



BR0645448

INIS-BR--4029

AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**APLICAÇÃO DE PULSOS ULTRACURTOS EM
ESMALTE DENTAL BOVINO**

CARLA DI RAGO TODESCAN

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

Orientador:

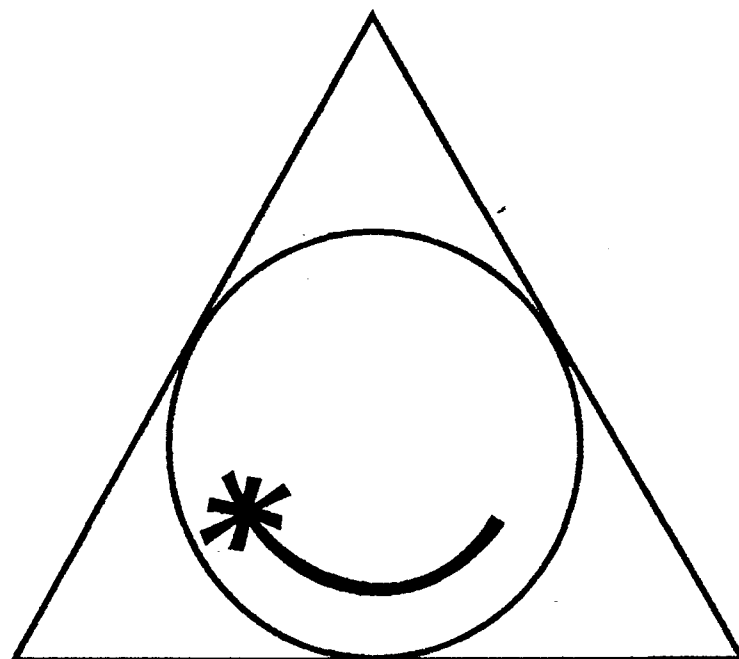
Prof. Dr. Nilson Dias Vieira Junior
IPEN/CNEN - CLA

Co-orientador:

Prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo
FOUSP SP - LELO

**São Paulo
2003**





**MESTRADO PROFISSIONALIZANTE DE LASER EM
ODONTOLOGIA**

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
FACULDADE DE ODONTOLOGIA - UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO - SP



Aplicação de pulsos ultracurtos em esmalte dental bovino

CARLA DI RAGO TODESCAN



DISSERTAÇÃO APRESENTADA COMO PARTE DOS
REQUISITOS PARA OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE
PROFISSIONAL NA ÁREA DE LASER EM ODONTOLOGIA

ORIENTADOR:

Prof. Dr. NILSON DIAS VIEIRA JUNIOR

IPEN/CNEN - CLA

CO-ORIENTADOR:

Prof. Dr. CARLOS DE PAULA EDUARDO

FOUSP SP - LELO

SÃO PAULO – SP – BRASIL

2003



**MESTRADO PROFISSIONALIZANTE
Lasers em Odontologia**

CERTIFICADO DE DEFESA

Certifico, para os devidos fins, que o(a) Sr.(a) **Carla Di Rago Todescan**, defendeu em sessão pública no dia 8 de dezembro de 2003, a Dissertação de Mestrado na área de Mestrado Profissionalizante Lasers em Odontologia, intitulada **“Aplicação de pulsos ultracurtos em esmalte dental bovino”**, tendo sido aprovado(a), fazendo jus ao Título de **“Mestre Profissional em Lasers em Odontologia”** do IPEN / FOUSP.

São Paulo, 8 de dezembro de 2003

Prof. Dr. Nilson Dias Vieira Junior
Coordenador
Mestrado Profissionalizante
Lasers em Odontologia

Dedico esse trabalho ...

À minha Família,
pelos princípios e valores transmitidos que fizeram a grande diferença na minha vida, além da confiança, amizade, incentivo e, acima de tudo, companheirismo, amor e fé!

Ao Faiez Metne, meu
grande companheiro e amigo de muitas horas, que hoje, mesmo só em pensamento, contribuiu para que eu tivesse força, coragem e persistência, além de paciência e maturidade para as verdadeiras conquistas da vida!

A Deus, que em todos
os meus momentos de solidão, onde eu parecia estar caminhando só, provou estar me carregando no colo!

