por um de descanso • carga variando de 29 a 85g • corte em camadas finas

Para os grupos III e IV (Quadro 3), os preparos foram confeccionados com um laser de Érbio:YAG (Figuras 6 e 7), com comprimento de onda de $2,94\mu\text{m}$ (Kavo, Alemanha) no Laboratório Experimental de Laser em Odontologia (LELO) da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (São Paulo, SP). Os parâmetros do laser foram: 350mJ de potência e frequência de 10Hz. O grupo III não usou refrigeração e o grupo IV usou refrigeração a água num fluxo de 4,5ml/min (Visuri et al.⁴⁵, 1996). A profundidade dos preparos foi definida em aproximadamente 2mm, sendo medida a cada 30 segundos de preparo com uma sonda periodontal. Morfologicamente, os preparos confeccionados com o laser de Er:YAG e com as turbinas tiveram características semelhantes, sendo que este teve paredes mais regulares e lisas.

Quadro 3 - Procedimentos e parâmetros para os grupos III e IV

	<i>Procedimentos e parâmetros</i>
<i>Equipamento para preparo</i>	Laser de Er:YAG
<i>Fluxo de água (grupo refrigerado)</i>	4,5ml/min
<i>Comprimento de onda</i>	2,94 μ m
<i>Potência</i>	350mJ
<i>Frequência</i>	10Hz

Os termopares foram ligados a um termômetro óptico Raynger MX4+ (Figura 8) (Raytek, EUA - Processo FAPESP 99/09395-9) ligado a um computador (Processo FAPESP 99/09395-9), equipado com o software IR-Graph, V 1.02 (Raytek, EUA - Processo FAPESP 99/09395-9). A leitura foi feita em períodos de 0,125 segundos, resultando em gráficos que foram analisados, tendo os valores de temperatura inicial (T_0) e temperatura máxima ($T_{\text{máx}}$) anotados e subtraídos ($T_{\text{máx}} - T_0$) resultando no valor variação de temperatura (ΔT). Para a análise estatística, em primeiro lugar efetuou-se o teste de Levene, que indicou diferenças entre os valores de desvio padrão, do ponto de vista estatístico (teste de Levene: $F_{2,27} = 4,23$; $p = 0,025 < 0,05$). Mediante o programa computacional SigmaStat (versão 2.03, 1997, SPSS, Inc.) foram efetuados assim, os testes: o de Kruskal-Wallis para verificação da existência ou não de diferenças estatísticas e, a seguir, o teste de Comparação Múltipla de Dunn, para identificação de entre quais grupos as diferenças estatísticas se encontravam. Os dois testes foram realizados sob nível de significância de 5%. É importante lembrar que o grupo III foi excluído da análise estatística pela impossibilidade de se efetuar os preparos nas condições propostas.

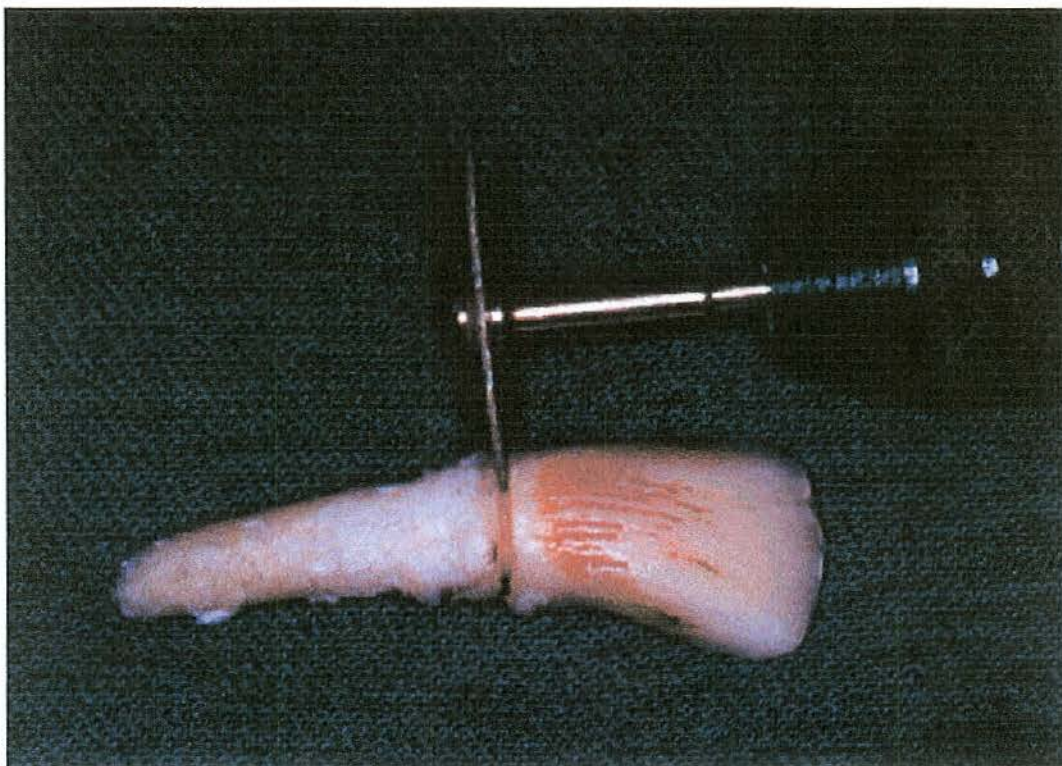


FIGURA 1 - Corte das raízes dos dentes bovinos



FIGURA 2 - Medição da espessura de esmalte/dentina dos dentes bovinos, com espessímetro

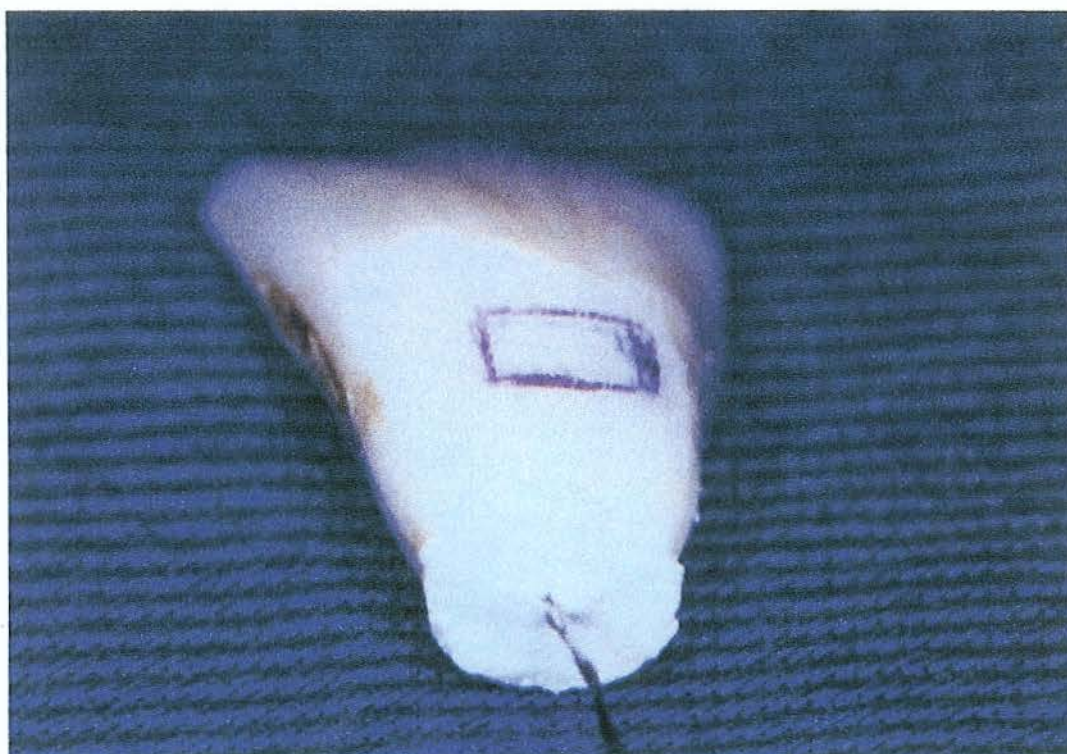


FIGURA 3 – Posicionamento do termopar na câmara pulpar e selamento da abertura radicular com cimento provisório. Observar também a delimitação, através de um retângulo, da área do preparo

