



BR0645270



INIS-BR--3991

AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**ESTUDO DA INFLUÊNCIA DA ANGULAÇÃO DO FEIXE
LASER NA MORFOLOGIA DE ESMALTE E DENTINA
IRRADIADOS COM *LASER* DE Er:YAG**

DUILIO NAVES JUNQUEIRA JÚNIOR

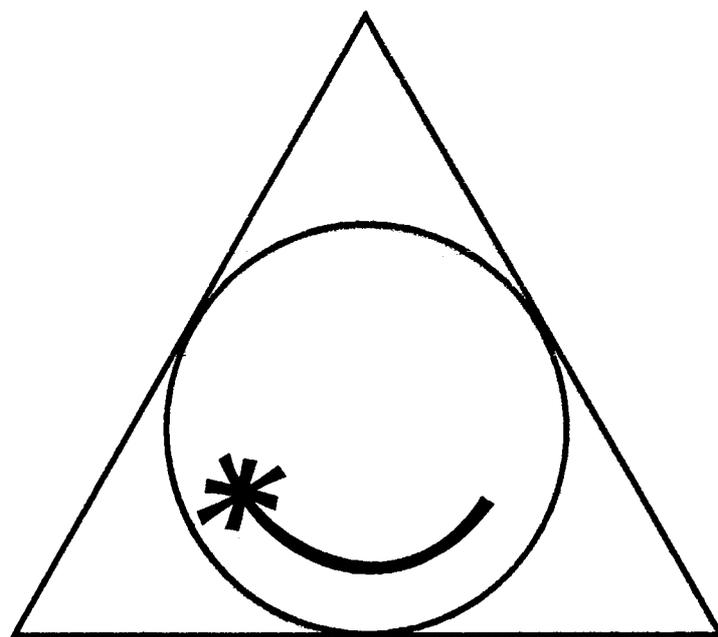
Dissertação apresentada como parte dos requisitos para obtenção do Grau de Mestre Profissional na área de Lasers em Odontologia.

Orientador:
Prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo

Co-orientadora:
Profa. Dra. Martha M.F. Vieira

**São Paulo
2002**





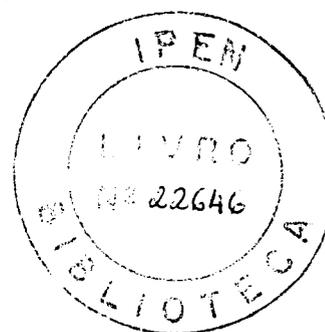
**MESTRADO PROFISSIONALIZANTE DE LASER EM
ODONTOLOGIA**

**MESTRADO PROFISSIONALIZANTE
LASERS EM ODONTOLOGIA**

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

**ESTUDO DA INFLUÊNCIA DA ANGULAÇÃO DO FEIXE *LASER*
NA MORFOLOGIA DE ESMALTE E DENTINA IRRADIADOS
COM *LASER* DE Er:YAG**

DUILIO NAVES JUNQUEIRA JÚNIOR



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: Profa. Dra. Martha M. F. Vieira

São Paulo

2002

DEDICATÓRIA

*A Deus, pela luz que tem orientado
cada etapa da minha jornada*

*Aos meus pais Duilio e Angela pelo exemplo,
carinho e amor externados todos os dias.*

*A minha esposa Adriane pelo incentivo,
compreensão e por entender o significado
desta conquista.*

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, professor Dr. Carlos de Paula Eduardo, por ser o exemplo de mestre que ensina, através de sua conduta acadêmica e científica, a trilhar sempre pelo "lado direito" da odontologia.

A minha co-orientadora professora Dr^a Martha M.F. Vieira por sua atenção e disponibilidade em transmitir conhecimentos.

Aos professores do IPEN e da FOUESP pelos ensinamentos e empenho; em especial à professora Dr^a Denize Zezell pela amizade e dedicação demonstradas durante todos as etapas do mestrado.

Aos colegas da terceira turma do mestrado pelo companheirismo e cooperação; ao meu amigo Luís Mário Lopes mais conhecido como a "lenda do nordeste", pelo apoio e constante incentivo.

A Maria Aparecida e Liliane, pela dedicação e paciência.

Às secretárias do OILI pela colaboração e espírito de equipe; em especial a Alda Regina.

**ESTUDO DA INFLUÊNCIA DA ANGULAÇÃO DO FEIXE LASER NA
MORFOLOGIA DE ESMALTE E DENTINA IRRADIADOS COM
LASER DE Er:YAG**

DUILIO NAVES JUNQUEIRA JÚNIOR

RESUMO

Este estudo teve como objetivo avaliar *in vitro*, através de microscopia eletrônica de varredura a influência do ângulo de incidência do feixe *laser* na morfologia do esmalte e dentina, irradiados com *laser* de Er: YAG, mantendo-se os mesmos parâmetros de energia. Foram utilizados 24 incisivos bovinos divididos em 8 grupos, sendo 4 de esmalte e 4 de dentina com 3 amostras em cada. Cada espécime recebeu três aplicações com ângulo de incidência do feixe *laser* com relação à superfície dental de 90, 50 e 20 graus, respectivamente, e a frequência utilizada foi 2Hz, com vinte pulsos em cada aplicação. O equipamento utilizado foi o *laser* de Er : YAG modelo KaVo KEY LASER 3 com comprimento de onda de 2940nm, energia ajustável de 40 a 600 mJ ,taxa de repetição de 1 a 25Hz. Os grupos foram distribuídos segundo o parâmetro de energia: esmalte E₁-250mJ; E₂-300mJ; E₃-350mJ; E₄-400mJ e de dentina D₁-200mJ; D₂-250mJ; D₃-300mJ; D₄-350mJ. Os resultados demonstraram que o ângulo de incidência do feixe *laser* é um parâmetro importante no protocolo de utilização do *laser* e não deve ser negligenciado. Através das observações deste estudo, pode-se concluir que o ângulo de incidência tem influência direta no aspecto morfológico das cavidades produzidas em esmalte e dentina e também na estrutura dos prismas do esmalte.

**INFLUENCE OF THE INCIDENCE ANGLE ON THE
MORPHOLOGY OF ENAMEL AND DENTIN UNDER Er:YAG
LASER IRRADIATION**

DUILIO NAVES JUNQUEIRA JÚNIOR

ABSTRACT

The purpose of this study is to make an *in vitro* evaluation, using scanning electron microscopy, of the influence of the laser beam irradiation angle on the enamel and dentin morphology. These tissues were both irradiated by Er:YAG Laser, with the same energy parameter. Twenty-four incisive bovine teeth were used, separated in eight groups, four of enamel, and four of dentin, with three specimens in each group. Each specimen was submitted to three laser applications, varying the incidence angle, between the laser and the tooth surface, at 90, 50 and 20 degrees. The applied frequency was 2Hz, with 20 pulses in each application. The KaVo Key Laser 3 was employed, wavelength at 2940 nm, adjustable energy from 40 to 600mJ and repetition rate from 1 to 25Hz. The groups were distributed according to the energy parameter as follows - enamel: 250mJ; 300mJ; 350mJ and 400mJ; dentin: 200mJ; 250mJ; 300mJ and 350mJ. The results evinced the Laser incidence angle importance; it is an essential parameter in the protocol of its utilization and it should not be disregarded. The observations of this study allow to concluded that the Laser incidence angle has direct influence on the morphological aspect of the alterations produced in enamel and dentin.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	1
2	OBJETIVO	4
3	REVISÃO DA LITERATURA	5
3.1	<i>Laser de Érbio</i>	5
3.2	Trabalhos que citam os ângulos de incidência do feixe <i>lase</i>	26
4	MATERIAIS E MÉTODOS	32
4.1	Equipamentos	32
4.2	Materiais	35
4.3	Seleção e preparo das amostras	35
4.4	Divisão dos grupos e parâmetros utilizados	36
4.5	Cálculo das áreas dos Spots	36
5	RESULTADOS	38
6	DISCUSSÃO	59
7	CONCLUSÕES	66
8	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	67

LISTAS DE FIGURAS

- Figura 01. Equipamento de *Laser* de Er:YAG.
- Figura 02. Peça de mão 2060
- Figura 03. Microscópio modificado
- Figura 04. Transferidor fixado no suporte
- Figura 05. A - Dispositivo para ajuste da angulação e distância focal (Vista Lateral).
- Figura 05.B - Dispositivo para ajuste da angulação e distância (Vista Frontal).
- Figura 05.C - Dispositivo para ajuste da angulação e distância (Vista Superior).
- Figura 05.D - Dispositivo para ajuste da angulação e distância (Vista Inferior).
- Figura 06.A - Dispositivos montados (Vista Frontal).
- Figura 06.B - Dispositivos montados (Vista Lateral).
- Figura 07- Copo de Prova.
- Figura 08- Dispositivos adaptados e ajustados para incidência a 90 graus.
- Figura 09- Dispositivos adaptados e ajustados para incidência a 50 graus.
- Figura 10- Dispositivos adaptados e ajustados para incidência a 20 graus.
- Figura 11.A - esmalte irradiado a 250mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos - 90°/50°/20°.
- Figura 11.B - dentina irradiada a 250mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos - 90°/50°/20°.
- Figura 11.C - esmalte irradiado a 300mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos - 90°/50°/20°.
- Figura 11.D - dentina irradiada a 300mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos - 90°/50°/20°.
- Figura 11.E - esmalte irradiado a 350mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos - 90°/50°/20°.
- Figura 11.F - dentina irradiada a 350mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos - 90°/50°/20°.
- Figura 12.A - esmalte irradiado a 300mJ por pulso 2Hz, 20 pulsos - 90°/50°/20° - Vista lateral após fratura da amostra analisada num plano perpendicular à fratura.
- Figura 12.B - esmalte irradiado a 400mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos - 90°/50°/20° - Vista lateral após fratura da amostra analisada num plano perpendicular à fratura.

Figura 12.C – dentina irradiada a 300mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos - 90°/50°/20°-

Vista lateral após fratura da amostra analisada num plano perpendicular à fratura.

Figura 13.A - esmalte irradiado a 300mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos a 90°.

Figura 13.B - esmalte irradiado a 300mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos a 90° - vista lateral após a fratura da amostra analisada num plano perpendicular à fratura.

Figura 13.C - esmalte irradiado a 300mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos a 50°.

Figura 13.D - esmalte irradiado a 300mJ por pulso 2Hz, 20 pulsos a 50° vista lateral após a fratura da amostra analisada num plano perpendicular à fratura.

Figura 13.E - esmalte irradiado a 300mJ por pulso 2Hz, 20 pulsos a 50°/20°.

Figura 13.F - esmalte irradiado a 300mJ por pulso 2Hz, 20 pulsos a 20°- vista lateral após a fratura da amostra analisada num plano perpendicular à fratura.

Figura 14. A - esmalte irradiado a 400mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos a 90°.

Figura 14. B - esmalte irradiado a 400mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos a 90° - vista lateral após a fratura da amostra analisada num plano perpendicular à fratura.

Figura 14. C - esmalte irradiado a 400mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos a 50°.

Figura 14. D - esmalte irradiado a 400mJ por pulso, 2Hz 20 pulsos a 50°- vista lateral após a fratura da amostra analisada num plano perpendicular à fratura.

Figura 14. E - esmalte irradiado a 400mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos a 20°.

Figura 14. F - esmalte irradiado a 400mJ por pulso, 2Hz 20 pulsos a 20°- vista lateral após a fratura da amostra analisada num plano perpendicular à fratura.

Figura 15. A - dentina irradiada a 300mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos a 90°/50°/20°.

Figura 15. B - dentina irradiada a 300mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos a 90°.

Figura 15. C - dentina irradiada a 300mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos a 90°/50°.

Figura 15.D - dentina irradiada a 300mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos a 50°/20°.

Figura 16.A - dentina irradiada a 200mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos a 90°.

Figura 16.B - dentina irradiada a 250mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos a 90°.

Figura 16.C - dentina irradiada a 200mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos a 50°.

Figura 16.D - dentina irradiada a 250mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos a 50°.

Figura 16.E - dentina irradiada a 200mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos a 20°.

Figura 16.F - dentina irradiada a 250mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos a 20°.

Figura 17. A - esmalte irradiado a 250mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos a 90°.

Figura 17. B - esmalte irradiado a 300mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos a 90°.

Figura 17. C - esmalte irradiado a 250mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos a 50°.

Figura 17. D - esmalte irradiado a 300mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos a 50°.

Figura 17. E - esmalte irradiado a 250mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos a 20°.

Figura 17. F - esmalte irradiado a 300mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos a 20°.

Figura 18. A - dentina irradiada a 250mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos a 20°.

Figura 18. B - dentina irradiada a 200mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos a 20°.

Figura 19 - Incidência do feixe a 90°

Figura 20 - Incidência do feixe a 50°

Figura 21 - Incidência do feixe a 20°

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CO ₂ :	dióxido de carbono
Cr:	cromo
EDTA:	ácido etilenodiaminotetraacético
Er:	érbio
Ho:	hólmio
N:	nitrogênio
NaOCl:	hipoclorito de sódio
Ni:	níquel
Nd:	neodímio
Pd:	paládio
Pt:	platina
Y:	ítrio
YAG:	granada de ítrio e alumínio
YLF:	fluoreto de ítrio e lítio
YSGG:	ganada de ítrio, scândio e gálio
%:	percentagem.
°C:	graus Celsius ou graus centígrados
cm:	centímetro
cm ² :	centímetro ao quadrado
Hz:	hertz
J:	Joule
kV:	kilovolt
MEV:	microscopia eletrônica de varredura
MET:	microscopia eletrônica de transmissão
ML:	microscopia de luz
M:	malar
m:	metro
ml:	mililitro
mm:	milímetro:
mm ² :	milímetro ao quadrado
ms:	milissegundo
mW:	miiiwatt

N: newton
nm: nanômetro
pH: potencial hidrogeniônico
Pm: potência média
S: segundo
W: watt
 μm : micrômetro
 μs : microssegundo

1. INTRODUÇÃO

Na atualidade, a ciência tem evoluído rápida e constantemente, levando os pesquisadores a freqüentes descobertas na área da saúde.

Desde 1960, quando o *laser* foi desenvolvido pela primeira vez, seu uso em várias áreas da ciência, gerou muita expectativa, passando por um grande período de estudos e pesquisas.

Hoje os *lasers* são utilizados numa variedade de situações como leitura de código de barras, leitura de CD's, ligações telefônicas, astronomia, indústria, meteorologia, medicina e odontologia.

Em odontologia os primeiros estudos foram realizados por Goldman (1964); Stern & Sognnaes (1964) e Gordon (1966). Utilizando *laser* de rubi eles demonstraram que a aplicação deste *laser* em tecido dental promovia formação de cavidades com áreas de carbonização, contra-indicando seu uso nos tecidos duros dentais.

A expectativa sobre a utilização do *laser* em tecidos duros dentais sem provocar carbonização e danos térmicos na polpa, hoje é uma realidade. A remoção de cáries utilizando o *laser* no modo não contato sem vibrações, ruídos e com redução de dor tornou-se uma opção para a prática clínica. Com o avanço das pesquisas o uso do *laser* é indicado em vários procedimentos da dentística, endodontia, periodontia, cirurgia, prótese, odontopediatria e medicina bucal.

Com a modernização dos conceitos de atendimento aos pacientes, o *laser* é sem dúvida um elemento diferencial na qualidade clínica do dia a dia. Respalado pelas pesquisas, demonstra eficiência e vantagens em seu emprego diário, tornando os procedimentos rápidos e precisos, proporcionando maior conforto aos pacientes.

A introdução do *laser* de Er: YAG para remoção de esmalte e dentina deu-se em 1988 e 1989, por Keller & Hibst e Hibst & Keller, respectivamente.

Em 1997, o FDA (Food and Drug Administration) aprovou o uso do *laser* de Er: YAG para preparos cavitários nos Estados Unidos (Cozen et al.,

1997), sendo, portanto o primeiro *laser* aprovado para preparo e remoção de tecido cariado, bem como condicionamento de esmalte e dentina.

O grande interesse demonstrado pela aplicação do *laser* de Er: YAG em tecidos duros foi devido à redução da dor, ruído e vibração, em comparação com a alta rotação convencional, eliminando a necessidade de anestesia em muitos casos (Keller & Hibst, 1992; Cozean et al., 1997; Eduardo et al., 1998; Evans et al., 1998; Paiva, 2001; Pulga, 2001; Ribeiro, 2002).

Muitas pesquisas foram realizadas para determinar a eficácia do *laser* Er: YAG quando comparado ao tratamento com alta rotação para remoção de cárie e preparo cavitário. Nelas, os autores verificaram que a utilização do *laser* é tão segura e eficiente quanto o método convencional (Burkes et al., 1992; Hibst & Keller, 1992; Wigdor et al., 1992; Wigdor et al., 1993; Gimble et al., 1994; Kumazaki, 1994; Sekine et al., 1994; Yokoyama et al., 1996; Cozen & Powell, 1998; Dostálová et al., 1998 ; Keller et al., 1998; Paiva, 2001; Pulga, 2001; Ribeiro, 2002.)

Quanto às alterações pulpares durante os preparos cavitários, exames histológicos, radiográficos e de sensibilidade pós-operatória demonstraram que não houve nenhum dano com tratamento pelo *laser* de Er: YAG e a variação de temperatura na polpa também não causou injúrias (Hibst & Keller, 1990; Hoke et al., 1990; Paghdiwala et al., 1993; Gimble et al., 1994; Sekine et al., 1994; Keller & Hibst, 1995; Cozen & Powell, 1998; Glockner et al., 1998; Hansen, 1998; Miserandino & Cozean, 1998 ; Sznajder , 2001; Picinini , 2001; Tanji , 2002).

Muitos autores comparam a microinfiltração marginal em cavidades classe V de dentes preparados com *laser* de Er: YAG e alta rotação e restaurados com resina composta. Concluíram que os preparos realizados com o *laser* apresentaram grau de microinfiltração menor ou igual ao da alta rotação indicando a realização de preparos cavitários com este *laser* (Wright, 1993; Ramos, 1998; Pulga, 2001; Tavares, 2001; Esteves, 2001;)

O *laser* de Er: YAG vem sendo utilizado para uma série de pesquisas que buscam estabelecer os parâmetros adequados para sua utilização clínica.

Nos protocolos dos trabalhos geralmente são citadas características técnicas do equipamento, como comprimento de onda, duração do pulso, ajuste da energia por pulso e taxa de repetição permitido pelo equipamento utilizado. São descritas também a energia aplicada no estudo, taxa de repetição, distância focal e *spot size* do feixe *laser*. Um parâmetro que em muitas pesquisas não é descrito é o ângulo de incidência do feixe *laser* em relação à superfície que está sendo irradiada. Este é, com certeza, um aspecto técnico que não pode ser negligenciado, pois poderá comprometer a reprodutibilidade *in vitro* e clínica da interação *laser*-tecido desejada. Na literatura são poucos os trabalhos que descrevem o ângulo de aplicação em suas metodologias e um número extremamente reduzido que abordam o tema exclusivamente.

O presente estudo pretende avaliar *in vitro* as alterações morfológicas produzidas pela variação da angulação, em esmalte e dentina irradiados com *laser* de Er:YAG, utilizando uma peça de mão que opera no modo não contato.

2- OBJETIVO

Este estudo tem a finalidade de avaliar, *in vitro* a influência do ângulo de incidência do feixe *laser* na morfologia do esmalte e dentina, irradiados com *laser* Er: YAG, mantendo-se os mesmos parâmetros de irradiação.

3 REVISÃO DE LITERATURA

3.1 *Laser* de érbio

Hibst et al., em 1988, inicialmente utilizaram o *laser* de Er:YAG em Odontologia e demonstraram que o *laser* de Er:YAG, por emitir comprimento de onda de 2940nm, que coincide com o pico máximo de absorção pela água e hidroxiapatita, havendo grande absorção deste *laser* pelo água contida no esmalte e dentina, sendo portanto, promissor na remoção destes tecidos.