AGRADECIMENTOS

Certamente as palavras, por mais bem colocadas, reproduzirão apenas uma parte dos meus sentimentos.

- Ao Prof. Dr. **Nilson Dias Vieira Junior**, meu sincero reconhecimento pela sua dedicação, paciência, competência, generosidade, companheirismo, flexibilidade e nobreza quando se fala de produzir ciência. Compartilhando suas idéias e reflexões, fez deste trabalho uma verdadeira obra científica. Mais que um orientador, um Verdadeiro Mestre.
- Ao Prof. **Ricardo Elgul Samad**, pela cumplicidade em todos os momentos deste estudo, tornando-se fundamental desde a elaboração do projeto, passando por sua execução onde sua participação foi total e indispensável, até a conclusão onde seus conhecimentos enriqueceram de maneira impar este trabalho.
- Ao C.D. **Luiz Antonio Todescan** pelo companheirismo, sabedoria, apoio, força e encorajamento mesmo nos momentos mais difíceis. Sua presença constante em todas as etapas, compartilhando de todas as dificuldades e de todas as vitórias, fez a diferença do resultado final. Ao meu Pai, meus agradecimentos por estar do meu lado, sempre!
- À C.D. **Sonia Rago Todescan** pelo estímulo, amor e carinho dedicados a estas páginas, tão fundamentais para o sucesso de nosso resultado final. À minha mãe, meus agradecimentos por estar também, junto com meu pai, do meu lado, sempre!
- Ao Prof. Dr. **Carlos de Paula Eduardo**, pelo suporte científico enriquecedor, dedicação, esforço e senso crítico tão importantes para o sucesso de nossa pesquisa.
- À Prof.^a Dr.^a **Denise Maria Zezell** os merecidos agradecimentos pelo estímulo constante durante a coordenação do curso, em todas as fases de nossa formação e principalmente pela sua contribuição para elevar o nível deste trabalho.

- À **Equipe da Clínica Odontológica BRUSH – Odontologia Pediátrica Todescan**, pelo apoio, incentivo, compreensão e contribuição em todos os momentos do curso e principalmente durante a confecção deste trabalho.
- Ao amigo **C.D. Alberto Fischman** pelo companheirismo, cumplicidade, amizade, carinho e presença constante.
- Ao amigo **Roberto Waquil** por não haver medido esforços para me auxiliar no setor de informática em todos os momentos de apuros.
- À amiga **Pérola Assunção de Pie** por seu companheirismo, amizade, estímulo, paciência, compreensão em todos os momentos.
- Ao Prof. Dr. **José Eduardo Pelison Pelino**, por haver participado da Banca examinadora do Seminário de Área no dia 18 de novembro de 2003.
- À Prof.^a Dr.^a **Sônia Licia Baldochi**, por haver cedido os equipamentos de seu laboratório (balança e do Microscópio Óptico) e por participar da Banca examinadora do Seminário de Área no dia 18 de novembro de 2003.
- Ao Técnico **Arnaldo Pedrosa da Silva**, com quem pudemos contar no preparo das amostras para irradiação.
- À Equipe de Técnicos da **MEV da Metalurgia CCTM do IPEN: Celso Vieira de Moraes, Nildemar Aparecido Messias Ferreira e René Ramos De Oliveira** com quem pudemos contar no preparo das amostras e na confecção das imagens.
- Aos queridos **Maria Aparecida Barbosa, Liliane de Souza e Souza e Haroldo Lima Bueno** pelo apoio e amizade constantes.
- Ao corpo docente do **CLA-IPEN** pela profundidade dos ensinamentos, pela insistência na transmissão dos conhecimentos físicos indispensáveis e pela atenção dedicada

aos alunos do mestrado profissionalizante.

- Ao corpo docente do **LELO-FOUSP** pela dedicação, paciência e persistência em nos encaminhar para uma formação de tamanha profundidade e seriedade.
- Ao grupo de clínica: **Ana Cristina Cury Camargo Romano Alexandra Mattos e Carlos Vilela**, pelo convívio harmonioso, senso de equipe, competência profissional, assim como dedicação, amizade, carinho e união.
- Aos **colegas de mestrado** pelo convívio harmonioso.
- Aos **colaboradores do mestrado** pela dedicação e carinho.
- Aos **pacientes voluntários** do curso por sua contribuição e confiança.
- A **você** que fez existir uma das maiores razões deste trabalho!