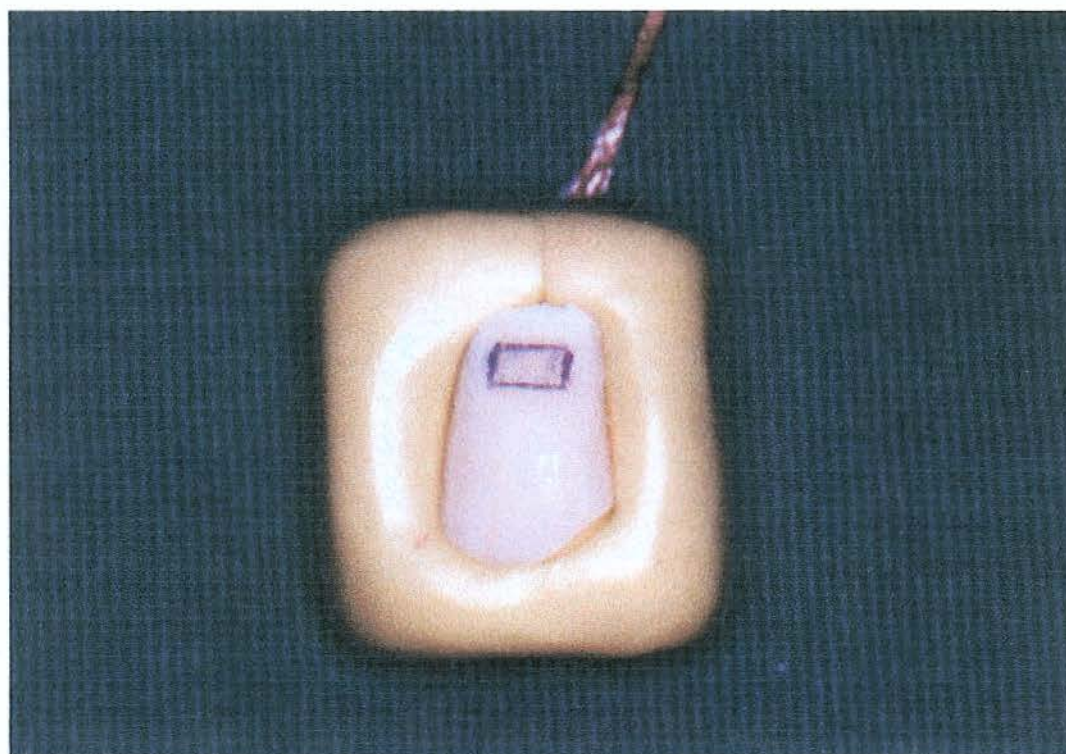


FIGURA 4 – Montagem dos elementos em silicone denso

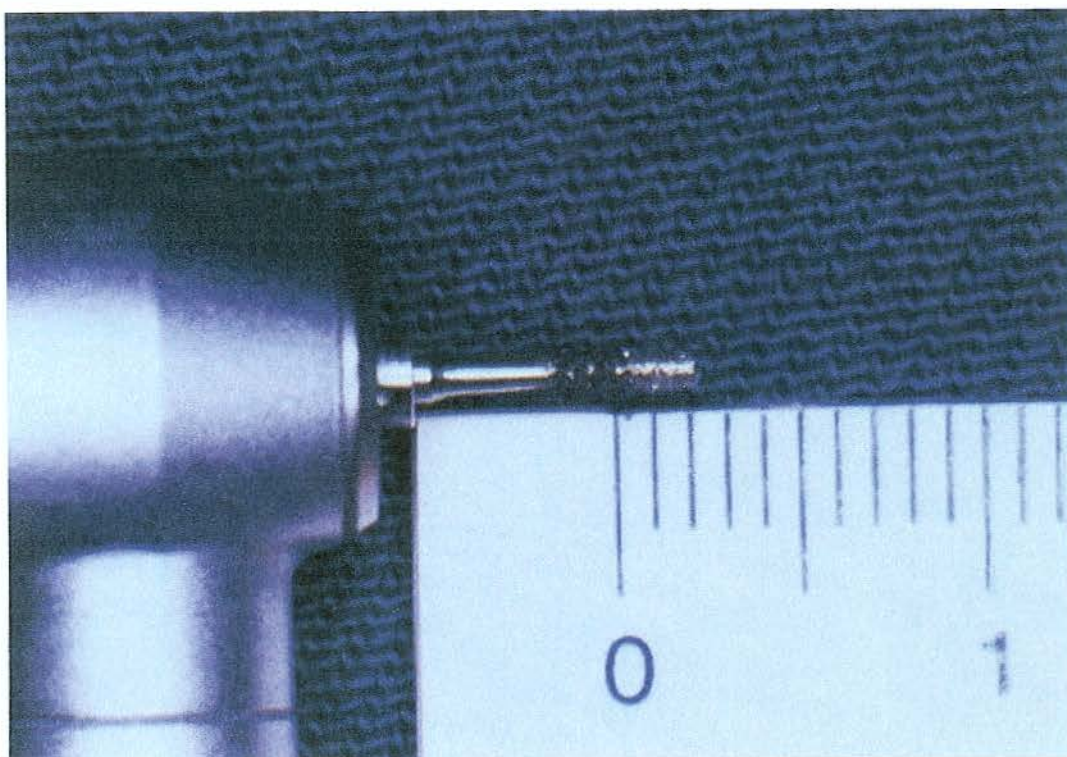


FIGURA 5 – Ponta diamantada marcada para preparo com 2,0mm de profundidade

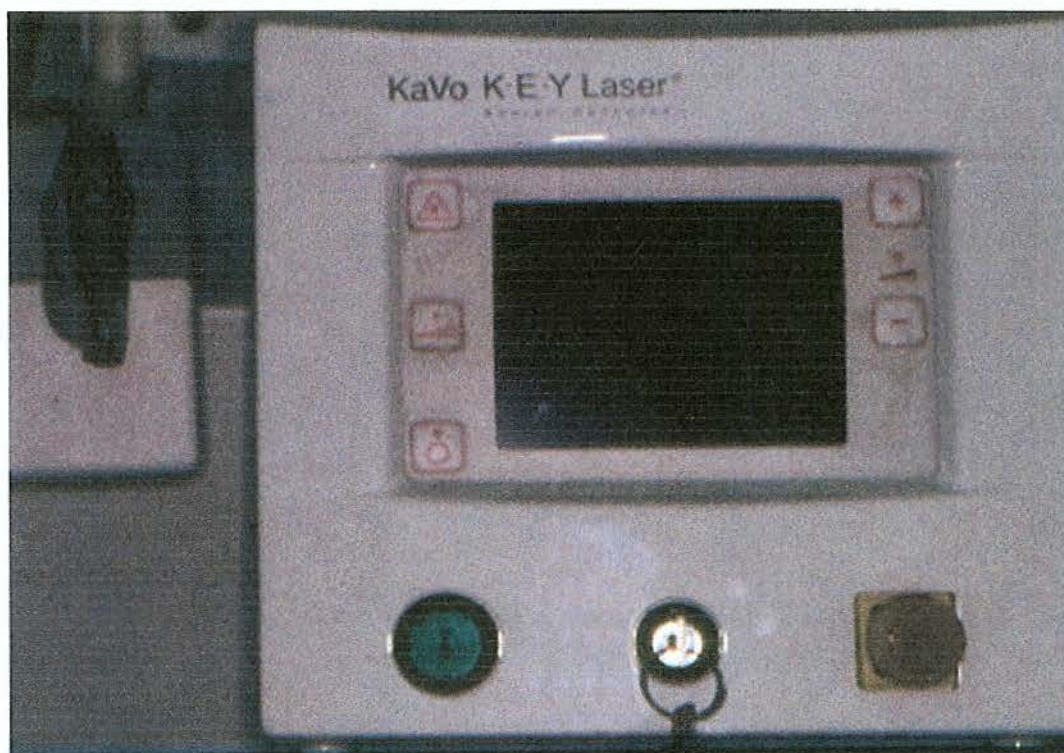


FIGURA 6 – Laser de Er:YAG, KavoKey

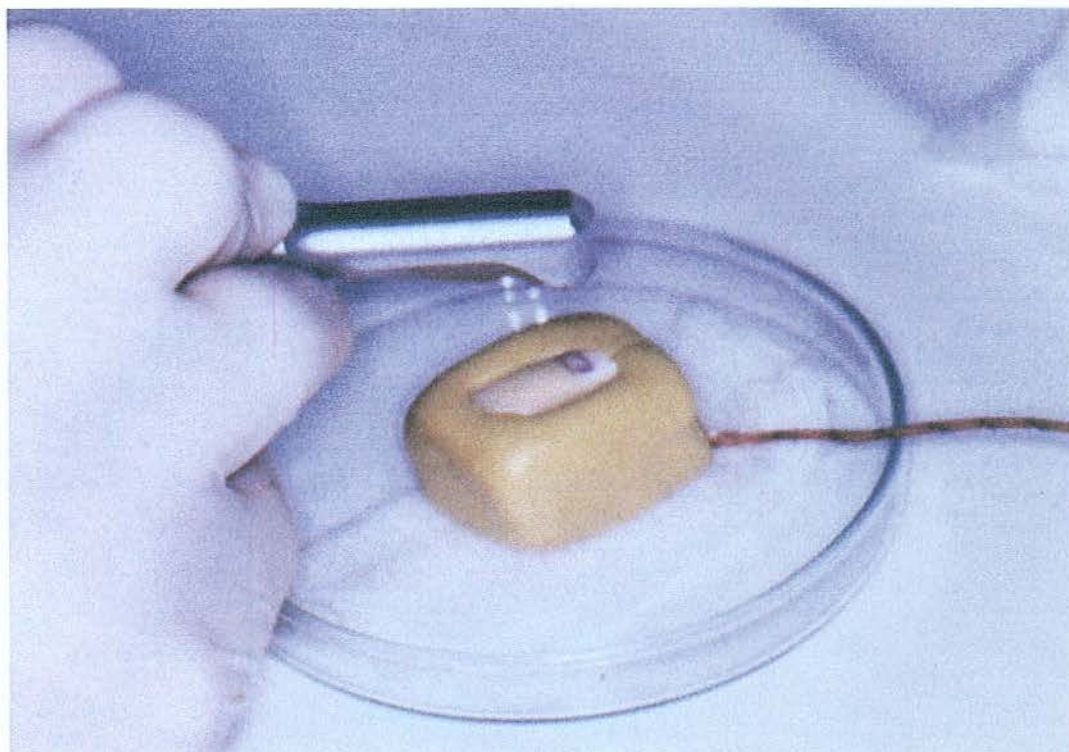


FIGURA 7 – Preparo cavitário sendo confeccionado com o laser de Er:YAG



FIGURA 8 – Termômetro Raytek MX4+

5 RESULTADOS

O programa IR-Graph, ligado ao termômetro produziu gráficos nos quais era possível