Em 1989, Hibst & Keller analisaram o efeito da ablação do esmalte, dentina e tecido cariado pelo *laser* de Er:YAG. Foi observado que o *laser* de Er:YAG é efetivamente absorvido pelos tecidos mineralizados dentais, causando aquecimento rápido, superficial e em pequeno volume, promovendo a remoção tecidual pelo processo de ablação termo-mecânica, através da vaporização da água e aumento da pressão intra-tecidual, ocorrendo a expansão e fragmentação tecidual, sendo o material ejetado através de microexplosões. O limiar de ablação do esmalte é superior ao da dentina, portanto, utilizando uma mesma energia de irradiação, as cavidades produzidas no esmalte pela ablação eram menores do que na dentina.

Keller & Hibst (1989) analisaram morfológicamente, em ML e MEV as alterações provocadas pelo *laser* de Er:YAG, no esmalte e na dentina, em dentes humanos. Os autores concluíram que este *laser* promoveu a remoção do tecido mineralizado por um processo termo-mecânico (microexplosões). A maior parte da energia incidente era consumida pelo processo de ablação e somente uma fração da energia resultou em aquecimento dos tecidos remanescentes, nas margens das cavidades, mínima ou nenhuma alteração térmica como carbonização, trincas, fusão ou ressolidificação.

Hoke et al. (1990) pesquisaram, *in vitro* as mudanças de temperatura na câmara pulpar de dentes humanos, durante o preparo com o *laser* de Er:YAG. Observaram um aumento médio de 2,2^oC quando foi utilizada refrigeração à água durante o procedimento, e que um fino jato de água aumenta a eficiência da ablação do *laser* Er:YAG . A análise ao microscópio

eletrônico de varredura mostrou túbulos dentinários intactos a uma distância de, aproximadamente, 10 μ m da superfície dentária irradiada.

Hibst & Keller (1992a) analisaram os efeitos de uma fina camada de *spray* de água na temperatura e eficiência da ablação de esmalte e dentina, durante irradiação com o *laser* de Er:YAG. Concluíram que a perda de energia é proporcional à espessura do filme de água e que a camada superficial de água é evaporada pela parte inicial do pulso de energia, sendo no entanto, a maior parte da energia absorvida pela água confinada nos tecidos mineralizados. Dessa forma eram formados vapores que melhoravam a ejeção e a eficiência de ablação de esmalte e de dentina.

Hibst & Keller (1992b) utilizaram um sistema de imagem termográfica para mensuração do aumento da temperatura na superfície dental, causada pela irradiação com *laser* de Er:YAG. Observaram que a queda da temperatura foi mais rápida em esmalte, devido à sua grande difusibilidade térmica, do que em dentina. O efeito térmico foi mais pronunciado no esmalte quando comparado à dentina e a energia térmica foi depositada numa camada superficial, com espessura infinitesimal, devido à pequena profundidade de penetração do *laser* de Er:YAG nos tecidos mineralizados. Para pulsos repetitivos, o efeito da temperatura foi acumulativo, de acordo com o intervalo de tempo entre dois pulsos, portanto, a taxa de repetição foi o parâmetro mais importante para determinar os efeitos térmicos no tecido irradiado.

Keller & Hibst (1992), realizaram o primeiro estudo clínico com o *laser* de Er:YAG comparado com alta e baixa rotação, utilizados para a remoção do tecido cariado e o preparo de cavidades. Os autores acompanharam clinicamente e demonstraram que nenhum dente perdeu a vitalidade, nem houve sensibilidade à percussão, com o *laser* de Er:YAG. A maioria dos pacientes preferiram o *laser* para a remoção de cáries, devido à reduzida sensibilidade dolorosa e a anestesia foi utilizada em um caso apenas. Com os resultados, concluíram que a remoção da cárie e o preparo cavitário com o *laser* de Er:YAG é um procedimento viável e bem aceito pelos pacientes

Em 1992, Burkes et al. estudaram *in vitro* os efeitos da irradiação com o *laser* de Er:YAG na estrutura dental e na temperatura pulpar de dentes humanos tratados com ou sem uso de refrigeração de *spray* de água. Observando pela MEV após a irradiação sem a refrigeração, houve mínima ablação do esmalte, alterações térmicas como a fusão do esmalte, bolhas e fraturas, ocorrendo uma elevação da temperatura intrapulpar maior do que 27°C. Quando o *laser* foi utilizado com refrigeração, o esmalte e a dentina foram eficientemente removidos pela ablação, formando crateras cônicas, sem a fusão ou arredondamento do esmalte marginal remanescente e a elevação na temperatura intrapulpar foi de 4°C. Devido ao maior conteúdo de água na dentina, que no esmalte, sua ablação foi mais efetiva.

Em 1992, Li et al., analisaram *in vitro* as médias de ablação com várias fluências e taxas de repetição utilizando *laser* de Er:YAG de comprimento de onda 2,94µm em esmalte e dentina de molares humanos. Foi utilizado *spray* de água para minimizar os danos térmicos durante a ablação e as crateras formadas foram analisadas em microscópio e medidas com micrômetro. Os autores concluíram, que a profundidade de ablação por pulso para a dentina com frequência de 2Hz, foi de 36 a 78µm por pulso, usando fluências variáveis de 70 a 140J/cm². Quando a frequência foi de 5Hz a profundidade foi de 67 a 80µm por pulso usando fluências que variaram de 50 a 150J/cm². Em dentina, foram observados efeitos térmicos mínimos, em 5 a 10µm de profundidade, com fluências menores de 74J/cm², e com fluências acima de 74 J/cm² foi observado o mínimo de aquecimento em profundidades de 25 a 35µm. A ablação em dentina foi melhor do que em esmalte tanto com frequência de 2Hz ou 5Hz, devido à maior porcentagem de água em peso da dentina (20%) em relação ao esmalte (1%).

Kumazaki (1992) analisou, a resistência adesiva à superfície do esmalte condicionado com o *laser* de Er:YAG, através de testes de tração com energias por pulso de 100 a 1000mJ e taxa de repetição de 10Hz, associando ou não com ácido fosfórico por 30 seg. Os autores concluíram que o condicionamento do esmalte, somente com o *laser* de Er:YAG, com

600mJ/pulso de energia, apresentou resultados similares ou superiores aos obtidos por ácido fosfórico.

Keller & Hibst (1993) avaliaram através do teste de tração e MEV o efeito do condicionamento da superfície do esmalte, com o *laser* de Er:YAG. Os resultados demonstraram que a irradiação produziu alterações morfológicas na superfície do esmalte, evidenciando um padrão microretentivo para materiais adesivos. O modo desfocado de irradiação promoveu menores valores de adesão e a aplicação do *laser* de modo desfocado, associado com aplicações focalizadas promoveu os melhores padrões morfológicos e valores de adesão, criando um padrão de condicionamento mais homogêneo. O condicionamento somente com *laser* de Er:YAG alcançou valores de adesão semelhantes àqueles obtidos com o condicionamento por ácido fosfórico.

Wright et al. (1993), realizaram um estudo para verificar a microinfiltração em cavidades classe V, utilizando os métodos convencionais e utilizando o *laser* de Er:YAG para o preparo e para o condicionamento. Os dentes foram divididos em 3 grupos, onde foram feitas as cavidades classe V com uma profundidade de 1mm em dentina. O grupo 1 foi preparado pelo método convencional e o condicionamento foi feito com ácido fosfórico a 37%; o grupo 2 foi preparado pelo método convencional e o ângulo cavo-superficial foi tratado com o *laser* de Er:YAG; o grupo 3 foi preparado e condicionado com o *laser* de Er:YAG. Os resultados mostraram que não houve diferenças significantes entre os grupos, porém em cada grupo houve um espécime que apresentou infiltração. O ângulo cavo-superficial tratado com o *laser* de Er:YAG mostra-se totalmente aplainado em comparação à margem de esmalte produzida pelo instrumento cortante rotatório. Em consequência disso, os espaços para as microinfiltrações estão presentes tanto quando se usa o *laser* e o método convencional para o preparo e o condicionamento. Por outro lado, o *laser* deixa a superfície mais áspera, podendo aumentar o embricamento mecânico da resina ao dente. Os autores chegaram à conclusão, de acordo com os resultados, que o *laser* de Er:YAG pode substituir os instrumentos

cortantes rotatórios, porém outros estudos devem ser realizados para confirmar este.

Paghdiwala et al. (1993) avaliaram a elevação da temperatura pulpar após a irradiação com *laser* de Er:YAG, utilizando ou não refrigeração com *spray* de água e diferentes parâmetros de energia. Os resultados, da MEV e da termo-câmera, demonstraram que a elevação da temperatura é proporcional à potência e ao tempo de exposição, e inversamente proporcional à espessura do remanescente dental. A redução da taxa de repetição de pulsos pode reduzir os efeitos térmicos, mantendo a energia constante, que leva à redução da velocidade de corte, mas também, do risco de danos térmicos. Durante o preparo das cavidades, o uso da refrigeração promoveu maior eficiência de ablação, redução da temperatura e ocorrência de alterações estruturais e térmicas, sem áreas de carbonização ou trincas, comparando com os dentes que foram irradiados pelo *laser* sem refrigeração.

Sekine et al. (1994) utilizando o *laser* de Er:YAG em preparos cavitários analisaram resposta pulpar, através de histopatologia. Para esta pesquisa foram avaliados 20 cães, os quais foram anestesiados e neles foram feitos preparos cavitários classe V com diâmetro de 2mm, com sistemas de alta rotação convencionais (grupo controle) e com o *laser* de Er: YAG com o uso de *spray* de água. Os autores concluíram que o preparo cavitário feito com o *laser* de Er:YAG é tão seguro quanto o uso da alta rotação . Este *laser* tem vantagem frente aos outros *lasers*, pois o dano térmico é muito menor e a sua eficiência de corte é aceitável, comparando com a alta rotação.

Gimble et al. (1994) avaliaram a eficácia do Er:YAG *laser*, quando comparado ao tratamento convencional para tecidos dentais, através de uma análise clínica. Foram tratados sulcos, fissuras, remoção de cáries, condicionamento e preparos cavitários, examinados aleatoriamente e em estudo duplo-cego. Os resultados mostraram que o *laser* de Er:YAG foi seletivo para a remoção de tecido cariado em todas as profundidades e classes, preservando a vitalidade pulpar. Os resultados dos procedimentos indicaram que o *laser* foi tão efetivo quanto o tratamento convencional para a remoção de

cáries e preparo de cavidades. O MEV mostrou que, nos testes de tração, o *laser* combinado com o condicionamento ácido é melhor do que o condicionamento ácido isolado. Os dados histológicos, em relação aos estudos térmicos da polpa, indicaram que não houve danos devido ao tratamento *laser*. A opinião subjetiva do paciente foi muito favorável em relação ao *laser* quando comparado ao método convencional.

Sakakibara et al. (1994) compararam a morfologia e o tamanho das cavidades preparadas com *laser* de Er:YAG em dentes bovinos, refrigerados à ar ou água, com energias de 50, 100 e 150mJ e pulso simples. Verificaram que o diâmetro e as profundidades aumentaram com a energia e que no esmalte não houve diferença na morfologia cavitária preparada com refrigeração a ar ou água. Em dentina, o diâmetro das cavidades foi maior com refrigeração a ar do que à água. Segundo os autores, isto decorreu devido à alta absorção da energia pela água que está na superfície do tecido, e pelo espalhamento do feixe *laser*, havendo energia insuficiente para preparar cavidades maiores, porém, os autores acreditam que melhores cavidades são decorrentes de parâmetros de energia altos, associados à refrigeração com *spray* de água. A MEV mostrou que a superfície do esmalte irradiada pelo *laser* de Er:YAG, com refrigeração com *spray* de água, apresentou padrão semelhante a "favo de mel", com exposição dos prismas de esmalte. As margens dos prismas de esmalte apareceram mais definidas quando se utilizou a água do que o ar. Na dentina, todos os espécimes apresentaram morfologia semelhante, com ausência da *smear layer*. Foram evidentes, nas superfícies irradiadas, a presença de *debris*, originados do processo de fragmentação mecânica do tecido, em menor quantidade na presença de refrigeração à água.

Keller & Hibst (1995) avaliaram o emprego do *laser* de Er:YAG e alterações térmicas, na polpa de dentes de cães, com e sem *spray* de água. Foram efetuadas avaliações histológicas após 2, 4, 6 e 8 semanas sendo verificado que a irradiação com refrigeração promoveu uma reação pulpar reversível, com a neoformação dentinária. A superfície dental irradiada com mais de 2Hz, sem refrigeração, apresentou aumento da reação inflamatória

pulpar, levando à necrose em alguns casos. Os autores concluíram que a refrigeração é fator de grande importância na utilização do *laser* de Er: YAG.

Eduardo et al. (1996) avaliaram os efeitos do *laser* de Er:YAG no esmalte dental através da MEV e teste de resistência ao cisalhamento. A superfície vestibular de molares humanos foi condicionada com o *laser* de Er:YAG focalizado, com 140 e 300mJ de energia por pulso e 1Hz de taxa de repetição, sob refrigeração à água ou com o ácido fosfórico a 37%. Os resultados mostraram que o condicionamento com ácido fosfórico promoveu maiores valores de adesão (21,22MPa) que o realizado somente com o *laser* de Er:YAG, não havendo diferenças entre as energias utilizadas (140mJ e 300mJ). Pela análise morfológica do MEV verificou-se alterações no esmalte, com grande irregularidade superficial, com aparência de "escamas" ou "flocos", e a exposição dos prismas de esmalte semelhantes a "favos de mel".

Cozean et al., em 1997, analisaram através de um estudo clínico a necessidade do emprego de anestesia com o uso do *laser* de Er:YAG, bem como a eficácia e a segurança para a remoção de tecido cariado e realização de preparos cavitários em esmalte e dentina comparado à alta rotação. A pesquisa foi dividida em duas fases, sendo que na primeira os pesquisadores trataram dentes com indicação de extração e na segunda os dentes não foram removidos. Em ambas as fases os pacientes foram divididos aleatoriamente em um grupo tratado com *laser* e o controle que recebeu tratamento com alta rotação. Os autores concluíram que o uso do *laser* de Er:YAG foi seguro e efetivo para a remoção de tecido cariado, preparos cavitários e condicionamento do esmalte, pela ressonância que este comprimento de onda 2,94µm apresenta com a água e hidroxiapatia, promovendo a ablação explosiva, que evapora os tecidos situados acima da camada de água aquecida pela irradiação, não aquecendo a polpa além de 5°C em média.

Pelagalli et al. (1997), compararam a irradiação com o *laser* de Er:YAG à utilização de instrumentos rotatórios para remoção de tecido cariado e preparos cavitários em estudo clínico. Um estudo "cego" foi realizado na análise histológica, em dentes extraídos imediatamente, 48 horas, 30 dias e 1

ano após os procedimentos convencionais e a *laser*. Critérios como alterações vasculares na polpa, outras alterações pulpare, odontoblásticas, pré-dentinárias e dentinárias foram levadas em consideração. Nos resultados apenas 1 entre 45 dentes examinados apresentou aspecto inflamatório severo no pós-operatório imediato. O mesmo fato ocorreu no grupo tratado convencionalmente. Em dentes com aparente exposição pulpar radiográfica, não se observou, histologicamente, significativo dano pulpar. De acordo com os autores, o *laser* teria vantagens como redução microbiana e selamento pulpar em casos de exposição, sem causar nenhum dano permanente à câmara pulpar. Os autores concluíram que tanto a remoção de cárie como o preparo cavitário são efetivos quando da utilização do *laser* de Er:YAG.

Zezell et al. (1997) avaliaram através de ML, MEV e da fluorescência de raios X o padrão morfológico de cavidades de classe I preparadas com o *laser* de Er:YAG e a composição da dentina irradiada. Foram utilizados 40 molares humanos extraídos, divididos em 4 grupos, onde as cavidades foram preparadas com alta-rotação e com *laser* de Er:YAG, com fluências de 79,61, 89,57 e 99,52J/cm². Observaram pela MO que o *laser* promoveu eficiente ablação do esmalte e dentina, criando cavidades com margens irregulares e a MEV demonstrou um padrão de condicionamento da superfície dental, com a exposição dos prismas de esmalte. A superfície dentinária apresentou-se com ausência da *smear layer* e abertura dos túbulos dentinários, sem evidência de fusão, ressolidificação e trincas na superfície irradiada. Com as três fluências utilizadas não foram constatadas diferenças nos padrões micromorfológicos. As concentrações de cálcio, fósforo e oxigênio não sofreram alterações. Os autores concluíram que o padrão superficial obtido com o *laser* de Er:YAG apresenta-se propício para a utilização de materiais restauradores estéticos adesivos.

Jelinková et al. (1997) comparam, através de um estudo clínico, que o tratamento de cáries com o *laser* de Er:YAG tem vantagens em relação à alta rotação e que o problema do *laser* é a velocidade de preparação. O problema é que para melhorar a velocidade de preparação precisa-se

aumentar a energia *laser* e taxa de repetição sendo que este processo está diretamente ligado ao aumento de temperatura. Trinta amostras de dentes humanos extraídos foram seccionadas por ambos os sistemas *laser* e alta rotação e uma pequena área da superfície, em forma de circunferência, foi seccionada e analisada. O tempo de preparo cavitário foi mensurado e comparado (155 segundos foram necessários para o *laser* e 28,4 segundos para a alta rotação convencional). O tempo de preparo relatado para cortar 1mm² da superfície do dente foi de 5,42 segundos com o Er:YAG e 0,66 segundos para o método convencional. Concluíram que o sistema *laser* é oito vezes mais lento que a técnica convencional para preparo cavitário.

Groth, em 1997, avaliou e comparou a resistência à tração da resina composta ao esmalte dental condicionado por três diferentes técnicas: Er:YAG *laser* com três diferentes energias, ácido fosfórico e *laser* + ácido fosfórico. O esmalte dental condicionado foi observado em MEV. Os maiores valores de resistência à tração foram aqueles obtidos pelo grupo que foi duplamente condicionado: *laser* e ácido fosfórico, apesar destes valores não se mostrarem estatisticamente diferentes dos do grupo ataque ácido. Os grupos que foram condicionados exclusivamente com *laser* se mostraram estatisticamente inferiores aos outros sendo que quanto maior a energia por pulso, menores os valores de resistência a tração, fazendo com que o condicionamento do esmalte dental a *laser* fosse considerado uma alternativa para o uso com resinas compostas.

Tanji, em 1998, avaliou as alterações morfológicas do esmalte e da dentina, em MEV, em cavidades classe I preparadas com a irradiação do *laser* de Er:YAG, utilizando 3 diferentes parâmetros de energia e verificou as alterações da dentina quanto à composição de cálcio, fósforo e oxigênio. 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 diminui após irradiação com 400mJ do *laser* de Er:YAG e a quantidade de fósforo da dentina aumentou após a irradiação com 450mJ de energia. Não houve diferença estatisticamente significativa na quantidade de oxigênio, antes e a após irradiação com as três energias do Er:YAG utilizadas neste estudo.

Em 1998, Eduardo et al. apresentaram estudo clínico sobre o uso do *laser* de Er:YAG para o preparo cavitário, relatando que esta técnica demonstrou ser efetiva para o preparo de cavidades conservadoras, com a eliminação do desconforto produzido pelo ruído do instrumento de alta rotação e por, na maioria dos casos, não haver necessidade do uso de anestesia durante o procedimento.

Hansen, em 1998, analisou a eficiência do *laser* de Er:YAG na remoção de cáries e preparo cavitário em esmalte e dentina em comparação com os instrumentos rotatórios. Aproximadamente 1/3 dos dentes tratados com o *laser* foram extraídos imediatamente. Outro terço foi extraído 2 dias depois da irradiação e o último terço foi extraído 1 ano e um mês após o tratamento. Os resultados da análise histológica da polpa e das mudanças de tecido dentinário induzidas pelo *laser* e pela alta rotação demonstraram que não havia diferença estatisticamente significativa entre os grupos do *laser* e alta rotação neste estudo.

Miserendino, em 1998, estudou o efeito do *laser* de Er:YAG comparado ao tratamento convencional utilizado para prevenção de cárie e restauração dental. Foram avaliadas as modificações estruturais ocorridas no esmalte irradiado por *laser* e a capacidade de selamento de restaurações após tratamento convencional e irradiação. Selecionou-se 44 dentes, que sofreram remoção de tecido cariado, preparo cavitário e restauração, além de outros que necessitavam condicionamento de esmalte para aplicação de selante. Os resultados mostraram que a irradiação com *laser* de Er:YAG não causou dano térmico na forma de rachaduras ou recristalização tanto no esmalte quanto na dentina.

