



BR0645455

INIS-BR--4036

AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO

**AVALIAÇÃO DA TEMPERATURA NA CÂMARA PULPAR
DURANTE PREPARO CLASSE V COM LASER DE
ÉRBIO:YAG**

LEONARDO SANTOS PICININI

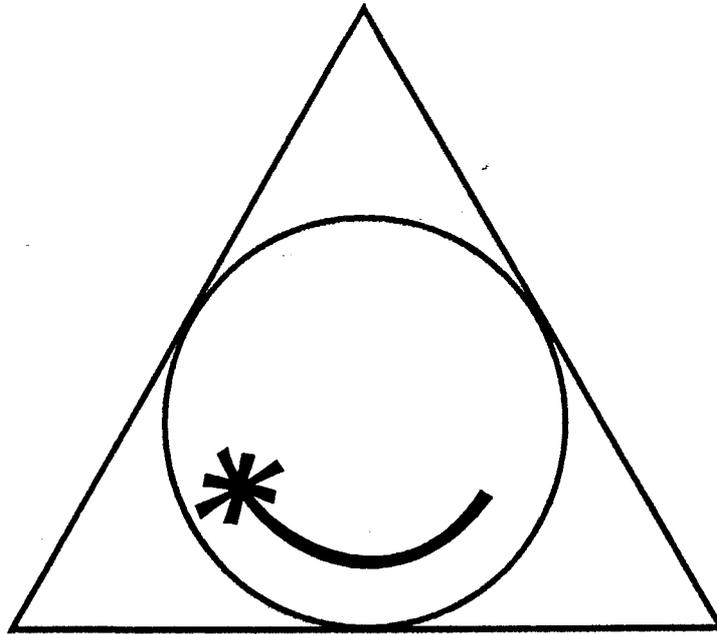
Dissertação apresentada como parte
dos requisitos para obtenção do Grau de
Mestre Profissional na área de Lasers em
Odontologia.

Orientador:
Prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo

Co-orientador:
Prof. Dr. Armando Mirage

**São Paulo
2001**





**MESTRADO PROFISSIONALIZANTE DE LASER EM
ODONTOLOGIA**



Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares - IPEN
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

AVALIAÇÃO DA TEMPERATURA NA CÂMARA PULPAR DURANTE
PREPARO CLASSE V COM LASER DE ÉRBIO:YAG

LEONARDO SANTOS PICININI



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

Orientador: Prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo

Co-Orientador: Prof. Dr. Armando Mirage

São Paulo



2001

A Deus, pela oportunidade de viver grandes momentos. Obrigado por me iluminar.

Aos meus pais Marcílio Leonardo Picinini e Maristela Santos Picinini, que tanto se dedicaram e se sacrificaram pela minha educação. Meu sincero respeito e amor.

Aos meus irmãos Romualdo, Joaquim e Maria Carolina, que sempre estiveram por perto.

A namorada, Fabrina, compreensiva e presente nas horas certas, minha eterna gratidão.

Ao meu Orientador, Professor Dr. Carlos de Paula Eduardo, exemplo de dedicação à causa científica. Por toda a sua contribuição e incentivo durante o curso e na orientação desse trabalho. Obrigado pelas oportunidades dadas para o meu aprimoramento científico e intelectual.

Ao Professor Dr. Armando Mirage, co-orientador dessa dissertação. Obrigado pela importante ajuda durante todas as fases desse trabalho, sem a qual não teria sido possível o desenvolvimento. Muito obrigado.

A Professora Dra. Rosangela Almeida Ribeiro, condutora na iniciação científica e sempre presente. Agradeço a confiança depositada em todas as situações, amizade, oportunidades e aos aprendizados adquiridos através de sua experiência. Obrigado pela sua amizade.

AGRADECIMENTOS

Aos meus amigos Henrique D. S. Tavares e Rodrigo G. de Oliveira, pela amizade sincera e apoio nas horas incertas. Obrigado por participarem diretamente nessa conquista.

A Profa. Dra. Sheila Gouw Soares, pela sua atenção e colaboração ímpar na execução desse trabalho, esteve sempre disposta a ajudar e solucionar todas as dúvidas. Muito obrigado pelo esforço.

Ao professor Dr. Edgar Tanji, pela atenção e amizade firmada. Obrigado.

Aos os meus colegas do Mestrado. Agradeço a experiência adquirida e o apoio de todos.

Aos meus professores da FOU SP e do IPEN, pelos ensinamentos transmitidos para o desenvolvimento e realização desse trabalho.

A Cida, Sandra e Liliane, pelo valioso auxílio para a conclusão do curso.

A todos meus familiares e amigos que de alguma forma contribuíram e torceram para a conclusão desse projeto.

*"...É preciso amar as pessoas como se
não houvesse amanhã..."*

(Dado Villa-Lobos, Renato Russo, Marcelo Bonfá)

RESUMO

AVALIAÇÃO DA TEMPERATURA NA CÂMARA PULPAR DURANTE PREPARO CLASSE V COM LASER DE ÉRBITO:YAG

Leonardo Santos Picinini

RESUMO

Uma das grandes preocupações em relação à utilização da irradiação laser em odontologia é o aumento da temperatura no tecido dental, em especial no tecido pulpar, sendo que uma elevação da temperatura acima de 5,5°C, é considerada nociva à sua vitalidade. Este estudo avaliou o aumento de temperatura na câmara pulpar durante preparo classe V realizado com laser de Érbio:YAG em 36 incisivos bovinos extraídos. As amostras sofreram desgaste da face externa da parede vestibular para obtenção das espessuras dentinárias de 2,0mm (grupo I), 1,0mm (grupo II) e 0,5mm (grupo III). O sensor do termopar foi fixado à face interna da parede vestibular com auxílio da pasta térmica através da abertura palatina das amostras. Cavidades classe V foram preparadas na face vestibular apenas em dentina com dimensões de 1mm². Os parâmetros de irradiação utilizados foram de 500mJ/10Hz, 850mJ/10Hz e 1000mJ/10Hz para todos os grupos. Os resultados foram processados por um microcomputador. Este estudo mostrou que o aumento da temperatura na cavidade pulpar ficou em torno de 3°C para os grupos I (2,0mm de espessura dentinária) e II (1,0mm de espessura dentinária). No grupo III (0,5mm de espessura dentinária) a temperatura ficou próxima dos 5,5°C. Em conclusão, os parâmetros utilizados para preparo cavitário com laser de Er:YAG foram seguros em relação ao aumento de temperatura para espessuras dentinárias de 1,0 e 2,0mm, em espessuras dentinárias de 0,5mm o aumento de temperatura chegou a 5,5°C, necessitando de uma escolha mais apropriada dos parâmetros de irradiação.

ABSTRACT

AVALIATION OF THE TEMPERATURE RISE IN PULP CHAMBER DURING CLASS V PREPARATION WITH ÉRBIO:YAG LASER

Leonardo Santos Picinini

ABSTRACT

One of the major concerns regarding laser irradiation in the dentistry field is the overheating in dental tissue, specially pulpal tissue. A temperature raise over 5.5°C is considered to be harmful to its vitality. The current study evaluated the temperature increase in the pulp chamber, during class V preparation, performed with the laser Er:YAG in 36 bovine incisive extracted teeth. The samples were eroded on the outer side of the vestibular wall to obtain the dentinal thickness of 2.0mm (group I), 1.0mm (group II) and 0.5mm (group III). Thermocouples were fixed to the inner part of the vestibular wall using thermal paste, through the palatine opening of the samples. Class V cavities were prepared in the vestibular side only in 1mm^2 thick dentins. Irradiation parameters used were: 500mJ/10Hz, 850mJ/10Hz and 1000mJ/10Hz for all the groups. The results were processed by a microcomputer. This study showed that the temperature increased into the pulpal cavity reached around 3°C for the groups I (2,0mm thick dentine) and II (1.0mm thick dentine). In the group III (0.5mm thick) temperature was around 5.5°C . Thus, the parameters used for cavity preparation, using Er:YAG laser, were safe in relation to the temperature raise for dentinal thickness of 1,0 and 2,0mm; in 0.5mm thick dentins, temperature increase reached 5.5°C and an appropriate correction in the laser parameters was necessary.

SUMÁRIO

	Página
RESUMO	
ABSTRACT	
1 INTRODUÇÃO.....	1
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	3
3 PROPOSIÇÃO.....	32
4 MATERIAIS E MÉTODOS.....	33
4.1 Materiais.....	33
4.1.1 Equipamentos.....	33
4.2 Métodos.....	36
4.2.1 Seleção dos dentes.....	36
4.2.2 Preparo das cavidades.....	36
5 RESULTADOS.....	40
6 DISCUSSÃO.....	47
7 CONCLUSÕES.....	53
8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	54

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 Opus 20 Er:YAG/CO ₂ , OPUS DENT, Tel Aviv, Israel.....	34
FIGURA 2 Peça de mão angulada com ponta LXT-S10, Bothell, WA-USA 98021.....	34
FIGURA 3 Máquina polítrix Ecomet 3 – Buehle.....	35
FIGURA 4 Termopar (SR 510 lock-in amplifier – Stnford Research System).....	35
FIGURA 5 Especímetro.....	36
FIGURA 6 : Termopar (sensor) posicionado com auxílio da pasta termocondutora....	37
FIGURA 7 Amostra sendo irradiada.....	37
FIGURA 8 Amostra após desgaste vestibular.....	38
FIGURA 9 Amostra irradiada fixada em suporte metálico.....	38

LISTA DE GRÁFICOS

GRÁFICO 1	Variação da temperatura na câmara pulpar em relação ao tempo de irradiação laser (500mJ, 10Hz), com espessura dentinária de 2mm.....	42
GRÁFICO 2	Variação da temperatura na câmara pulpar em relação ao tempo de irradiação laser (850mJ, 10Hz), com espessura dentinária de 2mm.....	42
GRÁFICO 3	Variação da temperatura na câmara pulpar em relação ao tempo de irradiação laser (1000mJ, 10Hz), com espessura dentinária de 2mm.....	42
GRÁFICO 4	Variação da temperatura na câmara pulpar em relação ao tempo de irradiação laser (500mJ, 10Hz), com espessura dentinária de 1mm.....	43
GRÁFICO 5	Variação da temperatura na câmara pulpar em relação ao tempo de irradiação laser (850mJ, 10Hz), com espessura dentinária de 1mm.....	43
GRÁFICO 6	Variação da temperatura na câmara pulpar em relação ao tempo de irradiação laser (1000mJ, 10Hz), com espessura dentinária de 1mm.....	43
GRÁFICO 7	Variação da temperatura na câmara pulpar em relação ao tempo de irradiação laser (500mJ, 10Hz), com espessura dentinária de 0,5mm....	44
GRÁFICO 8	Variação da temperatura na câmara pulpar em relação ao tempo de irradiação laser (850mJ, 10Hz), com espessura dentinária de 0,5mm...	44

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 Aumento da temperatura na câmara pulpar em °C.....	41
TABELA 2 Número de pulsos por amostra com 2mm de espessura dentinária, para freqüência de pulsação de 10 Hz.....	45
TABELA 3 Número de pulsos por amostra com 1mm de espessura dentinária, para freqüência de pulsação de 10 Hz.....	45
TABELA 4 Número de pulsos por amostra com 0,5mm de espessura dentinária, para freqüência de pulsação de 10 Hz.....	45

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Acrogramas

CW: c(ontinuous) W(ave), onda contínua

IPEN: Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares

IV: Infravermelho

LASER: *L(ight) A(mplification) by S(timulated) E(mission) of R(adiation)*; amplificação da luz por emissão estimulada de radiação;

LILT: *L(ow) I(ntensity) L(aser) T(herapy)*, terapia com laser de baixa intensidade

MEV: Microscopia Eletrônica de Varredura

MO: Microscopia Óptica

UV: ultravioleta

Física

DE: Densidade de Energia ou fluência

E: Energia

f: frequência ou taxa de repetição

ϕ : diâmetro

λ : comprimento de onda

μ_a : coeficiente de absorção

P: potência

P_m : potência média

Química

CO₂: dióxido de carbono

Er:YAG: cristal óxido: Y₃Al₅O₁₂ dopado com érbio

H₂O₂: peróxido de hidrogênio

He: hélio

He-Ne: hélio e neônio

Ho:YAG: cristal óxido: $Y_3Al_5O_{12}$ dopado com hólmio

Nd:YAG: cristal óxido: $Y_3Al_5O_{12}$ dopado com neodímio

Ne: neônio

YAG: *Y(ttrium) A(luminium) G(arnet)*, cristal óxido: $Y_3Al_5O_{12}$

YLF: *Y(ttrium) L(ithium) F(luoride)*, $LiYF_4$: tetrafluoreto de ítrio e lítio

Unidades

°C: graus Celsius ou graus centígrados

cm²: centímetros quadrados

Hz: Hertz

J: Joule

J/cm²: Joules/centímetro quadrado

mJ: milijoule

mm: milímetro

ms: milisegundo

mW: miliwatt

µm: micrômetro

µs: microsegundo

nm: nanômetro

ns: nanosegundo

s: segundo

W: watt

Prefixos, símbolos e valores

Prefixo	Símbolo	Valor
Tera	T	10^{12}
Giga	G	10^9
Mega	m	10^6
Quilo	K	10^3
Centi	c	10^{-2}
Mili	m	10^{-3}
Micro	μ	10^{-6}
Nano	n	10^{-9}
Angstrom	Å	10^{-10}
Pico	p	10^{-12}
Femto	f	10^{-15}

1 INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

A palavra LASER é um acrônimo, na língua inglesa, para "Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation". Lasers são sistemas capazes de levar grandes energias aos tecidos e materiais com precisão. Sua utilização se faz presente em diversos campos, como por exemplo, em telecomunicações, em indústrias de aparelhos eletrônicos, bem como na medicina e odontologia entre outros

Os princípios que guiaram o seu desenvolvimento foram propostos em 1917 por EINSTEIN que descreveu o terceiro processo de interação da luz com a matéria, a emissão estimulada da radiação. Este princípio, juntamente com a teoria de Bohr e o desenvolvimento de ressonadores ópticos, foram a base dos conhecimentos que levaram SCHAWLOW e TOWNES a descreverem os princípios físicos dos lasers em 1958. Contudo, a primeira utilização com sucesso da emissão estimulada de microondas foi relatada por GORDON *et al.* em 1955. Em 1960, MAIMAN obteve emissão estimulada de radiação, no espectro visível, através da estimulação de rubi com intensos pulsos luminosos, gerando assim o primeiro "raio" laser. JAVAN *et al.* (1961) desenvolveram o laser de Hélio-Neônio e JOHNSON, o Nd:YAG em 1964. Ainda em 1964, PATEL *et al.* desenvolveram o laser de CO₂, sendo este, emissor de radiação no espectro infravermelho.

A utilização de diferentes lasers nas estruturas duras dos dentes tem sido investigada por várias décadas. As primeiras descrições da aplicação do laser em Odontologia foram publicadas em 1964 por Stern e Sognaes, os quais reportaram que o esmalte dental poderia ser vaporizado pelo laser de rubi. No entanto, consideráveis danos foram observados no tecido dental.

A primeira descrição sobre a utilização do laser de Er:YAG na área da Odontologia foi feita por Hibst *et al.*, em 1988. Estes autores definiram o laser de érbio como um sistema laser promissor para remoção de tecidos dentais duros, por emitir comprimento de onda em 2,94 μ m, coincidente com o pico máximo de absorção da água, assim como com o dos radicais OH⁻ presentes nos minerais do tecido duro, resultando em boa absorção nos tecidos biológicos, incluindo esmalte e dentina. A partir deste momento, várias pesquisas em relação a segurança e efetividade foram desenvolvidas com este comprimento de onda.

Em 1997, a FDA (*Food and Drug Administration*) aprovou, nos Estados Unidos, o uso do laser de Er:YAG para preparos cavitários (Pelagalli *et al.*, 1997), sendo o primeiro com esta finalidade.