Muito Obrigada!

*Muito Obrigada a todos por existirem e
fazerem parte da história de minha vida!*

ÍNDICE

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE TABELAS

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

RESUMO

ABSTRACT

1. INTRODUÇÃO	1
2. OBJETIVOS	4
3. REVISÃO DA LITERATURA	5
3.1 Estudo do <i>Laser</i> , especificando o <i>USPL T³</i> de $Ti:Al_2O_3$	6
3.2 Estudo do Tecido-alvo, o esmalte do órgão dental	27
3.3 Estudo da Interação de 3.1 com 3.2	34
4. MATERIAIS E MÉTODOS	53
4.1 Materiais	53
4.2 Métodos	54
Obtenção das Amostras	54
Preparo das Amostras.....	54
Sistema <i>USPL T³</i> de $Ti:Al_2O_3$	55
Preparo da Mesa de Translação	60
4.2.1 Irradiação das amostras para determinação experimental do limiar de	61
ablação com <i>USPL T³</i> de $Ti:Al_2O_3$ nos 2 regimes temporais de 30ps e 60fs.	
4.2.2 Irradiação das amostras para quantificação da massa de esmalte extraída.....	63
por pulso na ablação do esmalte com <i>USPL T³</i> de $Ti:Al_2O_3$ no regime temporais de 60fs.	
Comparação com outros regimes temporais e com sistema convencional de alta rotação:	
aquecimento <i>versus</i> tempo de execução.	
4.2.3 Irradiação das amostras para análise das alterações estruturais	64
micromorfológicas (danos térmicos ou mecânicos) no esmalte, utilizando-se MO e MEV ,	
nos dois regimes temporais com <i>USPL T³</i> de $Ti:Al_2O_3$ nos regimes de 30ps e 60fs.	

5. RESULTADOS	66
5.1 Limiar de ablação	66
5.2 Quantificação da Massa extraída por pulso no regime de 60 fs.....	76
5.3 Análise Micromorfológica em MO e MEV	79
6. DISCUSSÃO	90
7. CONCLUSÃO	96
8. ANEXOS	100
9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	108

LISTA DE FIGURAS

Figura 01: Espelho para <i>laser</i> verde.....	5
Figura 02: <i>USPL T³</i> : 1) oscilador principal: gera pulso semente; 2) alargador do tempo do pulso; 3) amplificador da energia do pulso; 4) compressor do tempo do pulso.....	20
Figura 03: Perfil do feixe do sistema <i>USPL T³</i> de Ti:Al ₂ O ₃ (azul) em comparação ao perfil do feixe Gaussiano perfeito (rosa).....	57
Figura 04: SISTEMA <i>T³</i> no CLA.....	58
Figura 05: Esquema do caminho percorrido pelo feixe dentro do sistema <i>T³</i> para construção do feixe de 30 ps.....	59
Figura 06: Esquema do caminho percorrido pelo feixe dentro do sistema <i>T³</i> para construção do feixe de 60 fs.....	59
Figura 07: Mesa de translação x, y e z com amostra teste em posição.....	61
Figura 08: Esquema das trajetórias de translação das amostras para determinação do Limiar de Ablação.....	62
Figura 09: Medidas da Largura Superior (<i>L_s</i>) e da Largura Inferior (<i>L_i</i>) das amostras.....	63
Figura 10: a) Protocolo de exposição: à esquerda 30 ps e à direita 60 fs; b) Detalhe do rotocolo de irradiação (da direita para a esquerda): ponto, rasgo único (por 1 passagem), rasgo 8 vezes (por 8 passagem), rasgo em zig zag, 8 vezes (por 8 passagens sem sobreposição).....	65
Figura 11: Ponto Z identificando posição da lente no eixo z. Comprimento de ablação no eixo z identificado na figura. Região de ablação identificada em cor azul clara. Perfil do feixe: duas curvas em vermelho. Cintura do feixe e cintura da cavidade de ablação coincidentes no ponto 0 (zero). Limiar de ablação no ponto L e L'. Diâmetro de ablação máximo no ponto M.....	67
Figura 12: MEV mostrando medição da metade do comprimento e dos diâmetros da cavidade de ablação no regime de 30 ps, no primeiro experimento.....	70
Figura 13: MEV mostrando medição da metade do comprimento e dos diâmetros da cavidade de ablação no regime de 60 fs, no primeiro experimento.....	71
Figura 14: MEV mostrando medição do comprimento de ablação completo e dos diâmetros da cavidade de ablação no regime temporal de 60 fs no segundo experimento.....	72