observar o aumento de temperatura, permitindo a identificação dos valores de T_o e $T_{máx}$. Nas Figuras 9, 10, 11 e 12, foram selecionados os gráficos mais representativos produzidos diretamente pelo programa de acordo com os grupos estudados.



FIGURA 9 – Exemplo de gráfico de temperatura gerada em corpo de prova do grupo I

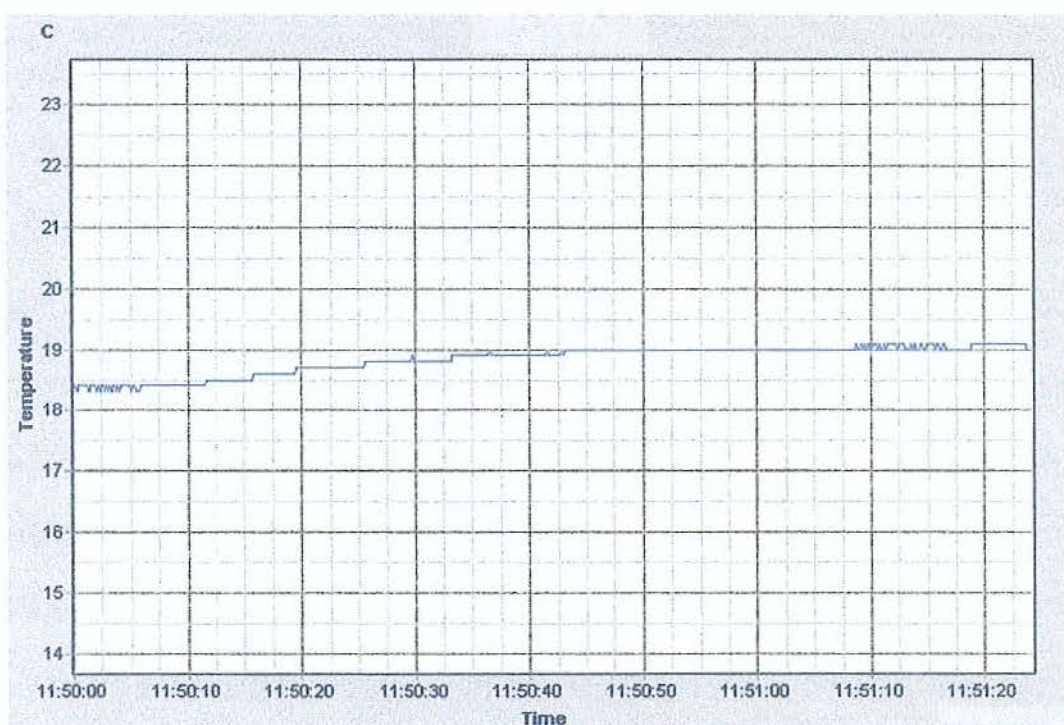


FIGURA 10 – Exemplo de gráfico de temperatura gerada em corpo de prova do grupo II



FIGURA 11 – Exemplo de gráfico de temperatura gerada em corpo de prova do grupo III