Entretanto, uma das grandes preocupações em relação à utilização do laser em odontologia ainda está presente, o aumento da temperatura no tecido dental, em especial na polpa (Kurachi *et al.*, 1999), uma vez que a dificuldade de padronização dos parâmetros e a variedade de equipamentos com o mesmo comprimento de onda aumenta esse risco. De acordo com observações feitas por Zach & Cohen (1965), 15% dos dentes submetidos a aumento de 5,5°C por um período igual ou superior à 20 segundos desenvolvem algum grau de inflamação irreversível da polpa, sendo esta condição observada em 60% dos casos em que houve aumento de 11,11°C no mesmo período. Desta forma, o controle da temperatura intrapulpar durante vários procedimentos é de suma importância para o sucesso dos procedimentos odontológicos, bem como a segurança da vitalidade pulpar.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 PREPARO CAVITÁRIO COM LASER DE ER:YAG

Em 1991, Matsumoto *et al.* observaram as mudanças morfológicas no esmalte e na dentina, depois da irradiação com o laser de Er:YAG. Preparos cavitários foram realizados em dez dentes extraídos. Uma parte dos dentes foi pigmentada com corante preto, outra parte possuía lesão cariosa e outra era hígida. Foram irradiados com o laser de Er:YAG com $15,9\text{J}/\text{cm}^2$ de densidade de energia. Os resultados em MEV demonstraram que o laser de Er:YAG tem a capacidade de cortar estruturas dentais e remover cárie em esmalte e dentina. Observaram também que a profundidade dos preparos cavitários depende da energia, do tempo de exposição e do tipo de tecido. As cavidades dos espécimes pigmentados apresentaram maior profundidade com margens mais definidas quando comparados com os espécimes não pigmentados.

Gross *et al.*, em 1992, fizeram um estudo onde compararam a superfície morfológica do esmalte e da dentina, após a irradiação do laser de Er:YAG para preparo cavitário. Utilizaram 150 dentes humanos hígidos extraídos. As cavidades foram preparadas de forma convencional, em esmalte e em dentina. A energia do laser variou de 50 e 400mJ; metade da superfície do dente foi tratada sem *spray* de água. Os resultados foram comparados aos preparos convencionais, utilizando brocas de fissura em dentina e brocas diamantadas quando em esmalte. A morfologia superficial foi examinada sob MEV (Microscopia Eletrônica de Varredura). A superfície foi analisada também depois da limpeza com escovas e com a aplicação de ácido cítrico em dentina e ácido fosfórico a 37% em esmalte. Os autores

observaram que, sem a utilização do *spray* de água, o laser induziu à formação de uma zona de fragmentos, comparado às áreas tratadas com laser e com *spray*. A energia de 300mJ em dentina e 400mJ em esmalte resultou na formação de uma parede cavitária lisa. No esmalte, o preparo convencional mostrou uma zona de prismas desintegrados. Depois da limpeza com escova, a superfície continuou rugosa. Com o laser e a aplicação do ácido, resultou num padrão retentivo. Na dentina, o tratamento com laser e o preparo convencional mostraram uma zona de *debris*. Os túbulos dentinários, abaixo desta zona, não sofreram mudanças morfológicas. A superfície apresentou-se rugosa nos dois grupos e, depois da limpeza com escova, ainda havia a presença de camada de *debris*. Com o condicionamento ácido, esta camada foi removida e os túbulos foram parcialmente abertos. Os autores concluíram que, no esmalte, o laser de Er:YAG permite a técnica do condicionamento ácido. Na superfície da dentina, a aplicação com laser e o preparo convencional mostraram resultados semelhantes.

Wright *et al.* (1992) realizaram estudo comparativo da microinfiltração em restaurações de resina composta de cavidades classe V preparadas convencionalmente e preparados com a irradiação do laser de Er:YAG. Os resultados indicaram não haver diferença estatisticamente significativa entre os valores da microinfiltração nas duas técnicas.

Keller e Hibst, em 1993, investigaram em dentes humanos extraídos, a microinfiltração em restaurações de amálgama e resina composta, cujos preparos foram realizados com o laser de Er:YAG. O laser de Er:YAG (2,9 μ m) foi utilizado com duração total de pulso de cerca de 250 μ s. As cavidades foram preparadas de forma retangular na superfície dos dentes e classificadas em vários grupos: cavidade com esmalte não condicionado, preparos biselados mecanicamente, preparos condicionados com laser e ácido fosfórico. Para comparação, dois grupos de dentes foram preparados apenas mecanicamente, com e sem condicionamento ácido. Os dentes

preparados foram restaurados com amálgama e com resina composta e, em seguida, termociclados. Para a análise da microinfiltração os dentes restaurados foram imersos em fucsina básica a 0,5%, ou em solução de nitrato de prata a 50% por 24 horas. Após a secção dos dentes, a avaliação do corante penetrado foi realizada no microscópio óptico e por microrradiografia. Os resultados demonstraram valores semelhantes de infiltração do corante nos dentes restaurados com amálgama após o preparo com laser e após o preparo convencional. As cavidades que foram tratadas com laser, biseladas, condicionadas com laser e restauradas com resina composta mostraram nenhuma ou mínima microinfiltração. Entretanto, segundo os autores, outras investigações devem ser realizadas com diferentes tipos de materiais restauradores para se obter uma qualidade máxima de vedamento marginal.

Em 1994, Aoki *et al.* Estudaram a remoção de lesões cariosas cervicais com o laser de Er:YAG, com energia por pulso de 200mJ, densidade de energia de $56,5\text{J}/\text{cm}^2$ e taxa de repetição de 10Hz. Comparou-se com cárie cervical removida com instrumentos rotatórios em baixa rotação. A análise em microscopia eletrônica de varredura mostrou a superfície dentinária irregular e com túbulos dentinários abertos após a remoção do tecido cariado com o laser de Er:YAG. A remoção mecânica com instrumentos rotatórios em baixa rotação apresentou-se coberta com *smear layer* (lama dentinária).

O mecanismo de formação de cavidade pela irradiação com o laser de Er:YAG foi descrito por Altshuler *et al.* (1995). Segundo os autores, reduzindo-se a duração do pulso do laser de Er:YAG de 280 para $140\mu\text{s}$, a eficiência da remoção do esmalte aumenta em 60% e da dentina aumenta 80%. A presença do *spray* em pulsos de água aumenta 70% da efetividade de ablação do esmalte e 10% da dentina. No caso de *spray* de água contínuo, o aumento da efetividade no esmalte é de 50% e na dentina há uma redução de 10% da efetividade de ablação.

Em 1996, Altshuler *et al.* 1996 compararam os modos de irradiação do laser de Er:YAG onde verificaram que no modo contato houve 3 a 4 vezes maior eficiência de remoção de esmalte dental, comparado ao modo não contato.

Ramos *et al.* (1996) estudaram microinfiltrações em cavidades classe V preparadas com 400mJ de energia do laser de Er:YAG e condicionadas com 60 mJ de energia no esmalte cavo-superficial. O grupo controle (preparado e restaurado convencionalmente) e um grupo laser (preparado e condicionado com o laser de Er:YAG) receberam condicionado ácido. Outro grupo laser foi condicionado apenas com o laser. Os resultados da análise de microinfiltração marginal não apresentaram diferenças estatisticamente significantes entre os grupos.

Em 1996, Yokoyama *et al.* fizeram um estudo onde prepararam cavidades classe V em pacientes, utilizando o laser de Er:YAG desenvolvido pela Luxar (USA), com comprimento de onda de 2,94 μ m , utilizando 8Hz e 250mJ/pulso. Utilizaram sessenta dentes de quarenta pacientes onde observaram que: a) o laser de Er:YAG foi eficiente para aplicação clínica; b) não foi observada nenhuma reação adversa; c) preparos classe V foram realizados sem dor pós-operatória em 48, dos sessenta casos; d) os 12 casos com dor foram de pacientes que já reclamavam de sensibilidade antes dos preparos; e) os preparos foram realizados entre 10 segundos e 30 minutos.

Tanji *et al.*, em 1996a, avaliaram o aspecto micromorfológico da superfície dentinária irradiada com laser de Er:YAG, com três diferentes energias. Foram utilizados 35 dentes humanos recém-extraídos, incluídos em blocos de resina acrílica, com a superfície da face vestibular exposta. Os dentes foram divididos em sete grupos de cinco espécimens cada um. Nos grupos 1 e 2, os dentes foram irradiados com energia de 60mJ (densidade

de energia de $8,46\text{J}/\text{cm}^2$) do laser de Er:YAG o modo desfocalizado em 20mm, refrigerados com água destilada. Irradiaram-se com 80mJ (densidade de energia de $11,29\text{J}/\text{cm}^2$) os dentes dos grupos 3 e 4, e com 100mJ (densidade de energia de $14,11\text{J}/\text{cm}^2$) os dentes dos grupos 5 e 6. o grupo 7, que serviu como controle, foi condicionado com ácido fosfórico a 35%. Os grupos 2, 4 e 6, após irradiados, foram também condicionados com ácido. Os autores observaram em MEV que a energia de 100mJ produziu maiores áreas de ablação e que o condicionamento ácido após as irradiações provocou aspecto similar ao grupo controle, apenas em áreas onde a dentina removida por ablação. A irradiação com o laser Er:YAG foi capaz de remover a camada de *smear*, expondo os túbulos dentinários. Os autores concluíram que a irradiação com o laser de Er:YAG poderia promover um aumento da resistência ao ácido na dentina remanescente, prevenindo recidiva de cáries e que a energia de 100mJ promoveria um melhor padrão de microrretenção mecânica, para os materiais restauradores.

Tanji *et al.*, em 1996b, avaliaram o aspecto micromorfológico de preparos cavitários classe I, realizados com o laser de Er:YAG, em diferentes densidades de energia. Foram utilizados 21 molares humanos, recém-extraídos. As densidades de energia utilizadas foram: $79,61\text{J}/\text{cm}^2$, $89,57\text{J}/\text{cm}^2$ e $99,52\text{J}/\text{cm}^2$ que foram depositadas sobre as superfícies oclusais dos espécimes, divididos em três grupos respectivamente. Os espécimes foram analisados em microscopia óptica (MO) e MEV. A MO revelou eficiência do laser de Er:YAG na realização de preparos cavitários, através do processo físico de ablação, gerando cavidades com margens irregulares. A observação no MEV indicou a eficácia de atuação no tecido adamantino, com aspecto de superfície condicionada. Houve exposição dos túbulos dentinários, com a remoção do esfregaço. Os autores concluíram que não houve fusão e recristalização de material, nem variação do aspecto micromorfológico nas diferentes densidades de energia utilizadas. Durante a realização do preparo cavitário, foi criado um padrão de condicionamento a laser, que sugere a possibilidade de adesão a resinas compostas.

Em 1996, Seka *et al.* fizeram uma revisão do mecanismo básico do processo de ablação do tecido duro dental, com o laser de comprimento de onda variando de infravermelho a ultravioleta. O mecanismo de remoção do tecido, reportaram os autores, pode ser termomecânico, mediado pela água e pelo plasma. O mais efetivo mecanismo de remoção tecidual, segundo a revisão da literatura feita pelos autores neste trabalho, foi o processo mediado pela água, com laser de comprimento de onda infravermelho entre três e 10 μ m.

Tanj *et al.*, em 1997, avaliaram através de microscopia eletrônica de varredura o aspecto da superfície dentinária condicionada com laser de Er:YAG. Os resultados revelaram a exposição dos túbulos dentinários e a criação de um padrão micro-retentivo, sugerindo, assim, a retenção de materiais restauradores.

Em 1997, Groth avaliou através de testes de tração o condicionamento do esmalte dental com laser de Er:YAG. Seus Resultados demonstraram que os valores de resistência à tração foram inferiores no grupo condicionado exclusivamente com o laser de Er:YAG em comparação aos grupos condicionados com laser de Er:YAG mais ácido fosfórico e exclusivamente ácido fosfórico.

Keller *et al.*, em 1998, investigaram a aceitação, por parte dos pacientes, de preparos cavitários realizados com o laser de Er:YAG em cinco hospitais que prestavam serviços odontológicos. Os autores realizaram 206 preparos em 194 dentes de 103 pacientes, sendo que metade dos preparos foram realizados com laser e a outra metade com alta-rotação convencional. Foi utilizado o laser de Er:YAG, com 2,94 μ m de comprimento de onda, duração do pulso 250 μ s e *spray* de água. Para o esmalte, a energia de pulso utilizada foi entre 250mJ a 400mJ, repetição 2-4Hz. Para a dentina, energia entre 150mJ e 300mJ, repetição 1-3Hz. Os preparos com

brocas foram realizados em alta-rotação. Os dentes foram restaurados com amálgama ou resina composta. Imediatamente após, foi feito o teste de vitalidade pulpar com gelo e à percussão. O esquema de avaliação compreendeu três escores: confortável, desconfortável e muito desconfortável. Os resultados mostraram que o tratamento com laser foi mais confortável que o tratamento convencional. Durante o tratamento, a necessidade de anestesia local foi de 11% para o preparo convencional e 6% para o preparo com laser. 80% dos pacientes disseram ser o preparo convencional menos confortável e 82% dos pacientes preferiram o preparo com laser para futuros tratamentos. Os autores concluíram que a aplicação do laser de Er:YAG para preparos de cavidade foi mais confortável que o método convencional com alta-rotação.

Em 1998, Dostàlova *et al.* fizeram um estudo clínico onde avaliaram a ablação com laser de Er:YAG, depois de dois anos. Foram avaliadas 150 cavidades. Foram usados três materiais restauradores: *Charisma*, *Ketac-Fil* e *Protac-Fil*. A energia do laser foi utilizada entre 100 e 450mJ, repetições de um a 4Hz com *spray* de água. A largura dos pulsos foi 200 μ s. A avaliação clínica foi aos 6, 12, 18 e 24 meses, baseados na recomendação da ADA. Foram aplicados oito critérios: crista marginal, adaptação marginal, forma anatômica, cáries, mudança de cor, descoloração do cavo-superficial, textura superficial, sensibilidade pós-operatória. Foram feitas restaurações classe I-19, classe II-3, classe III-3, classe IV-5 e classe V-97 em pré-molares, dentes anteriores e 16 em molares. Em comparação com o tratamento clássico, os autores notaram que a retenção e a qualidade do material restaurador foram semelhantes. A energia mais utilizada foi 400mJ, com repetição 2-4Hz para o esmalte. Para a dentina, a ótima energia foi 200mJ e repetição de 1 a 2Hz, dependendo da profundidade da cavidade. O número de pulsos variou de 16 a 489 e a média foi de 111,22. Os autores concluíram que a utilização do laser de Er:YAG é um método promissor para remoção de cáries e restauração.

Ramos, em 1998, avaliou a microinfiltração em restaurações classe V preparadas com laser de Er:YAG e pelo método convencional com alta- rotação. Foram utilizados 36 dentes humanos, terceiros molares hígidos divididos em três grupos: **grupo 1** (grupo controle) foi preparado com alta- rotação e condicionamento ácido fosfórico 35%; **grupo 2**, preparado com o laser de Er:YAG e condicionado somente com ácido fosfórico 35%; **grupo 3** foi preparado e condicionado somente com o laser de Er:YAG. A irradiação do laser focalizado a 12mm da superfície dental, foi utilizado com 400mJ de energia/ pulso de 128,61J/cm². O esmalte cavo-superficial foi atacado com o mesmo laser, com energia de pulso reduzida para 60mJ, a frequência aumentada para 10Hz, resultando numa densidade de energia de 19,29J/cm². Foi utilizado *spray* de água. O preparo do grupo controle foi executado com instrumento rotatório diamantado nº 1091, em alta- rotação. O bisel cavo-superficial foi realizado com instrumento rotatório diamantado nº 3195 F. Os preparos foram restaurados com o sistema adesivo *Single Bond* e resina composta Z100 (3M). Os dentes foram armazenados em água por 24h a 37°C, submetidos a ciclagem térmica e colocados numa solução de nitrato de prata por 24h. Foram, então, lavados e colocados numa solução foto-reveladora sob luz fluorescente por 6 horas. Depois de incluídos em resina, foram seccionados longitudinalmente para serem analisados por EDX, MEV e estereomicroscópio. O autor concluiu que os preparos com laser e convencional com ácido tiveram menor infiltração que o grupo tratado apenas com laser. Os resultados indicaram que o laser de Er:YAG pode ser utilizado para preparos cavitários de classe V de forma semelhante à alta- rotação, se, após o tratamento com o laser, a superfície for condicionada com ácido fosfórico.