Figura 15: a) MEV da região de ablação em 20x magnificando em 200x mostrando detalhe da precisão de corte b) magnificação em 1000x e c) magnificação em 2000x mostrando em detalhe a precisão de corte em menos de 1µm.	75
Figura 16: Localização da região de ablação onde o experimento da quantificação de massa foi feito.	77
Tabela 17: a) Microscópio Óptico b) Microscópio Eletrônico de Varredura	78
Figura 18: MO de corte suave em regime temporal de 30 ps, com pequena carbonização.....	81
Figura 19: MO de precisão de corte em regime temporal de 60 fs, sem carbonização.....	81
Figura 20: Imagem em MEV em aumento de 200x de uma cavidade feita com 1000 pulsos em regime temporal de 30 ps em um único ponto evidenciando estrias arranjadas radialmente ao impacto do <i>laser</i>	82
Figura 21: Detalhe das estrias em aumento de 1000x.....	83
Figura 22: Detalhe das estrias em aumento de 2000x.....	83
Figura 23: 5000 pulsos em regime temporal de 30 ps – canto arredondado.	84
Figura 24: 5000 pulsos em regime temporal de 60 fs – canto vivo.....	84
Figura 25: 5000 pulsos em regime temporal de 30 ps – canto arredondado.....	85
Figura 26: 5000 pulsos em regime temporal de 60 fs – canto vivo.....	85
Figura 27: Cavidade <i>laser</i> feita com 8000 pulsos em varredura evidenciando o arredondamento dos cantos em regime temporal de 30 ps.....	86
Figura 28: 1000 pulsos <i>laser</i> aplicado em varredura (uma passagem) evidenciando canto vivo no regime temporal de 60 fs.	86
Figura 29: 1000x 30 ps.	87
Figura 30: 2000x 30 ps.	87
Figura 31: 1000x 60 fs.	87
Figura 32: 2000x 60 fs.	87
Figura 33: Cavidade <i>laser</i> feita com 8000 pulsos em varredura evidenciando cantos arredondados em regime temporal de 30 ps.	88
Figura 34: Cavidade <i>laser</i> feita com 8000 pulsos em varredura evidenciando o canto vivo em regime temporal de 60 fs.	88

Figura 35: Pulso único em regime temporal 60 fs.	89
Figura 36: Recristalização Esférica em regime temporal de a) 30 ps e b) 60 fs.....	89
Figura 37: Esquema da determinação da fluência de ablação.....	97
Figura 38: Profundidade de ablação em regime temporal de 60 fs.....	97
Figura 39: Cantos arredondados nos regimes de 30 ps.....	98
Figura 40: Alta precisão de corte em canto vivo em regime temporal de 60 fs.....	98

LISTA DE TABELAS

Tabela 01: Escala do tempo não usual e classificação dos pulsos de acordo com a duração temporal.	13
Tabela 02: Características do feixe <i>laser</i> utilizado neste trabalho.....	58
Tabela 03: Movimentos de translação das amostras para determinação do limiar de ablação.	63
Tabela 04: Raio do feixe em função da distância de focalização.	69
Tabela 05: Localização dos pontos de limiar no eixo z e das distâncias percorridas (x_L e x_L') para cada uma das amostras.	73
Tabela 06: Fluência média calculada pelos comprimentos de ablação medidos nas amostras.	74
Tabela 07: Fluência média calculada pelos diâmetros de ablação medidos nas amostras.	74
Tabela 08: Variação da massa por adsorção de água ao longo do tempo.	76
Tabela 09 Resultados da quantidade da massa removida por pulso, do volume removido por pulso e da profundidade de ablação nas 3 amostras do experimento em regime temporal de 60 fs.....	78