Glockner et al. (1998) avaliaram as alterações de temperatura no interior da câmara pulpar durante a irradiação com o *laser* de Er:YAG. Foram utilizados vinte dentes humanos incisivos e caninos permanentes onde as polpas foram removidas apicalmente após a ressecção do ápice dental em aproximadamente 5mm. Foram comparados preparos cavitários realizados com o *laser* de Er:YAG e com pontas montadas diamantadas, analisando o aumento da temperatura na cavidade pulpar. Os resultados no grupo de cavidades classe 1 preparadas com o *laser* de Er:YAG mostraram uma redução inicial de temperatura (de 37° para 30-25°C), com aumento somente após o rompimento na câmara pulpar. Nos preparos cavitários com pontas diamantadas, o aumento de temperatura atingiu até 70°C, mesmo antes da trepanação da câmara pulpar. Os autores concluíram que a refrigeração com *spray* de água tem um importante papel na remoção de tecidos, sendo a irradiação com o *laser* de Er:YAG um meio mais seguro de proteger a polpa contra estresse térmico, se comparado com preparos convencionais com pontas diamantadas.

Keller et al., em 1998, avaliaram, num estudo clínico, o conforto do tratamento realizado com o *laser* de Er:YAG e alta rotação convencional. Participaram do estudo 103 pacientes, realizando 206 preparos cavitários, metade com *laser* e a outra metade pelo método convencional. A avaliação levou em conta três respostas dos pacientes: confortável, desconfortável e muito desconfortável. Todos os dentes apresentaram resposta de vitalidade antes e após de ambos os tratamentos; 80% dos pacientes relataram que o tratamento, convencional foi mais desconfortável que o *laser*, e 82% dos pacientes preferem o *laser* de Er:YAG nos tratamentos futuros. Durante o tratamento, a necessidade de anestesia foi de 11 % para a alta-rotação e 6% para o *laser* de Er:YAG.

Ramos, em 1998, avaliou através de lupa estereomicroscópica, MEV e de análise por energia dispersiva de raios x, os graus de microinfiltração marginal encontrados em cavidades de classe V preparadas com o *laser* de Er:YAG e comparar com os graus encontrados nas cavidades preparadas com

alta rotação. Concluiu-se que as cavidades preparadas com o *laser* de Er:YAG, assim como as preparadas com alta rotação, ambas condicionadas com ácido fosfórico a 35% mostraram menores graus de microinfiltração do que as cavidades preparadas e condicionadas com o *laser* de Er:YAG .

Saraceni, em 1998, avaliou a resistência à tração de um sistema adesivo associado a uma resina composta, em superfícies dentinárias tratadas de forma convencional, com microabrasão por óxido de alumínio e irradiada com *laser* de Er:YAG, utilizado em substituição ao condicionamento ácido ou associados ao mesmo. Obtidos os resultados, pôde-se concluir que o procedimento adesivo realizado de forma convencional e a irradiação *laser* associada ao ácido foram os tratamentos que apresentaram os melhores resultados. A microabrasão, associada ou não ao ácido, teve o pior comportamento. O condicionamento ácido foi considerado imprescindível para a obtenção de forças de adesão satisfatórias.

Arimoto et al., em 1998, compararam a resistência ao ácido da dentina bovina irradiada com *laser* de Er:YAG com energia de 60mJ e 1Hz de frequência, e 200mJ com 2Hz de frequência, e descobriram que essas irradiações causaram mudança na cristalinidade e perda das substâncias orgânicas detectadas pela espectroscopia de reflexão infravermelha, constando que houve um aumento na resistência ao ácido da dentina bovina.

Em 1999, Mozammal et al., investigaram os parâmetros de ablação e avaliaram as mudanças morfológicas do esmalte e da dentina (estereomicroscopia e MEV) utilizando o *laser* de Er:YAG, com e sem "névoa" de água. Os resultados encontrados mostraram que a profundidade de ablação estava linearmente ligada à quantidade de energia utilizada, tanto em dentina quanto em esmalte. As mudanças morfológicas encontradas mostraram que a irradiação com o *laser* de Er:YAG com "névoa" de água pode produzir cavidades sem causar danos térmicos aos tecidos duros dentais e às camadas adjacentes a estes tecidos. Diante dos resultados os autores concluíram que a adição de um fino jato de água não diminuiu a eficiência da ablação do *laser*, e não causou carbonização nem um derretimento dos tecidos duros dentais.

Bispo, em 2000, avaliou a resistência à tração de uma resina composta, aderida ao esmalte, que recebeu irradiação *laser*, *laser* mais ácido fosfórico a 35% e apenas ácido fosfórico. O esmalte condicionado foi observado em MEV, com diversos parâmetros, testando-se o modo focado e desfocado com várias densidades de energia. A associação *laser* + ácido fosfórico mostrou valores de resistência à tração superior à aplicação exclusiva do *laser* na maioria dos parâmetros utilizados.

Mello, em 2000, estudou a resistência à tração de um sistema adesivo auto-condicionante associado a uma resina composta, em superfícies dentinárias condicionadas com o *laser* de Er: YAG que em seguida, foram submetidas ao teste de resistência à tração. Após a obtenção dos resultados, pôde-se concluir que o uso do *laser* de Er: YAG, em superfície dentinária, associado ao adesivo auto-condicionante, não causou prejuízo à resistência a tração das resinas compostas, quando utilizamos uma energia de preparo. Porém, quando o autor utilizou uma energia de preparo e uma de condicionamento (focada ou desfocada) há uma diminuição na força adesiva, nos casos do uso do sistema auto-condicionante.

Gouw-Soares, em 2001, avaliou a permeabilidade superficial e marginal da dentina após a apicectomia e tratamento com *lasers* de CO₂ 9,6µm ou Er:YAG 2,94µm e retroobturados com IRM. A análise qualitativa da infiltração do corante azul de metileno através da superfície dentinária e da retroobturação demonstrou que as amostras dos grupos que foram irradiadas com os *lasers* apresentaram índices de infiltração significativamente menores que as do grupo controle com resultados compatíveis às alterações morfológicas evidenciadas em MEV. Nas condições deste estudo, a irradiação dos *lasers* de Er:YAG e CO₂ na ressecção radicular e tratamento da superfície dentinária demonstrou diminuir a permeabilidade ao corante azul de metileno.

Blay, em 2001, analisou a redução bacteriana após remoção de tecido cariado em dentina com o *laser* de Er:YAG, comparando os resultados aos obtidos com o uso de ponta montada em alta rotação. Foram selecionadas para o estudo 30 pré-molares e molares que apresentavam cáries classificadas

como médias e que necessitavam de tratamento restaurador. Os dentes foram divididos em dois grupos onde 15 dentes foram tratados de forma convencional e 15 dentes foram tratados com o *laser* de Er:YAG. Análise microbiológica foi usada para determinar presença ou ausência de bactérias. Os resultados obtidos mostraram ser o *laser* de Er: YAG, nos parâmetros utilizados, eficaz e efetivo na eliminação de todas as bactérias remanescentes em preparo cavitário comparado aos métodos convencionais onde se detectou um crescimento bacteriano em 20% das amostras de raspas de dentina.

Goya, em 2001, estudou *in vitro* os efeitos da irradiação dos *lasers* de Nd: YAG e Er: YAG no selamento do terço apical de canais radiculares, utilizando-se duas técnicas: helicoidal e vertical. Foram utilizados 70 dentes humanos, instrumentados e divididos em sete grupos de dez dentes cada. Os dentes foram avaliados sob o estereoscópio, MEV e câmera termográfica. Os resultados mostraram que a infiltração apical foi menor nos dentes tratados com *laser*, comparados aos do grupo controle, sendo que nos grupos tratados com o *laser* de Er: YAG e em associação com o Nd: YAG, houve infiltração significativamente menor comparada àquela em dentes tratados somente com o *laser* de Er: YAG. Sob o microscópio eletrônico de varredura observaram-se nos grupos irradiados pelo *laser* de Nd: YAG, fusão e solidificação da camada dentinária vedando os túbulos dentinários, e nos grupos tratados pelo *laser* de Er: YAG observou-se uma superfície limpa de detritos, com os túbulos abertos e finalmente, nos grupos irradiados pela combinação dos dois *lasers*, verificou-se uma camada do material fundido cobrindo alguns túbulos dentinários. A avaliação do perfil térmico, durante a irradiação pela câmera termográfica, mostrou que o aumento da temperatura não foi superior a 6°C. Este trabalho determinou as condições de irradiação para a utilização segura e eficiente do *laser* de Nd: YAG após a irradiação inicial com o *laser* de Er: YAG no tratamento intracanal, além de demonstrar também bons resultados dos efeitos da irradiação com *laser* de Er: YAG em canais úmidos, diminuído, a infiltração marginal em comparação ao grupo-controle, de forma a não causar injúrias térmicas ao tecido periodontal.

Rocha, em 2001, realizou estudo *in anima nobile* e *in vitro* para avaliar a eficiência do *laser* de Er: YAG no tratamento da hipersensibilidade dentinária cervical (HSDC). O estudo clínico foi realizado em pacientes com HSDC. Os resultados mostraram que para o grupo irradiado houve diferença significativa do início para o final de cada sessão e também entre as sessões. Para o grupo controle não houve diferença significativa entre o início e o final de cada sessão, mas houve diferença entre as sessões. Para o estudo morfológico, foram selecionados nove dentes, sete molares e dois pré-molares. Os resultados mostraram que a superfície que foi irradiada apresentou redução do diâmetro dos túbulos dentinários, com parcial ou total obstrução. Para o grupo controle, observou-se maior quantidade de *smear layer* e túbulos dentinários abertos. Os resultados obtidos indicam que o *laser* de Er: YAG pode contribuir para o tratamento da HSDC.

Dall'Magro, em 2001, verificou a resistência à união por ensaio de cisalhamento de dois sistemas adesivos, *one step (Single Bond -3M)* e um *self etching (Prompt- Pop -Espe)*, quando aplicados em superfícies dentinárias preparadas com *laser* de Er:YAG (2,94 μ m), que sofreram ou não, condicionamento ácido. Os resultados indicaram superioridade estatística com 5% da probabilidade dos preparos em dentina com lixa e com *laser* usando energia de 200mJ por pulso, em relação ao preparo com *laser*, usando energia de 250mJ por pulso. Observou-se que, utilizando o sistema adesivo *Single Bond*, os valores da resistência de união ao cisalhamento foram estatisticamente superiores, com 5% de probabilidade, em relação ao sistema adesivo *Prompt-L-Pop*.

Pulga, em 2001, comparou *in vitro* a microinfiltração marginal em cavidades classe V de dentes decíduos preparados com *laser* de Er: YAG e os com alta rotação e restaurados com dois materiais fotopolimerizáveis: resina composta e cimento de ionômero de vidro. Os resultados do estudo demonstraram que o *laser* de Er: YAG foi efetivo no preparo de cavidade Classe V, bem como obteve o menor grau de microinfiltração nas restaurações de resina de composta nas margens oclusais. Esses resultados indicam a

viabilização do uso do *laser* de Er:YAG para a realização de preparos cavitários conservadores em dentes decíduos.

Sznajder, em 2001, analisou os níveis de energia adequados aos procedimentos clínicos em dentes decíduos, usando parâmetros já consagrados em dentes permanentes e compará-los com irradiações em dentes decíduos. O estudo foi conduzido de forma a se assemelhar ao máximo possível, com condições de utilização clínica do *laser*. Os resultados permitiram concluir que o emprego do *laser* de Er: YAG na odontopediatria é eficaz e seguro para as energias e freqüências usadas, principalmente pelas indicações dadas pelo experimento de que é baixa a transferência de calor aos tecidos adjacentes às superfícies irradiadas.

Yoshiyasu, em 2001, estudou *in vitro* através de MO e MEV o uso do *laser* de Er: YAG sobre o esmalte ao redor de *brackets* ortodônticos de dentes pré-molares recém extraídos a uma densidade de energia aproximada de $15\text{J}/\text{cm}^2$. Estes dentes foram, então, submetidos a um meio rico em *S. mutans* por vinte e um dias. Os resultados demonstraram mudanças morfológicas observadas ao microscópio eletrônico de varredura que sugeriram um aumento de resistência ácida da superfície do esmalte. Entretanto, ao microscópio de luz, ainda foi possível visualizar indesejáveis manchas brancas na superfície do esmalte.

Negrão, em 2001 observou a estrutura da dentina e dos túbulos dentinários, especialmente na área do terço apical radicular, quando submetidos a uma determinada irradiação do Er: YAG *Laser* ($2,94\mu\text{m}$, 350mJ e 4Hz) e comparou o comportamento entre as amostras colhidas de dentes humanos *in vitro* e *in vivo*. Nas condições deste estudo não houve alteração morfológica na ultra-estrutura analisada e constatou-se raros túbulos dentinários, além de áreas isentas de *smear layer* e sem carbonização.

Schein, em 2001, comparou através de microscopia eletrônica de varredura o padrão interação dentina-resina em preparo cavitários realizados com *laser* de Er: YAG e instrumento rotatório em alta rotação. O aspecto morfológico da superfície dentinária irradiada e condicionada com ácido

fosfórico foi também avaliado. A interface dentina-resina foi analisada após desmineralização e desproteção dos espécimes. Foi observado que o aspecto morfológico da superfície dentinária irradiada e condicionada com o ácido não se mostrou favorável à interdifusão do monômero resinoso na matriz de colágeno. A análise do padrão de interação dentina-resina corroborou os achados em relação ao aspecto morfológico da dentina irradiada e condicionada, demonstrando formação de *tags* delgadas e escassas zonas de hibridização.

Tavares, em 2001, avaliou *in vitro* o grau de microinfiltração marginal nas paredes oclusal e gengival de restaurações classe V em cavidades preparadas com *laser* de Er: YAG e ácido, em comparação com cavidades preparadas e restauradas convencionalmente. Tanto na parede oclusal quanto na parede gengival, os resultados não demonstraram uma diferença estatisticamente significativa entre os três grupos avaliados. O *laser* de Er: YAG demonstrou ser tão efetivo quanto os métodos convencionais de preparo cavitário e condicionamento, podendo ser utilizado no preparo de cavidades classe V e no pré-condicionamento do esmalte.

Pulga, em 2001, comparou através de um estudo clínico a eficácia do *laser* de Er: YAG para preparos cavitários em dentes decíduos comparados com o instrumento rotatório convencional. O autor também avaliou o aparelho DIAGNOdent como meio de diagnóstico de lesões cariosas, comparado com o exame visual-tátil e o raio-x. Os resultados mostraram que o tratamento com *laser* de Er: YAG foi mais aceito entre as crianças do que os instrumentos rotatórios convencionais, e pela avaliação clínica indica-se o uso deste aparelho para remoção de tecido cariado e preparo cavitário. O aparelho DIAGNOdent se mostrou bastante efetivo para diagnóstico da presença da lesão cariada, porém quando se avaliou a mensuração do aparelho após a remoção do tecido cariado para avaliação da ausência de cárie, o aparelho foi efetivo somente nos casos tratados com instrumentos rotatórios convencionais. Nos casos que foram tratados com *laser* de Er: YAG, a mensuração do

aparelho foi oscilante variando de 10-99 em todos os casos. Desta maneira indicamos o uso do *DIAGNOdent* apenas para diagnóstico inicial de cáries.

Picinini, em 2001, analisou o aumento de temperatura na câmara pulpar durante preparo classe V realizado com *laser* de Er: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 *temorpar* 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 1mm. 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 (2mm² 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 e 2mm, e em espessuras dentinárias de 0,5mm o aumento de temperatura chegou a 5,5°, necessitando de uma escolha mais apropriada dos parâmetros de irradiação.

Antônio, em 2001, avaliou a redução bacteriana após a irradiação intracanal com o *laser* de Er: YAG. Foram utilizados 64 caninos superiores humanos extraídos, que tiveram suas coroas cortadas, deixando-se 15 mm de raízes remanescentes. Os resultados mostraram que houve importante redução bacteriana em ambas as contagens. Para 60mJ e 15Hz a redução imediata foi de 99,56% e 74, 62% após 48 horas; e para 100mJ e 10Hz foi de 99,95%. e 80, 49% respectivamente. Embora os melhores resultados tenham sido observados com 100 mJ de energia, a diferença entre os dois parâmetros não foi estatisticamente significativa. Dos 28 canais tratados com *laser*, em apenas dois, não foi detectado crescimento bacteriano A contagem realizada

48 horas após a irradiação mostrou que *Enterococos faecalis* foram capazes de sobreviver, e mesmo em pequeno número, apresentaram crescimento.

Raldi, em 2001, analisou *in vitro* os efeitos da interação das soluções irrigantes (EDTA-T e ácido cítrico), medicação intracanal (NDP) e *laser* Er:YAG, na permeabilidade dentinária. Foram utilizados 51 dentes unirradiculares extraídos que, após o preparo químico cirúrgico foram divididos em 7 grupos experimentais: grupos I e II - irrigação final com substância irrigante desmineralizadora (EDTA -T e ácido cítrico respectivamente); grupos III e IV - irrigação final com substância irrigante desmineralizadora (EDTA-T e ácido cítrico, respectivamente) + associação substância irrigante e *laser* Er:YAG; grupos V e VI - irrigação final com substância irrigante desmineralizadora (EDTA-T e ácido cítrico respectivamente) + associação medicação intracanal e *laser* Er:YAG e grupo VII (controle) - irrigação final com água destilada. Os canais radiculares foram preenchidos com corante rodamina B solubilizado na medicação de uso intracanal NDP. Após o período experimental, as amostras foram incluídas em resina ortoftálica e cortadas transversalmente em seis fragmentos de 2mm de espessura, para posterior leitura com o *software ImageLab*. A análise dos resultados permitiu concluir que existiram diferenças estatisticamente significantes entre os grupos tratados com as substâncias desmineralizadoras (grupos I e II), os grupos tratados com a associação substância desmineralizadora e *laser* Er:YAG (grupos III e IV) e os grupos tratados com as substâncias desmineralizadoras + associação medicação intracanal e *laser* Er:YAG (grupos V e VI). O uso das substâncias desmineralizadoras associadas à irradiação *laser* Er:YAG (grupos III e IV) promoveu os menores valores de permeabilidade dentinária quando comparado aos outros grupos. Finalmente, os melhores resultados foram obtidos quando da interação substância irrigante + associação da medicação intracanal e *laser* Er:YAG (grupos V e VI). Nestes grupos constatou-se que a diferença de penetração da solução corante-medicação intracanal no terço apical foi, em média, 29% maior do que nos demais grupos.

Navarro, em 2001, avaliou *in vitro* a influência da irradiação do esmalte e dentina com o *laser* de Er: YAG com diferentes parâmetros de energia na resistência adesiva de um sistema auto-condicionante através da MEV comparando as superfícies de esmalte e dentina irradiadas com o *laser* de Er:YAG e tratadas com sistema adesivo auto- condicionante.. A análise superficial, pela MEV, mostrou que o *laser* de Er:YAG promoveu ablação do esmalte e dentina, criando superfícies irregulares, com padrão morfológico microretentivo e sem evidência de danos térmicos, tais como carbonização, trincas e vitrificação das superfícies irradiadas. O esmalte e a dentina condicionados somente com o *primer* auto-condicionante mostraram típico padrão de condicionamento por este sistema; o *primer* auto-condicionante, aplicado após o *laser* de Er:YAG, promoveu alterações superficiais no padrão morfológico criado pelo *laser*. Pode-se concluir que o *laser* de Er: YAG é capaz de influenciar na resistência adesiva do sistema auto-condicionante à superfície do esmalte e dentina, sendo maior a sua efetividade quando foi utilizada uma menor densidade de energia do *laser*. O *laser* de Er:YAG, através da ablação do esmalte e dentina, altera a morfologia da superfícies irradiadas, criando um padrão microretetivo.