Tanji, em 1998, analisou as alterações morfológicas do esmalte e da dentina em MEV, em cavidade classe I preparadas com irradiação do laser de Er:YAG, utilizando três diferentes parâmetros de energia. Analisou Também as alterações da dentina quanto à composição de cálcio, fósforo e oxigênio. Vinte e nove terceiros molares humanos foram divididos em quatro

grupos: **grupo 1** – cavidades preparadas com energia por pulso de 400mJ, taxa de repetição de 2Hz e densidade de energia de 128,38 J/cm²; **grupo 2** – energia de 450mJ, 2Hz e densidade de 144,43J/cm²; **grupo 3** – 500mJ, 2Hz e densidade de 160,48J/cm²; **grupo 4** – cavidades classe I preparadas por meio de instrumentos rotatórios em alta-rotação (ponta diamantada cilíndrica KGS 1091), com dimensões aproximadas às das cavidades dos grupos laser. Para análise de concentração de cálcio, fósforo e oxigênio, antes e após a irradiação com o laser, foram preparados três discos de dentina de cada grupo laser. O laser de Er:YAG mostrou-se eficiente para a ablação de esmalte e dentina nos três parâmetros de energia estudados, deixando as margens das cavidades irregulares. A superfície dentinária apresentou-se com túbulos dentinários abertos, com apenas algumas áreas de fusão e recristalização. Na análise de cálcio, fósforo e oxigênio, através de fluorescência de raio X, a quantidade de cálcio da dentina diminuiu após a irradiação com 400mJ do laser e a quantidade de fósforo da dentina aumentou, após a irradiação com 450mJ. Não houve diferença estatisticamente significativa na quantidade de oxigênio antes e após a irradiação com as três energias do laser de Er:YAG utilizadas neste estudo.

Em 1998, Eduardo *et al.* fizeram um estudo clínico com o laser de Er:YAG. Apresentaram três casos clínicos: no caso 1, foi utilizado 300mJ/pulso, taxa de repetição 30Hz e densidade de energia de 42,32J/cm² para um preparo tipo túnel que foi restaurado com sistema adesivo *All Bond* e a resina composta Z100; no caso dois, foram utilizados 350mJ/pulso, taxa de repetição 30 Hz e densidade de energia 49,38J/cm², para realização de uma cavidade classe V. O preparo foi condicionado com o mesmo laser com 60 mJ/pulso, taxa de repetição 10Hz, densidade de energia de 8,46J/cm² e restaurado com os mesmos materiais do caso um. No caso três, foram utilizados 350mJ/pulso, taxa de repetição de 3Hz, e densidade de energia de 49,38J/cm², para preparo classe V. Para o preparo do esmalte cavo-superficial, foram usados 60mJ/pulso, taxa de repetição de 10Hz, e densidade de energia de 8,46J/cm². Para a restauração foram utilizados os

mesmos materiais. Nos casos 2 e 3 não foi utilizada a anestesia. Nos três casos, foram feitas avaliações clínicas e radiográficas aos três e seis meses, mostrando bons resultados. Os autores concluíram que a técnica com este laser mostrou ser efetiva para o preparo de cavidades conservadoras, com a eliminação do desconforto produzido pelo ruído e vibração da alta-rotação, e, na maioria dos casos, a necessidade de anestesia foi eliminada durante os procedimentos.

Em 1999, Hossain *et al.* determinaram a taxa de ablação e avaliaram as mudanças morfológicas no esmalte e dentina em dentes humanos irradiados com laser, sem e com *spray* de água. Foi utilizado o Er:YAG usando a energia de pulso entre 100 e 400mJ, 2Hz de frequência por 5 segundos. A ablação, com ou sem água, com diferentes energias de pulso foi medida e as alterações morfológicas foram observadas no MEV. Os autores observaram uma relação quase linear entre a profundidade de ablação e energia utilizada para o esmalte e a dentina. A irradiação com água reduziu a profundidade da ablação, porém muito pouco quando comparada com a irradiação sem água. As observações no MEV indicaram que a irradiação com água produziu cavidades sem sinal de danos térmicos à volta do esmalte e da dentina. Os autores concluíram que a adição de um *spray* fino de ar direto no foco da irradiação para o processo de ablação não diminui e não causa carbonização ou fusão nos tecidos duros adjacentes.

Navarro *et al.*, em 2000, avaliaram o grau de microinfiltração em restaurações de cavidades classe V preparadas com laser de Er:YAG com diferentes larguras de pulso e parâmetros de irradiação de 350mJ/ 4Hz e 400mJ/ 2Hz. O preparo convencional com ponta diamantada, em alta rotação também foi avaliado. Os resultados demonstraram não haver diferença estatística entre os grupos estudados, entretanto, as cavidades preparadas com irradiação laser mostrou o ângulo cavo superficial mais irregular que o preparo convencional. A diferença entre largura de pulso utilizada não influenciou na microinfiltração das restaurações.

2.2 AUMENTO DA TEMPERATURA NA CÂMARA PULPAR DURANTE A IRRADIAÇÃO DE TECIDOS DENTAIS DUROS COM O LASER

Adrian e Washington, em 1977, observaram os efeitos do laser Nd:YAG sobre a polpa, comparados com o laser de rubi. Foram utilizados dentes de macacos *Rhesus* que, após a anestesia, tiveram a região acima da margem gengival (2mm) exposta ao laser ($6,77\text{J}/\text{cm}^2$ e pulso de 7ms). Os dentes foram extraídos após dois dias. Os autores concluíram que o laser de Neodímio era promissor no tratamento dos tecidos duros dos dentes, pois os cortes histológicos da polpa, mesmo com alta densidade de energia, demonstraram grau zero, caracterizando como normal a área afetada. A resposta pulpar ao laser de rubi foi freqüentemente caracterizada por severa hemorragia na câmara pulpar e necrose do odontoblastos.

Em 1989, Hibst e Keller, estudaram a eficiência da irradiação do laser de Er:YAG a $2,94\mu\text{m}$ sobre a dentina e esmalte. Utilizaram dentes humanos extraídos, cortados em amostras de 2mm de espessura. A irradiação do laser foi investigada em cinco superfícies com cárie e 25 com superfícies hígdas. A irradiação com o laser de Er:YAG (Quatronix 294) foi realizada perpendicularmente sobre as superfícies dos espécimes por meio de uma lente biconvexa. A energia utilizada foi de 30-360mJ por pulso, com taxa de repetição de 1Hz. Os espécimes foram examinados em um microscópio óptico. Para comparação, cavidades do mesmo tamanho foram produzidas com o laser de CO_2 , com energia de 1J e combinações de potência e tempo de exposição de 20 W/50 ms e 2 W/500 ms. A temperatura na superfície dos dentes foi medida através de uma termocâmera. Os autores concluíram que o laser de Er:YAG é absorvido pelas estruturas duras do dente, pela água e pelos componentes inorgânicos, causando pouco e rápido aquecimento aos tecidos adjacentes. O esmalte e a dentina foram removidos, em parte, pelo processo contínuo de vaporização e, em parte, em forma de microexplosão.

Em 1990, Hoke *et al.* avaliaram a mudança de temperatura na câmara pulpar de dentes humanos, durante preparo cavitário com laser de Er:YAG e refrigeração com *spray* de água. Utilizaram dentes extraídos nos quais foi introduzido um termopar na câmara pulpar. Os autores observaram que os comprimentos de onda selecionados e a utilização da água, durante os procedimentos resultaram em remoção eficiente do tecido duro, sem dano aos tecidos adjacentes. A análise em MEV mostrou pouco ou quase nenhuma fusão no esmalte e dentina e nenhuma mudança na câmara pulpar. A superfície produzida pelo processo de ablação causado pela irradiação do laser apresentou-se rugosa e irregular com crateras e sulcos. O aumento médio de temperatura na câmara pulpar foi de 2,2°C. Esses achados demonstraram que houve vaporização constante de água e microexplosões. A água aumentou a eficiência de remoção da estrutura dental e auxiliou a refrigeração dessas mesmas estruturas. O laser de Er:YAG pulsado (2,94µm) pode ser um método efetivo para remoção de tecido duro quando aplicado com a presença de água, concluíram os autores.

Hibst e Keller, em 1990, mostraram que a irradiação do laser de Er:YAG pode resultar em aumentos de temperatura nocivos à polpa. Entretanto, com a escolha apropriada dos parâmetros de energia durante irradiação, taxa de repetição e números dos pulsos, os danos podem ser evitados, mesmo numa cavidade próxima à polpa.

White *et al.*, em 1992, avaliaram a habilidade do laser de Nd:YAG (1,06 e 1,32µm) e de Ho:YAG (2,10µm) de remover cárie em esmalte e determinaram o limiar das modificações da superfície dentinária. Utilizaram trinta dentes molares com cárie de fôssulas e fissuras limitadas ao esmalte. Foi colocado na câmara pulpar um termopar para verificar a temperatura durante a remoção da cárie. Uma fatia de 3mm foi seccionada do terço oclusal médio das coroas dentais. Foram realizados cinco pulsos para cada parâmetro utilizado que foi de 33mJ/p a 267mJ/p e a duração do pulso foi de 150µs. O comprimento de onda foi de 1,06µm a 2,10µm. A densidade de

56mJ, 60mJ e 90mJ de energia para os dentes umedecidos, e 58mJ de energia para os dentes secos. Para verificar a temperatura pulpar, foi colocado um termopar na cavidade pulpar dos dentes, o qual era acoplado a um monitor digital de temperatura com resolução de 0,1°C. Os dentes foram analisados sob MEV, e os autores concluíram que a superfície do esmalte nos dentes secos mostrou fragmentos circulares dos prismas de esmalte, fusão de esmalte, fratura e ausência de bordas planas. A análise da temperatura pulpar demonstrou elevação maior que 27°C. Nos dentes umedecidos com constante refrigeração com água, o esmalte e dentina foram eficientemente removidos por ablação. Na análise em MEV, os autores observaram superfície com fissuras e cavidade cônicas, com projeções remanescentes de esmalte. A temperatura pulpar aumentou em média 4°C. Esses resultados indicaram que o laser pulsado de Er:YAG usado com refrigeração à água pode remover esmalte e dentina, sem produzir um significativo aumento na temperatura pulpar.

Hibst e Keller (1992a), avaliaram o efeitos térmicos durante a irradiação de tecidos duros dentais com o laser de Er:YAG. Segundo os autores, no estado de sub-ablação o decréscimo da temperatura ocorre mais rapidamente no esmalte em comparação à dentina. Porém, quando o limiar de ablação é excedido, o efeito térmico é mais pronunciado no esmalte. No caso de sub-ablação, a energia do laser é completamente convertida em calor, ao passo que ultrapassando o limiar de ablação a energia térmica na dentina aumenta levemente com o aumento da energia radiante.

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

O laser de Er:YAG foi utilizado clinicamente para remoção de tecidos cariados por Keller e Hibst (1992), verificando a ausência de danos térmicos à polpa. Neste estudo, a maioria dos pacientes não relatou dor durante a remoção de cárie com o laser de Er:YAG, indicando que a percepção à dor foi menor quando comparada com aquela ocorrida durante a remoção convencional de tecido cariado.

Em 1993, Hibst e Keller estudaram o mecanismo de ablação do laser de Er:YAG na estrutura dental, verificando a formação de crateras com considerável consumo de energia e baixos efeitos térmicos. Segundo os autores, isto poderia ser explicado pelo aquecimento de fragmentos secundários, provavelmente pela absorção da hidroxiapatita.

Em 1993, Paghdiwala *et al.* avaliaram o aumento de temperatura na polpa e as mudanças morfológicas causadas pela exposição ao laser de Er:YAG em dentes humanos extraídos com ou sem *spray* de água. Utilizaram o laser de Er:YAG com comprimento de onda de 2,94 μ m, com diferentes níveis de energia e tempo de exposição, com variação na profundidade de corte para avaliar as alterações na temperatura no interior da câmara pulpar. Os resultados também indicaram que houve redução da temperatura, maior eficiência e mudanças estruturais mínimas na presença do *spray* de água quando comparado com os dentes que foram irradiados a seco. Com espessura de 2,77mm de dentina a 0,3W e dois segundos de exposição, a temperatura subiu somente 0,49°C. O diâmetro dos orifícios feitos nos dentes secos aumentou com a energia, mas não com o tempo de exposição. O diâmetro foi igual para dentes secos e molhados a 1,1W. A exposição por um segundo a 0,3W, sob efeito do *spray* de água, causou uma profundidade de 0,46mm. Nesta pesquisa, os autores verificaram a importância fundamental de uma corrente de água sobre o tecido dental durante a exposição à irradiação com o laser.

Há uma expectativa em se encontrar um método para remover a cárie dental, sem a estimulação negativa causada pelas turbinas de alta-rotação. A energia a laser é considerada um substituto em potencial. Em 1993, Wigdor *et al.* investigaram o efeito da irradiação de três tipos de laser em tecidos dentais duros. Em quatro dentes anteriores humanos extraídos, foi utilizada alta-rotação para remover o esmalte, criando uma janela de 3mm de diâmetro por 2mm de profundidade. Os dentes foram, então, tratados da seguinte maneira: a) com broca de tungstênio em baixa-rotação; b) laser de CO₂; c) Nd:YAG ; d) Er:YAG. O laser de CO₂, que emite em 10,6 μ m, foi usado com pulsos de 0,1s a uma frequência de 5Hz e com potência de 4W. O Nd:YAG foi utilizado em onda contínua com 12,5W de potência. O de Er:YAG foi usado com 250 μ s, longo pulso de comprimento de onda de 2,94 μ m, frequência 3Hz e energia 500mJ. Para os testes *in vivo*, utilizaram dentes caninos, utilizando as mesmas condições do teste *in vitro*. Os autores concluíram que o laser de Er:YAG produziu menos alterações pulpares que o laser de CO₂ e o de Nd:YAG. Observações sob MEV demonstraram que, com o laser de CO₂, os túbulos dentinários não foram evidentes e houve trincas na dentina. O laser de Nd:YAG causou fusão da dentina intertubular. Houve evidências de efeito do calor na dentina *in vivo*, causado pelo laser de CO₂ e de Nd:YAG. As mudanças histológicas foram mais drásticas com o laser de Nd:YAG. Nos dentes irradiados com o laser de Er:YAG, houve formação de dentina reparadora. O laser de Er:YAG causou os menores danos e foi o mais eficiente em remover dentina e esmalte.

O aumento da temperatura na câmara pulpar em espécimes irradiados com os lasers de CO₂, Nd:YAG e Argônio foi estudado por Yu *et al.* (1993). Os autores observaram que houve aumento da temperatura à medida que se aumentou a potência e o diâmetro do feixe de laser para uma dada densidade de energia e potência. Também verificaram aumento de temperatura com o aumento das densidades de energia.

Gimble *et al.*, em 1994, fizeram uma pesquisa com a finalidade de determinar a eficácia do laser de Er:YAG quando comparado ao tratamento convencional para tecidos duros dentais. Neste estudo, o tratamento das fósulas e fissuras, a remoção de cárie, o condicionamento ácido e o preparo cavitário foram realizados em pacientes. A energia variou de 15mJ para tratamento das fósulas e fissuras, a 250mJ para o preparo cavitário e a frequência variou de 5 a 10Hz. Para cada procedimento, foram utilizadas as seguintes energias: para fósulas e fissuras - 47mJ e 59 segundos; para remoção de cárie e preparo cavitário - 159mJ e 71 segundos; condicionamento com laser (Schwartz Electro-optics, Inc, Orlando, Fla.) - 118mJ e 43 segundos. Os dentes foram extraídos e os resultados dos procedimentos indicaram que o laser foi tão eficiente quanto as turbinas de alta-rotação para remoção da cárie e preparo cavitário. A visualização no microscópio eletrônico de varredura e testes de adesão com a máquina Instrom mostraram que o condicionamento ácido, combinado com condicionamento com laser, foi melhor que apenas o condicionamento ácido (31Mpa vs. 20Mpa). Os estudos histológicos e de aumento de temperatura da polpa indicaram que não houve nenhum dano térmico causado pela irradiação com laser. Quanto à opinião dos pacientes, eles foram mais favoráveis à utilização do laser do que à turbina dental convencional.