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

1- Acrônimos

ASE: <i>Amplified Spontaneous Emission</i>	Trad: Emissão Espontânea Amplificada
CCD: <i>Charge-Coupled Device</i>	Trad: Equipamento com acoplamento de cargas
CCTM: Centro de Ciência e Tecnologia de Materiais	
CD: Cirurgião Dentista	
CLA: Centro de <i>Lasers</i> e Aplicações	
CNEN: Comissão Nacional de Energia Nuclear	
CPA: <i>Chirped Pulse Amplifier</i>	Trad: Amplificador de Pulso " <i>Chirped</i> "
CW: <i>Continuous Wave</i>	Trad: Onda Contínua
db: Decibéis	
Dr.: Doutor	
Dr.^a: Doutora	
et al.: e outros	
F.: Filho	
f: Distância Focal	
FOUSP SP: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo - São Paulo	
FROG: <i>Frequency-Resolved-Optical Gating</i>	Trad: porta óptica resolvida em frequência
HAZ: <i>Heated Affected Zone</i>	Trad: Zona Afetada pelo Calor
IPEN: Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares	
IV: Infravermelho	
Jr.: Junior	
KLM: <i>Kerr-Lens Mode-Locking</i>	Trad: travamento de modos por lente <i>Kerr</i>
LASER: <i>Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation</i>	Trad: Amplificação da Luz por Emissão Estimulada da Radiação
LBMA: <i>Laser Beam Melt Ablation</i>	Trad: Feixe <i>Laser</i> de Ablação Térmica
LELO: Laboratório Experimental de <i>Laser</i> em Odontologia	
MEV: Microscopia Eletrônica de Varredura	
MO: Microscopia Óptica	
MPA: <i>Multiphoton Absorption</i>	Trad: Absorção Multifotônica
Prof.: Professor	
Prof.^a: Professora	
rpm: rotações por minuto	
SESAM: <i>Semiconductor Saturable Absorber Mirror Modulation</i>	Trad: Espelho semiconductor com absorção saturável.
TA: Taxa de ablação	

T^3 = TTT: *Table Top Terawatt Laser Sistem*

TEM : *Transverse Eletromagnetic Mode*

TI: AL_2O_3 : Titânio:safira

USP: *Ultrashort Pulse*

USPL: *Ultrashort Pulse Laser*

USPLs: *Ultrashort Pulse Lasers*

UV: Ultravioleta

x: vezes

Trad: Sistema de Laser de Topo de Mesa

Trad: Modo Eletromagnético Transverso

Trad: Pulso ultracurto

Trad: Laser de Pulsos Ultracurtos

Trad: Lasers de Pulsos Ultracurtos

2- Lista de Física

%: porcentagem

λ : comprimento de onda

ν : frequência

\sim : na ordem de

A: área

c: velocidade da Luz

E: energia da luz ou radiação eletromagnética

E_p : energia do pulso

f ou z_0 : foco ou distância focal

h: altura, profundidade

I: intensidade ou densidade de potência

L_i : largura inferior

L_s : largura superior

m: massa

Δm : variação de massa

M^2 : valor de comparação do feixe utilizado em relação ao feixe Gaussiano perfeito.

n: um número inteiro

N_p : número de pulsos

\varnothing : diâmetro

P: potência

P_m : potência média

P_p : potência de pico

t: tempo

t_e : tempo de exposição

Δt : período de tempo

Δt_p : duração do tempo de pulso ou largura temporal

TA: Taxa de Ablação

TR_p: taxa de repetição de pulso

V: volume

ΔV: variação de volume

X: amplitude

ρ: raio da cavidade

ω: raio do feixe

3- Prefixos, símbolos e valores

Prefixo	Símbolo	Valor
Tera	T	10 ¹²
Giga	G	10 ⁹
Mega	M	10 ⁶
Quilo	k	10 ³
mili	m	10 ⁻³
micro	μ	10 ⁻⁶
nano	n	10 ⁻⁹
angstron	Å	10 ⁻¹⁰
pico	p	10 ⁻¹²
femto	f	10 ⁻¹⁵

5- Unidades

ENERGIA

J: Joule

eV: elétron-Volt

FREQÜÊNCIA

Hz: Hertz

POTÊNCIA

W: Watt

RESUMO

A interação dos *lasers* com as estruturas duras dos dentes têm encontrado obstáculo para sua utilização devido ao aquecimento resultante. Este estudo analisa, *in vitro*, a interação do *laser* de pulsos ultracurtos de Ti:safira (830 nm), com o esmalte dental bovino.