Esteves, em 2001, comparou a microinfiltração em cavidades de classe V, preparadas com alta rotação, abrasão a ar e *laser* de Er:YAG. Para este experimento, foram utilizados 18 dentes terceiros molares extraídos, com preparos realizados nas faces vestibular e lingual de cada dente, e divididos em 3 grupos: grupo 1 - preparados com alta-rotação; grupo 2 - preparados com abrasão a ar; grupo 3 - preparados com *laser* de Er:YAG. Após os preparos, os dentes foram condicionados com ácido fosfórico a 37% por 15 segundos, e restaurados com o sistema adesivo *Single Bond* (3M) e com resina composta *Filtek Z250* (3M). As amostras foram termocicladas, submetidas ao teste de microinfiltração com solução de nitrato de prata a 50%, seccionadas e reveladas sob luz fluorescente. Os resultados indicaram não haver diferença na microinfiltração entre os grupos testados. Diferença estatisticamente

significante foi encontrada entre as margens incisal e cervical do grupo 3 (*laser* de Er:YAG).

Burnett, em 2002, avaliou *in vitro* a resistência à tração do adesivo *Single Bond* (3M) aplicado sobre a superfície interna das resinas compostas para restaurações indiretas *belleglass* (Jeneric/Pentron), *Sculpture* (Sybron/Kerr) e *Targis* (Ivoclar) tratadas com *laser* de Er:YAG, ácido fluorídrico a 10% ou jateamento com óxido de alumínio. Foi possível concluir que a utilização de tratamentos de superfície tais como *laser* de Er:YAG com parâmetros de 200mJ e frequência de 10 Hz, ácido fluorídrico a 10% jateamento com óxido de alumínio podem alterar a morfologia da superfície das resinas compostas *belleglass*, *Sculpture* e *Targis* de modo que o efeito promovido pode influir de modo significativo nos valores de resistência à tração do adesivo *Single Bond*. A irradiação das superfícies internas das resinas compostas, estudadas neste trabalho, com o *laser* de Er:YAG permitiu a obtenção de maiores valores de resistência adesiva contribuindo para uma cimentação mais efetiva e a possibilidade de ter uma maior taxa de sucesso em situações de reparo de resinas compostas.

Ribeiro, em 2002, realizou estudo clínico onde analisou a remoção de tecido cariado utilizando o *laser* de Er: YAG comparado com o método convencional. Os resultados mostraram que o *laser* de Er: YAG é capaz de remover esmalte e dentina cariados, sem promover trincas ou fraturas e que a superfície irradiada se apresenta rugosa. Os pacientes relataram maior conforto quando o preparo foi realizado com o *laser* de Er: YAG do que com o instrumento rotatório. Todos os pacientes disseram preferir tratamentos futuros com a utilização do *laser* de Er: YAG. O autor concluiu por sua análise crítica que o tratamento com o *laser* de Er: YAG é de um método seguro e eficaz, e que, pela análise crítica dos pacientes, é uma alternativa mais confortável do que o método convencional para remoção de cárie.

3.2 Trabalhos que citam os ângulos de incidência do feixe *laser*

Fujii et al., em 1998, analisaram *in vitro*, através de microscopia eletrônica de varredura, os efeitos do *laser* de Er: YAG sobre a superfície radicular. As amostras foram irradiadas com energia de 25 a 100mJ por pulso e a aplicação foi realizada com irrigação, com a ponta em contato e perpendicular à superfície tratada, ou seja, a 90 graus. Na análise dos resultados, verificou-se nos espécimes irradiados com Er: YAG a presença de alguns defeitos e crateras circulares, com profundidades proporcionais à energia aplicada. Subseqüentemente, as amostras foram fraturadas e analisadas em microscópio eletrônico de varredura, num plano perpendicular à fratura, para verificar a profundidade do dano no cimento. Os resultados mostraram que a ação do *laser* se estendeu até 15µm de profundidade na camada cementária.

Zennyu et al., em 1998, testaram a influência da direção de irradiação do *laser* de Er: YAG na morfologia dos tecidos dentais. Os parâmetros do *laser* de Er: YAG foram de 180mJ e 10Hz, com duração de 10 segundos para esmalte e de 2 segundos para a dentina. As aplicações sobre as superfícies foram realizadas de forma paralela e perpendicular aos prismas de esmalte ou aos túbulos dentinários. A análise de microscopia eletrônica de varredura indicou que a irradiação perpendicular aos prismas determinou um aspecto em forma de "flor", enquanto que a irradiação paralela criou o aspecto de "raspas" na forma dos prismas. Já para a dentina, a variação na direção não teve efeito significativo nas características morfológicas.

Rechmann et al., em 1998, avaliaram a ocorrência de fendas na superfície e na subsuperfície de estrutura de esmalte após irradiação com *laser* de Er: YAG. Utilizaram o equipamento sob refrigeração de ar e água, em energias de 60 a 500mJ por pulso, com frequência de 4 e 6Hz. Foram irradiados terceiros molares extraídos e em 3 a 5 trilhos, por uma a dez vezes, submetendo os espécimes tratados à microscopia eletrônica de varredura e à microscopia de luz. Não foi observada a formação de fendas em subsuperfície

mesmo quando submetidas aos maiores níveis de energia. A irradiação resultou em áreas ablacionadas de pequena espessura exibindo superfície de rugosidade típica. Alguns exemplares mostraram pequenas áreas de esmalte superficialmente fundidas a partir da irradiação com 400mJ de energia por pulso. Os exemplares irradiados com 300, 400 e 500mJ por pulso, por 10 vezes exibiram áreas de fusão distinguíveis no fundo da trilha. O tamanho desta camada dependeu de quantas vezes a trilha foi irradiada e da energia por pulso envolvido. Em maior aumento, as camadas de fusão vistas por corte transversal da trilha pareciam ter perdido contato com a área de subsuperfície. Foram encontradas pequenas microfendas na superfície deste material fundido, muito provavelmente, segundo os autores, devidas à contração durante a ressolidificação. As investigações por microscopia de luz confirmaram os achados da microscopia eletrônica de varredura, de que o tamanho da camada de fusão dependia da energia por pulso e do número de vezes que a trilha fora irradiada. A microscopia eletrônica de varredura também evidenciou, mesmo em menores aumentos, uma camada de fusão mais larga e mais espessa de esmalte fundido, quando irradiado sem refrigeração ar/água com 500mJ de energia por pulso, 5 vezes consecutivas. Essa camada mostrou-se porosa, provavelmente devido ao fato de existir vapor remanescente na massa fundida de esmalte que posteriormente se ressolidifica. As cavidades realizadas sem refrigeração também apresentaram-se mais rasas. Algumas trilhas irradiadas por 10 vezes exibiram uma borda cortante do lado direito e um bordo cego do lado esquerdo. Isto pareceu depender da inclinação do feixe *laser* sobre a superfície dental, demonstrando a importância da angulação do feixe *laser* nas alterações morfológicas, superficiais e também a necessidade da descrição correta dos protocolos de aplicação do *laser*. Ressaltou-se, assim, a necessidade da utilização de dispositivos para manutenção correta da distância focal e do ângulo de incidência do feixe *laser* em relação à superfície irradiada.

Shinoki et al., em 1998, avaliaram *in vitro* a ação do *laser* de Er: YAG no fluido dos túbulos dentinários variando o ângulo de incidência do feixe

laser em 90, 75, 60 e 45 graus. O objetivo era analisar se o ângulo de aplicação do feixe *laser* poderia influir na sintomatologia pós-operatória. Os resultados não foram conclusivos, mas evidenciaram que este parâmetro deve ser considerado.

Gouw-Soares, em 1998, avaliou *in vitro* o efeito bactericida da irradiação do *laser* pulsado de Ho:YAG, na dentina radicular em profundidade, que foi previamente contaminada com suspensão de *Enterococcus faecalis*. No presente estudo foi empregado *laser* de hólmio, emitindo comprimento de onda de 2,10µm, através de fibra óptica de quartzo de 320µm, formando ângulo de 5 graus com a superfície dentinária. Neste trabalho foi relatado o parâmetro ângulo de incidência do feixe *laser*, o que é muito relevante em endodontia, pois alguns estudos citam o uso da fibra paralela ao canal, o que já não resultaria numa boa interação *laser* superfície dentinária..

Mello, em 2000, avaliou a efetividade do *laser* de Er:YAG em raspagem e alisamento radicular em comparação com o método tradicional, não cirúrgico. Nos grupos *laser* foi utilizado um ângulo de 20 a 30 graus em relação à raiz. O autor provavelmente optou por estas angulações, por se clinicamente possível a aplicação delas em procedimentos não cirúrgicos. A conclusão do trabalho foi que a associação das técnicas *laser* Er: YAG + curetas de Gracey mostrou-se superior ao tratamento convencional.

Theodoro, em 2000, comparou *in vitro*, através de microscopia eletrônica de varredura, a efetividade da ação do ácido cítrico, EDTA, ácido cítrico associado ao cloridrato de tetraciclina e *laser* de Er: YAG na remoção de *smear layer* de superfícies radiculares após o tratamento de raspagem e aplainamento radicular. A autora concluiu que todos os diferentes tratamentos propostos mostraram-se efetivos na remoção de *smear layer*, sendo que os grupos *laser* demonstraram aspecto irregular da superfície radicular. As irradiações neste estudo foram realizadas perpendicularmente às superfícies radiculares, ou seja, a 90 graus. Outros trabalhos demonstraram que com ângulo de incidência menor, em torno de 10 e 20 graus, a quantidade de

material removido é bem menor, obtendo-se conseqüentemente uma superfície mais regular.

Verlangieri, em 2000, avaliou através da microscopia eletrônica de varredura, a morfologia irradiada do esmalte dentário, *in vitro*, com os *lasers* de Nd: YAG e Er: YAG. Foram selecionados quinze dentes, terceiros molares humanos hígidos, extraídos por indicação terapêutica. Suas porções coronárias foram seccionadas no sentido vestibulo-lingual, dividindo a superfície oclusal em duas metades, cada qual irradiada com um dos *lasers* (Nd: YAG e Er:YAG). Nas amostras irradiadas com o *laser* de Nd:YAG, os parâmetros utilizados foram: potência média de 1,0W, freqüência de 10Hz, 100mJ de energia por pulso, densidade de energia de 31,08J/cm² por 60 segundos. O sistema de entrega foi constituído por fibra óptica de 0,32mm de diâmetro. Nas amostras irradiadas com o *laser* de Er: YAG, os parâmetros utilizados foram: energia de 80mJ, freqüência de 4Hz, densidade de energia de 42,95J/cm² por 60 segundos, usando a fibra 50/10. A autora concluiu que ambos os *lasers* promoveram modificações morfológicas na estrutura do esmalte dentário, incrementando sua resistência e, podendo assim, serem considerados como métodos alternativos para a prevenção de cáries oclusais. Foi verificado através da microscopia eletrônica de varredura, diferentes aspectos dos prismas de esmalte de acordo com o ângulo de incidência do feixe do *laser* de Er: YAG.

Tannous, em 2001, avaliou morfologicamente, através de microscopia eletrônica de varredura, as diferenças de interação *laser*-tecido em função das variações nos ângulos de aplicação do feixe *laser*. As angulações analisadas foram 30, 45 e 90 graus, respectivamente. Os resultados mostraram que, morfologicamente, existe grande variação nas características da interação *laser*-tecido em função do ângulo de aplicação do feixe *laser*. De acordo com as observações realizadas neste estudo, pôde-se concluir que dentro dos parâmetros utilizados o fator de variação do ângulo de aplicação mostrou-se de grande importância na obtenção do efeito morfológico desejado, constituindo-

se um detalhe extremamente relevante na descrição técnica de protocolos de aplicação do *laser* de Er:YAG em tecidos dentais.

Brandão, em 2001, realizou uma análise do aumento da temperatura em dentina radicular irradiada com *laser* Er: YAG para diferentes espessuras de dentina em diferentes condições de energia e freqüência, tendo em vista avaliar o potencial da utilização do *laser* de Er:YAG como coadjuvante na terapêutica endodôntica, sem causar danos térmicos aos tecidos adjacentes. As amostras foram irradiadas com *laser* de Er:YAG, emitindo no comprimento da onda de 2,94 μ m, através de fibra de safira de 0,375mm de diâmetro, e formando um ângulo de 5 graus com a superfície dentinária irradiada. Foi verificado que o tempo para se atingir uma elevação de temperatura de 5°C na parede externa radicular variou de acordo com a energia do feixe *laser*, a taxa de repetição e a espessura de dentina radicular.

Folwaczny et. al., em 2001, analisaram *in vitro* a remoção de substâncias radiculares após irradiação com *laser* de Er: YAG na dependência da angulação da fibra periodontal. Foram utilizados 150 dentes extraídos e irradiados com 60, 100 ou 180mJ por pulso com freqüência de 10Hz e angulação de 15, 30, 45, 60 e 90 graus. A ablação do tecido foi medida tridimensionalmente com um dispositivo de varredura a *laser*. A remoção da substância dentinária, determinada pela profundidade máxima, bem como pelo volume do defeito, estava diretamente relacionada com a angulação da fibra. Conjuntamente aos parâmetros físicos da irradiação, a angulação da fibra periodontal teve forte influência na quantidade de substância dentária removida quando se aplicou o *laser* de Er: YAG.

Feist, em 2002, avaliou *in vitro* a adesão e a proliferação de fibroblastos de gengiva humana sobre superfícies radiculares tratadas com *laser* de Er:YAG (KaVo Key II) ou instrumento manual (*curetas Gracey*). Foram selecionados 27 dentes uniradiculares recém-extraídos com doença periodontal. O cálculo visível foi removido de todas as faces experimentais com uma cureta Gracey nº 3/4 e a amostra foi dividida em três grupos: A - superfícies radiculares aplanadas com cureta Gracey nº3/4; B- superfícies

radiculares irradiadas com a ponta periodontal (fibra de safira), energia 35mJ/pulso, frequência de 10Hz e com ângulo de incidência do feixe *laser* a 45 graus em relação à superfície radicular; C- superfícies radiculares irradiadas da mesma forma que no grupo anterior, com energia de 59mJ/pulso. Como conclusão do trabalho observou-se que as superfícies tratadas com *laser* de Er:YAG (35mJ/pulso) favoreceram a adesão e a proliferação de fibroblastos. O número de células e a velocidade da proliferação foram maiores do que para superfícies tratadas com aplanamento radicular ou *laser* de Er:YAG (59mJ/pulso).

Por serem poucas as referências bibliográficas que abordam o ângulo de incidência do feixe *laser* nos protocolos utilizados nos estudos de preparos cavitários, utilizando-se ponta *laser* no modo de não contato, o presente estudo pretende investigar de forma mais abrangente o tema.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Equipamentos

O equipamento utilizado é o *laser* de Er: YAG, modelo KaVo Key Laser 3 (Biberach – Germany). Esse é um *laser* de estado sólido que opera no modo pulsado, com comprimento de onda de 2940nm, energia ajustável de 40 a 600mJ, taxa de repetição de 1 a 25Hz, e duração de pulso 200 a 700 μ s (figura1).

A peça de mão *laser* 2060 utilizada neste estudo opera no modo não contato, tendo como foco ideal a distância de 12mm, entre a lente de saída do feixe *laser* e o tecido alvo (figura 2). O diâmetro do feixe na posição focalizada é de 0,63mm. Para avaliação morfológica das irradiações foi utilizado o microscópio eletrônico de varredura modelo XL30 (Philips – Holland – pertencente ao IPEN). Para desgaste e polimento das amostras foi utilizada a politriz de Bancada Ecomed 3 – marca Buehler, (pertencente ao laboratório de Dentística da FOU SP). Para padronização das irradiações utilizou-se um aparelho que consiste em um microscópio óptico modificado (figura 3) (Gabielli et al., 1980, Araújo, 2000). A parte superior do aparelho permite a fixação da peça de mão *laser*, possibilitando sua movimentação no sentido vertical. Permite também o ajuste da angulação da peça de mão *laser* em relação à superfície a ser irradiada de 0 a 90 graus. A parte inferior permite a fixação dos corpos de prova e movimentação dos mesmos no sentido vertical e horizontal, em quatro direções. Foi utilizado um transferidor fixado a um suporte metálico que permite ajustes no sentido vertical e horizontal (figura 4). Foi empregado um dispositivo adaptável à peça de mão *laser* 2060, para ajuste da angulação e distância focal, (figura 5 A vista lateral),(5 B vista frontal),(5 C vista superior),(5 D vista inferior). A parte inferior da peça fornece a distância focal e a superior é a referência para ajuste da angulação.

As figuras 6 A (vista frontal) e 6 B(vista lateral) ilustram os dispositivos montados com corpo de prova fixado na parte inferior e a peça de mão 2060 na parte superior do microscópio modificado, numa angulação de 90 graus do feixe *laser* em relação à superfície de esmalte.

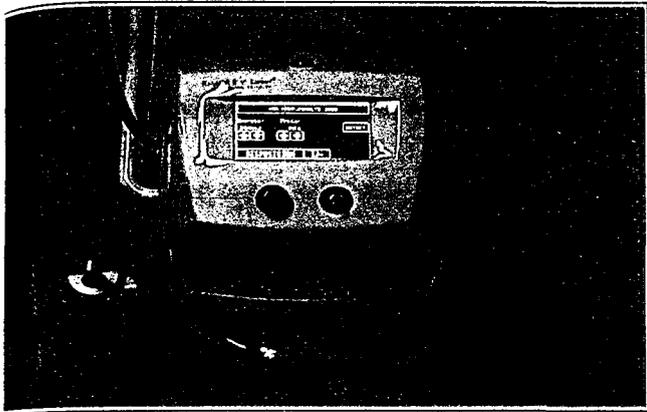


Fig.1- Laser de Er:YAG KAVO KEY 3

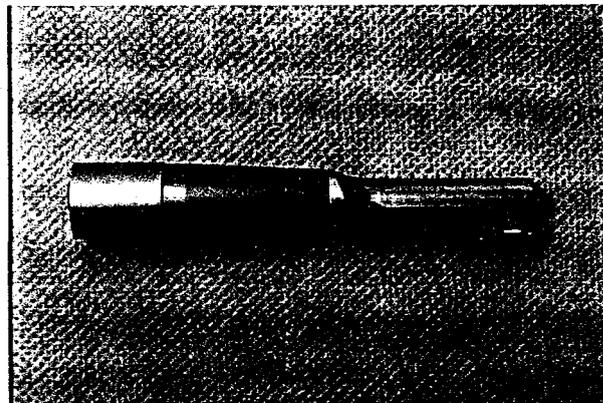


Fig. 2- Peça de mão 2060

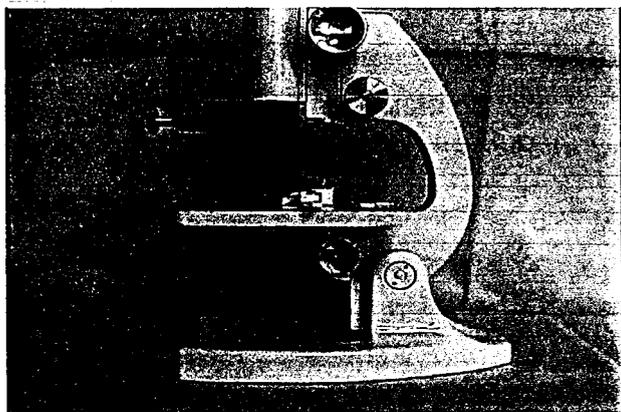


Fig. 3- Microscópio Modificado

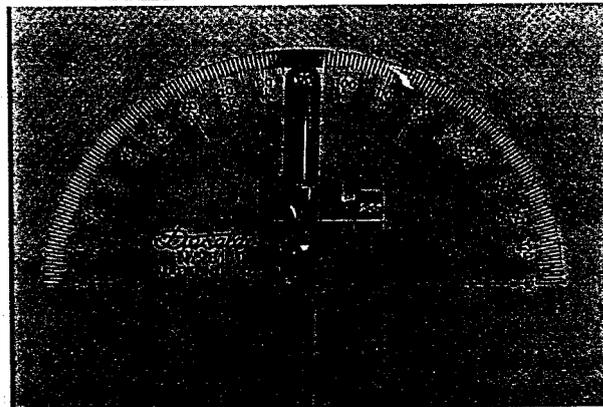


Fig. 4 - Transferidor no Suporte.