Sekine *et al.*, em 1994, fizeram um estudo histopatológico em polpas de dentes de cães, depois de realizados preparos classe V usando o método convencional, com turbinas de alta-rotação (grupo controle) e o laser de Er:YAG. A energia utilizada foi de 100, 150 e 200mJ/pulso e a densidade de energia foi de 35,4; 53,1; 70,8J/cm², respectivamente, e frequência de pulso 10Hz. Os dentes foram divididos em dois grupos: cavidade profunda e cavidade rasa, de acordo com o remanescente de dentina. Depois de um, dois, quatro, sete e 28 dias, os autores observaram que não houve diferença histopatológica entre o grupo controle e o grupo a laser. As três energias do laser de Er:YAG utilizadas apresentaram pequena diferença quanto ao dano

pulpar. Eles concluíram que o preparo cavitário com o laser de Er:YAG pode ser tão seguro quanto o método convencional de alta-rotação.

Em 1994, Kumazaki trabalhou com o laser de Er:YAG para a remoção de tecidos duros. Segundo o autor, quando a luz do laser é aplicada ao dente, a energia, convertida em calor, é utilizada para cortar o dente ou induzir a trocas químicas no dente. Não há vibração, barulho, nem dor, como ocorre no caso das turbinas de alta-rotação. No esmalte, a irradiação com laser produz superfície semelhante à produzida pelo condicionamento ácido. O laser de Er:YAG tem comprimento de onda de $2,94\mu\text{m}$, o qual é absorvido pela água e produz calor vaporizando a mesma. O laser de Er:YAG não tem efeito térmico na polpa, quando usado para preparo cavitário. O autor desenvolveu uma ponta de contato para o laser de Er:YAG, que facilita a aplicação do laser com segurança. Esta ponta é de quartzo de 0,6mm de diâmetro. Uma mistura de ar e água é direcionada paralela ao laser, como *spray*, para evitar excesso de calor e dor, durante a aplicação do laser. O laser de Er:YAG é indicado para preparos cavitários, pois induz à evaporação instantânea da água dos tecidos dentais, produzindo uma pressão suficiente para remover o tecido mineral do dente facilmente. De acordo com o autor a grande vantagem da utilização do laser em preparos cavitários é, provavelmente, a pequena dor ou sua ausência completa durante a aplicação.

Para verificar o aumento da temperatura intrapulpar durante a exposição da dentina à irradiação, White *et al.*, em 1994, utilizaram o laser de Nd:YAG. A potência variou de 0,3 a 3 W com frequência de 10 a 20Hz, utilizando dentes humanos extraídos. Os resultados, comparados com o preparo convencional com alta-rotação, mostraram que a temperatura intrapulpar aumenta em função da potência, frequência e tempo, e diminui em função do remanescente dentinário (0,2 a 2mm). Os autores concluíram que o uso do laser de Nd:YAG, com o tempo, potência e frequência

adaptados à espessura do remanescente dentinário, não causou desvitalização do dente pelo aumento de temperatura intrapulpar.

Frentzen, em 1994, apresentou uma revisão da literatura sobre as aplicações clínicas, limitações e expectativas da irradiação a laser em tecido duro dental. Segundo o autor, é essencial que, antes que novas técnicas sejam introduzidas na clínica, elas devem fornecer resultados genuínos e comprovados. Existem vários sistemas de laser utilizados no tratamento de tecidos duros, porém ainda não substituem a alta-rotação. O autor afirmou que qualquer tipo de laser absorvido pelo tecido dental é convertido em calor, pressão e energia química. Devido a estas alterações, vários pesquisadores preocuparam-se com o efeito térmico do laser sobre a polpa. Sob este aspecto parece que o laser de Er:YAG é menos nocivo quando um adequado resfriamento é utilizado.

Em 1995, Keller e Hibst investigaram o efeito das altas taxas de repetição na reação pulpar. Foram preparadas 36 cavidades em pré-molares e molares hígidos de cães, usando o laser de Er:YAG com energia de pulso de 500mJ, largura de pulso de 250 μ s e taxa de repetição de 1,5 a 4Hz. Numa metade do dente, somente o laser foi usado, e na outra metade, um *spray* de água para refrigerar a superfície durante a irradiação. As mudanças pulpares foram avaliadas em secções histológicas descalcificadas após duas, quatro, seis e oito semanas. Foi observada uma neoformação de dentina na cavidade pulpar. Quando uma frequência de mais que 2Hz foi usada sem o *spray* de água, foi observado um aumento de reação inflamatória, seguido de necrose parcial. Os autores concluíram que, com a utilização de uma taxa de repetição maior que 2Hz, durante a irradiação, faz-se necessária uma refrigeração adicional de água para evitar danos térmicos à polpa.

Cecchini (1995) estudou as alterações morfológicas do esmalte e dentina irradiados com o laser de hólmio, em microscopia eletrônica de

varredura, observando a presença de material fundido e recristalizado. A monitoração da temperatura interna na câmara pulpar demonstrou um aumento de 3,8°C, indicando sua aplicação clínica sem causar injúria térmica pulpar, nas condições deste estudo.

Um estudo histopatológico da polpa e dentina foi realizada por Kumazaki e Kumazaki (1996) que compararam os efeitos da irradiação do laser de Er:YAG com pontas montadas em alta rotação. Este experimento em cães demonstrou a formação de dentina secundária em aproximadamente uma semana, na maioria das polpas. Não foi observada degeneração da dentina em áreas irradiadas com o laser de Er:YAG, sendo esta presente em dentes preparados com instrumento rotatório em alta rotação.

Gonzalez *et al.*, em 1996, publicaram uma revisão da literatura a respeito dos princípios e características dos equipamentos de laser, efeito térmico na polpa e aplicação do laser de CO₂, Nd:YAG e de Argônio, na odontologia restauradora e preventiva. Concluíram que um sistema a laser capaz de realizar com efetividade, procedimentos nos tecidos duros dentais, sem causar danos à polpa, ainda não existe. Um dos problemas é o grande número de variáveis que envolvem esta tecnologia como: espessura da dentina, comprimento de onda e absorção do laser, os pulsos de energia, a média de energia, profundidade dos pulsos, repetições de pulso, diâmetro dos feixes e tempo de exposição. As pesquisas mostram que diferentes combinações de exposição da irradiação com o laser são necessárias para uma específica técnica. Esta revisão mostrou as dificuldades em encontrar as adequadas combinações para cada técnica e as dificuldades em comparar os estudos com laser, devido à falta de informações das variáveis descritas.

Pelagalli *et al.*, em 1997, fizeram um estudo histológico da polpa, por meio da análise em MEV da morfologia superficial do dente, penetração de corantes, resistência adesiva e habilidade do laser em remover cáries e

preparar cavidades. Neste estudo, foi comparada a utilização do laser com a alta-rotação convencional com brocas. Foram selecionados sessenta pacientes e 106 dentes indicados para extração e o tratamento foi realizado durante um ano. Os dentes foram tratados *in vivo* e extraídos imediatamente após dois dias, um mês e um ano, para verificar a resposta pulpar, morfologia superficial e qualidade do preparo, restauração e dor. O laser Er:YAG foi utilizado com os seguintes parâmetros: para remoção de cárie 80mJ, 5 a 10Hz e para o preparo, 120mJ, 5 a 10Hz, utilizando *spray* de água. Os preparos com alta-rotação foram feitos com brocas de carbeto de tungstênio ou pontas diamantadas a 400.000rpm. Os resultados demonstraram que o preparo com laser foi igual ou melhor para remoção da cárie, preparo cavitário e condicionamento ácido. As observações em MEV não revelaram microfraturas. Os autores observaram ainda túbulos abertos e efetivo condicionamento com o laser. O teste histológico confirmou que a polpa não foi comprometida.

Cozean *et al.*, em 1997, fizeram um estudo clínico para avaliar a eficácia e segurança do laser de Er:YAG na remoção de cáries e preparo cavitário em dentina e esmalte, comparados com as turbinas de alta-rotação. Investigaram também a necessidade da utilização da anestesia nos procedimentos a laser. Foram realizados preparos classe I, II, III, IV e V, restaurados com amálgama e resinas compostas. Este estudo foi dividido em duas fases: na **fase I**, sessenta dentes foram restaurados e extraídos para exame histológico do tecido pulpar, na **fase II**, 107 dentes foram restaurados, porém não extraídos, e avaliados em períodos superiores a 18 meses. Nas duas fases, os pacientes foram divididos em dois grupos: tratados com laser e tratados com alta-rotação (grupo controle). Baseados nos resultados, os autores concluíram que o uso do laser de Er:YAG para tratar tecidos duros dentais foi efetivo e seguro para remoção de cárie, preparo cavitário e condicionamento do esmalte. Não houve diferença entre os testes histológicos no tecido pulpar, nos dentes tratados com laser de Er:YAG e alta-rotação. Observaram que, nas duas fases, alguns pacientes

tratados com laser sentiram pequeno desconforto, mas apenas em 2% houve necessidade de anestesia.

McNair *et al.* (1997) utilizaram o laser de CO₂ pulsado com comprimento de onda de 9,3 μm para irradiações de amostras de dentina com espessuras diferentes. Em espécimes com 2mm de espessura, a variação de temperatura não ultrapassou 3°C durante a irradiação com o laser, sugerindo uma aplicação clínica segura, no que se refere à vitalidade pulpar.

Em 1997, Eversole *et al.* estudaram a aplicação do laser de Er;Cr;YSGG ($\lambda=2.78\mu\text{m}$) para preparos cavitários, bem como os efeitos no tecido pulpar de coelhos e cães. Não foi observada nenhuma resposta inflamatória pulpar imediata e nem trinta dias após a remoção de esmalte e dentina com a irradiação laser.

Dostálová *et al.* (1997) realizaram um estudo *in vitro* em pré-molares humanos com indicação ortodôntica para exodontia, nos quais foram realizados preparos cavitários com o laser de Er:YAG. Os mesmos foram analisados em microscopia ótica verificando-se ausência de danos estruturais ou trincas e as polpas dentais apresentaram-se normais, sem reação inflamatória.

As alterações de temperatura no interior da câmara pulpar durante a irradiação com o laser de Er:YAG foram estudadas por Glockner *et al.* (1998). Com o uso de sensor térmico, realizaram um estudo comparativo de preparos cavitários realizados com o laser de Er:YAG e com pontas montadas diamantadas, analisando o aumento da temperatura na cavidade pulpar. Os resultados indicaram que preparos realizados com o laser de Er:YAG poderiam causar menos estresse térmico à polpa.

O desafio do laser dental para preparos cavitários tem sido encontrar um comprimento de onda que remova a dentina e o esmalte sem causar danos na polpa. O sistema laser de Er:YAG foi estudado por Evans *et al.*,

em 1998, quando fizeram um estudo para verificar a aceitabilidade deste sistema entre os dentistas e pacientes. Utilizaram o Er:YAG com fibra óptica, transmitindo pulso de 2,94 μ m e com fina *spray* de água. Foram selecionados 82 pacientes, entre os quais 52 tinham dez anos e trinta tinham menos de dez anos; cinco pacientes não voltaram. Foram selecionados 15 dentistas, porém quatro não completaram o caso. Foram feitos preparos com laser, e preparos convencionais com alta-rotação em cada paciente. Os pacientes e dentistas responderam a questionários. A principal dificuldade reportada pelos dentistas foi o acesso à cárie dental, além da baixa velocidade do laser, foco e preparo cavitário. Os pacientes que preferiram o laser (37) acharam que este causou menos dor e menos vibração. Os autores concluíram que os dentistas preferiram as turbinas convencionais de alta-rotação e os pacientes, o tratamento a laser.

Cozean e Powell, em 1998, fizeram um estudo para verificar se a polpa e o tecido dentinário não sofreriam danos quando fossem expostos à irradiação do laser de Er:YAG com 2,94 μ m nos procedimentos de remoção de cárie, preparo cavitário e condicionamento, antes do condicionamento ácido. Eles observaram os resultados histológicos comparando o laser de Er:YAG com a utilização de alta-rotação convencional. A avaliação de possíveis mudanças histológicas da polpa e dentina depois da aplicação do laser e da alta-rotação foram feitas em dentes extraídos imediatamente após os procedimentos operatórios e depois de vários intervalos até um ano pós-tratamento. Para os teste com laser utilizaram 45 dentes e para o grupo controle 61 dentes entre anteriores, pré-molares e molares. Para o preparo cavitário, a irradiação com o laser feito com 97mJ, 10Hz em 147 segundos e para a remoção de cárie foi utilizado 76mJ, 10Hz em 195 segundos. Para remoção de cárie, fez-se necessário uso de menos energia que para o preparo cavitário. Em geral, o preparo cavitário é realizado mais rapidamente para os dentes anteriores que posteriores e mais devagar para a superfície oclusal dos dentes posteriores do que com a alta-rotação. Uma vantagem do laser é que o dentista sente a diferença quando está trabalhando em tecido cariado ou não. Para os pacientes tratados com laser, não houve

necessidade de anestesia, porém houve relato de dor quando o laser se aproximava da polpa. No entanto a energia pode ser ajustada. Os pacientes não se queixaram de dor pós-operatória. Os autores concluíram que não houve diferença significativa entre os danos causados nos procedimentos clínicos realizados com o laser e o grupo controle.

Cozean e Powell, em 1998, na mesma pesquisa avaliaram *in vivo*, a eficácia do laser de Er:YAG no preparo cavitário, comparado com as turbinas de alta-rotação (grupo controle). Os autores verificaram clinicamente a sensibilidade pós-operatória e a vitalidade pulpar durante dois anos. Foram realizados 512 procedimentos com laser e 357 com o grupo controle. O laser de Er:YAG, com fibra óptica, foi utilizado com *spray* de água. Os preparos convencionais foram realizados com pontas diamantadas ou de carbeto de tungstênio em alta-rotação a 400.000rpm. Compararam os seguintes procedimentos: remoção de cárie, preparo cavitário e condicionamento com laser, antes do condicionamento ácido. Nos dois grupos os preparos foram condicionados com ácido fosfórico e restaurados com resina composta e também com amálgama. Durante os procedimentos de remoção da cárie a laser foi utilizado os parâmetros de 83mJ, 10Hz no período de 24 segundos. Para o preparo cavitário, 136mJ, 10Hz por 118 segundos. Para o condicionamento 25mJ, 10Hz por 17 segundos. Os autores concluíram que não houve diferença entre a eficácia no preparo realizado nos dois grupos quanto ao preparo cavitário e remoção da cárie, vitalidade pulpar, exame radiográfico e sensibilidade pós-operatória. O uso do laser eliminou a necessidade de anestesia. Os autores concluíram que o uso do laser portanto foi eficaz e seguro para remoção de cáries, preparo cavitário e condicionamento, antes do condicionamento com ácido.

Miserendino e Cozean, em 1998, avaliaram os efeitos histológicos causados na polpa e tecido dentinário quando expostos à irradiação do laser Er:YAG, durante os procedimentos clínicos de remoção de cárie, preparos cavitários e condicionamento com laser antes do condicionamento ácido e restauração. Fizeram também uma comparação com o método tradicional de

preparo com alta-rotação. Foram tratados *in vivo* 73 dentes com lesões de cárie classe I e V e extraídos em vários períodos, desde a exodontia realizada imediatamente, até um ano após o tratamento. O laser utilizado foi o Er:YAG e os protocolos utilizados foram: para remoção de cárie, energia 50mJ e 5 a 10Hz; para preparo cavitário - 80 a 120mJ e 5 a 10Hz; para o condicionamento ácido - 25mJ e 10Hz. O condicionamento ácido utilizado nos preparos convencionais foi o ácido fosfórico. Foram realizadas avaliações quantitativas e qualitativas nas secções histológicas. O critério usado para a avaliação qualitativa foi: a) tecido pulpar e vascularização (normal, hiperemia, hemorragia, inflamação, necrose); b) odontoblastos (normal, ruptura, ausente, necrose); c) dentina (normal, alterada, carbonizada, irregular). A avaliação quantitativa foi realizada segundo seis critérios: a) hemorragia focal; b) hiperemia; c) inflamação focal; d) inflamação generalizada; e) liquefação necrótica; f) coagulação necrótica. Os escores foram de 0 a 3 de acordo com a extensão e/ou intensidade, onde: 0=ausente; 1=leve; 2=moderada; 3=severa. A análise estatística demonstrou que não houve diferença entre os dois métodos de tratamento em nenhum dos três procedimentos.