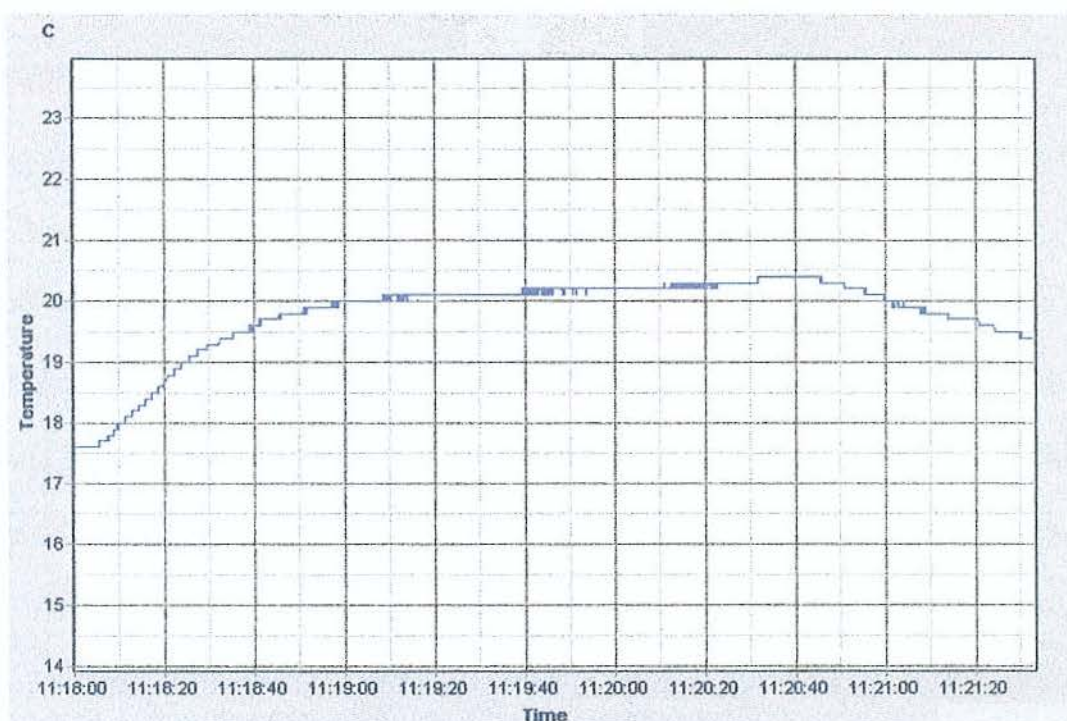


FIGURA 12 – Exemplo de gráfico de temperatura gerada em corpo de prova do grupo IV

Ainda de acordo com os grupos, os valores médios de ΔT podem ser observados na Tabela 1 e Figura 13. Pode-se observar que no grupo III o valor é bastante discrepante dos valores dos outros grupos, fato que associado à incapacidade de se realizar os preparos nas condições propostas (laser de Er:YAG sem refrigeração), eliminou o grupo da análise estatística.

Tabela 1 - Valores médios e de desvio padrão de acordo com os grupos estudados

	GRUPO I (Alta-rotação não refrigerada)	GRUPO II (Alta-rotação refrigerada)	GRUPO III (Laser de Er:YAG não refrigerado)	GRUPO IV (Laser de Er:YAG refrigerado)
Média (°C)	11,64	0,96	40,86	2,9
Desvio padrão	4,3482	0,7089	10,9737	1,1191

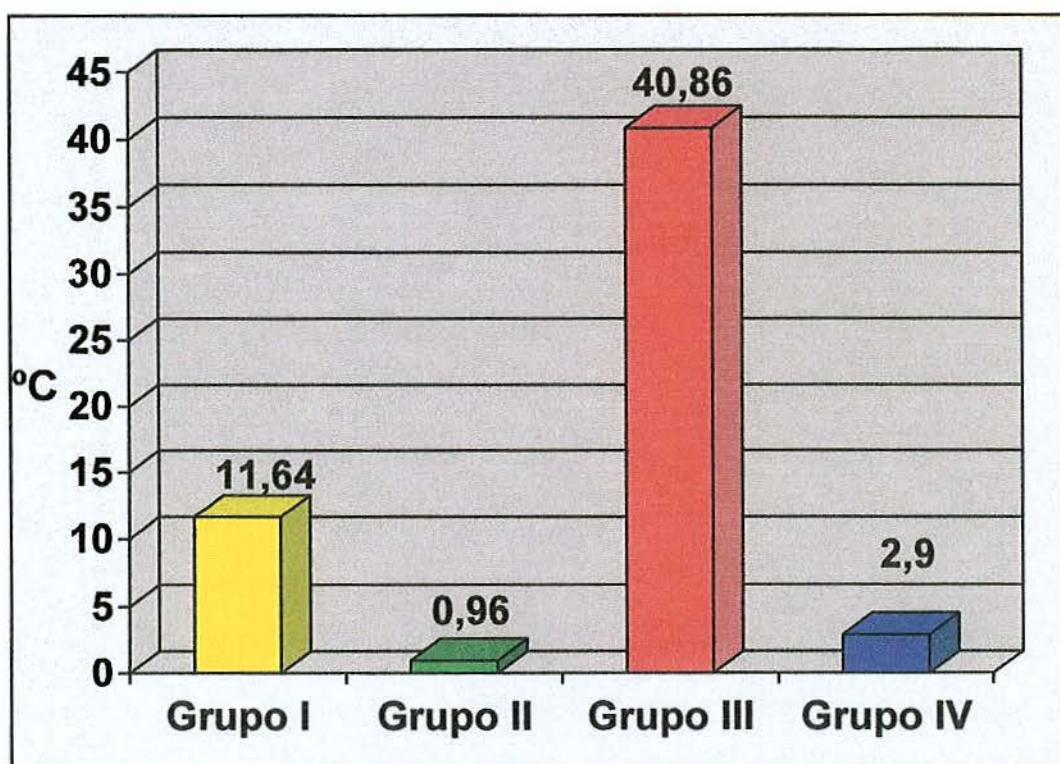


FIGURA 13 – Gráfico das médias dos valores de ΔT de acordo com os grupos estudados

De acordo com a análise estatística efetuada (Tabela 2), não foram observadas diferenças estatisticamente significantes entre os grupos refrigerados (grupos II e IV). No entanto ambos diferiam do grupo I, indicando influência do fator refrigeração no estudo (Figura 13).

Tabela 2 - Teste de Dunn para comparações múltiplas ($p < 0,05$)

Comparação	Posto médio	z	z=2,395 ($p < 0,05$)
Grupo I vs. Grupo II	18,950	4,813	Sim
Grupo I vs. Grupo IV	11,050	2,807	Sim
Grupo IV vs. Grupo II	7,900	2,007	Não