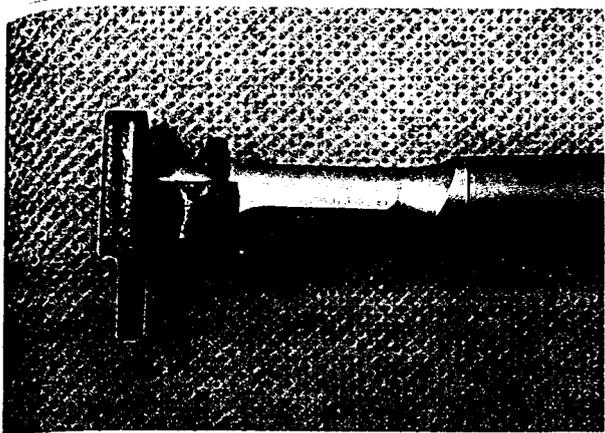


Fig. 5.A - Dispositivo para ajuste da angulação e distância focal. (Vista Lateral).

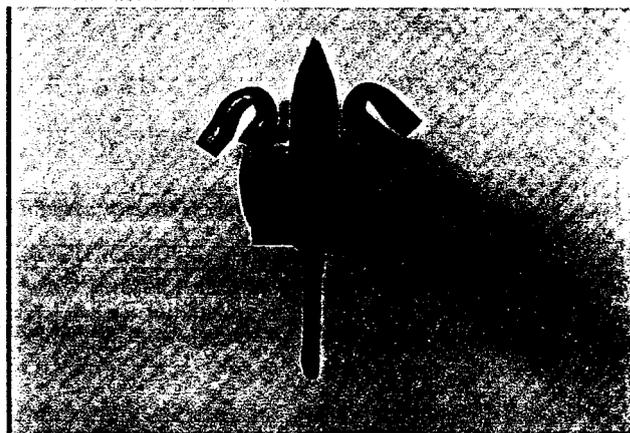


Fig. 5. B - Dispositivo para ajuste da angulação e distância focal. (Vista Frontal).

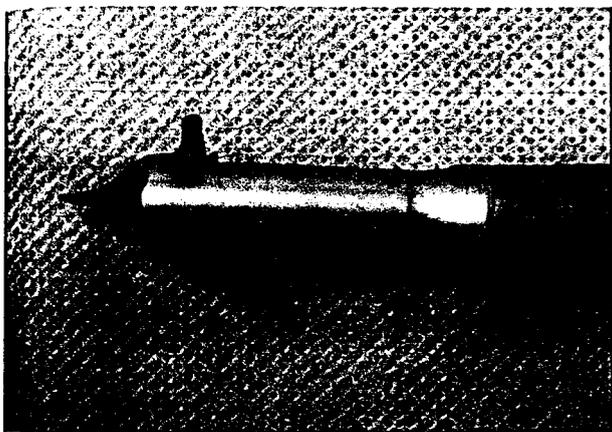


Fig 5.C - Dispositivo para ajuste da angulação e distância focal. (Vista Superior)

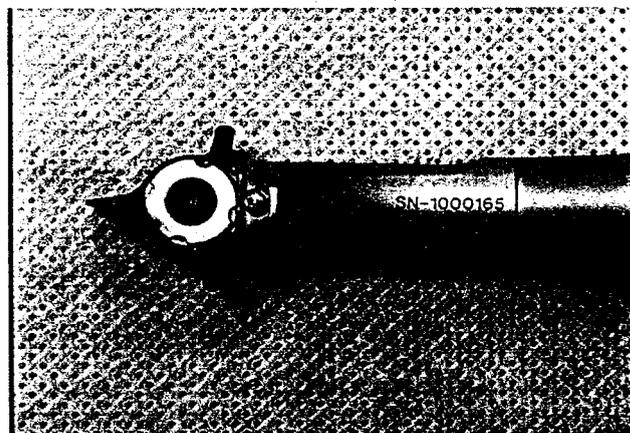


Fig. 5. D- Dispositivo para ajuste da angulação e distância focal.(Vista Inferior)

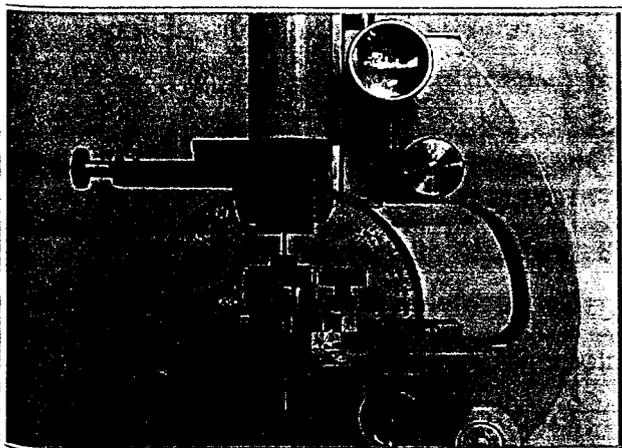


Fig.6. A- Dispositivos Montados Vista Frontal)

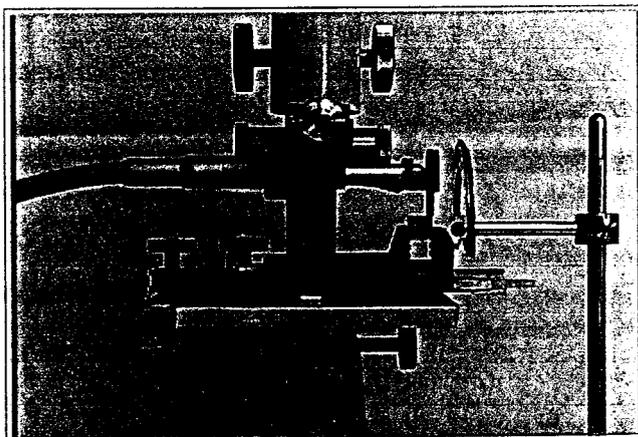


Fig.6 B – Dispositivos Montados (Vista Lateral)

4.2 Materiais

Foram utilizados os seguintes materiais: 24 incisivos bovinos, disco de carborundum (*Dentorium*), limas *Hedstroen* (Nº 25 a 45 *Maillefer*), micromotor e contra ângulo (*KaVo*), taça de borracha (*KG- Sorensen*), pedra pomes (*Odahcam*), fôrma plástica para gelo, cera rosa nº 7 (*Horus – Herpo*), resina acrílica auto polimerizável (Clássico artigos odontológicos – Ind. Brasileira), lixas de granulação 400 para desgaste e de 600 para polimento, peça de mão *laser 2060* (*KaVo Key Laser 3*), soro fisiológico 0,9%.

4.3 Seleção e preparo das amostras

Foram utilizados neste estudo vinte e quatro dentes anteriores bovinos, de aproximadamente três anos de idade, hígidos, sem trincas e que foram extraídos imediatamente após o abate. As raízes foram seccionadas no terço coronário com disco de carborundum e as polpas removidas com auxílio de instrumentos endodônticos. A profilaxia dos elementos foi realizada com taça de borracha e pedra pomes. As amostras foram, então, fixadas com cera 7 dentro de uma fôrma para gelo, mantendo-se a superfície vestibular exposta. Foi então vertida a resina acrílica auto polimerizável incolor. Após o endurecimento, os corpos de prova foram recortados para facilitar a sua observação no MEV, mantendo-se a largura e o comprimento inferiores a doze milímetros (figura 7). As vinte e quatro amostras foram divididas em dois grupos, D e E.

O grupo D (Dentina) teve sua superfície vestibular desgastada e polida até a exposição dentinária.

O grupo E (Esmalte) teve sua superfície vestibular desgastada e polida.

O desgaste da superfície vestibular dos grupos D e E foi realizado com lixa de granulação 400 e em seguida polido com lixa de granulação 600.

O objetivo deste desgaste e polimento foi expor a superfície dentinária do grupo D e principalmente tornar as superfícies do grupo D e E planas, pois elas foram a referência para o cálculo das angulações.

4.4 Divisão dos grupos e parâmetros utilizados

Cada amostra recebeu três aplicações, com ângulos de incidência de 90, 50 e 20 graus. A taxa de repetição utilizada foi 2Hz com vinte pulsos em cada aplicação. Os grupos foram então divididos segundo o parâmetro de energia:

- D1 energia 200mJ por pulso
- D2 energia 250mJ por pulso
- D3 energia 300mJ por pulso
- D4 energia 350mJ por pulso

- E1 energia 250mJ por pulso
- E2 energia 300mJ por pulso
- E3 energia 350mJ por pulso
- E4 energia 400mJ por pulso

As amostras foram posicionadas uma a uma na parte inferior do microscópio de luz modificado e o ângulo de incidência ajustado através do dispositivo adaptado à peça de mão *laser* e do transferidor (figuras 8,9,10).

4.5 Cálculo das áreas dos Spots.

Com a avaliação das imagens das elétrons micrografias pôde-se calcular as áreas dos spots para as incidências de 90,50, e 20 graus. Com os valores das áreas foram obtidas as densidades de energia para cada condição de energia e ângulo de incidência.

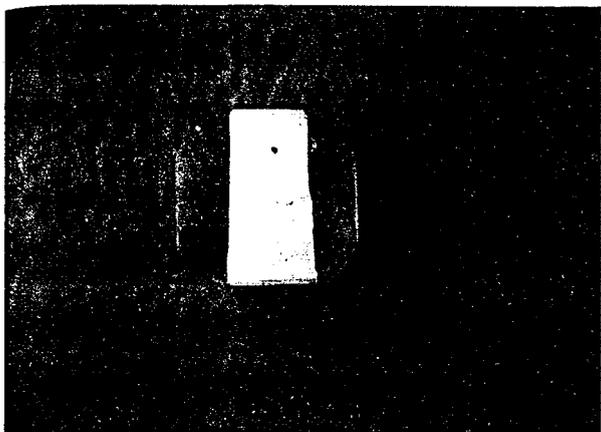


Fig. 7- Corpo de prova

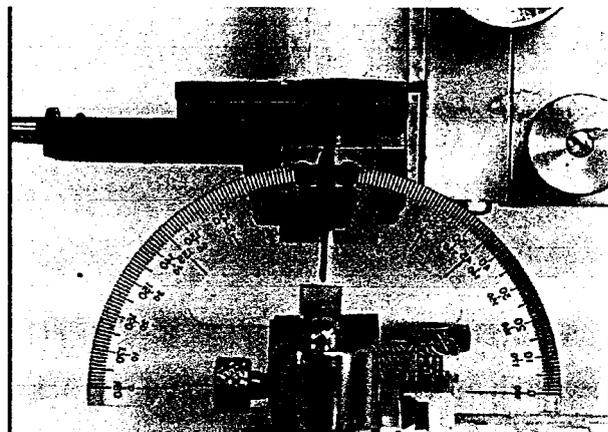


Fig. 8- Dispositivos adaptados e ajustados para incidência a 90 graus.

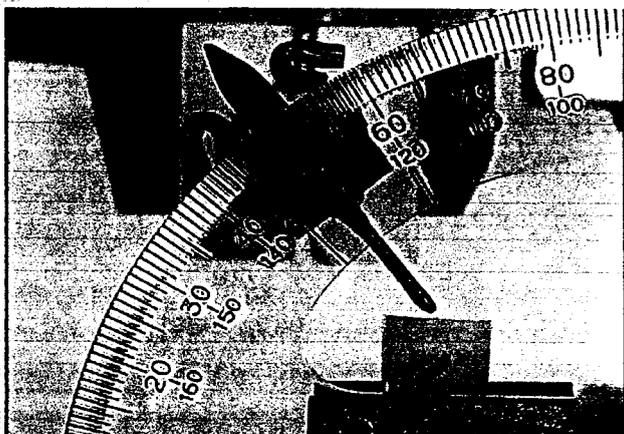


Fig. 9- Dispositivos adaptados e ajustados para incidência a 50 graus

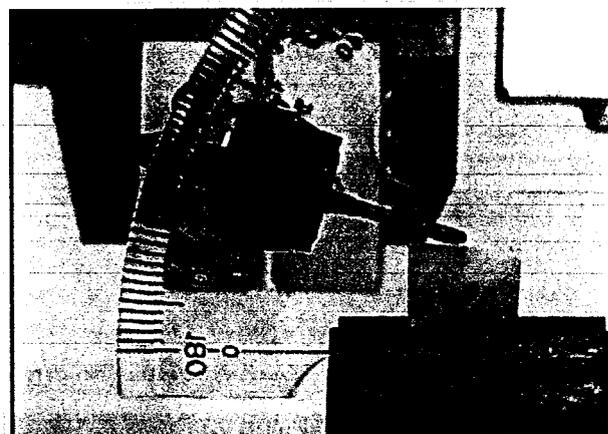


Fig. 10 - Dispositivos adaptados e ajustados para incidência a 20 graus

5. RESULTADOS

Os resultados obtidos para os diferentes ângulos de incidência e energia do pulso do *laser*, são mostrados nas Figuras 11 a 18.

As figuras de 11 A a 11 F mostram micrografias de esmalte e dentina irradiados com diferentes energias a 90, 50 e 20 graus, respectivamente, da esquerda para a direita. Um fato observado nestas micrografias eletrônicas é que, tanto nas superfícies de esmalte como na dentina, conforme o ângulo de incidência vai diminuindo, as alterações vão sendo promovidas em áreas maiores e cada vez mais superficiais.

As micrografias das figuras 11 A, 11 C, 11 E são de superfícies de esmalte, e as das figuras 11 B, 11 D, 11 F de dentina. Pode-se observar que para as mesmas condições de irradiação, as interações de laser-tecido são diferentes. As cavidades produzidas em dentina são mais profundas e definidas, isto devido a um maior conteúdo de água e substância orgânica deste tecido, ocorrendo um ablação mais efetiva com o *laser* de Er: YAG.

Na micrografia da figura 12 A obtida a partir de um corte da amostra e observação perpendicular a este corte, verifica-se que a profundidade das cavidades diminui proporcionalmente à redução do ângulo de incidência. Ao compararmos as figuras 12 A e 12 C onde foram utilizados os mesmos parâmetros de irradiação, verifica-se uma ablação mais efetiva na amostra de dentina figura 12 C.

Nas micrografias das figuras 13 A e 13 B são apresentadas cavidades obtidas nas mesmas condições de irradiação e observadas em planos diferentes. As margens das cavidades apresentam aspectos regulares, sem sinais de carbonização, fusão e ressolidificação. O esmalte apresenta aspecto de raspas ou lascas nas regiões irradiadas. Pode-se observar num maior aumento nas figuras 13 B, 13 D, e 13 F uma redução na profundidade das cavidades à medida que o ângulo de incidência vai diminuindo.

Nas micrografias das figuras 14 A e 14 B observamos cavidades realizadas nas mesmas condições de irradiação e observadas em planos diferentes. Na figura 14 A verifica-se um aspecto circular, resultado de uma incidência a 90 graus e nas figuras 14 C e 14 E as cavidades adquirem forma de elipse devido à redução do ângulo de incidência. Nas figuras 14 B, 14 D e 14 F observa-se uma redução da

profundidade das cavidades proporcional à diminuição do ângulo de incidência do feixe *laser*.

As micrografias das figuras 15 A a 15 D apresentam as cavidades obtidas em dentina. Pode-se verificar que as margens das cavidades apresentam aspectos regulares, sem sinais de carbonização. À medida que o ângulo de incidência é reduzido, verifica-se uma alteração na forma da cavidade que se apresenta circular na incidência a 90 graus (figura 15 B) e que passa a apresentar a forma de uma elipse nas incidências de 50 graus e 20 graus (figura 15 D).

Nas micrografias das figuras 16 A a 16 F observamos superfícies dentinárias irradiadas a 90, 50 e 20 graus em um maior aumento (2000x). Podemos analisar a ausência de *smear layer* e túbulos dentinários abertos. Verifica-se também a ausência de fusão e ressolidificação. Pode-se observar que o grau de homogeneidade das interações vai diminuindo conforme a redução do ângulo de incidência.

As micrografias das figuras 17 A a 17 F mostram a superfície de esmalte irradiada a 90, 50 e 20 graus em um maior aumento (2000x); observa-se a ausência de fusão e ressolidificação. Nas figuras 17 A e 17 B observamos um padrão morfológico semelhante ao condicionamento de esmalte por ácido fosfórico, com aspecto de " favo de mel". As figura 17 C a 17 F apresentam um aspecto morfológico semelhante a " lascas ou raspas". Os diferentes aspectos dos prismas do esmalte estão na dependência do ângulo da irradiação; quando irradiação é a 90 graus, ela é perpendicular aos prismas e estes apresentam o aspecto de "favo de mel"; quando a irradiação é a 50 e 20 graus, esta numa direção mais paralela aos primas e estes apresentam o aspecto de "raspas ou lascas".

Na figura 18 A observa-se uma micrografia de dentina onde pode-se verificar área irradiada com túbulos dentinários abertos e sem a presença de *smear layer* (metade esquerda) e a região não irradiada com a presença do *smear layer* e túbulos dentinários parcialmente ocluídos (metade direita). A micrografia 18 B mostra uma superfície dentinária irradiada em um aumento maior que o da figura anterior, que apresenta os túbulos dentinários abertos e sem *smear layer*.

FIGURA 11. A: esmalte irradiado a 250mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos – 90°/50°/20°

FIGURA 11.B: dentina irradiada a 250mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos – 90° /50°/20°

FIGURA 11. C: esmalte irradiado a 300mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos – 90° /50°/20°

FIGURA 11. D: dentina irradiada a 300mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos – 90° /50°/20°

FIGURA 11. E: esmalte irradiado a 350mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos – 90°/50°/20°

FIGURA 11. F: dentina irradiada a 350mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos – 90° /50°/20°

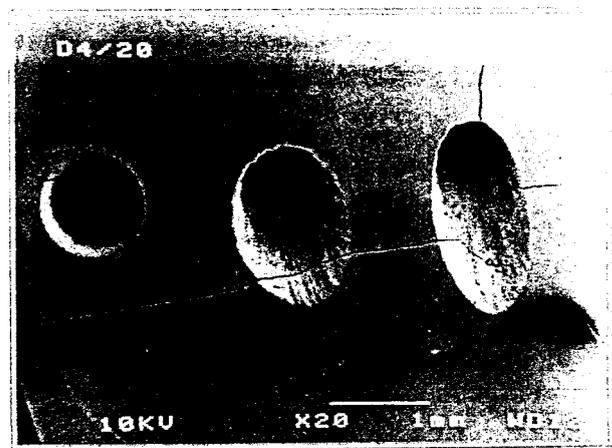
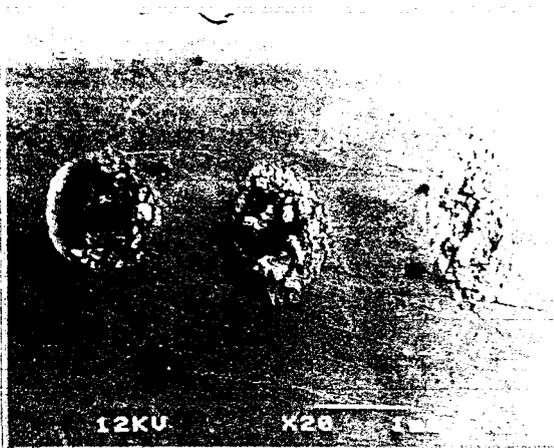
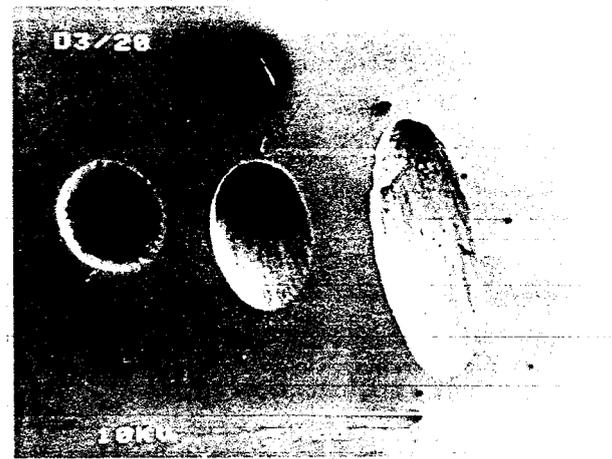
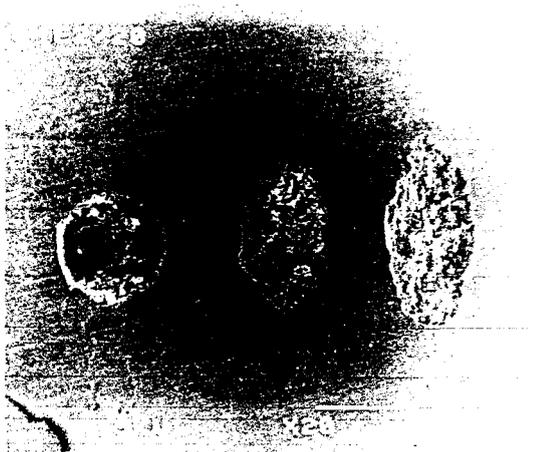
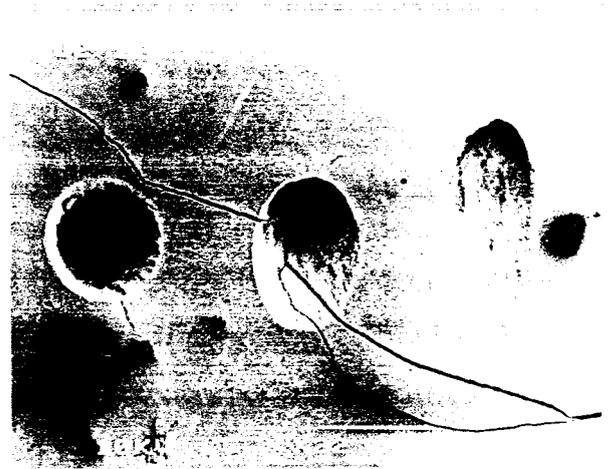
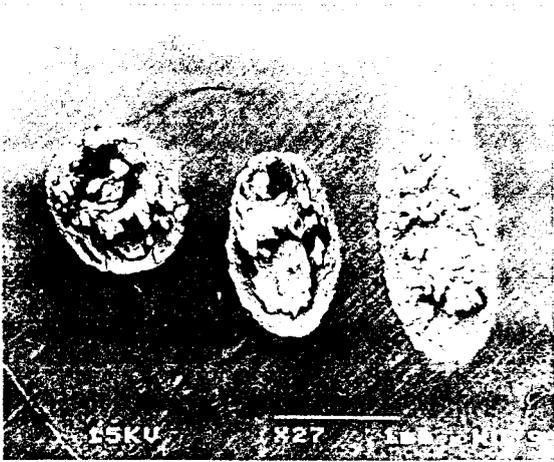


FIGURA 12. A: esmalte irradiado a 300mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos –
90°/50°/20° - vista lateral após fratura da amostra analisada num plano perpendicular
à fratura.