Em 1998, Hansen fez um estudo com a finalidade de investigar a eficiência do laser Er:YAG na remoção de cáries e preparo cavitário em dentina e em esmalte e comparar com o procedimento convencional com alta-rotação. Este estudo consistiu em duas fases. A primeira fase consistiu em setenta procedimentos com o laser e a segunda fase 69 procedimentos utilizando a alta-rotação convencional. Aproximadamente um terço dos dentes tratados com laser foram extraídos imediatamente, o outro terço foi extraído dois dias após tratamento com laser e o último terço, um mês e um ano após os procedimentos com laser. A avaliação histológica da polpa e mudanças do tecido dentinário induzidas pelo laser e pela alta-rotação foi realizada nos dentes que foram extraídos imediatamente e em vários intervalos de tempo, até um ano após o tratamento. Foram realizados também testes de resistência ao cisalhamento e de penetração de corantes.

A análise estatística aplicada aos resultados indicou que não houve diferença significativa entre o grupo tratado com laser e com alta-rotação.

Em 1998, Matsumoto, examinou as mudanças morfológicas dos dentes tratados com o laser de Er:YAG sob MEV, microscópio óptico, análise por energia dispersiva de raios X e microscópio eletrônico de transmissão. Foi utilizado o parâmetro de 250mJ/pulso, 8Hz e a irradiação foi realizada sem contato. O autor observou pequena diferença na estrutura entre esmalte irradiado e não irradiado. A superfície dentinária irradiada com o laser e refrigerada com água mostrou túbulos dentinários abertos. Uma grande quantidade de micropartículas produzidas durante o processo de ablação foi observada pelo microscópio de transmissão e a formação dessas micropartículas pode ser devido à microexplosão. A medida da temperatura por termografia e exame patohistológico da polpa dental demonstrou que não houve nenhum problema quando os procedimentos de irradiação foram realizados com *spray* de água. Por esses resultados, o autor concluiu que este laser pode ser usado clinicamente, porém somente na remoção de cáries de classe V, desde que não muito profundas.

Kumazaki, em 1998, apresentou um trabalho relatando que, para a energia do laser ser convertida em calor, a luz do laser precisaria ser absorvida pelo dente. Relatou também que o laser de Er:YAG cujo comprimento de onda é de 2,94 μ m, a energia absorvida pela água produz calor causando a sua vaporização com remoção dos cristais de hidroxiapatia. O laser de CO₂ trabalha de uma maneira diferente, causando vibração molecular, produzindo calor que resulta na remoção do tecido dental. A ação do laser de CO₂ é um processo foto-mecânico. O autor também apresentou um caso clínico de preparo classe V com o laser de Er:YAG, utilizando 100mJ x 10Hz x 49 segundos, com bisel 100mJ x 10Hz x 4 segundos, usando 0,6mm de ponta de fibra óptica e *spray* de água. O preparo foi realizado sem anestesia. Segundo o autor, a grande vantagem do uso do laser em preparos cavitários é a ocorrência de leve dor durante o tratamento. O autor concluiu comentando que o laser de Er:YAG produz

menos calor no esmalte que o de CO₂, faz um bom condicionamento e sugere que este tipo de laser seja bastante utilizado na prática odontológica.

Hossain *et al.*, em 2000, estudaram a irradiação das estruturas duras do dente com laser de Er:YAG com e sem *spray* de água para prevenção de cárie dental. Foram irradiados 20 molares humanos extraídos com 400mJ de energia por pulso e 2Hz com e sem *spray* de água. Após a irradiação, as amostras foram colocadas em solução ácida (pH 4,8), por 24hs à 36°C. A concentração de Ca⁺⁺ foi verificada por espectroscopia e a morfologia superficial foi investigada sob Microscopia Eletrônica de Varredura. Os autores concluíram que a irradiação com ou sem *spray* de água modificou a concentração de cálcio e sugeriu ser efetivo para prevenção de cáries, no entanto, a não utilização do *spray* de água demonstrou fusão e degeneração de esmalte e dentina irradiados.

Em 2000, Armengol *et al.* realizaram um estudo *in vitro* comparando o aumento de temperatura intrapulpar durante preparo cavitário com laser de Er:YAG, laser de Nd:YAP e ponta montada em alta rotação. Dezoito dentes foram cortados longitudinalmente, para a verificação da espessura dentinária, e divididos em seis grupos: Grupo 1 foi tratado com broca *carbide* em alta rotação; Grupo 2 foi tratado com laser de Er:YAG com energia de 140mJ e repetição de pulso de 4Hz; Grupo 3 foi tratado com laser de Nd:YAP com uma energia de 240mJ e repetição de pulso de 10Hz. Os grupos 4 à 6 foram tratados da mesma forma, mas com a utilização de um *spray* de água. O aumento de temperatura foi medido em diferentes espessuras de dentina com um termopar colocado na parede vestibular da câmara pulpar. Os autores concluíram que a utilização do *spray* de água foi essencial para a redução dos efeitos térmicos em todos os grupos. Concluíram também que o sistema laser de Nd:YAP induziu significativo aumento de temperatura em relação aos outros dois sistemas utilizados, e que a resposta térmica para o laser de Er:YAG e para ponta montada em alta rotação foi semelhante.

Em 2000, Brugnera Junior. *et al.*, desenvolveram uma pesquisa *in vitro*, na qual avaliaram o aumento de temperatura intrapulpar em 10 incisivos, 10 caninos, 10 pré-molares e 10 molares durante preparo cavitário classe V com laser de Er:YAG com larguras de pulsos de 250ms e 80-120ms utilizando parâmetros de irradiação de 500mJ, 10Hz por 6 segundos. Foi utilizado resfriamento com *spray* de água de 25ml/min. Os resultados demonstraram que o aumento de temperatura intrapulpar nos incisivos foi maior que nos molares em todas as larguras de pulso. Os pulsos com largura menores produziram um menor incremento de temperatura em todos os dentes irradiados.

Olgieser *et al.* (2000), após realizarem estudo *in vitro* para medir o aumento de temperatura intrapulpar durante preparo cavitário e remoção de tecido cariado com laser de Er:YAG (Opus 20 Er:YAG, Opus Dent, Tel-Aviv, Israel) com diferentes energias e frequências, afirmaram que o aumento máximo de temperatura intrapulpar não ultrapassou o limite crítico de 5,5°C com utilização de refrigeração, indicando, assim, que este sistema laser é seguro para remoção de tecido cariado e preparo cavitário.

Em 2001, Olgieser *et al.* fizeram estudo *in vivo* para verificar o aumento de temperatura durante preparo cavitário com laser de Er:YAG (Opus 20 Er:YAG, Sharplan, Tel-Aviv, Israel). Foram realizados 48 preparos cavitários classe V em 24 pré-molares com indicação prévia de extração por motivos ortodônticos. Os parâmetros de irradiação foram de 900mJ e 10Hz; 900mJ e 12Hz; 1000mJ e 10Hz e 1000mJ e 12Hz, sendo em todos os casos utilizado refrigeração com *spray* de água. Os resultados demonstraram um pequeno aumento de temperatura no interior da câmara pulpar, que não excedeu o valor crítico de 5,5°C. Os autores concluíram que o preparo de cavidades com o sistema laser Opus 20 Er:YAG foi seguro para dentes humanos vitais.

Gouw-Soares *et al.*, em 2001, desenvolveram um estudo *in vitro* para avaliar a segurança e efetividade do laser de Er:YAG (Opus 20 Er:YAG, Sharplan, Tel-Aviv) durante preparo de cavidade em dentes humanos. O

laser Opus 20 Er:YAG foi utilizado para o preparo das cavidades classe V com energias de irradiação de 500mJ e 10Hz (Grupo 1) e 850mJ e 10Hz (Grupo 2) e refrigeração com *spray* de água. A temperatura no interior da câmara pulpar foi medida por um sistema de termopar inserido na mesma. Os resultados obtidos demonstraram um aumento de temperatura intrapulpar menor que 3°C para todos os preparos realizados. Os autores concluíram que os parâmetros utilizados nesse estudo foram efetivos e seguros para o preparo de cavidades classe V em dentes humanos, além de relatarem a grande velocidade de ablação em esmalte e dentina.

3 PROPOSIÇÃO

3 PROPOSIÇÃO

Considerando o exposto na revisão de literatura, o presente estudo se propôs especificamente a avaliar *in vitro* o aumento da temperatura na cavidade pulpar durante preparo classe V com laser de Er:YAG em dentes incisivos bovinos com diferentes espessuras dentinárias.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Materiais

Para a realização do presente estudo, foram utilizados trinta e seis incisivos bovinos por possuírem base morfológica, tamanho e densidade dos túbulos dentinários semelhantes aos dentes humanos extraídos (Esser *et al.*, 1998), e os seguintes materiais:

- Lixa de granulação numero 200 (Carbimet, Buehler, USA);
- Especímetro;
- Pasta termocondutora (Implastec, Votorantim, BRASIL);
- Soro fisiológico;
- Cera utilidade (Horus-herpo);
- Taças de borracha;
- Pasta de pedra pomes (S. S. White);

4.1.1 Equipamentos

Foi utilizado o laser de Er:YAG, modelo OPUS 20 (Er:YAG/CO₂), OPUS DENT (TEL-AVIV, ESRAEL), emitindo comprimento de onda de 2,94 μ m, energia por pulso variável entre 100 e 1000mJ, taxa de repetição variando entre 7 e 20Hz, duração de pulso variável de 250 a 400 μ s e diâmetro do feixe na região de focalização de 1mm (FIG. 1).

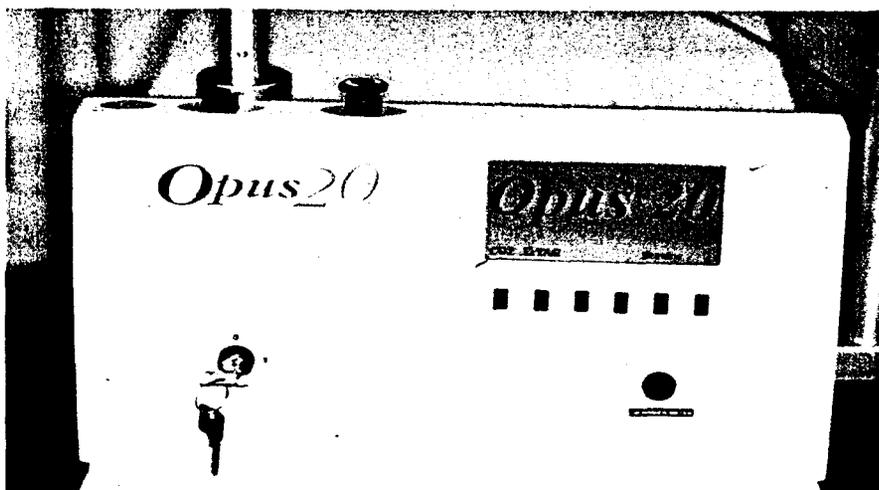


FIG. 1: Opus 20 Er:YAG/CO₂, OPUS DENT, Tel Aviv, Israel.

Foi considerado o diâmetro na região correspondente a 86% da energia transmitida. Possui um sistema de entrega do feixe através de guia de onda oco, na qual é acoplada uma peça de mão (angulada ou reta) com uma ponta de quartz de 10mm de comprimento (LXT-S10, Bothell, WA-USA 98021). O feixe laser é conduzido através do guia de onda oco e incide em um espelho na peça de mão propiciando emissão lateral e conduzido ao local da irradiação pela ponta LXT-S10.



FIG. 2: Peça de mão angulada com ponta LXT-S10, Bothell, WA-USA 98021.

Este sistema laser apresenta o guia de onda oco acoplada à peça de mão que trabalha no modo contato com o tecido a ser irradiado, coincidindo o seu comprimento de 10mm com a distância da cintura focal. Possui um

sistema de refrigeração através de *spray* de água, o qual atua no processo de ablação. Durante a utilização do equipamento laser, o acesso da sala de pesquisas do LELO (Laboratório Experimental de Laser em Odontologia – FO/USP) foi restrito e óculos de proteção específicos para o comprimento de onda do laser de Er:YAG foram utilizados.

Foram ainda utilizados os seguintes equipamentos:

- Contra Ângulo modelo 20 A (KaVo do Brasil);
- Sugador de alta potência (Dabi Atlante);
- Máquina polítrix Ecomet 3 – Buehler (FIG. 3);

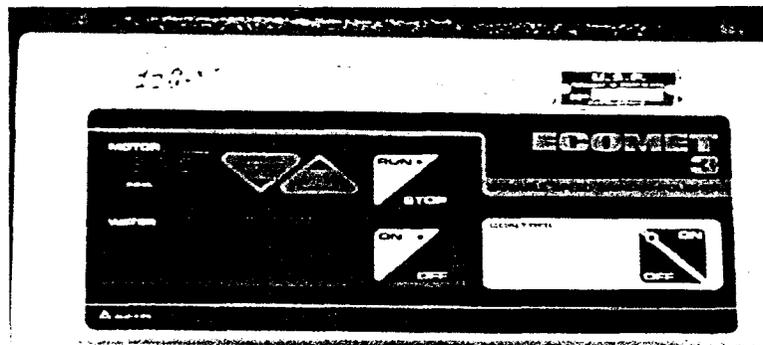


FIG. 3: Máquina polítrix Ecomet 3 – Buehle

- Termopar (SR 510 lock-in amplifier – Stanford Research System, pertencente ao IPEN)

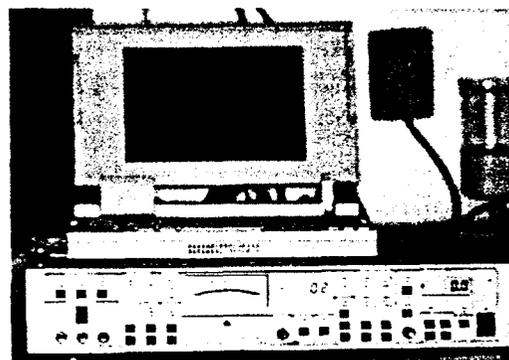


FIG. 4: Termopar (SR 510 lock-in amplifier – Stanford Research System).

- Microcomputador 386 pertencente ao IPEN

4.2 Métodos

4.2.1 Seleção dos dentes

Foram selecionados para este estudo, 36 incisivos bovinos extraídos, livres de esmalte defeituoso ou trincado, com superfície vestibular íntegra, armazenados em solução salina a 0,9% por um período não superior a oito meses, conservados à temperatura ambiente. Os dentes foram limpos com pasta de pedra pomes e água, com auxílio de taças de borracha montadas em contra-ângulo de baixa rotação.

Após a limpeza e exame em lupa (3,5X), os elementos dentais foram divididos igualmente em três grupos de 12 elementos.

4.2.2 Preparo das amostras para verificação da variação de temperatura:

- 1- Abertura palatina para acesso à câmara pulpar e parede interna vestibular com ponta montada diamantada em alta rotação;
- 2- Remoção do esmalte vestibular com lixa, bem como padronização da espessura dentinária da parede vestibular. A face vestibular dessas amostras foram desgastadas, removendo todo o esmalte, de tal maneira que a dentina apresentasse espessuras de 0,5mm, 1,0mm e 2,0mm(FIG. 8);
- 3- Verificação de espessura dentinária remanescente com um especímetro;



FIG. 5: Especímetro.

- 4- Divisão dos grupos para estudo de acordo com os parâmetros de energia utilizados com o equipamento laser OPUS 20 Er:YAG/CO₂ (OPUS DENT), Tel Aviv, Israel;
- 5- Fixação do termopar na parede interna vestibular para verificação da variação da temperatura com utilização de pasta termocondutora (FIG. 6);

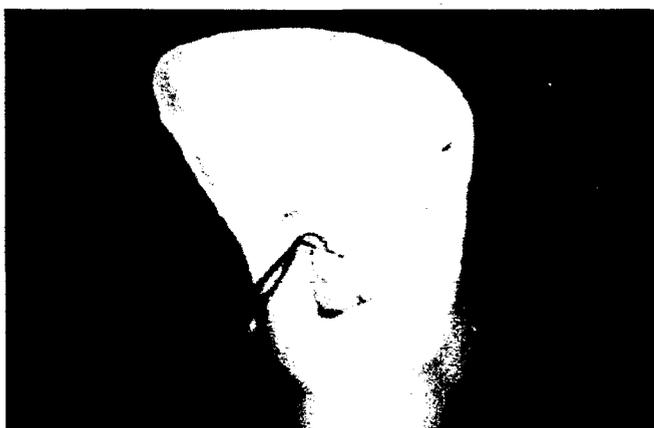


FIG. 6: Termopar (sensor) posicionado com auxílio da pasta termocondutora.