O conjunto de *lasers* consistiu de um oscilador principal, integrado a um amplificador (técnica CPA). Os pulsos extraídos antes da compressão temporal do pulso apresentaram 830 nm, 30 ps, 1000 Hz e ~1 mJ. Os pulsos extraídos após a compressão, apresentaram 830 nm, 60 fs, 1000 Hz e ~0,7 mJ. O M^2 era de 1,3, a lente focalizadora de 2,5cm, a distância focal de 29,7 cm e a mesa de translação x,y,z computadorizada.

Avaliamos: quantidade de tecido removido por pulso, cavidades resultantes e tecidos adjacentes não irradiados em MO e MEV.

A densidade de energia (fluência) foi mais importante do que a densidade de potência (intensidade) para diferenciarmos os 2 regimes temporais. Encontramos: uma região de ablação em "língua de gato" e um comprimento de ablação, uma fluência ~0,7J/cm² para 30 ps e ~0,5 J/cm² para 60 fs, uma profundidade de ablação de 0,4 µm/pulso para 60 fs (50% dos sistemas de alta rotação) cortes em cantos arredondados para 30 ps e alta precisão de corte em cantos vivos de ordem submicrométrica para 60 fs.

Palavras Chaves: pulsos ultracurtos, femtossegundos, picosegundos, ablação, tecidos duros, dental.

ABSTRACT

The interaction of *lasers* with the hard structures of the teeth, has found the excess of heat as a problem for its utilization. This study analyzes, *in vitro*, the interaction of the ultrashort pulse laser of Ti:safire (830 nm) with the bovine dental enamel.

The system consisted in one main oscillator integrated with an amplifier (CPA). The pulses extracted before the temporal compression inside the amplifier had 30 ps, 1000 Hz and ~1 mJ. The pulses extracted after the compression had 60 fs, 1000 Hz and ~0,7 mJ. The M^2 was 1,3, the focal lens 2,5 cm, the focal distance 29,7 and a computadorized translation stage x,y,z.

We evaluated the amount of tissue removed per pulse, the resulting cavities and the surrounding tissues not irradiated, under OM and SEM.

The fluency was the major factor for differentiating the two regimens studied, therefore, the intensity was not so important as we expected in this process. We found: one ablation region in "cat tongue", one ablation length, one fluency ~0,7J/cm² for 30 ps and ~0,5 J/cm² for 60 fs (50% of high speed burr), smooth edge for 30 ps and high precision of the sharp edge cut of submicrometric order for 60 fs.

Key words: ultrashort pulse, femtosecond, picosecond, ablation, dental hard tissue

1. INTRODUÇÃO

Muitos mistérios envolvem o ser humano e o mundo onde ele vive. Porém, para os cientistas que estudam o corpo humano, cada resposta gera dúzias de novas questões. [DANIELS, 1995]

Uma das áreas mais intrigantes para nossos dias é a interação dos diversos tipos de luzes com a matéria e tudo de bom que podemos fazer com a utilização desses novos conhecimentos. [DANIELS, 1995]

A Física é a ciência que estuda os fenômenos naturais através da lógica, da matemática e dos experimentos. Hoje é cada vez mais difícil delimitar o campo de ação ou a finalidade da Física. Ela estuda a estrutura da matéria, a natureza das radiações, suas interações, e tenta descrever unificadamente todos os campos de força existentes na natureza.

A Física Quântica, com seus conceitos de partículas, ondas, energia, etc. proporcionou o efeito paradigma [BARKER, 1997], destruindo antigos pensamentos e permitindo o avanço no entendimento da interação da luz com a matéria de umas maneiras muito mais complexas, interessantes e proveitosas.

Esta nova linguagem trouxe avanços tecnológicos importantíssimos e a Odontologia se integra à Mecânica Quântica e à Foto-biologia, trazendo novos benefícios à saúde humana.