FIGURA 12. B: esmalte irradiado a 400mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos –
90°/50°/20° - vista lateral após a fratura da amostra analisada num plano
perpendicular à fratura.

FIGURA 12 C: dentina irradiada a 300mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos –
90°/50°/20° - vista lateral após fratura da amostra analisada num plano perpendicular
à fratura.

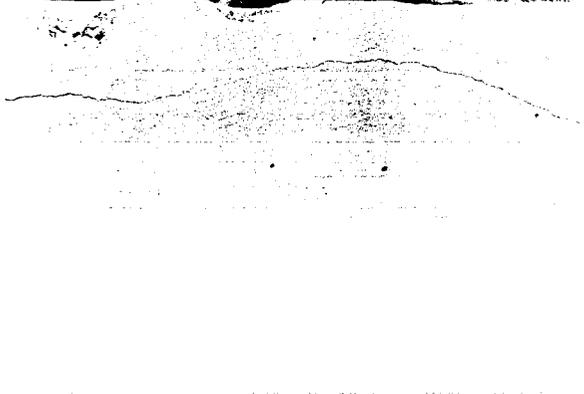
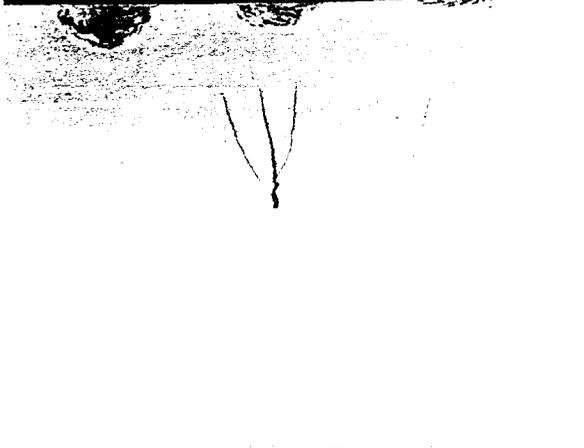


FIGURA 13. A : esmalte irradiado a 300mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos a 90°.

FIGURA 13. B: esmalte irradiado a 300mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos a 90° -
vista lateral após a fratura da amostra analisada num plano perpendicular à fratura.

FIGURA 13.C: esmalte irradiado a 300mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos a 50°.

FIGURA 13. D: esmalte irradiado a 300mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos a 50° -
vista lateral após a fratura da amostra analisada num plano perpendicular à fratura.

FIGURA 13. E: esmalte irradiado a 300mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos a 50°/20°.

FIGURA. 13. F: esmalte irradiado a 300mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos a 20° -
vista lateral após a fratura da amostra analisada num plano perpendicular à fratura.

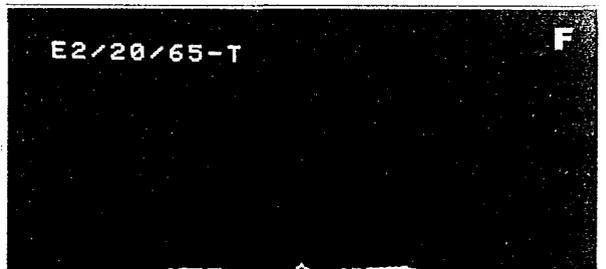
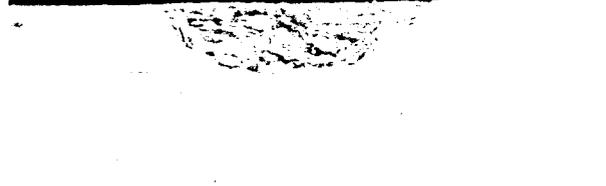
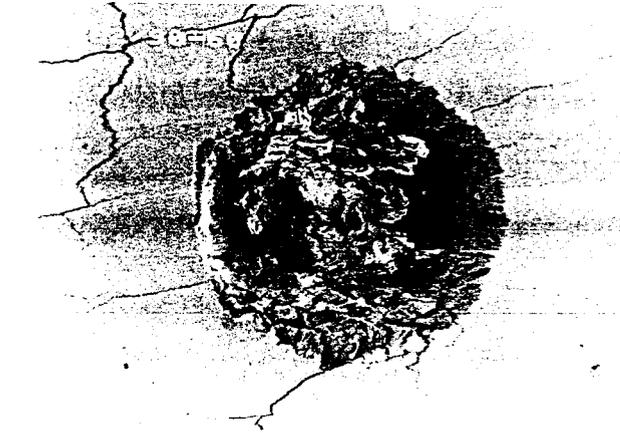


FIGURA 14. A: esmalte irradiado a 400mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos a 90°.

FIGURA 14. B: esmalte irradiado a 400mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos a 90° - vista lateral após a fratura da amostra analisada num plano perpendicular à fratura.

FIGURA 14. C: esmalte irradiado a 400mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos a 50°.

FIGURA 14. D: esmalte irradiado a 400mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos a 50° - vista lateral após a fratura da amostra analisada num plano perpendicular à fratura.

FIGURA 14. E: esmalte irradiado a 400mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos a 20°.

FIGURA 14. F: esmalte irradiado a 400mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos a 20° - vista lateral após a fratura da amostra analisada num plano perpendicular à fratura.

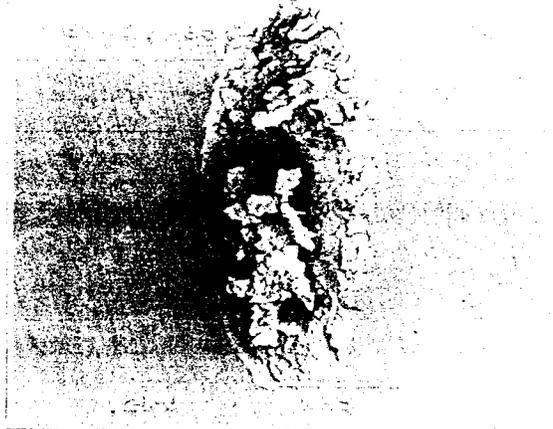
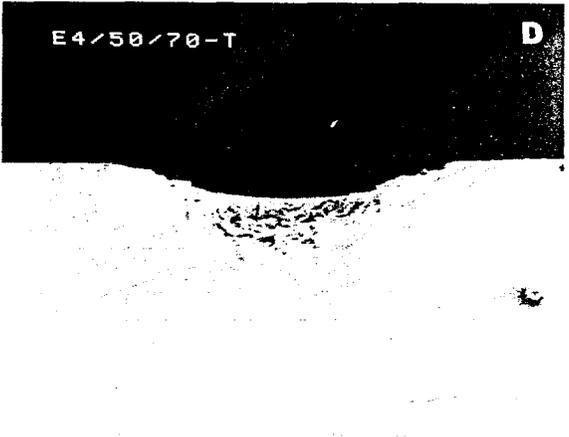
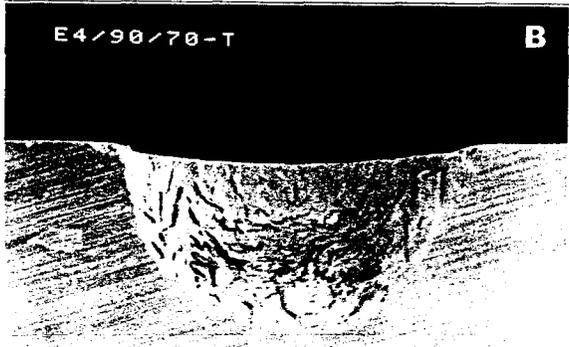
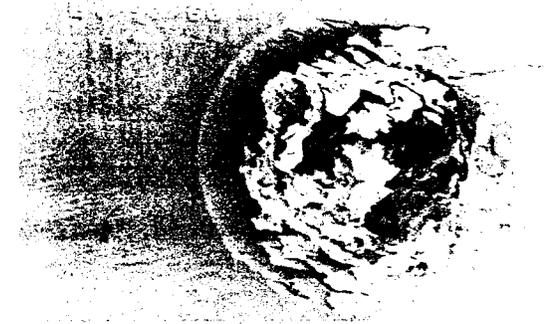


FIGURA 15. A: dentina irradiada a 300mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos a 90°/50°/20°.

FIGURA. 15. B: dentina irradiada a 300mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos a 90°.

FIGURA 15. C: dentina irradiada a 300mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos a 90°/50°.

FIGURA. 15. D: dentina irradiada a 300mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos a 50°/20°.

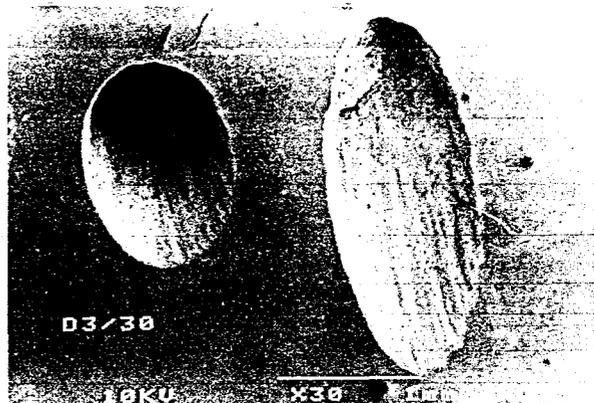
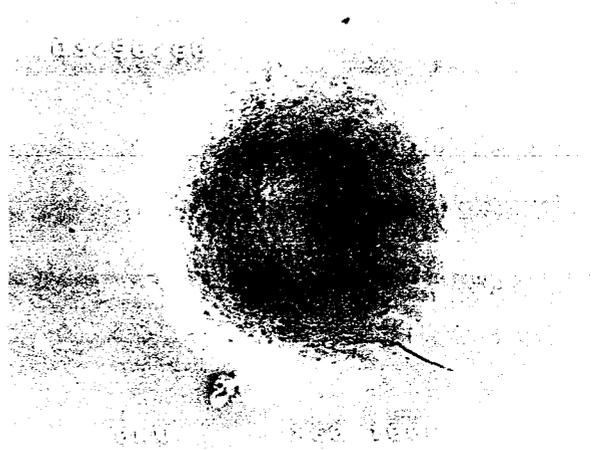


FIGURA 16. A: dentina irradiada a 200mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos a 90°.

FIGURA 16. B: dentina irradiada a 250mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos a 90°.

FIGURA 16. C: dentina irradiada a 200mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos a 50°.

FIGURA 16. D: dentina irradiada a 250mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos a 50°.

FIGURA 16.E: dentina irradiada a 200mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos a 20°.

FIGURA 16. F: dentina irradiada a 250mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos a 20°.

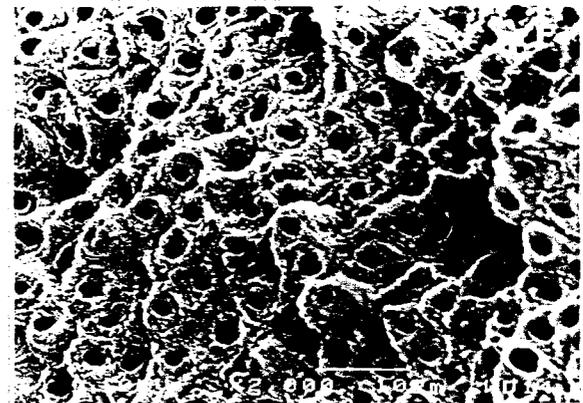
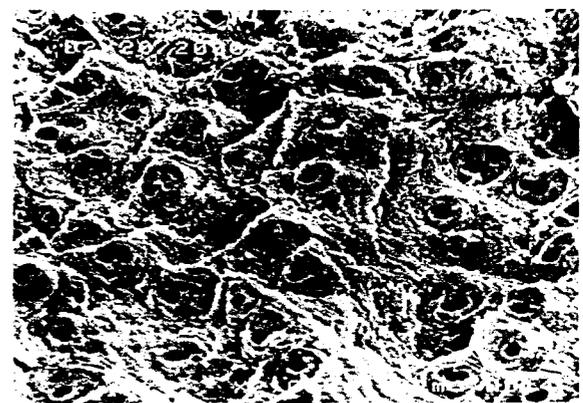
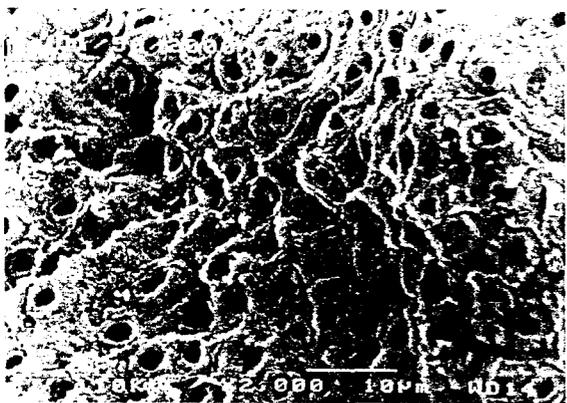
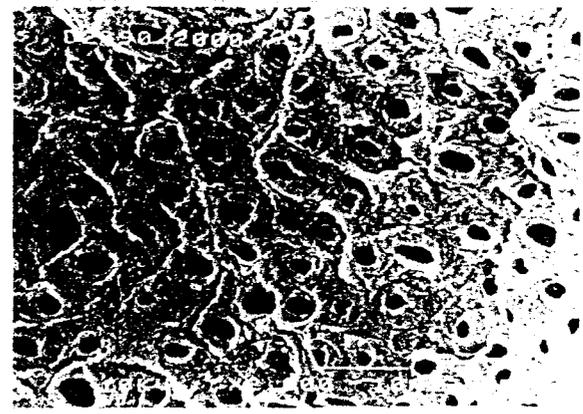
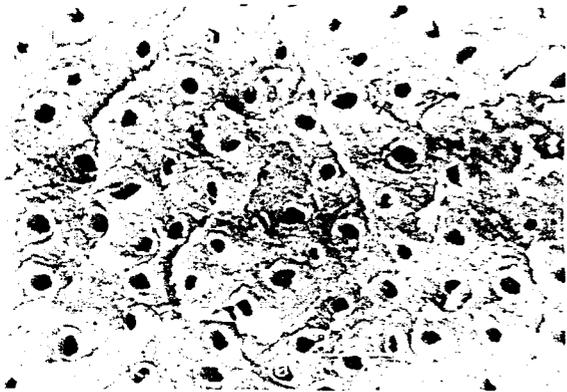


FIGURA 17. A: esmalte irradiado a 250mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos a 90°.

FIGURA 17. B: esmalte irradiado a 300mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos a 90°.

FIGURA 17. C: esmalte irradiado a 250mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos a 50°.

FIGURA 17. D: esmalte irradiado a 300mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos a 50°.

FIGURA 17. E: esmalte irradiado a 250mJ por pulso , 2Hz, 20 pulsos a 20°.

FIGURA 17. F: esmalte irradiado a 300mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos a 20°.