- 6- Verificação da temperatura inicial (antes da irradiação com o laser) para observação da variação de temperatura;
- 7- Preparo da cavidade classe V com o laser de Er:YAG em varredura até exposição do termopar (FIG. 7);



FIG. 7: Amostra sendo irradiada.

- 8- Presença do jato de ar – água durante a realização de todos os preparos (Burkes *et al.*, 1992; Hibst e Keller, 1992; Hoke *et al.*, 1990; Li *et al.*, 1992; Paghdiwala *et al.*, 1993; Kumazaki, 1994);

9- Volume de água/segundo foi de 0,155 ml/seg (Gouw-Soares *et al.*, 2001);

10-As leituras da variação de temperatura foram processadas e armazenadas em um micro computador.

4.2.3 Preparo das cavidades

Em todos os grupos, as cavidades foram preparadas em dentina, dimensionadas em 1mm de largura (mésio-distal), 1mm de altura (cérvico-oclusal) e as profundidades determinadas pela espessura de dentina (0,5; 1,0 e 2,0mm) com o auxílio da máquina polítrix e especímetro.

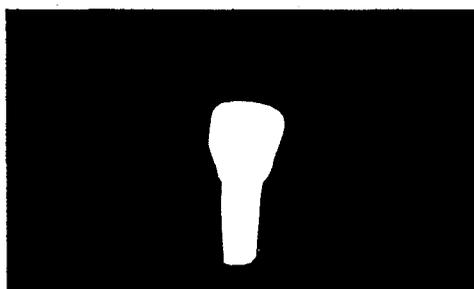


FIG. 8: Amostra após desgaste vestibular.

Estas amostras foram fixadas em um suporte metálico, permanecendo a superfície dentinária da face vestibular exposta para a irradiação com o laser. Em todos os grupos, o preparo foi feito apenas em dentina (FIG. 9).

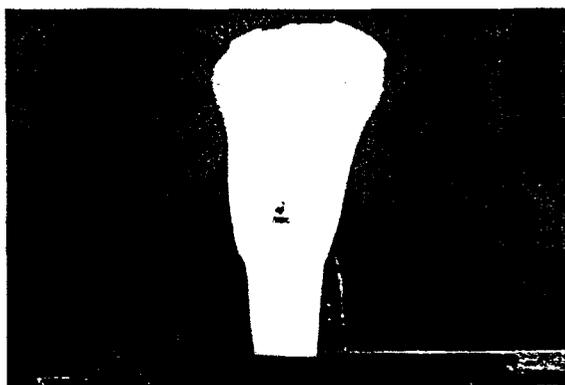


FIG. 9: Amostra irradiada fixada em suporte metálico.

Foram preparadas 12 cavidades para cada grupo e subdivididas em 3 subgrupos de acordo com o protocolo apresentado a seguir:

- Grupo I: espessura dentinária de 2mm
 - GI1: 500mJ / 10Hz / 63,6 J/cm² / 400µs (4 dentes)
 - GI2: 850mJ / 10Hz / 108,3 J/cm² / 400µs (4 dentes)
 - GI3: 1000mJ / 10 Hz / 127,4 J/cm² / 400µs (4 dentes)

- Grupo II: espessura dentinária de 1mm
 - GII1: 500mJ / 10 Hz / 63,6 J/cm² / 400µs (4 dentes)
 - GII2: 850mJ / 10 Hz / 108,3 J/cm² / 400µs (4 dentes)
 - GII3: 1000mJ / 10 Hz / 127,4 J/cm² / 400µs (4 dentes)

- Grupo III: espessura dentinária de 0,5mm
 - GIII1: 500mJ / 10 Hz / 63,6 J/cm² / 400µs (4 dentes)
 - GIII2: 850mJ / 10 Hz / 108,3 J/cm² / 400µs (4 dentes)
 - GIII3: 1000mJ / 10 Hz / 127,4 J/cm² / 400µs (4 dentes)

5 RESULTADOS

5 RESULTADOS

No que diz respeito à variação de temperatura, sobretudo ao aumento desta no interior da câmara pulpar, nossa amostragem revelou uma forte relação entre a energia utilizada para ablação do tecido irradiado e sua espessura em relação à cavidade pulpar.

A baixa inicial da temperatura intrapulpar foi relacionada com a utilização da refrigeração com *spray* de água, sendo o seu acionamento anterior à irradiação laser.

Os valores do aumento na temperatura intrapulpar foram medidos até o momento da trepanação da cavidade pulpar, sendo os picos máximos desprezados por representarem irradiação direta sobre o termopar.

No grupo I, onde a espessura dentinária remanescente era de 2,0mm e energia de irradiação de 500mJ, 850mJ e 1000mJ com frequência de 10Hz (gráficos 1, 2 e 3), a curva de temperatura/tempo medida no interior da câmara pulpar mostrou-se mais estável com uma baixa inicial da temperatura e posterior elevação com um pequeno acréscimo em relação à temperatura inicial de respectivamente 0,5°C, 3,0°C e 3,0°C, o qual não ultrapassou os 5,5°C que de acordo com o experimento de Zach & Cohen (1965), é a temperatura limite para levar ao dano térmico irreversível do tecido pulpar.

No grupo II, onde a espessura dentinária remanescente era de 1,0mm, a curva de temperatura/tempo medida no interior da câmara pulpar apresentou variações em relação à energia laser utilizada, sendo que com

energia de 500mJ e 10Hz de frequência esta curva apresentava queda no início e posterior elevação, não ultrapassando a 3°C, em relação à temperatura inicial (gráfico 4). Com a utilização de 850mJ e 1000mJ de energia com a mesma frequência de irradiação (gráficos 4 e 6) a curva apresentou acréscimo inicial de temperatura não ultrapassando 3°C, apresentando-se abaixo do limite de dano térmico à polpa (Zach & Cohen, 1965).

No grupo III, onde a espessura remanescente era de 0,5mm, foi verificada uma perfuração rápida e incontrolável da câmara pulpar, com aumento acentuado da temperatura excedendo o limite de 5,5°C (Zach & Cohen, 1965) nas três energias utilizadas, o que inviabiliza a utilização destas energias em preparos cavitários classe V com espessura dentinária tão próxima ao tecido pulpar. Não foi possível a representação do gráfico da irradiação com energia de 1000mJ e 10Hz de frequência devido ao pequeno tempo de exposição à irradiação da amostra.

A tabela 1 mostra, resumidamente, o aumento da temperatura na câmara pulpar durante preparo classe V com laser de Er:YAG com parâmetros de irradiação de 500mJ/10Hz, 850mJ/10Hz e 1000mJ/10Hz nas diferentes amostras com espessuras dentinárias de 2,0mm, 1,0mm e 0,5mm.

TABELA 1: Aumento de temperatura na câmara pulpar °C

	2,0mm	1,0mm	0,5mm
500mJ	0,5°C	3,0°C	5,5°C
850mJ	3,0°C	3,0°C	5,5°C
1000mJ	3,0°C	3,0°C	X

Em seguida serão demonstrados os gráficos representativos do aumento da temperatura nos diferentes grupos.

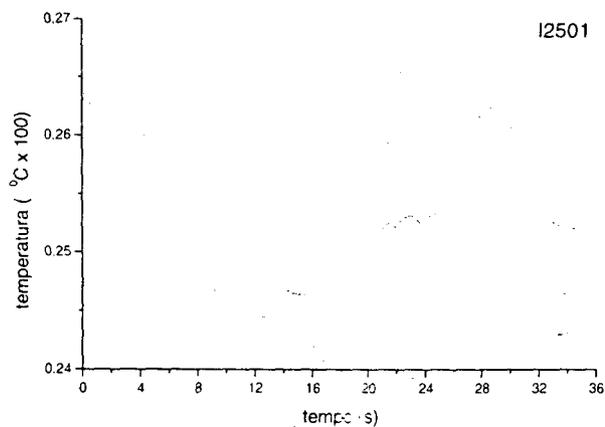


GRÁFICO 1: Variação da temperatura na câmara pulpar em relação ao tempo de irradiação laser (500mJ, 10Hz), com espessura dentinária de 2mm.

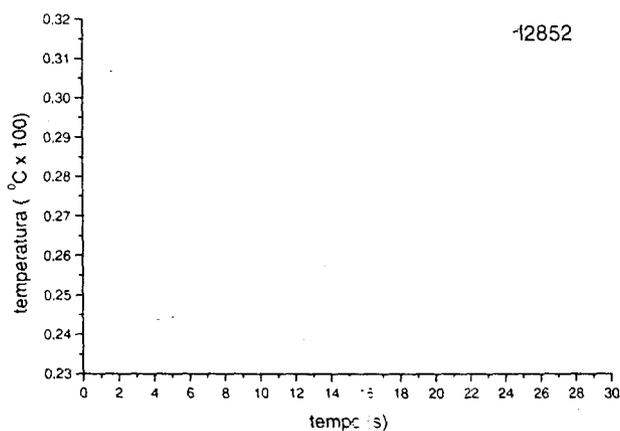


GRÁFICO 2: Variação da temperatura na câmara pulpar em relação ao tempo de irradiação laser (850mJ, 10Hz), com espessura dentinária de 2mm.

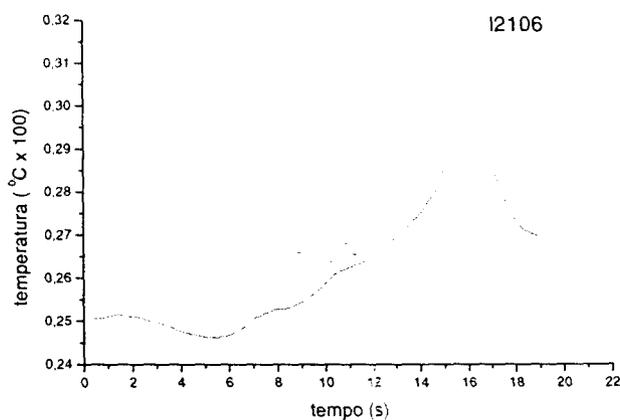


GRÁFICO 3: Variação da temperatura na câmara pulpar em relação ao tempo de irradiação laser (1000mJ, 10Hz), com espessura dentinária de 2mm.

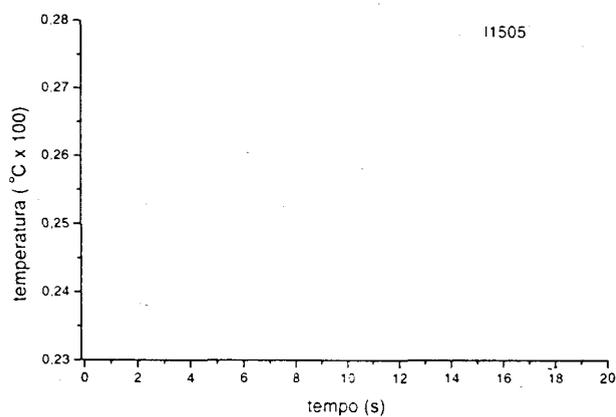


GRÁFICO 4: Variação da temperatura na câmara pulpar em relação ao tempo de irradiação laser (500mJ, 10Hz), com espessura dentinária de 1mm.

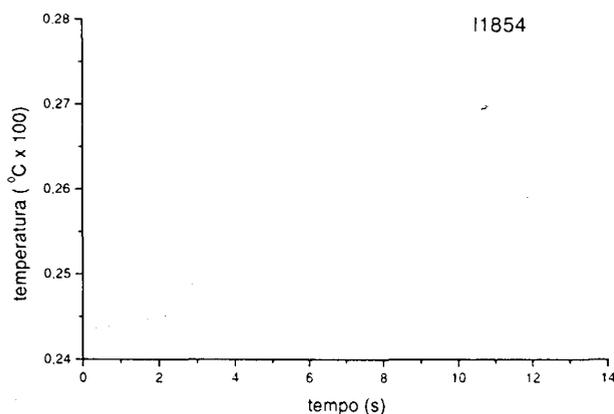


GRÁFICO 5: Variação da temperatura na câmara pulpar em relação ao tempo de irradiação laser (850mJ, 10Hz), com espessura dentinária de 1mm.

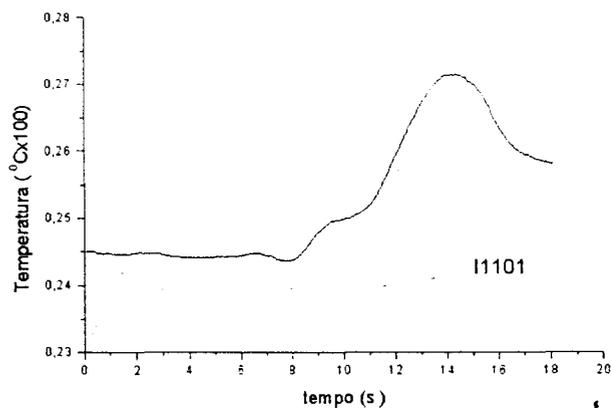


GRÁFICO 6: Variação da temperatura na câmara pulpar em relação ao tempo de irradiação laser (1000mJ, 10Hz), com espessura dentinária de 1mm.

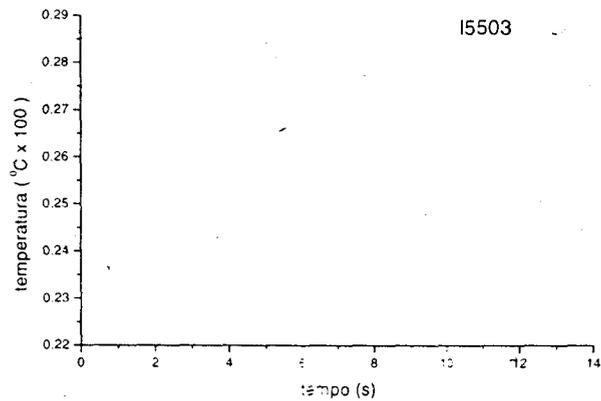


GRÁFICO 7: Variação da temperatura na câmara pulpar em relação ao tempo de irradiação laser (500mJ, 10Hz), com espessura dentinária de 0,5mm.

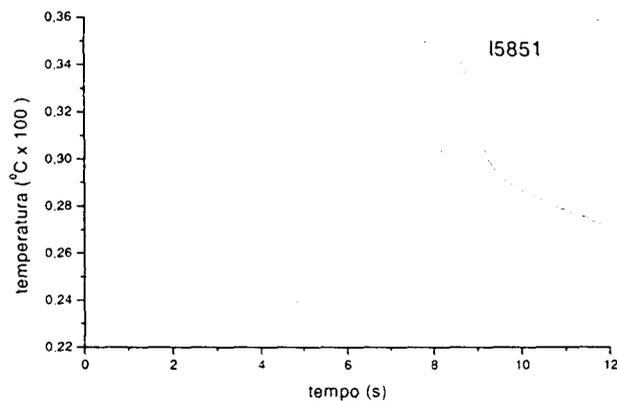


GRÁFICO 8: Variação da temperatura na câmara pulpar em relação ao tempo de irradiação laser (850mJ, 10Hz), com espessura dentinária de 0,5mm.

Neste estudo, a efetividade do sistema laser Er:YAG em remover estrutura dentinária foi verificada observando-se a quantidade de pulsos necessários para o preparo das cavidades de classe V com medidas de 1mm de largura, 1mm de altura e profundidades de 0,5mm, 1mm e 2mm. Os números de pulsos estão presentes nas tabelas abaixo.

TABELA 2 : Número de pulsos por amostra com 2mm de espessura dentinária, para frequência de pulsação de 10 Hz.

Energia por pulso (mJ)	Amostra1	Amostra2	Amostra3	Amostra4
500	226	223	221	221
850	197	205	215	219
1.000	102	113	113	109

TABELA 3 : Número de pulsos por amostra com 1mm de espessura dentinária, para frequência de pulsação de 10 Hz.

Energia por pulso (mJ)	Amostra1	Amostra2	Amostra3	Amostra4
500	159	157	161	156
850	136	132	139	128
1.000	75	73	74	73

TABELA 4 : Número de pulsos por amostra com 0,5mm de espessura dentinária, para frequência de pulsação de 10 Hz.

Energia por pulso (mJ)	Amostra1	Amostra2	Amostra3	Amostra4
500	56	62	43	58
850	49	43	47	48
1.000	30	29	32	31

Após a observação das tabelas pode-se notar a relação entre a energia de irradiação e o número de pulsos necessários para o preparo das cavidades, o que nos leva a afirmar que quanto maior a energia, maior a efetividade de remoção de tecido dentinário. Podemos afirmar também que o sistema laser Er:YAG foi efetivo para remoção de tecido dentinário.