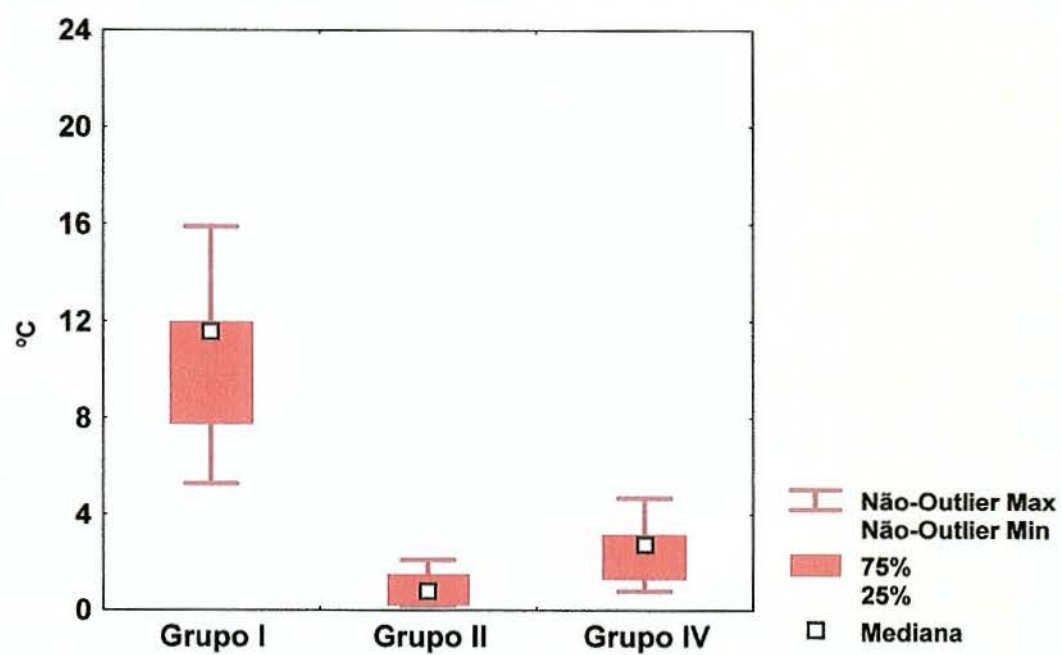


FIGURA 14 - Gráfico box-plot da análise estatística entre os grupos avaliados

6 DISCUSSÃO

Provavelmente, a geração de calor é o maior problema que a odontologia tem de enfrentar no que diz respeito à proteção ao complexo dentino-pulpar. Se não controlado, pode causar danos a qualquer tecido do corpo humano, mas pelas peculiaridades da polpa, como por exemplo, o confinamento em uma cavidade rígida e a vascularização limitada, o calor age de forma mais agressiva não devendo ser, a partir da temperatura basal do tecido, maior do que 5,5°C (Zach & Cohen⁵⁰, 1965). Acima desta temperatura, podem ocorrer alterações na permeabilidade vascular, com aumento do infiltrado inflamatório, até a necrose do tecido. Deve-se ressaltar que a inflamação citada ocorre por desnaturação das proteínas da matriz extracelular (Baume⁴, 1980; Trownbridge & Kim⁴⁴, 1994; Rode et al.³⁶, 2000), e por um processo chamado de inflamação neurogênica, no qual o estímulo do calor em neurônios nociceptivos altera a termorregulação, fato que pode ser parcialmente controlado pela inibição de estímulos nervosos através da anestesia local (Raab³⁴, 1992).

Dessa forma, desde os anos de 1950, com o desenvolvimento dos equipamentos rotatórios na odontologia, houve, além da facilitação do trabalho do profissional, o início da preocupação em se controlar o calor gerado no atrito entre os tecidos mineralizados dentais e os instrumentos cortantes rotatórios. Além do atrito gerado, muitos outros fatores influem na geração deste calor, como a pressão aplicada sobre as turbinas, tamanho dos instrumentos, rotação aplicada e fluxo de água utilizado (Peyton³², 1955; Peyton³³, 1958; Stanley & Swerdlow³⁹, 1959; Stanley³⁸, 1961; Robinson & Lefkowitz³⁵, 1962).

Quanto ao fluxo de água, independentemente dos outros fatores, ele se torna essencial para controlar este calor friccional, opinião dividida por muitos autores (Peyton³², 1955; Peyton³³, 1958; Stanley & Swerdlow³⁹, 1959; Stanley³⁸, 1961; Robinson & Lefkowitz³⁵, 1962; Taira et al.⁴², 1990; Laforgia et al.²¹, 1991). Apesar da importância deste fator, não há na literatura consenso sobre o ideal - Peyton³³ (1958) usou fluxos de 1,5ml/min a 8,5ml/min; Stanley & Swerdlow³⁹ (1959) usaram fluxos de 18 e 35ml/min; Laforgia et al.²¹ (1991) usou 4,16ml/min de fluxo de água e Cavalcanti et al.⁷ (2001) usaram 30 e 45ml/min - mas sim uma tentativa de se estabelecer um fluxo de segurança para preparos cavitários (30ml/min), considerando-se que seja uma técnica ideal como descrita na metodologia deste trabalho.

Quanto ao método utilizado, deve-se ressaltar que os dentes bovinos se apresentam adequados para leituras de temperatura (Taira et al.⁴², 1990; Ohmoto et al.²⁹, 1994) pelo menos quando o equipamento utilizado era também turbina de alta-rotação. Relacionada a este equipamento, a pressão utilizada de 50 a 80g se encontra no intervalo de 29 a 85g citados por Stanley & Swerdlow³⁹ (1959) para técnica ideal. No que diz respeito à leitura de temperaturas é importante citar que praticamente todos os trabalhos revisados que tiveram este objetivo (Peyton³², 1955; Peyton³³, 1958; Schuchard & Watkins³⁷, 1965; Zach & Cohen⁵⁰, 1965; Hoke et al.¹⁷, 1990; Taira et al.⁴², 1990; Laforgia et al.²¹, 1991; Anic et al.², 1992; Burkes et al.⁵, 1992; Paghdwala et al.³⁰, 1993; Von Fraunhofer & Allen⁴⁶, 1993; White et al.⁴⁸, 1992; Neev et al.²⁷, 1996; Visuri et al.⁴⁵, 1996; Chang & Wilder-Smith⁸, 1998; Glockner et al.¹³, 1998; Gow et al.¹⁵, 1999; Cavalcanti et al.⁷, 2001) utilizaram termopares para este fim e apenas Carson et al.⁶ (1979) não os usou, optando por um termógrafo para radiação infravermelha. Obviamente, existiram pequenas diferenças nos resultados dos diferentes trabalhos levantados que podem se dever também a pequenas variações na metodologia, no que diz respeito à aplicação da técnica sobre turbinas e tipo de dente utilizado.

Assim, o presente estudo apresenta resultados bastante similares aos da literatura nos grupos I e II que utilizaram também turbinas de alta-rotação sem e com refrigeração, com médias de variação de temperatura de 11,64°C e 0,96°C respectivamente. Na literatura foi relatado 1,1°C de aumento de temperatura com refrigeração por Schuchard & Watkins³⁷ (1965); mais de 14°C de aumento sem refrigeração e menos de 2°C com refrigeração para Taira et al.⁴² (1990); aumentos de até 8,8°C sem uso de refrigeração e decréscimo de temperatura para Laforgia et al.²¹ (1991) quando usaram refrigeração; e aumentos de temperatura de 9,56°C sem refrigeração e 1,56°C para grupo refrigerado no trabalho de Cavalcanti et al.⁷ (2001). Num único trabalho não houve diferenças entre os grupos tratados sem e com refrigeração (Carson et al.⁶, 1979), resultado que não é confirmado por mais nenhum estudo.