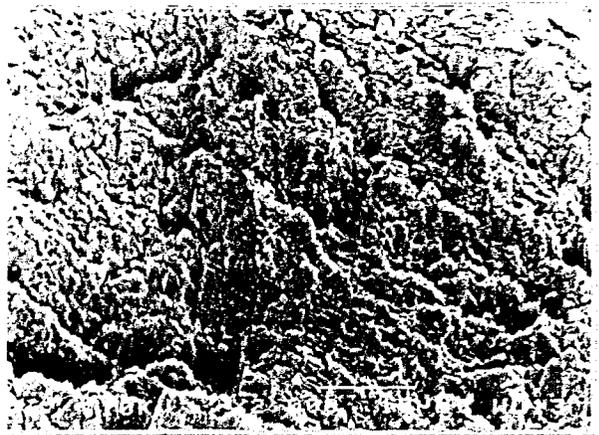
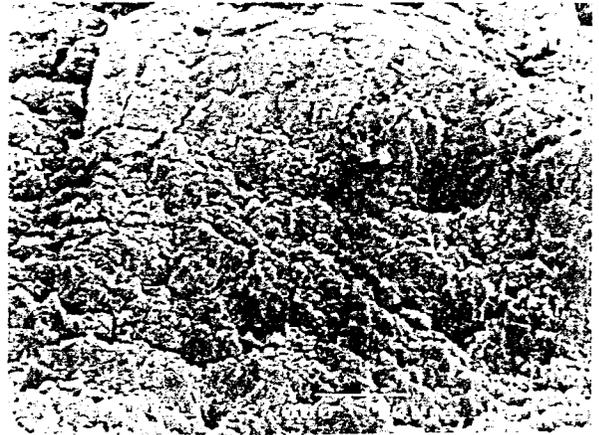
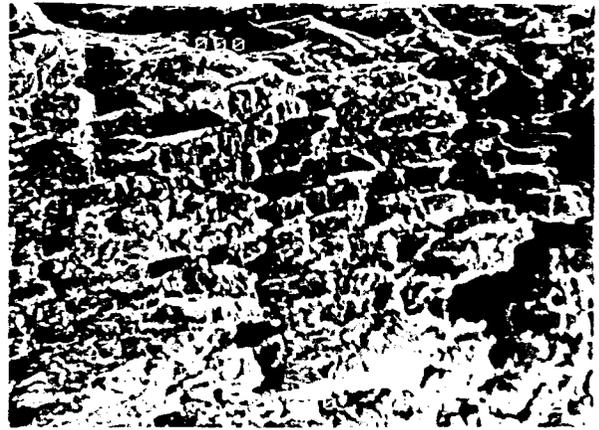
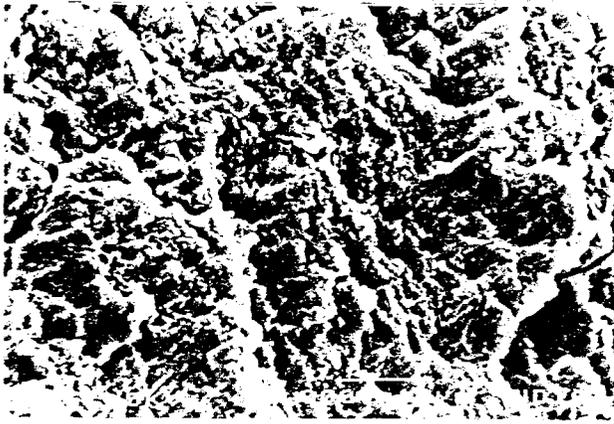
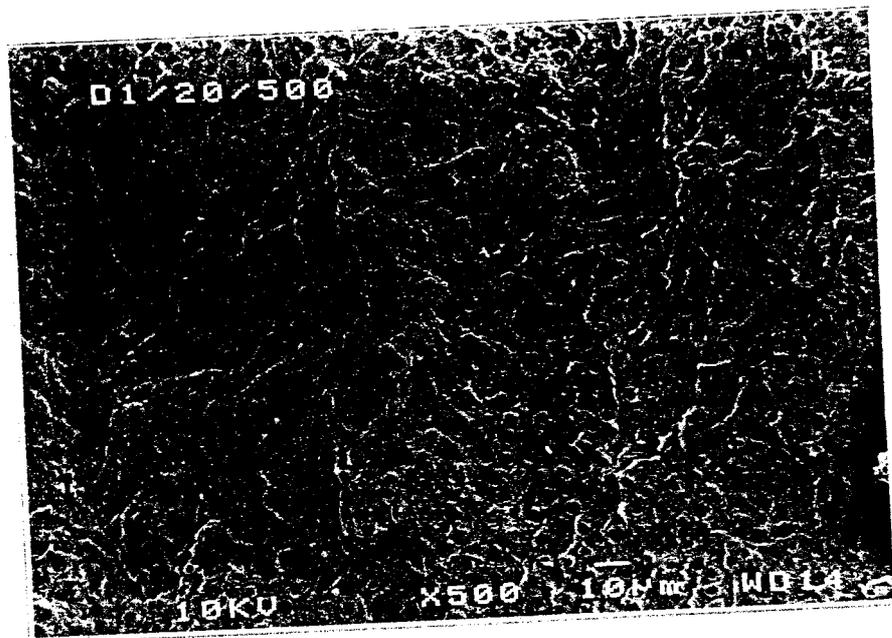
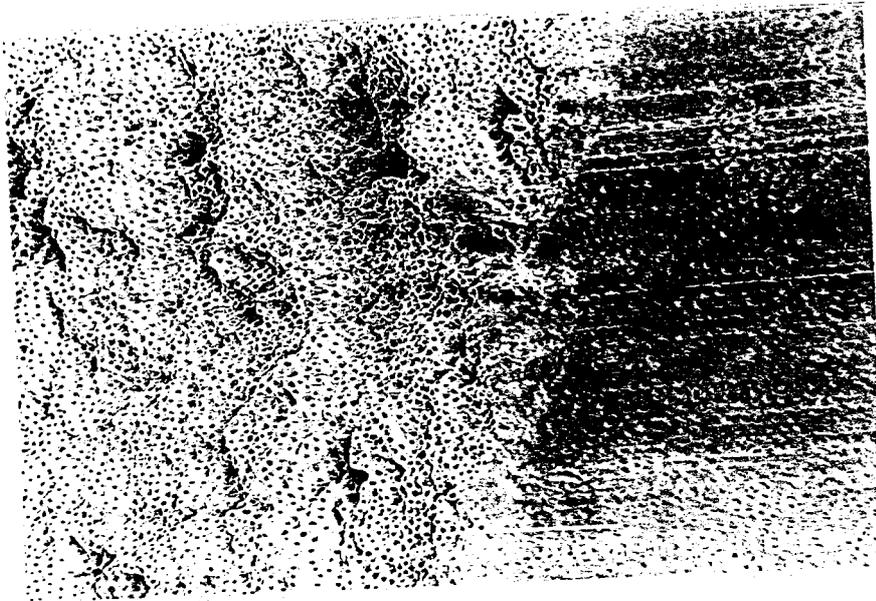


FIGURA 18. A: Dentina irradiada a 250mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos a 20°.

FIGURA 18. B: Dentina irradiada a 200mJ por pulso, 2Hz, 20 pulsos a 20°.



Diante dos resultados obtidos nas micrografias iremos, através de uma demonstração matemática, (Tannous 2001) calcular a área dos spots em função dos ângulos de incidência.

- Cálculo da área do spot para incidência de 90 graus.

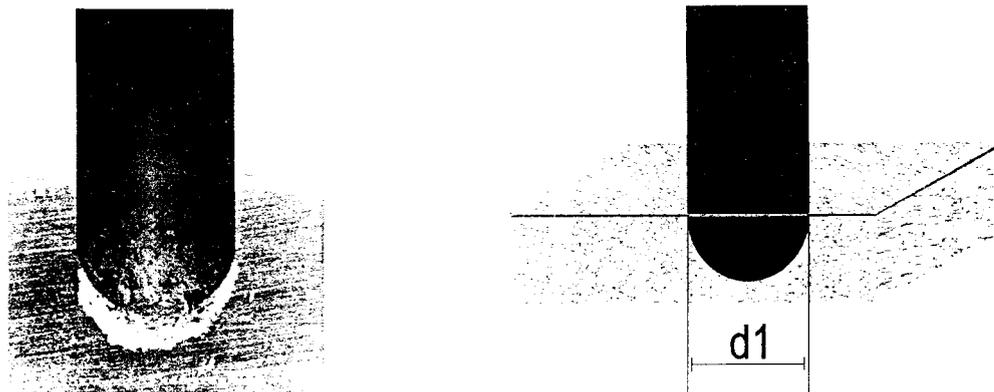


Fig. 19 – Incidência do feixe a 90°

Nesta situação o diâmetro do spot é de 0,63mm e o raio é de 0,315mm.

Área da Circunferência (Spot) = $\pi \times R^2$
(incidência em 90°)

Área da Circunferência (Spot) = $3,14 \times 0,315^2$
(incidência em 90°).

Área da Circunferência (Spot) = $0,311\text{mm}^2$
(incidência em 90°).

- Cálculo da área do spot para incidência de 50 graus.

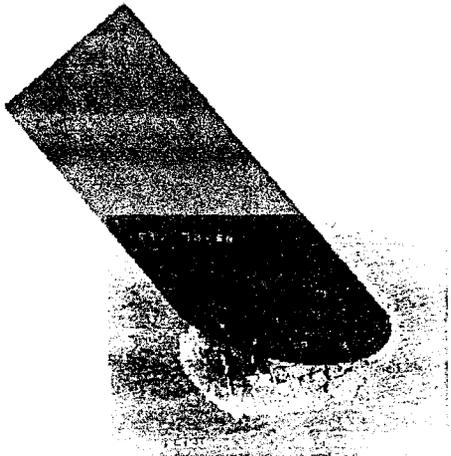
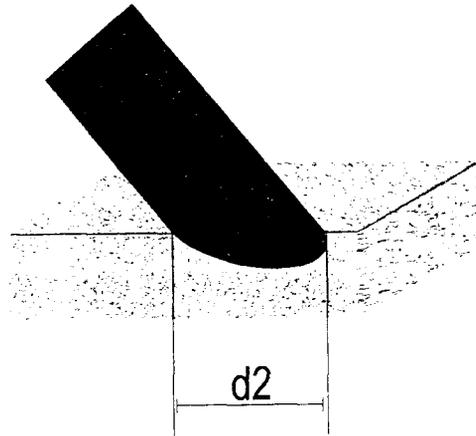
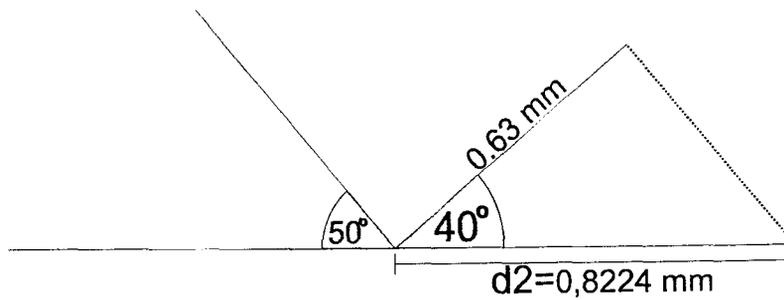


Fig. 20- incidência do feixe a 50°



Nesta situação o maior diâmetro da elipse de incidência d2 deverá ser calculado a partir do ângulo de incidência do feixe.



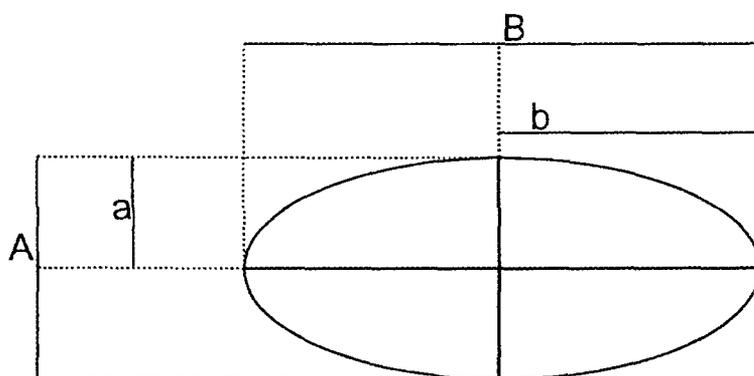
$$\cos 40^\circ = 0,76604$$

Como o $\cos 40 = \frac{\text{cateto adjacente}}{\text{hipotenusa}}$

$$0,76604 = \frac{0,63}{d2}$$

$$d2 = 0,8224 \text{ mm}$$

Para cálculo da área da elipse, consideramos o diâmetro menor como sendo 0,63mm pelo próprio paralelismo do laser, e o diâmetro maior, d2, de 0,8224 como calculado.



$$\begin{array}{l} \text{Área da Elipse} \\ \text{(Incidência } 50^\circ) \end{array} = \frac{\pi}{4} \times A \times B$$

$$\begin{array}{l} \text{Área da Elipse} \\ \text{(Incidência } 50^\circ) \end{array} = \frac{3,14}{4} \times 0,63 \times ,08224$$

$$\begin{array}{l} \text{Área da Elipse} \\ \text{(Incidência } 50^\circ) \end{array} = 0,4067\text{mm}^2$$

- Cálculo da área do spot para incidência de 20 graus.

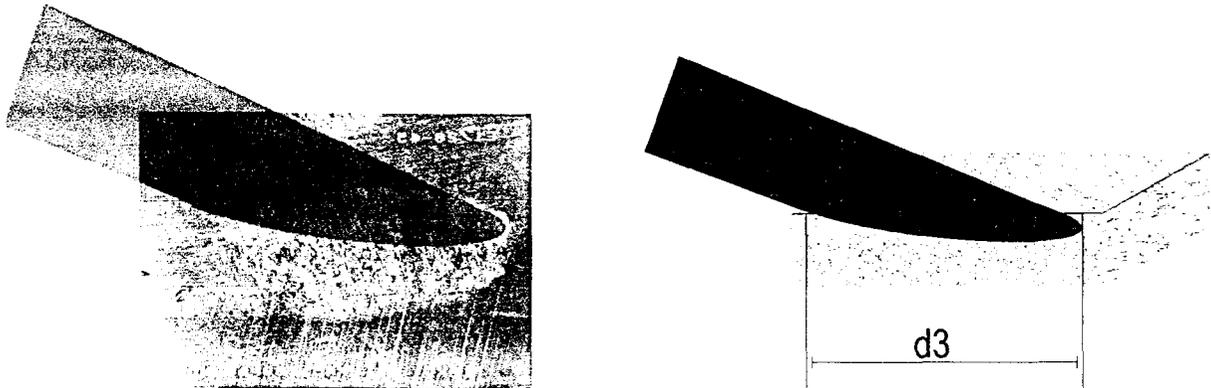
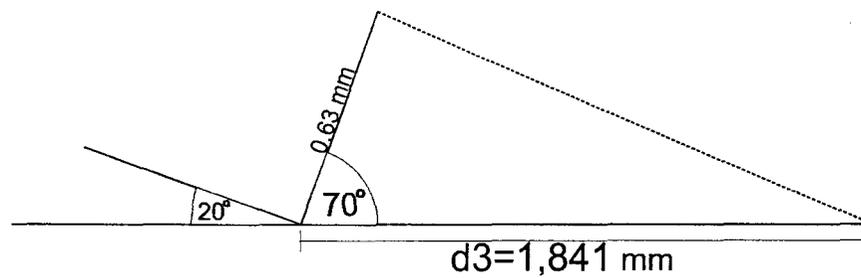


Fig. 21- incidência do feixe a 20°

Nesta situação o maior diâmetro da elipse de incidência d3 deverá ser calculado a partir do ângulo de incidência do feixe.



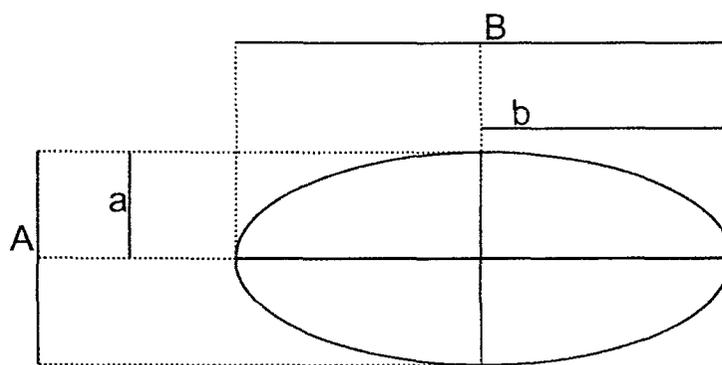
$$\cos 70 = 0,3420$$

$$\text{Com o cos } 70 = \frac{\text{cateto adjacente}}{\text{hipotenusa}}$$

$$0,3420 = \frac{0,63}{d3}$$

$$d3 = 1,841 \text{ mm}$$

Para cálculo da área da elipse, consideramos o diâmetro menor como sendo 0,63mm pelo próprio paralelismo do feixe *laser*, e o diâmetro maior, d_3 , de 1,841mm como calculado.



$$\text{Área da Elipse} = \frac{\pi}{4} \times A \times B$$

(Incidência 20°)

$$\text{Área da Elipse} = \frac{3,14}{4} \times 0,63 \times 1,841$$

(Incidência 20°)

$$\text{Área da Elipse} = 0,9104 \text{mm}^2$$

(Incidência 20°)

Com os resultados dos cálculos das áreas irradiadas para os ângulos de incidências a 90,50 e 20 graus, podemos então obter a densidade de energia (fluência) para cada condição de energia e área respectivas. Como,

$$\text{Densidade de } = \frac{\text{Energia}}{\text{Área}} \quad \text{J/cm}^2$$

teremos então para uma mesma condição de irradiação (energia) e com variação do ângulo de incidência, três diferentes áreas e densidades de energia.

Exemplo:

Para energia de 300mJ.

a) Incidência a 90 graus

$$E = 300\text{mJ} = 0,3 \text{ J}$$

$$A = 0,311\text{mm}^2 = 0,00311\text{cm}^2$$

$$D = \frac{E}{A}$$

$$D = \frac{0,3}{0,00311}$$

$$D = 96,4\text{J/cm}^2$$

b) Incidência a 50 graus.

$$E = 300 \text{ mJ} = 0,3\text{J}$$

$$A = 0,4067\text{mm}^2 = 0,004067\text{cm}^2$$

$$D = \frac{E}{A}$$

$$D = \frac{0,3}{0,004067}$$

$$D = 73,7\text{J/cm}^2$$

c) Incidência a 20 graus

$$E = 300 \text{ mJ} = 0,3 \text{ J}$$

$$A = 0,9104 \text{ mm}^2 = 0,009104 \text{ cm}^2$$

$$D = \frac{E}{A} \quad D = \frac{0,3}{0,009104}$$

$$D = 32,9 \text{ J/cm}^2$$

Tabela 01 - Variação da densidade de energia em relação ao ângulo de incidência

ENERGIA (mJ)	ANGULO DE INCIDÊNCIA		
	90°	50°	20°
200	64,30 J/cm ²	49,17 J/cm ²	21,96 J/cm ²
250	80,38 J/cm ²	61,47 J/cm ²	27,46 J/cm ²
300	96,46 J/cm ²	73,76 J/cm ²	32,95 J/cm ²
350	112,54 J/cm ²	86,35 J/cm ²	38,44 J/cm ²
400	128,61 J/cm ²	98,35 J/cm ²	43,93 J/cm ²

6. DISCUSSÃO

O presente estudo teve o objetivo de analisar a importância do ângulo de incidência do feixe *laser* com uma peça de mão *laser* que opera na forma de não contato, verificando a influência da angulação nas alterações morfológicas em esmalte e dentina. Os parâmetros energia e frequência utilizados nesta pesquisa foram selecionados por sua aplicabilidade clínica e também por serem os mais utilizados nas pesquisas. A escolha da taxa de repetição de 2Hz é uma sugestão do fabricante do equipamento e diversos autores a utilizaram (Li et al. 1992; Wright et al. 1993; Keller & Hibst, 1997; Tanji, 1998; Mozmmal et al. 1999 et al. 1999; Bispo, 2000; Cebillos et al. 2001; Blay, 2001; Tanji, 2002). Esta taxa de repetição permite um bom controle na quantidade de material removido pela velocidade de ablação e produz menor elevação de temperatura.

Os parâmetros de energia que foram utilizados são indicados pelo manual do fabricante e por muitos trabalhos (Li et al 1992; Wright et al; 1993; Tanji, 1998, Ramos, 1998, L.Cebillos e t al. 2001; Blay, 2001; Tanji, 2002.).

A opção pela utilização de incisivos bovinos foi por que estes apresentam uma superfície vestibular ampla o que facilitou o cálculo da angulação e também pela facilidade de obtenção de amostras frescas e com a mesma idade (Nakabsyashi et al, 1982, Retief et al, 1990; Diaz- Arnald et.al, 1990; Kumazati et l. 1992; Gonçalves, 1997; Gutknecht, 2000; Araújo ,2000; Tanji 2002).

Nas micrografias podemos verificar que conforme o ângulo de incidência vai diminuindo, as alterações vão sendo promovidas em áreas maiores e são cada vez mais superficiais, resultados semelhantes aos de Tannous (2001), que analisou morfológicamente a superfície de esmalte e cemento, com variações do ângulo de incidência em 90, 45 e 30 graus e concluiu que o fator de variação do ângulo de aplicação mostrou-se de grande importância na obtenção do efeito morfológico desejado, constituindo um detalhe extremamente relevante na descrição técnica de protocolos de aplicação do *laser* de Er: YAG em tecidos dentários.

A remoção de substâncias radiculares após irradiação com *laser* de Er: YAG foi analisada *in vitro* por Folwaczny et al (2001) em função da angulação da fibra de safira. As angulações estudadas foram de 15,30, 45, 60, e 90 graus e a ablação do tecido foi medida tridimensionalmente com um dispositivo de

varredura a *laser*. A renovação de substância dentária, determinada pela profundidade máxima, bem como pelo volume do defeito, estava diretamente relacionada com a angulação de fibra periodontal, ou seja, quanto menor o ângulo de incidência mais superficial o defeito obtido, resultado equivalente ao obtido no presente trabalho.

Nas micrografias com maiores aumentos (2000x) podemos observar a influência das angulações na morfologia dos prismas de esmalte. Nas irradiações a 90 graus os prismas apresentaram um aspecto de condicionamento por ácido fosfórico com características de “favo de mel”. Nas angulações de 50 e 20 graus os prismas adquiriram, um aspecto de “raspas” ou “ lascas”.

Foi analisado por Zenny et al. (1998) a influência da direção da irradiação quando aplicada de forma perpendicular e paralela aos prismas de esmalte ou aos túbulos dentinários. Nas irradiações perpendiculares aos prismas, observou -se um aspecto de “flor” enquanto que a paralela apresentou a forma de “raspas”. Já para a dentina, a variação na direção não teve efeito significativo, resultados estes semelhantes aos obtidos no presente trabalho.