6 DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

O processo de remoção de tecidos dentais mediado pela utilização do laser de Er:YAG se dá através da ablação. De acordo com Hibst e Keller (1989), este processo ocorre devido à vaporização da água contida na dentina, o que eleva a pressão interna promovendo, assim, remoção de material por micro-explosões. Os autores verificaram que a utilização deste sistema era mais eficiente na dentina do que no esmalte devido à sua maior concentração de água, indicando que a energia de ablação do esmalte deve ser maior, o que também foi relatado por Li *et al.*, em 1992. Kumazaki, em 1994, também relatou o processo de remoção de material dental como sendo ablação.

Frentzen, em 1994, afirmou que qualquer tipo de laser absorvido pelo tecido dental é convertido em calor, pressão e energia que podem levar a danos sobre a polpa, em especial térmico.

De acordo com o experimento de Zach e Cohen (1965), aumento de temperatura pulpar maior que 5,5°C foi responsável por danos irreversíveis do tecido pulpar em 15% dos casos verificados. Hibst e Keller, em 1990, mostraram que a irradiação do laser de Er:YAG pode resultar em elevações de temperatura nocivas à polpa. Entretanto, a escolha dos parâmetros apropriados como, energia de irradiação, repetição e número de pulsos podem evitar os danos mesmo em cavidades próximas à polpa. No entanto, Matsumoto (1998), contra-indica a utilização desta tecnologia em preparos de lesões profundas de classe V por haver grande risco de lesões térmicas à polpa dental. Essa observação também foi feita neste estudo, indicando

assim um grande risco de danos pulpares em lesões de classe V próximas à polpa (proximidades iguais ou menores que 0,5mm) nas condições de energia e frequência utilizadas.

Hoke *et al.* (1990) avaliaram a mudança de temperatura na câmara pulpar de dentes humanos extraídos, durante preparo com laser de Er:YAG com *spray* de água. Os autores concluíram que a utilização de água durante o procedimento resulta em efetiva remoção de tecido duro, sem causar danos aos tecidos adjacentes. O mesmo foi relatado por Burkes *et al.*, em 1992, que após experimento com dentes humanos irradiados com laser de Er:YAG sem e com *spray* de água, não notaram uma significativa mudança na temperatura pulpar na presença do *spray* de água. Hibst e Keller (1992b), também afirmaram que a influência da água na superfície dental aumentava a efetividade de ablação e diminuía os efeitos térmicos nocivos, tanto para pulsos simples como para múltiplos, o que está em concordância com outros autores (Paghdiwala, 1993; Keller e Hibst, 1995; Matsumoto, 1998; Armengol *et al.*, 2000).

Hossain *et al.*, em 2000, relataram que a utilização do *spray* de água além de aumentar a efetividade da ablação laser, também diminui os efeitos térmicos nocivos na superfície do esmalte e dentina.

Entretanto, neste estudo, foi observado que apenas a presença do *spray* de água não foi capaz de controlar o grau de aquecimento no tecido pulpar e que a escolha dos parâmetros a serem utilizados em relação à profundidade da cavidade é de suma importância.

Li *et al.* (1992), verificaram que a frequência utilizada para remoção de estrutura dental está relacionada com os efeitos térmicos produzidos, sendo que quanto maior for a frequência maior será o dano térmico aos tecidos adjacentes em uma mesma energia laser utilizada. White *et al.*

(1994) e Keller e Hibst (1995), também afirmaram que a temperatura intrapulpar aumenta em função da frequência utilizada.

Exames histopatológicos do tecido pulpar após a utilização de irradiação do laser de Er:YAG foram realizados por diversos autores (Gimble *et al.*, 1994; Sekine *et al.*, 1994; Kumazaki e Kumazaki, 1996; Pelagalli *et al.*, 1997; Eversole *et al.*, 1997; Dostálová *et al.*, 1997; Cozean e Powell, 1998; Miserendino e Cozean, 1998; Hansen, 1998), e mostram que não há diferença entre este procedimento e os realizados com peças montadas diamantadas, bem como a não verificação de reações inflamatórias ou degenerativas da polpa. Wigdor *et al.* (1993) e Kumazaki e Kumazaki (1996) verificaram também a presença de formação de dentina secundária em aproximadamente uma semana após irradiação com laser de Er:YAG na maioria dos casos estudados.

Após a investigação do efeito de três tipos de laser, CO₂, Nd:YAG e Er:YAG, em tecidos dentais duros, Wigdor *et al.* (1993), concluíram que o sistema laser Er:YAG foi o mais eficiente em remoção de tecido dental sem causar danos à polpa. Entretanto, Gonzalez *et al.*, em 1996, afirmaram que um sistema laser capaz de procedimentos nos tecidos duros dentais efetivo, sem levar a danos pulpares, ainda não existia.

Neste estudo, foram irradiadas estruturas sadias de dentina com diferentes espessuras com laser de Er:YAG que, por possuir excelente absorção pela água e hidroxiapatita, é indicado para aplicação em tecidos duros dentais (Kumazaki, 1994; Cozean *et al.*, 1997; Pelegalli *et al.*, 1997; Cozean e Powell, 1998).

A intenção desse estudo foi de fazer um relacionamento entre a energia laser utilizada para preparo classe V, a espessura dentinária remanescente e o aumento da temperatura na câmara pulpar, que poderia levar a danos irreversíveis a esse tecido, sendo observado que na irradiação

das amostra com espessuras dentinárias de 2,0 e 1,0mm o aumento da temperatura ficou abaixo de 3°C e na espessura dentinária de 0,5mm chegou próxima de 5,5°C, temperatura esta crítica para a manutenção da vitalidade pulpar (Zach e cohen, 1965).

Em 1990, Hibst e Keller, relataram que com uma escolha apropriada dos parâmetros de energia, quantidade de repetição e número de pulsos, os danos térmicos poderiam ser evitados mesmo em cavidades próximas à polpa, o que vem em concordância com os experimentos realizados.

Yu *et al.*, em 1993, fizeram um estudo com diferentes tipos de sistemas lasers e concluíram que houve aumento da temperatura na câmara pulpar à medida em que aumentava a potência, o diâmetro do feixe e densidade de energia. Neste estudo, também foi observado uma forte relação entre o aumento de temperatura na cavidade pulpar e a energia de irradiação laser utilizada.

Brugnera Jr. *et al.*, em 2000, relataram após experimentos realizados com laser de Er:YAG, que a temperatura intrapulpar varia com o tipo de dente a ser irradiado, bem como com a largura do pulso a ser utilizada, sendo que quanto menor a largura do pulso, menor o aumento na temperatura intrapulpar.

Estudos *in vitro* utilizando o sistema laser de Er:YAG (Opus 20 - Opus Dent - Tel Aviv, Israel), de Oelgiesser *et al.*, em 2000, demonstraram resultados satisfatórios e seguros para preparo cavitário classe V em relação ao aumento de temperatura intrapulpar. Em 2001, estes mesmos autores confirmaram, em estudo *in vivo*, que a irradiação com laser de Er:YAG com refrigeração não levaria a danos pulpares irreversíveis. Neste mesmo ano, Gouw-Soares *et al.* (2001), relataram, após estudos *in vitro*, a eficiência do sistema laser Opus 20 Er:YAG (Opus 20 - Opus Dent - Tel Aviv, Israel), em

preparo de cavidades classe V, bem como a segurança em relação aos danos pulpares evitando superaquecimento da câmara pulpar.

Um dado importante para a preservação da saúde pulpar quando da utilização de irradiação laser em tecidos duros do dente é a espessura do remanescente dentinário. White *et al.* (1994), relataram, após experimentos realizados com Nd:YAG, que há um menor aumento de temperatura intrapulpar quanto maior for o remanescente dentinário. No presente estudo, a relação entre o aumento de temperatura na cavidade pulpar e a espessura dentinária remanescente também foi verificada nos preparos realizados com o sistema laser de Er:YAG.

McNair *et al.*, em 1997, verificaram que a irradiação do laser de CO₂ pulsado em espécimes com 2,0mm de espessura dentinária remanescente não levou danos térmicos ao tecido pulpar, sugerindo assim, uma aplicação clínica segura. Essa segurança também foi verificada, neste estudo, em relação à utilização do laser de Er:YAG quando o remanescente dentinário era de 2mm de espessura, não havendo portanto um aumento de temperatura superior a 5,5°C (Zack e Cohen, 1965).

Entretanto, Sekine *et al.*, em 1994, não verificaram diferença histopatológica após preparo classe V em dentes de cães com diferentes densidades de energia mesmo em cavidades profundas e rasas após a irradiação com laser de Er:YAG.

Outro fato importante verificado neste estudo foi a efetividade do laser de Er:YAG em remover tecido dentinário sadio. Paḡhdiwala *et al.* (1993), relacionaram esta efetividade com a utilização do *spray* da água durante a ablação de tecido dental duro.

Neste estudo, a efetividade foi medida através do número de pulsos utilizados para remoção de tecido dentinário sadio sendo que para o preparo

de uma cavidade classe V de área medindo 1mm de largura, 1,0mm de altura e 2,0mm de profundidade com energias de 500mJ, 850mJ e 1000mJ a 10Hz de frequência, os números de pulsos utilizados foram em média, respectivamente, de 237pulsos (23,7segundos), 217pulsos (21,7segundos) e 110pulsos (11segundos), o que parece ser perfeitamente aceitável na clínica diária. Gimble *et al.*, em 1994, também relataram a eficiência do laser de Er:YAG. Comparando com as turbinas de alta rotação para remoção da cárie e preparo cavitário, o laser de Er:YAG teve eficiência semelhante, entretanto sua aceitação pelo paciente foi mais favorável.

Cozean *et al.*, em 1997, após relatarem a segurança e efetividade do laser de Er:YAG para remoção de cárie e preparo cavitário em dentina e esmalte, durante estudo clínico, descreveram também a pequena necessidade de utilização de anestésico local para a realização do tratamento. Essas características também foram verificadas por outros autores, como Cozean e Powell (1998).

No entanto, Evans *et al.*, em 1998, realizaram um estudo para verificar a aceitabilidade do sistema laser de Er:YAG entre os dentistas e pacientes e concluíram que os dentistas preferiam as turbinas de alta rotação por terem melhor acesso à cárie dental e portanto maior velocidade de tratamento. E que os pacientes preferiam o tratamento a laser por apresentar menor desconforto.

O sistema laser Er:YAG apresenta-se seguro para procedimentos de dentística na clínica odontológica, sobretudo em relação aos danos térmicos no tecido pulpar, quando a escolha apropriada dos parâmetros para sua utilização é feita de forma correta, e para isso são necessário os conhecimentos básicos da interação dessa irradiação com os tecidos biológicos.

7 CONCLUSÕES

7 CONCLUSÕES

Nas condições deste estudo:

7.1 Os preparos das cavidades com espessura dentinária de 2,0 e 1,0mm apresentaram aumento da temperatura na câmara pulpar abaixo de 3°C. Com 0,5mm de espessura dentinária o aumento da temperatura ficou em torno de 5,5°C nos parâmetros de 500 e 850mJ, sendo que para o parâmetro de 1000mJ a avaliação da temperatura foi inviável.

7.2 O laser de Er:YAG, com as densidades de energia apresentadas, foi seguro e efetivo para preparo classe V nas amostras com espessura dentinária de 1,0 e 2,0mm.

7.3 A efetividade de ablação aumenta com a elevação da energia de irradiação.

7.4 A escolha dos parâmetros de irradiação depende da profundidade da parede pulpar.

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ADRIAN, J. C.; WASHINGTON, M.S. Pulp effects of neodymium laser. **Oral Surg.**, v. 44, n. 2, p. 301-5, Aug. 1977.
2. ALTSHULER, G. B.; BELIKOV, A. V.; EROFEEV, A. V. Comparative study of noncontact operation mode of hard tooth tissues Er-laser processin. In: CONGRESS OF THE INTERNATIONAL SOCIETY FOR LASERS IN DENTISTRY, 1996, Jerusalem. **Proceedings...** Bologna: Monduzzi Editore, 1996. p.21-26.
3. ALTSHULER, G. B.; BELIKOV, A. V.; EROFEEV, A. V.; SKRYPNIK, A. V. Physical aspects of cavity formation of Er-laser radiation. In: WIGDOR, H. A.; FEATHERSTONE, J. D.; WHITE, J. M. (Eds.) **Lasers in dentistry**, San Jose: SPIE 2394, 1995. p.211-222.
4. ANIC, I.; SEGOVIC, S.; KATANEC, D.; PRSKALO, K.; NAJZAR-FLEGER, D. Permeability, morphologic and temperature changes of canal dentine walls induced by Nd:YAG, CO₂, and Argônio lasers. **Int. Endod. J.**, v. 29, p 13-22, 1996.
5. AOKI, A.; YAMADA, T.; OTSUKI, M.; ANDO, Y.; WATANABE, H.; ISHIKAWA, I. Application of the Er:YAG laser to the tratment of root caries lesion. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 1994, Singapore. **Proceedings...** Bologna: Monduzzi Editore, 1994. p.181-184.
6. ARCORIA, C.; COZEAN, C. Hard-tissue effects using multiple wavelhenght lasers. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 4, 1994. Singapore. **Proceedings...** Bologna: Monduzzi, 1994. p. 131-5.

7. ARMENGOL, V.; JEAN, A.; MARION, D. Temperature rise during Er:YAG and Nd:YAP laser ablation of dentin. **J. Endodontics**, v. 26, n. 3, p. 138-141, Mar. 2000.
8. BRUGNERA JUNIOR, A.; ZNIN, F.; MARCHESAN, M.A.; SILVA, R.S.; PÉCORA, J.D. In vitro study intrapulpal temperature change with short and pulse Er:YAG laser preparation of class V cavities. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASER IN DENTISTRY, 7, 2000, Brussels, Belgium. **Proceedings...** Brussels: ISLD., 2000, p. 54.
9. BURKES, E. J.; HOKE, J.; GOMES, E.; WOLBARSH, M. Wet tissue versus dry enamel ablation by Er:YAG laser. **J Prosthet Dent**, v. 67, n. 6, p. 847-851, June 1992.
10. CECCHINI, S. C. M. **Estudo *in vitro* das aplicações do laser de Hólmio:YLF em esmalte e dentina, visando a realização de cirurgia de acesso endodôntico e preparo cavitário.** São Paulo, 1995. 148p. Dissertação (Mestrado em Ciências - Tecnologia Nuclear) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares.
11. COZEAN, C. D.; POWELL, L. Er:YAG clinical results on hard tissue: phase I. In: PEATHERSTONE, J. D. B., RECHMANN, P. ; FRIED, D. S. (Ed.). **Lasers in dentistry.** Washington: SPIE, 1998. (Proceedings of SPIE, v. 3248, p. 14-21).
12. COZEAN, C. D.; POWELL, L. Er:YAG clinical results on hard tissue: phase II. In: PEATHERSTONE, J. D. B., RECHMANN, P. FRIED, D. S. (Ed.). **Lasers in dentistry.** Washington: SPIE, 1998. (Proceedings of SPIE, v. 3248, p. 33-38).
13. COZEAN, C.; ARCORIA, C.J.; PELAGALLI, J.; POWELL, G.L. Dentistry for the 21st century? Erbium:YAG laser for teeth. **J. Am. Dent. Assoc.**, v.128, p. 1080-7, Aug. 1997.