Por ser tão sensível à técnica e desagradável para os pacientes no que diz respeito à vibração e barulho produzido, muitas alternativas vêm sendo tentadas de modo a substituir ou pelo menos limitar o uso desse tipo de equipamento (Banerjee et al.³, 2000). Assim, os lasers surgem como uma grande alternativa, sendo estudados para este fim desde os anos 60 e 70 (Gordon Junior¹⁴, 1967; Peck & Peck³¹, 1967; Stern⁴⁰, 1974), o que não os torna tão inovadores. Neste meio tempo, vários aparelhos com diferentes meios de formação dos elétrons foram avaliados, sendo que alguns apresentaram maus resultados quanto à capacidade de geração de calor, como por exemplo, os lasers de Er:YSGG e Ho:YSGG (Neev et al.²⁷, 1996), e outros novos desenvolvidos e ainda pouco explorados, como os aparelhos de Nd:YLF, Ho:YAG e Er,Cr:YSGG, mas apresentando resultados favoráveis (Niemz²⁸, 1995; Eversole et al.¹², 1997; Chang & Wilder-Smith⁸, 1998; Hadley et al.¹⁶, 2000). No entanto, mesmo com os novos equipamentos, o laser de Er:YAG mostra um desempenho muito superior na realização de preparos cavitários. Vale ressaltar que dentre os lasers estudados, o de rubi, o de

CO₂ e o de Nd:YAG, que são os mais citados na literatura, apresentam a capacidade de geração de calor muito elevada quando utilizados em tecidos mineralizados dentais, com temperatura alcançada além do limiar aceitável pela polpa (Adrian et al.¹, 1971, Anic et al.², 1992; Von Fraunhofer & Allen⁴⁶, 1993; Gow et al.¹⁵, 1999), fato contestado por poucos estudos (Miserendino et al.²⁶, 1994, White et al.⁴⁸, 1994).

Mesmo com a segurança apresentada pelo laser de Er:YAG (Keller & Hibst¹⁸, 1989; Wigdor et al.⁴⁹, 1993; Matsumoto et al.²⁴, 1996; Cozean et al.⁹, 1997; Dostalova et al.¹¹, 1997; Keller & Hibst¹⁹, 1997; Tokonabe et al.⁴³, 1999), a literatura não tem muitas informações sobre sua capacidade de geração de calor (Hoke et al.¹⁷, 1990; Burkes et al.⁵, 1992; Paghdiwala et al.³⁰, 1993; Visuri et al.⁴⁵, 1996; Glockner et al.¹³, 1998). Ainda com poucas informações, os poucos estudos relatados divergem muito no que diz respeito à potência, frequência, tamanho e profundidade dos preparos (Keller & Hibst¹⁸, 1989; Walsh Junior et al.⁴⁷, 1989; Burkes et al.⁵, 1992; Li et al.²³, 1992; Wigdor et al.⁴⁹, 1993; Dostalova et al.¹⁰, 1996; Matsumoto et al.²⁴, 1996; Dostalova et al.¹¹, 1997; Glockner et al.¹³, 1998), apesar de ser um consenso a necessidade de refrigeração a água mesmo nos preparos realizados com laser (Miserendino et al.²⁵, 1993; Paghdiwala et al.³⁰, 1993; Dostalova et al.¹⁰, 1996; Matsumoto et al.²⁴, 1996; Gow et al.¹⁵, 1999). Tantas variáveis tornam bastante dificultada a comparação entre os estudos, mas mesmo assim dados interessantes podem ser confrontados como, por exemplo, a possibilidade ou não de se realizar preparos cavitários sem água. No presente estudo ficou evidente que isto é praticamente impossível de ser feito, com remoção mínima de tecido, principalmente em esmalte, fato confirmado por alguns estudos (Walsh Junior et al.⁴⁷, 1989; Visuri et al.⁴⁵, 1996). No entanto, outros autores (Keller & Hibst¹⁸, 1989; Paghdiwala et al.³⁰, 1993; Dostalova et al.¹⁰, 1996) citam essa possibilidade, apesar da afirmação de que o laser de Er:YAG atua sobre a água presente nos

tecidos (Walsh Junior et al.⁴⁷, 1989) e que o esmalte praticamente não possui água em sua composição.

Outro fator importante observado foi a diferença entre fluxos de água utilizados - Dostalova et al.¹⁰ (1996) usaram fluxo de 50ml/min; Visuri et al.⁴⁵ (1996) estudaram fluxos de 0 a 11ml/min; Keller & Hibst¹⁹ (1997) com fluxo de 1,5ml/min - o que modifica a capacidade de ablação dos tecidos dentais como apresentado por Visuri et al.⁴⁵, 1996. No referido trabalho os autores consideraram um fluxo de 4,5ml/min como adequado no que diz respeito a evitar danos térmicos à polpa e manter a capacidade de ablação, já que espessuras maiores de água (acima de 1mm, conseguidas em perfurações no diâmetro do laser), impediriam a remoção do tecido. Em nosso estudo procuramos utilizar o mesmo fluxo de água, mas conseguiu-se a ablação em profundidades maiores, de até 2mm. Vale ressaltar que a aplicação de preparos sem água é capaz de realizar a ablação dos tecidos em dentina (Keller & Hibst¹⁸, 1989; Li et al.²³, 1992; Dostalova et al.¹⁰, 1996; Visuri et al.⁴⁵, 1996), por este ser um tecido úmido por natureza. Também de importância e relacionado a este fator é a razão pela qual o grupo III de nosso estudo foi removido da análise estatística: neste grupo, além da incapacidade de realizar o preparo cavitário, as temperaturas nos cinco espécimes avaliados alcançaram uma média de 40,86°C, valor muito além dos observados nos outros grupos, o que impediria a comparação por si só, além de serem temperaturas muito além do tolerável pelos tecidos.

Numa tentativa de se comparar os dados deste estudo com a literatura, uma correlação pode ser observada: o fato de que a refrigeração é essencial para controlar temperatura e de que com seu uso o laser de Er:YAG é bastante seguro (Hoke et al.¹⁷, 1990; Burkes et al.⁵, 1992; Paghdiwala et al.³⁰, 1993; Visuri et al.⁴⁵, 1996; Glockner et al.¹³, 1998), sendo que praticamente todos os estudos citados apresentam valores que não ultrapassam o limite de 5,5°C estabelecidos por Zach & Cohen⁵⁰ (1965). É importante lembrar também que os parâmetros usados

em nosso estudo foram estabelecidos após um piloto em esmalte e dentina bovinos sadios e se mostraram bastante adequados para evitar a geração de calor e permitir a ablação dos tecidos.

Com relação ao uso de dentes bovinos, eles se mostraram adequados, tendo em vista que com parâmetros semelhantes, mas em dentes humanos, Visuri et al.⁴⁵ (1996) obtiveram dados também semelhantes no grupo refrigerado, com variação de temperatura de 2°C, pouco diferentes dos 2,9°C apresentados no presente trabalho nas mesmas condições.

Quanto à proposta do estudo, que era a de comparar os preparos realizados com laser de Er:YAG e turbinas de alta-rotação refrigerados a água, o que seria uma condição essencial para o uso de ambos os equipamentos, observamos que, com as médias de ΔT de respectivamente 2,9°C e 0,96°C, o teste de Dunn para comparações múltiplas indicou que não havia diferenças ao nível de significância de 5%, de modo que os dois se mostraram bastante seguros nos parâmetros utilizados. Em contrapartida, o único estudo levantado que realizou comparação semelhante avaliando temperaturas, apresentou resultados discrepantes, com redução de temperatura no laser refrigerado e aumentos maiores que 60°C com as turbinas de alta-rotação (Glockner et al.¹³, 1998).

Dessa forma, a escolha entre um e outro equipamento se dá por outros fatores que não a capacidade de geração de calor. Dentre eles podemos citar o custo, que é cerca de cem vezes maior para o laser e também suas aplicações, que ainda são limitadas, como a impossibilidade de se realizar preparos geométricos para restaurações indiretas ou o acabamento de restaurações. Outro fator que pode definir a escolha é o tempo para a realização dos preparos, que em nosso estudo foi bastante discrepante, também com vantagem para as turbinas de alta-rotação (médias de 3,5 minutos para o laser e 35 segundos para os instrumentos cortantes rotatórios). Apesar disso, os resultados tão discrepantes do

presente estudo podem ser devidos à familiarização com o equipamento, o que diminui o tempo de preparo com alta-rotação e aumenta substancialmente o tempo de preparo com o laser.