As alterações morfológicas no esmalte dental foram analisadas por Verlangieri em (2000) após irradiação com *laser* de Er: YAG e Nd: YAG, que também verificou diferentes aspectos morfológicos dos prismas de acordo com ângulo de incidência do feixe *laser*. A autora destacou que após a irradiação com *laser* de Er: YAG o esmalte adquiriu em geral um aspecto microretentivo, sendo que para as incidências perpendiculares prevaleceu a forma de “couve-flor” e para as paralelas a de “raspados”.

Tannous, em 2001, demonstrou que as alterações morfológicas aconteceram de maneira mais homogênea nas irradiações realizadas a 90 graus, e que foram perdendo o seu padrão na medida em que o ângulo de incidência do feixe diminuía.

Nas micrografias de dentina podemos verificar a ausência de regiões de carbonização com os túbulos dentinários abertos e sem a presença do smear layer, resultados semelhantes ao de (Paghidiwala et al., 1993; Dostálavá et al., 1996; Theodoro, 2000; Navarro, 2001; Tanji, 2002).

Com os cálculos das densidades de energia mantendo-se os mesmos parâmetros de irradiação e variando-se o ângulo de incidência, ficou evidente a necessidade do aumento da energia para obtenção da efetividade de ablação para as incidências a 50 e 20 graus, pois nestas condições de irradiação a distribuição energética ocorre em áreas maiores e conseqüentemente com menor concentração.

Outro aspecto importante observado é que, para as incidências a 50 e 20 graus há um aumento da reflexão do feixe incidente. Incidências com o ângulo reduzido (rasantes) merecem uma atenção especial, pois quando o laser for aplicado na superfície dental e ocorrer reflexão com maior intensidade poderá causar danos em outras estruturas bucais.

Com os resultados deste estudo fica evidente a importância da descrição do ângulo de incidência do feixe laser na metodologia dos trabalhos e também a necessidade da utilização de dispositivos que padronizem as irradiações. Desta forma a reprodutibilidade dos trabalhos in vitro torna-se mais segura possibilitando, assim, aplicações clínicas mais efetivas.

8. CONCLUSÕES

Diante dos resultados obtidos podemos concluir:

O parâmetro ângulo de incidência tem influência direta no aspecto morfológico das cavidades produzidas em esmalte e dentina e também na estrutura dos prismas de esmalte.

Os parâmetros ângulo de incidência e energia estão diretamente relacionados com a quantidade de estrutura dental ablacionada, ou seja, são determinantes na profundidade das cavidades produzidas em esmalte e dentina.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ANTONIO, M. P. S. Estudo *in vitro* do efeito antibacteriano causado pela irradiação do *laser* de Er:YAG aplicado intracanal. 2001. 111p. Tese (Doutorado em Endodontia) - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo.
- ARIMOTO, N.;SUZAKI, A ;KATADA, H.;SENDA, A.. Acid resistanse in lased dentin. In: 6^m International Congress on Lasers in Dentistry. 1998.Maui. **Proceedings...** P. 61-62.
- ARAUJO, R. M. Avaliação da Microinfiltração e Nanoinfiltração em Restaurações de Resina Composta – Influência do *Laser* no Preparo Cavitário e no Pré Tratamento Dentinário. São José dos Campos, 2000. 220p. Tese (Livre – Docência) – Faculdade de Odontologia – Campus de São José dos Campos, Universidade Estadual Júlio de Mesquita Filho.
- BISPO, L. B. Condicionamento do esmalte com Er: YAG *laser* e ácido fosfórico: resistência à tração e microscopia eletrônica de varredura, 2000. Dissertação (Mestrado – Dentística) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo.
- BLAY, C.C. Análise Comparativa da redução bacteriana com irradiação do *laser* de Er: YAG ou ponta montada em alta rotação após remoção de tecido cariado em dentina: estudo *in anima nobile*. 2001. Dissertação (Mestrado Profissionalizante Lasers em Odontologia) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares / Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo – São Paulo.
- BRANDÃO, R. V. Estudo *in vitro* da alteração da temperatura durante a aplicação do Er:YAG *laser* intracanal. 2001. Dissertação (Mestrado Profissionalizante Lasers em Odontologia) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares/ Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo – São Paulo.
- BURNETT JR., L. H. Avaliação da resistência à tração de um sistema adesivo à superfície interna de resinas compostas para restaurações indiretas. 2002. 158f. Tese (Doutorado em Endodontia) - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo.

BURKES, E. J.; HOKE, J.; GOMES, E.; WOLBARSHT, M. Wet tissue versus dry enamel ablation by Er: YAG laser. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v.67, n.6, p.847-851, June 1992.

COZEAN, C. D., POWELL, L. Er: YAG clinical results on hard tissues: phase II. In: PEATHERSTONE, J. D.B., REACHMANN, P. FRIED, D.S. (Ed.). *Lasers in dentistry*. Washington: SPIE, 1998 (**Proceedings of SPIE**, v.3248, p.33-38).

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

DIAZ – ARNOLD, A.M., WILLIAMS, V.D., AQUILINO, S.A. A Review of Dental Bonding In Vitro: The Substrate. **Oper. Dent.**, V. 15, p. 71-5, 1990.

DOSTÁLOVÁ, T.; JELÍNKOVÁ, H.; KUCEROVÁ H.; KUBELKA, J. *al.* Er: YAG laser ablation: evaluation after twoyear 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-

ESTEVEES, G. V. Avaliação da microinfiltração marginal em cavidades de classe V preparadas com alta-rotação, abrasão a ar e laser de Er:YAG - estudo *in vitro*. 2001. Dissertação (Mestrado Dentística) - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo.

EVANS, D. J. P. *et al.* A clinical evaluation of na Erbium: YAG laser for cavity preparation. **J. Dent. Res.**, V. 77, p.955, 1998. (Abstract 2591).

EISTEIN, A. ZUR Quantentheorie der Strahlung. **Phis Z**, Zurich, v.18, p.121-128, Marz 1917

EDUARDO, C. P.; MYAKI, S. I.; OLIVEIRA Jr., W. T.; ARANA-CHAVEZ, V. E.; TANJI, E. Y. Micromorphological evaluation of enamel surface and shear bond strength of a composite resin after Er: YAG laser irradiation. An *in vitro* study. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 5., 1996, Israel. **Proceedings...** Bologna: Monduzzi, 1996. p. 41-44.

FEIST, S.I. Adesão e proliferação de fibroblastos de gengiva humana cultivados em superfícies radiculares tratados com *laser* de Er: YAG. 2002. 71.F Tese (Doutorado em periodontia). Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo – São Paulo.

FOLWACZNY, M. THIELE L, MEHL A., HICTEL R. The Effect of Working tip Angulation on Root Substância Removal Using Er: YAG *Laser* Radiation: na *in vitro* study. **J clin Poriodontol** 2001; 28:220-226.

FUJII, T.; BAEHNI, P. C.; KAWAWAI, O.; KAWAKAMI, T.; MATSUDA, KOWASHI, Y. Scanning elétron microscopic study of the effects of Er. YAG *laser* on root cementum. **J. Periodontal**, v.69,p. 1283-1290,1998.

GOLDMAN, L.; HORNBY, P., MEYER, R.; Goldman, B. Impact of the *Laser* on Dental Caries. **Nature**, v.203, n. 4943, p.417, July 1964.

GORDON Jr., T.E. Some effects of laser impact on extracted teeth. **J. Dent Res**, Chicago, V.5, n.2, P. 372- 375, Mar./ Apr. 1966..

GROTH, E. B. Estudo comparativo do condicionamento do esmalte dental com Er: YAG *laser* e ácido fosfórico: análise morfológica e resistência à tração. 1997, 98 f. Tese (Doutorado em Dentística) -Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo.

GIMBLE, C.;HANSEN, R.; WINN, D.; PELAGALLI, J.; COZEAN, C. Er: YAG clinical studies for hard tissues applications. INTERNATIONAL CONGRESS ON LASER IN DENTISTRY, 4, 1994. Singapore, **Proceedings**... Bologna: Monduzzi, 1994. P. 267-71.

GOUW- SOARES, S. C. Avaliação da redução bacteriana em dentina radicular contaminada, irradiada com *laser* de Ho: YAG. estudo *in vitro* 1998. . Dissertação (Mestrado em Dentística) Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo – São Paulo

GLOCKNER, C.; RUMPLER, J.; EBELESEDER, k.; STADTLER, P.

Intrapulpal temperature during preparation with the Er: YAG laser compared to the conventional burr: an in vitro study. **J Clin Laser Med Surg**, New York, v. 16, n. 3, p. 153-157, June 1998.

GONÇALVES, S.E.P. Pré-tratamento dentinário - Influência do condicionamento ácido, irradiação laser e hipermineralização na resistência ao cisalhamento de sistema adesivo multi-uso. São José dos Campos, 1997. 208p. Tese (Doutorado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia, Campus de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista “Julio de Mesquita Filho”.

GABRIELLI, F. Efeito do ataque ácido do esmalte e das paredes internas da cavidade na infiltração marginal de restaurações com resinas compostas. Ver. Odontol. UNESP, v.819, p.49-58, 1979/80.

HANSEN, R. Er: YAG clinical results on hard tissue phase I. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASER IN DENTISTRY, 1998. **Proceedings...** Maui: ISDL, p.63. (Abstract 125).

HIBST, R.; KELLER, U. Experimental studies of the application of Er: YAG laser on dental hard substances: I. Light microscopic and SEM investigations. **Lasers Surg Med**, New York, v. 9, n. 4, p. 338-344, 1989.

HIBST, R.; KELLER, U. Dental Er: YAG laser application: effect of water spray on ablation. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 3., 1992, Salt Lake City. **Proceedings...** Salt Lake City: ISLD, 1992a. p. 229-230.

HIBST, R.; KELLER, U. Dental Er: YAG laser application: evaluation of thermal side effects. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 3. 1992. Salt Lake City. **Proceedings...** Salt Lake City: ISLD, 1992b. p. 231-232.

HIBST, R.; KELLER, U. The mechanism of Er: YAG laser induced ablation of dental hard substances. In: INTERNATIONAL SOCIETY FOR OPTICAL ENGINEERING, 1993. Los Angeles. **Proceedings.** Los Angeles: SPIE 1880, 1993. p. 153-162.

HIBST, R.; KELLER, U.; STEINER, R. Die wirkung gepulster Er: YAG

Laserstrahlung auf zahngewebe. **Lasers Med Surg**, New York, v. 4, 163-165, 1988.

HOKE, J. BURKES, E. GOMES, E. WOLBARSHT, M.L. Erbium - YAG (2,94 μm) laser effects on dental tissues. **J Laser Appl** p.661-65, Summer/Fall, 1990.

LI, Z., CODE, J. E., VAN DE MERWE, W. Er:YAG laser ablation of enamel and dentin of human teeth: Determination of ablation rates at various fluences and pulse repetition rates. **Laser Surgery and Medicine**, v. 12, p.625-30, 1992.

L. CEBLLOS, R. OSORIO, M.TALEDANO, G. W. MARSHALL. Microleakage of composite restorations after acid or Er: YAG laser cavity treatments. **Dental Materials** 2001; 17: 340-346.

JELÍNKOVÁ, H.; DOSTÁLOVÁ, T.; DOLEZALOVÁ, L.; KREJSA, O.; HAMAL, K.; KUBELKA, J.; PROCHÁZKA, S. Comparision of preparation speed of Er: YAG laser and conventional drilling machine. **SPIE**, v.2973, p. 2-10, 1997.

MAIMAN, T.H.; Stimulated Optical Radiation in Ruby. **Nature**, v.187, n.4736, p.493-494, Aug. 1960.

MOZAMMAL HOSSAIN, YUKIO N. YOSHISHIGE Y., YUICHI K., GEN N., Koukichi M. Ablation Depths and Morphological Changes in Human Enamel and Dentin after Er: YAG Laser Irradiation With or Without Water Mist. **Journal of Clinical Laser Medicine e Surpery** 1999; 17: 105-109.

MISERENDINO, J.L., COZEAN, C.D. Histologic results following in vivo cavity preparation with na Er:YAG laser. In: PEATHERSTONE, J.D.B., RECHMANN, P., FRIED, D.S. (Ed.). **Lasers in dentistry**. Washington: SPIE, 1998. P. 46-50. (**Proceedings of SPIE**, v.3248).

MELLO, F.A.S. Avaliação em microscopia eletrônica de varredura da superfície radicular, raspada e alisada com Er: YAG laser. 2000. Dissertação - (Mestrado

Profissionalizante Lasers em Odontologia) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares / Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo – São Paulo

NAVARRO, R. S. Resistência á tração de resina composta sobre esmalte e dentina condicionados com *laser* de Er: YAG e um sistema adesivo auto-condicionante. Análise das superfícies pela microscopia eletrônica de varredura. 2001. Dissertação Mestrado Profissionalizante Lasers em Odontologia) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares / Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo.

NAKEBAYASHI, N. KOJIMA, K. MASUHARA, E. The Propotion of Adhsion by the Infiltration of Monomers in to Tooth Substrate. **J. Biomed. Mater. Res.**, v16, p. 265-73, 1982.

PAGHDWALA, A. F., VAIDYANATHAN, T. K., PAGHDIWALA, M.F. Evaluation of Erbium:YAG laser radiation of hard dental tissues: analysis of temperature changes, depth of cuts and structural effects. **Scanning Microsc.**, v.7, n.3, p.989-97, 1993.

KELLER, U. S., HIBST, R. Experimental studies of the application of the Er: YAG laser on dental hard substances: II. Light microscopic and SEM investigations. **Laser Surg. Med.**, v.9, n.4, p. 345-51, 1989.

KELLER, U. S., HIBST, R. Erbium: YAG laser in caries therapy: indications and first clinical results. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASER IN DENTISTRY, 3, 1992, Salt Lake City. **Proceedings...** Salt Lake City: ISLD., 1992. p.151-2.

KUMAZAKI, M. Removal of hard dental tissue (cavity preparations) with the Er: YAG laser. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASER IN DENTISTRY, 6, 1994, Singapore. **Proceedings...** Bologna: Monduzzi, 1994. P. 151-

KELLER, U. S., HIBST, R. Er:YAG laser effects on oral hard and soft tissues. In: MISERENDINO, L. J., PICK, R. M. laser in dentistry. Carol Stream Quintessence., 1995. Cap.11, p. 161-72.

KELLER U, HIBST R. EFFECTS of Er: YAG Laser in caries Treatment: a clinical pilot study. **Lasers Surg Med** 1997; 20:32-38.

PAGHDIWALA, A. F.; VAILDYANATHAN, M.; PAGHDIWALA, M. F. Evaluation of Erbium: YAG laser radiation of hard dental tissues: analysis of temperature changes, depth of cuts and structural effects. **Scann Microscop**, Chicago, v. 7, n. 3, p. 989-997, Sept. 1993.

PELAGALLI, J.; GIMBLE, C. B.; HANSEN, R. T.; SWETT, A.; WINN II, D. W. Investigation study of the study of the use of Er: YAG laser versus dental drill for caries removal and cavity preparation — Phase I. **J Clin Laser Med Surg**, New York, v. 15, n. 3, p. 109-115, June 1997.

RAMOS, A.C. B. Microinfiltração marginal em cavidades de classe V preparadas com alta rotação e com laser de Er: YAG – estudo in vitro. 1998. Dissertação - (Mestrado em Dentística) - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo – São Paulo.

RETIEF, DH et al., Extracted Human Versus Bovine Teeth in Laboratory Studies. *Am J. Dent.*, v.3, p.253-8, 1990.

RECHMAN P, GOLDIN, D.S; HENNING, T. CHANGES in Surface morphology of enamel after Er: YAG laser irradiation. *LASER IN Dentistry IV*. San Jose: SPIE 3248, 1998, p.62W- 68.

RIBEIRO, R.C. Análise “in vivo” do emprego do laser de Er:YAG e método convencional para a remoção de cárie. 2002. 49f. Dissertação (Mestrado Profissionalizante Lasers em Odontologia) Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares / Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo.

RALDI, O. P. Estudo in vitro dos efeitos da interação de irrigantes, medicação intracanal e laser Er:YAG na pei dentinária do sistema endodôntico. 2001. 110 f. Dissertação (lv.b Endodontia) - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo.

SHINOKI, T.; YAMAMOTO, A.; KATAOKA, K.; OKAGAMI, Y. Hard tissue breaking efficacy and possibilities for reducing pain by inclined irradiation of Er:YAG. **Proceeding** of 6th International Congress on Laser in Dentistry, 1998.

STERN, R. H.; SOGNAES, R.F. Laser beam on dental hard Tissues. J. Dent. Res, Chicago, V.43, N.5, P. 873, 1964.

SEKINE, Y. et al. Erbium: YAG laser application to cavity preparation: light microscopic investigation of tooth pulp. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASER IN DENTISTRY, 4, 1994, Singapore. **Proceedings** ...Bologna: Monduzzi, 1994. P 167-72.

SAKAKIBARA, Y.; ISHIMARU, K.; ASANO, S.; TAKAMIZU, M.; GOTOH, S.; KOHNO, A. Morphological change of tooth surface irradiated by Er: YAG laser. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 4., 1994, Singapore. **Proceedings**... Bologna: Monduzzi, 1994. p. 163 -1666.

THEODORO, L. H. Estudo comparativo, através da microscopia eletrônica de varredura, da ação de diferentes meios químicos e do laser de Er: YAG, sobre a *smear layer*, em superfícies radiculares submetidas à raspagem e aplainamento. 2001. Dissertação - (Mestrado Profissionalizante Lasers em Odontologia) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares/ Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo – São Paulo.

TANNOUS, J. T. Estudo das Alterações Morfológicas Superficiais do Esmalte e do Cimento Dental após a Irradiação do Laser de Er: YAG em Diferentes Angulações. 2001. Dissertação (Mestrado Profissionalizante Lasers em Odontologia) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares/ Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo – São Paulo.

TANJI, E. Y. Alterações morfológicas do esmalte e dental e dentina de Cavidades Classe I preparadas com laser de Érbio: YAG – estudo in vitro. São Paulo, 1998, Dissertação (Mestrado em Dentística) – Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

TANJI, E. Y. Estudo in vitro da variação de temperatura em dentina irradiada com o laser de Er: YAG – análise termográfica. 2002 114f. Tese (Doutorado em Dentística) Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo – São Paulo.

VARLANGIERI, E. J. Estudo in vitro do efeito do laser Nd: YAG e Er: YAG e sobre o esmalte dental humano através de microscopia eletrônica de varredura. 2001. **Dissertação (Mestrado Profissionalizante Lasers em Odontologia)** – Instituto de

Pesquisas Energéticas e Nucleares/ Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo – São Paulo

WRIGHT, G. Z., MCDONNELL, R. J., KELLER, U. Micro leakage of Class V Composite Restorations Prepared Conventionally With Those Prepared With Er: YAG: A Pilot Study. *Pediatr. Dent.*, v. 15, n6, p. 425-6, nov/dec 1993.

WIGDOR, H. et al. The effect of lasers on dental hard tissues. **Journal of American dental association.** v.124, p. 65-70, Feb. 1993.

ZENNYU, K.;SHIRAIISHI, M.;INOUE, M. KUMASAKI, M. Influences of irradiating directions of Er: YAG laser on morphology of dental tissues. In: Internationals Congress on Laser in Dentistry, 1998. Maui Program & Abstracts. Maui Internationals Society for Laser in Dentistry, 1998. p. 38.

ZEZELL, D. M. TANJI, E. Y.;HAYPEK, P.;EDUARDO, C. P. Scanning electron microscopic and rx fluorescence of class I cavity preparation with Er YAG laser. **Deuts Gesellschaft Laser Newsletter**, Frankfurt, v. 8, p. 8, Jan/Feb.1997. (Resumo DGL n. 11)

YOKOYAMA, K. et al. 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.P13943.z



M22646



Ministério
da Ciência
e Tecnologia

Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares

Diretoria de Ensino & Informação Científica e Tecnológica

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

Fone/Fax(0XX11) 3816 - 9148

SÃO PAULO - São Paulo - Brasil

<http://www.ipen.br>

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