14. DOSTÁLOVÁ, T.; JELÍNKOVÁ, H.; KREJSA, O.; HAMAL, K.; KUBELKA, J.; PROCHÁZKA, S.; HIMMLOVÁ, L. Dentin and pulp response to Erbium:YAG laser ablation: a preliminary evaluation of human teeth. **J Clin Laser Med Surg**, v. 15, n. 3, p. 117-121, 1997.
15. DOSTÁLOVÁ, T.; JELÍNKOVÁ, H.; KREJSA, O.; HAMAL, K.; KUBELKA, J.; PROCHÁZKA, S.; HIMMLOVÁ, L. Er:YAG laser ablation: evaluation after two-year long clinical treatment. In: PEATHERSTONE, J. D. B., RECHMANN, P. FRIED, D. S. (Ed.). **Lasers in dentistry**. Washington: SPIE, 1998. (Proceedings of SPIE, v. 3248, p. 23-29)
16. EDUARDO, C.P.; CECCHINI, R.C.M.; GROTH, E.B. Aplicações clínicas do Nd:YAG laser: hipersensibilidade dentinária e curetagem subgengival. **Rev. Paul. Odontol.**, v. 14, n. 5., p. 35-5, Set./Out. 1992.
17. EDUARDO, P.L.P.; RAMOS, A.C.B.; EDUARDO, C.P. The use of the Er:YAG laser in Cavity Preparation Clinical Cases. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 1998, Mauí. ISDL, 1889. P. 202-205.
18. EINSTEIN, A. Zur quantum theorie der strhlung. **Phis Z**, v. 18, p. 121, 1917.
19. EVERSOLE, L.R.; RIZOIU, B.S.; KIMMEL, A.I. Pulpal response to cavity preparation by an Erbium, Chromium:YSSG laser-powered hydrokinetic system. **J Am Dent Assoc**, v. 128, n. 8, p. 1099-1106, Aug. 1997.
20. FRENTZEN, M. Hard tissues: clinical applications - limitations and expectations. A critical review. INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 4, 1994, Singapore. Proceedings... Bologna: Monduzzi, 1994. p. 6-10.

21. GIMBLE, C.; HANSEN, R.; SWETT, A.; WINN, D.; PELAGALLI, J.; COZEAN, C. Er:YAG clinical studies for hard tissue applications. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 1994, Singapore. Proceedings... Bologna: Monduzzi Editore, 1994. p. 267-271.
22. GLOCKNER, K.; RUMPLER, J.; EBELESENDER, K.; STADTLER, P. Intrapulpal temperature during preparation with the Er:YAG laser compared to the conventional burr. Na *in vitro* study. **J Clin Laser Med Surg**, v. 16, n. 3, p. 153-157, June 1998.
23. GONZALES, C. D. *et al.* Potential preventive and therapeutic hard tissue applications of CO₂, Nd:YAG and argon laser in dentistry. **J. Dent. Child.**, v. 63, n. 3, p. 196-207, June 1996.
24. GOUW-SOARES, S.; PRLINO, J.E.P; HAYPEKC,P.; BACHMANN, L.; EDUARDO, C.P. Temperature Rise in Cavities prepared by Er:YAG laser. In: LASER CONGRESS 2001, Hofburg, Vienna, Austria. **Abstracts...** Vienna: 2001, p. 8.
25. GROSS, D.; ANDERSON ,R.W.; POWELL, B.J.; KIMBROUGH, F.W. Surface morphology of dental hard tissues after Er:YAG laser treatment. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 3, 1992, Salt Lake City. **Proceedings...** Salt Lake City: ISLD., 1992, p. 133-4.
26. GROTH, E.B. **Estudo comparativo do condicionamento do esmalte dental com Er:YAG laser e ácido fosfórico: análise morfológica e resistência à tração.** São Paulo, 1997, 98p. Tese (Doutorado em Dentística) – Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.
27. HANSEN, R. Er:YAG clinical results on hard tissue: phase I. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 1998, Mauí. Proceedings... Mauí: ISDL, 1998. p. 63. (Abstract 125).

28. HIBST, R.; KELLER, U.; STEINER, R. Die wirkung gepulster Er:YAG laserstrahlung auf zahngewebe. **Lasers Surg Med**, v. 4, p.163-165, 1988.
29. HIBST, R., KELLER, U. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: I. Light microscopic and SEM investigations. **Lasers Surg Med**, v. 9, n. 4, p. 338-344, 1989.
30. HIBST, R., KELLER, U. Heat effect of pulsed Er:YAG laser radiation. **Lasers Surg Med**, v.1200, p. 379-389, 1990.
31. HIBST, R., KELLER, U. Dental Er:YAG laser application: evaluation of thermal side effects. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 1992, Salt Lake City. **Proceedings...** Salt Lake City:International Society of Lasers in Dentistry, 1992. p.231-232.
32. HIBST, R., KELLER, U. The mechanism of Er:YAG laser induced ablation of dental hard substances. In: GAL, D., O'BRIEN, S. J., VANGSNESS, C. T., WHITE, J. M, WIGDOR, H. A. (Eds.) **Lasers in Orthopedic, Dental, and Veterinay Medicine II**. Los Angeles: SPIE 1880, 1993. p. 156-162.
33. HIBST, R., KELLER, U. Dental Er:YAG laser application: effect of water spray on ablation. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 1992, Salt Lake City. **Proceedings...** Salt Lake City: International Society of Lasers in Dentistry, 1992. p.229-230.
34. HIBST, R., WIESHAMMER, S., STEINER, R. Er:YAG and excimer laser induced ablation of biologic tissue. A quantitative study. **Lasers Surg Med**, v.8, p. 144, 1988. [Resumo]
35. HOKE, J. *et al.* Erbium-YAG (2,94 micron) laser effects on dental tissue. **J. Laser Appl.**, v. 2, n. 314, p. 61-5, 1990.
36. HOSSAIN, M.; NAKAMURA, Y.; KIMURA, Y.; YAMADA, Y.; ITO, M.; MATSUMOTO, K. Caries-preventive effect of Er:YAG laser

- irradiation with or without water mist. **J. Clin. Laser Med. Surg.**, v. 18, n. 2, p. 61-5. 2000.
37. HOSSAIN, M.; NAKAMURA, Y.; KIMURA, Y.; YAMADA, Y.; ITO, M.; MATSUMOTO, K. Ablation depths and morphological changes in human enamel and dentin after Er:YAG laser irradiation with or without water mist. **J. Clin. Laser Med. Surg.**, v. 17, n. 3, p. 105-9, 1999.
38. INOUE, M. et al. Transmission of Nd:YAG laser through human dentin. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 6, Maui, 1998. **Proceedings...** 1998. p. 212-3.
39. KELLER, U., HIBST, R. Erbium:YAG laser in caries therapy: indications and first clinical results. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 1992. Salt Lake City. **Proceedings...** Salt Lake City:ISLD., 1992. p.151-2
40. KELLER, U.; HIBST, R. Histological findings of pulpal changes after Er:YAG laser irradiation. **J. Dent. Res.**, v. 74, p. 5451, 1995. (Abstract 1159).
41. KELLER, U.; HIBST, R. Marginal tightness of dental filling material following tooth preparation with Er:YAG laser. In: ANNUAL MEETING OF AMERICAN SOCIETY LASER FOR MEDICINE AND SURGERY, New Orleans. **Abstracts...**, 1993. p. 17. (Abstract 72).
42. KELLER, U.; HIBST, R.; GEURTSSEN, W.; SCHILKE, R.; HEIDMANN, D.; KLAIBER, B.; RAAB, W.H.M. Erbium:YAG laser application in caries therapy. Evaluation of patient perception and acceptance. **J Dent Res**, v. 26, p. 649-656, 1998.
43. KUMAZAKI, M. Removal of hard dental tissue (cavity preparations) with the Er:YAG laser. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS

- IN DENTISTRY, 6, 1994, Singapore. **Proceedings...** Bologna: Monduzzi, 1994. p. 151-7.
44. KUMAZAKI, M.; KUMAZAKI, M. Histopathological study of the tooth by Er:YAG laser application to dental hard tissue. **Dental Mater**, v. 15, n. 1, p. 104-115, 1996.
45. KURACHI, C.; EDUARDO, C.P.; MAGALHÃES, D.V.; BAGNATO, V.S. Human Teeth Exposed to Argon Laser Irradiation: Determination of Power-Time-Temperature Working Conditions. **J Clin Laser Med Surg**, v. 17, n. 6, p. 255-259, 1999.
46. LI, Z.Z.; CODE, J.; MERWE, W.P.V.D. Er:YAG laser ablation of enamel and dentin of human teeth: determination of ablation rates at various fluences and pulse repetition rates. **Lasers Surg Med**. v. 12, n. 6, p. 625-630, 1992.
47. LOBENE, R. R.; BHUSSRY, B. R.; FINE, S. Interaction of carbon dioxide laser radiation with enamel and dentin. **J Dent Res**, v. 47, n. 2, p. 311-317, Mar./Apr.. 1968.
48. MAIMAN, T.H. Stimulated optical radiation in ruby. **Nature**, v. 187, n. 4736, p. 493-494, Aug. 1960.
49. MCNAIR, R.; FRIED, D.; FEATHERSTONE, J.D.B. Cumulative energy deposition in human teeth during laser irradiation. In: INTERNATIONAL ASSOCIATION FOR DENTAL RESEARCH, General Session & Exhibition, 75. Orlando, March 19-23, 1997. **Abstracts of papers**. Orlando: J Dent Res, 1997. p. 48. [Resumo n. 273]
50. MATSUMOTO, K. Laser treatment for hard tissue. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASER IN DENTISTRY, 6, 1998, Maui. **Proceedings...** Maui: ISDL, 1998. p. 14.

51. MATSUMOTO, K.; NAKAMURA, Y.; WAKAKAYASHI, H. A morphological study on the cavity preparation by Er:YAG laser. **J. Japan Soc. Conserv. Dent.**, v. 34, n. 3, p. 729-33, 1991.
52. MISERENDINO, J.L.; COZEAN, C.D. Histologic results following in vivo cavity preparation with an Er:YAG laser. In: PEATHERSTONE, J. D. B., REACHMANN, P., FRIED, D. S. (Ed.). **Lasers in dentistry**. Washington: SPIE, 1998. p. 46-50. (Proceedings of SPIE, v. 3248).
53. NAVARRO, R.S.; GOUW-SOARES, S.C.; HAYPEK, P.; ZECELL, D.M.; YOUSSEF, M.N.; EDUARDO, C.P. Laser Cavity Preparation with Variable Pulsewidth: A Microleakage Study. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASER IN DENTISTRY, 7, 2000, Brussels,Belgium. **Proceedings...** Brussels: ISLD., 2000, p. 16.
54. OLGIESSER, D.; BLASBALG, J.; BEM-AMAR, A. Pulp Temperature Rise during Cavity Preparation by Opus 20 Er-YAG Laser *in-vivo*. In: LASER CONGRESS 2001, Hofburg, Vienna, Austria. **Abstracts...** Vienna: 2001, p. 7.
55. OLGIESSER, D.; BLASBALG, J.; BEM-AMAR, A. Temperature Changes Using Opus 20-Er:YAG Laser During Cavity Preparation *in vitro*. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASER IN DENTISTRY, 7, 2000, Brussels,Belgium. **Proceedings...** Brussels: ISLD., 2000, p. 36.
56. 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 Micrsc.**, v. 7, n. 3, p. 989-97, 1993.
57. PELAGALLI, J., GIMBELL, C. B., HANSEN, R. T., SWEET, A., WINN II, D. W. Investigation study of the use of Er:YAG laser versus dental drill for caries removal and cavity preparation - Phase I. **J Clin Laser Med Surg**, v. 15, n. 3, p. 109-115, 1997.

58. RAMOS, A.C.B. Microinfiltração em cavidades de classe V preparadas com alta-rotação e com laser de Érbio:YAG: estudo *in vitro*. São Paulo, 1998. 136 p. Dissertação (Mestrado em Dentística) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo.
59. RAMOS, A.C.B.; EDUARDO, C.P.; TANJI, E.Y.; ZECELL, D.M. Microleakage in class V restorations prepared with the Er:YAG laser. An *in vitro* study. In: INTERNATIONAL LASER CONGRESS, 1996, Athens. **Proceedings...** Bologna: Monduzzi Editore, 1996. p.257-261.
60. SCHAWLOW, A.L.; TOWNES, C.H. Infrared and optical masers. **Phys Rer**, v. 112, n. 6, p. 1940_1949, Dec. 1958.
61. SEKA, W.; FEATHERSTONE, J.B.D.; FRIED, D.; VISURI, S.R.; WALSH, J.T. Laser ablation of dental hard tissue: from explosive ablation to plasma-mediated ablation. In: WIGDOR, H. A. et al. **Laser in dentistry II**, Laguna Beach: SPIE, 1996. p. 144-58. (Proceedings of SPIE, v. 2672)
62. SEKINE, Y.; EBIHARA, A.; TAKEDA, A.; SUDA, H. Erbium:YAG laser application to cavity preparation: light microscopic investigation of the tooth pulp. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 4, 1994, Singapore. **Proceedings...** Bologna: Monduzzi, 1994. p. 167-72.
63. STERN, R.H.; SOGNNARES, R.F. Laser beam on dental hard tissues. **J Dent res**, v. 43, n. 05, p. 873, 1964 (Resumo n. 307).
64. SUZAKI, A. et al. Er:YAG laser irradiation effect on acid resistance of human enamel. **J. Dent. Res.**, v. 77, p. 820, 1998. (Abstract 1509).
65. TANJI, E.Y. **Alterações morfológicas do esmalte e dentina de cavidades classe I preparadas com o laser Er:YAG. Estudo *in***

vitro. São Paulo, 1998. 60 p. (Mestrado em Dentística) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo.

66. TANJI, E.Y.; MATSUMOTO, K.; EDUARDO, C.P. Scanning electron microscopic observations of dentin surface conditioned with the Er:YAG laser. **Deuts Gesellschaft Laser newsletter**, v.8, p.6, Jan/Feb. 1997. Edição de Congresso.
67. TANJI, E.Y.; MATSUMOTO, K.; EDUARDO, C.P. Estudo do condicionamento da superfície dentinária com o Er:YAG laser. REUNÃO ANUAL DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE PESQUISA ODONTOLÓGICA, 13, Águas de São Pedro. 1996. **Anais...** São Paulo: SBPqO, 1996a. p. 142. (Resumo 213).
68. TANJI, E.Y.; MATSUMOTO, K.; EDUARDO, C.P. M. Microscopia eletrônica de varredura de cavidades preparadas com Er:YAG laser. REUNÃO ANUAL DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE PESQUISA ODONTOLÓGICA, 13, Águas de São Pedro. 1996. **Anais...** São Paulo: SBPqO, 1996b. p. 142. (Resumo 216).
69. TAYLOR, R.; SHKLAR, G.; ROEBER, F. The effects of laser radiation on teeth, dental pulp, and oral mucosa of experimental animals. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**, v. 19, n. 6, p. 786-795, June 1965.
70. WHITE, J. M.; NEEV, J.; GOODIS, H.E.; BERAS, M.W. Caries removal in enamel and physical threshold identification of dentin with Nd & Ho:YAG lasers. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 3, 1992, Salt Lake City. **Proceedings...** Salt Lake City: ISLD, 1992, p. 121-2.
71. WHITE, J. M.; FAGAN, M. C.; GOODIS, H. E. Intrapulpal temperatures during pulsed Nd:YAG laser treatment of dentin in vitro. **J. Periodontol.**, v. 65, n. 3, p. 255-9, Mar. 1994.

72. WIGDOR, H.; ASHRAFI, S.; ABT, E. The effect of lasers on dental hard tissues. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 124, p. 65-70, Feb. 1993.
73. WRIGHT, G.Z.; McCONNEL, R. J.; KELLER, U. Microleakage around resin restorations prepared with an Er:YAG laser. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 1992, Salt Lake City. **Proceedings...** Salt Lake City: International Society of Lasers in Dentistry, 1992. p.99-100.
74. YOKOYAMA, K.; KOMORI, T.; MATSUMOTO, Y.; MATSUMOTO, K. Clinical study of class V cavity preparation with Er:YAG laser. CONGRESS OF THE INTERNATIONAL SOCIETY FOR LASERS IN DENTISTRY, 5, 1996, Jerusalem. **Proceedings...** Bologna: Monduzzi, 1996. p. 139-43.
75. YU, D.; POWELL, G. L.; HIGUCHI, W. I.; FOX, J. L. Comparison of three lasers on dental pulp chamber temperature change. **J Clin Laser Med Surg**, v. 11, n. 3, p. 119-122, 1993.
76. ZACH, L.; COHEN, G. Pulp response to externally applied heat. **Oral Surg Med Oral Pathol**, v. 19, n. 4, p. 515-530, Apr. 1965.



M22601



Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares
Diretoria de Ensino & Informação Científica e Tecnológica
Av. Prof. Lineu Prestes, 2242 Cidade Universitária CEP: 05508-000
Fone/Fax(0XX11) 3816 - 9148
SÃO PAULO - São Paulo - Brasil
[http: //www.ipen.br](http://www.ipen.br)

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