No entanto, o laser também apresenta vantagens, como o já citado conforto ao paciente, através da diminuição da necessidade de uso de anestésicos, redução substancial do ruído e vibração, não contato do instrumento com o tecido em tratamento e mesmo a capacidade de *marketing* que novidades tecnológicas possuem. Deve-se ressaltar que a possibilidade de trabalhar com uma grande faixa de valores de potência (100 a 500mJ) e frequência (1 a 15Hz), a técnica se torna muito menos sensível ao operador, permitindo uma maior seletividade entre tecido sadio e cariado, diminuindo a ocorrência de iatrogenias.

Frente a tantas variáveis, o laser de Er:YAG pode ser indicado com segurança para a confecção de preparos cavitários, mas outros estudos com diferentes parâmetros ainda são necessários para consolidar esta afirmação. Vale ressaltar que os lasers em geral, particularmente o utilizado neste estudo, são promissores na capacidade de remoção dos tecidos, mas ainda necessitam de grandes aperfeiçoamentos para que possam definitivamente substituir as turbinas de alta-rotação.

Devido aos resultados conseguidos e à aplicação direta na prática odontológica, a metodologia apresentada é de grande valia para análises futuras, comparando outros tipos de laser em preparos cavitários, já que novas tecnologias são lançadas todos os dias. Além disso, a aplicação se dá não somente para a leitura de temperaturas em preparos cavitários, mas também em outros procedimentos odontológicos como, por exemplo, a polimerização de materiais ou a capacidade de transmissão de calor destes ou dos tecidos dentais.

7 CONCLUSÕES

Frente às condições experimentais desse estudo, conclui-se que:

- a) sob refrigeração a água, a turbina de alta-rotação e o laser de Er:YAG apresentaram resultados estatisticamente semelhantes no que diz respeito à capacidade de geração de calor;
- b) o equipamento de alta-rotação apresentou um aumento de temperatura inferior ao do laser de Er:YAG;
- c) o uso de refrigeração a água diminui aumentos de temperatura com ambos os equipamentos utilizados;
- d) a realização de preparos cavitários com o laser de Er:YAG sem refrigeração a água, não foi possível.

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

- 1 ADRIAN, J.C.; BERNIER, J.L.; SPRAGUE, W.G. Laser and the dental pulp. **J Am Dent Assoc**, v.83, n.1, p.113-7, July 1971.
- 2 ANIC, I. et al. Laser induced molar tooth pulp chamber temperature changes. **Caries Res**, v.26, n.3, p.165-9, 1992.
- 3 BANERJEE, A.; WATSON, T.F.; KIDD, E.A.M. Dentine caries excavation: a review of current clinical techniques. **Br Dent J**, v.188, n.9, p.476-82, May 2000.
- 4 BAUME, L.J. **The biology of pulp and dentine**. Philadelphia: Myers, 1980. 246p.
- 5 BURKES, E.J. et al. Wet versus dry enamel ablation by Er:YAG laser. **J Prosthet Dent**, v.67, n.6, p.847-51, June 1992.
- 6 CARSON, J.; RIDER, T.; NASH, D. A thermographic study of heat distribution during ultra-speed cavity preparation. **J Dent Res**, v.58, n.7, p.1681-4, July 1979.
- 7 CAVALCANTI, B. N.; OTANI, C.; RODE, S.M. Thermometry of high-speed cavity preparation techniques with different water flows. **J Dent Res**, v.80, sp. Iss., p.655, Mar. 2001. (Abstract 1030).
- 8 CHANG, J.C.; WILDER-SMITH, P. Laser-induced thermal events in empty and pulp-filled dental pulp chambers. **Lasers Surg Med**, v.22, n.1, p.46-50, 1998.
- 9 COZEAN, C. et al. Dentistry for the 21st century: erbium:YAG laser for teeth. **J Am Dent Assoc**, v.128, n.8, p.1080-7, Aug. 1997.

* Baseado em:
ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. Rio de Janeiro. **Referências bibliográficas NBR 6023**. Rio de Janeiro, 2000. 23p.

- 10 DOSTALOVA, T. et al. Evaluation of the surface changes in enamel and dentin due to possibility of thermal overheating induced by Erbium:YAG laser radiation. **Scanning Microsc**, v.10, n.1, p.285-90, 1996.
- 11 DOSTALOVA, T. et al. Dentin and pulp response to erbium:YAG ablation: a preliminary evaluation of human teeth. **J Clin Laser Med Surg**, v.15, n.3, p.117-21, 1997.
- 12 EVERSOLE, L.R.; RIZOIU, I.; KIMMEL, A.I. Pulpal response to cavity preparation by an erbium,chromium:YSGG laser-powered hydrokinetic system. **J Am Dent Assoc**, v.128, n.8, p.1099-106, Aug. 1997.
- 13 GLOCKNER, K. et al. Intrapulpal temperature during preparation with the Er:YAG laser compared to the conventional bur: an *in vitro* study. **J Clin Laser Med Surg**, v.16, n.3, p.153-7, June 1998.
- 14 GORDON JUNIOR, T.E. Single-surface cutting of normal tooth with ruby laser. **J Am Dent Assoc**, v.74, n.3, p.398-402, Feb. 1967.
- 15 GOW, A.M. et al. An *in vitro* investigation of the temperature rises produced in dentine by Nd:YAG laser light with and without water-cooling. **Eur J Prothod Rest Dent**, v.7, n.2/3, p.71-7, June/Sept. 1999.
- 16 HADLEY, J. et al. A laser powered hydrokinetic system for caries removal and cavity preparation. **J Am Dent Assoc**, v.131, n.6, p.777-85, June 2000.
- 17 HOKE, J.A. et al. Erbium:YAG (2.94 μm) laser effects on dental tissues. **J Laser Appl**, v.2, p.61-5, Summer-Fall 1990.
- 18 KELLER, U.; HIBST, R. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: II. Light microscopic and SEM investigations. **Lasers Surg Med**, v.9, n.4, p.345-51, 1989.
- 19 KELLER, U.; HIBST, R. Effects of Er:YAG laser in caries treatment: a clinical pilot study. **Laser Surg Med**, v.20, n.1, p.32-8, 1997.
- 20 KELLER, U. et al. Erbium:YAG laser application in caries therapy. Evaluation of patient perception and acceptance. **J Dent**, v.26, n.8, p.649-56, Nov. 1998.

- 21 LAFORGIA, P.D. et al. Temperature change in the pulp chamber during complete crown preparation. **J Prosthet Dent**, v.65, n.1, p.56-61, Jan. 1991.
- 22 LEFKOWITZ, W.; ROBINSON, H.B.G.; POSTLE, H.H. Pulp response to cavity preparation. **J Prosthet Dent**, v.8, n.2, p.315-24, Mar. 1958.
- 23 LI, Z.Z.; CODE, J.E.; Van De MERWE, W.P. Er:YAG laser ablation of enamel and dentin of human teeth: determination of ablation rates at various fluences and pulse repetition rates. **Laser Surg Med**, v.12, n.6, p.625-30, 1992.
- 24 MATSUMOTO, K. et al. Clinical dental application of Er:YAG laser for class V cavity preparation. **J Clin Laser Med Surg**, v.14, n.3, p.123-7, June 1996.
- 25 MISERENDINO, L.J. et al. Evaluation of thermal cooling mechanisms for laser application to teeth. **Lasers Surg Med**, v.13, n.1, p.83-8, 1993.
- 26 MISERENDINO, L.J. et al. Histologic effects of a thermally cooled Nd:YAG laser on the dental pulp and supporting structures of rabbit teeth. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**, v.78, n.1, p.93-100, July 1994.
- 27 NEEV, J. et al. Dentin ablation with three infrared lasers. **Lasers Surg Med**, v.18, n.2, p.121-8, 1996.
- 28 NIEMZ, M.H. Cavity preparation with the Nd:YLF picosecond laser. **J Dent Res**, v.74, n.5, p.1194-9, May 1995.
- 29 OHMOTO, K. et al. Studies on dental high-speed cutting with *carbide* burs used on bovine dentin. **J Prosthet Dent**, v.71, n.3, p.319-23, Mar. 1994.
- 30 PAGHDIWALA, A.F.; VAIDYANATHAN, T.K.; PAGHDIWALA, M.F. Evaluation of erbium:YAG laser radiation of hard dental tissues: analysis of temperature changes, depth of cuts and structural effects. **Scanning Microsc**, v.7, n.3, p.989-97, Sept. 1993.

- 31 PECK, S.; PECK, H. Laser radiation: some specific dental effects and an evaluation of its potential in dentistry. **J Prosthet Dent**, v.17, n.2, p.195-203, Feb. 1967.
- 32 PEYTON, F.A. Temperature rise in teeth developed by rotating instruments. **J Am Dent Assoc**, v.50, n.6, p.629-32, June 1955.
- 33 PEYTON, F.A. Effectiveness of water coolants with rotary cutting instruments. **J Am Dent Assoc**, v.56, n.5, p.664-75, May 1958.
- 34 RAAB, W.H. Temperature related changes in pulpal microcirculation. **Proc Finn Dent Soc**, v. 88, suppl. I, p. 469-79, 1992.
- 35 ROBINSON, H.B.G.; LEFKOWITZ, W. Operative dentistry and the pulp. **J Prosthet Dent**, v.12, n.5, p.985-1001, Sept./Oct. 1962.
- 36 RODE, S.M.; PENNA, L.A.P.; CAVALCANTI, B.N. Desvendando os mistérios da polpa. FELLER, C.; GORAB, R. (Coord.), **Atualização na clínica odontológica: módulos de atualização**. São Paulo: Artes Médicas, 2000. Cap.4, p.91-130.
- 37 SCHUCHARD, A.; WATKINS, C.E. Thermal and histologic response to high-speed and ultrahigh-speed cutting in tooth structure. **J Am Dent Assoc**, v.71, n.12, p.1451-8, Dec.1965.
- 38 STANLEY, H.R. Traumatic capacity of high-speed and ultrasonic dental instrumentation. **J Am Dent Assoc**, v.63, n.12, p.749-66, Dec. 1961.
- 39 STANLEY, H.R.; SWERDLOW, H. Reaction of the human pulp to cavity preparation: results produced by eight different operative grinding techniques. **J Am Dent Assoc**, v.58, n.5, p.49-59, May 1959.
- 40 STERN, R.H. The laser in dentistry: a review of the literature. **J Dent Assoc S Afr**, v.29, n.3, p.173-6, Mar. 1974.
- 41 SWERDLOW, H.; STANLEY, H.R. Reaction of the human dental pulp to cavity preparation. Part II: at 150,000 R.P.M. with an air-water spray. **J Prosthet Dent**, v.9, n.1, p.121-31, Jan./Feb. 1959.

- 42 TAIRA, M. et al. Heat generated when cutting natural tooth enamel, composite resin model tooth enamel and glass-ceramic typodont tooth. **Hiroshima Daigaku Shigaku Zasshi**, v.22, p.210-2, 1990.
- 43 TOKONABE, H. et al. Morphological changes of human teeth with Er:YAG laser irradiation. **J Clin Laser Med Surg**, v.17, n.1., p.7-12, 1999.
- 44 TROWNBRIDGE, H.O.; KIM, S. Pulp development, structure and function. In: COHEN,S.; BURNS, R.C. **Pathways of the pulp**. 6 ed. Saint Louis: Mosby, 1994. Chap.10, p.308-49.
- 45 VISURI, S.R.; WALSH JUNIOR, J.T.; WIGDOR, H.A. Erbium laser ablation of dental hard tissue: effect of water cooling. **Lasers Surg Med**, v.18, n.3, p.294-300, 1996.
- 46 Von FRAUNHOFER, J.A.; ALLEN, D.J. Thermal effects associated with the Nd:YAG dental laser. **Angle Orthod**, v.63, n.4, p.299-303, Winter 1993.
- 47 WALSH JUNIOR, J.T.; FLOTTE, T.J.; DEUTSCH, T.F. Er:YAG ablation of tissue: effect of pulse duration and tissue type on thermal damage. **Laser Surg Med**, v.9, n.4, p.314-26, 1989.
- 48 WHITE, J.M.; FAGAN, M.C.; GOODIS, H.E. Intrapulpal temperature during pulsed Nd:YAG laser treatment of dentin, *in vitro*. **J Periodontol**, v.65, n.3, p.255-9, Mar. 1994.
- 49 WIGDOR, H. et al. The effects of laser on dental hard tissues. **J Am Dent Assoc**, v.124, n.2, p.65-70, Feb. 1993.
- 50 ZACH, L.; COHEN, G. Pulp response to externally applied heat. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**, v.19, n.4, p.515-30, Apr. 1965.

CAVALCANTI, B.N. Thermometric comparison between cavity preparation performed with high-speed handpieces and Er:YAG laser. 2001. 67f. Dissertação (Mestrado em Prótese Buco-Maxilo-Facial) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista. São José dos Campos.

ABSTRACT

The aim of this study was to compare temperature increases produced by a well-known equipment, the high-speed handpieces, with a relatively new instrument, the Er:YAG laser (350 mJ/10 Hz). Thirty-five bovine mandibular incisors, which were reduced to an enamel/dentin thickness of 2,5 mm, were used. Cavity preparation was done till a depth of 2,0 mm. A thermocouple was placed to read the temperature inside of the pulp chamber. Analysis was performed in these groups: I- high-speed handpiece without water-cooling (n=10); II- high-speed handpiece with water-cooling (n=10); III- Er:YAG laser without water-cooling (n=5); IV- Er:YAG laser with water-cooling (n=10). Group III had only 5 teeth because it was impossible to properly make the cavity preparations by the laser equipment without water-cooling. The temperature increases were recorded in a computer linked to the thermocouples and the data of the groups I, II and IV were submitted to Dunn's multiple comparison test ($p<0,05$). The medium temperature increases were: 11,64°C for group I, 0,96°C for group II, 40,86°C for group III and 2,9°C for group IV. There were no statistical differences between groups II and IV, and these were different from group I. The cavity preparations made by the high-speed and the laser equipment generated very similar heat increases under water-cooling. The water-cooling is essential to avoid aggressive temperature increases, both when using the high-speed and the laser equipment, and with laser it is especially necessary for ablation of enamel.

KEYWORDS: Dental cavity preparation, dental high-speed equipment; Lasers, dental cavity preparation

Autorizo a reprodução xerográfica deste trabalho

São José dos Campos, 03 de dezembro de 2001


Bruno das Neves Cavalcanti