A Teoria Quântica nos mostrou que as partículas subatômicas não são grãos isolados de matéria, mas sim, que parecem ser entidades abstratas, ora se comportando como ondas, ora como partículas. Portanto, a característica da luz é ondulatória e corpuscular. Apesar de predominar, por vezes de uma forma, por vezes de outra forma, ambas as características estão na sua constituição. [QUINTO Jr., 2001]

Após a criação da Física Quântica, foram desenvolvidos e aplicados muitos novos conceitos, que possibilitaram o surgimento de novas tecnologias. [FREIRE Jr., 1997]

O uso da energia eletromagnética, na forma de *lasers* nas Ciências da Vida, surgiu deste novo modelo científico e é atualmente bastante aceito, difundido e comum. [VIEIRA Jr., 1998]

O termo *laser* é o acrônimo de Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation ou Amplificação da Luz por Emissão Estimulada da Radiação.

Logo após o desenvolvimento do primeiro *laser* de rubi em 1960, o uso do *laser* em medicina foi dirigido por uma curiosidade científica natural e a esperança de que o *laser* pudesse se tornar uma nova ferramenta.

Os *lasers* já se tornaram instrumentos bem estabelecidos na Oftalmologia, na Dermatologia, na Odontologia, em Cirurgia Geral e na remoção de tumores, entre tantas outras aplicações. Atualmente, os *lasers* ocupam posição de destaque entre as novas tecnologias aplicadas na área da saúde. [VIEIRA Jr., 1998]

A utilização do *laser* na Odontologia já é uma realidade, podendo ser usado como técnica alternativa ou como coadjuvante ao tratamento convencional. Inúmeras são as técnicas de aplicação nas diversas áreas odontológicas interagindo tanto com os tecidos moles como com os tecidos duros bucais. [NEEV, 1991]

O *laser*, quando utilizado terapeuticamente pelo cirurgião-dentista, caracteriza-se por ser um fator externo desencadeante de respostas teciduais específicas, esperadas, previamente pesquisadas e entendidas.

A interação dos diferentes tipos de *lasers* existentes com as estruturas duras dos dentes, tem sido investigada já há várias décadas. Esta interação teve, até pouco tempo, um grande obstáculo: o excessivo aquecimento provocado pela luz *laser* no tecido duro. [NEEV, 1996^a]

Este é um dos grandes motivos pelo qual o *laser* ainda não superou totalmente a tecnologia mecânica em muitas aplicações sobre tecidos duros. [FEATHERSTONE, 1987] [NEEV, 1996^a] [LOVE, 1995] [GONZÁLES, 1996]

Com os avanços tecnológicos dos aparelhos de *laser*, está se tornando possível a superação deste problema. Com o desenvolvimento de *lasers* com emissões de pulsos de alta densidade de energia em pequenos intervalos de tempo, já é possível remover estruturas dentais sem causar os danos que

impossibilitavam a sua utilização. [TANJI, 2001] [LIZARELLI, 2000]

O principal objetivo das pesquisas de utilização do *laser* nas ciências da vida é analisar as mudanças obtidas do ponto de vista químico, físico e morfológico e correlacioná-las tanto com as propriedades dos tecidos irradiados como com as características do *laser* utilizado. [QUINTO Jr., 2001]

Uma forte integração destes equipamentos com sistemas inteligentes de controle e um maior conhecimento dos processos, tornou o *laser* uma ferramenta muito útil, além de insubstituível em alguns casos, em inúmeras aplicações. Corte, furação, marcação, solda e tratamento térmico são os processos mais comuns realizados. Estas tecnologias, embora ainda em desenvolvimento, já se encontram em estágio bastante avançado de maturação. [VIEIRA Jr, 2000]

Torna-se necessário analisar a interação dos *lasers* de pulsos ultracurtos [USPLs] com o esmalte para o estabelecimento de parâmetros e referências concretos e seguros para a sua utilização no dia a dia prático do cirurgião-dentista.

O CLA (Centro de *Lasers* e Aplicações) do IPEN (Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares) está desenvolvendo o Projeto T^3 onde um USPLs de altíssima potência, da ordem de TeraWatt, o único na América Latina, está sendo construído. Por ser um *laser* de mesa é conhecido como T^3 , *Table Top Terawatt Laser Sistem*. Dada a filosofia totalmente investigadora e a dedicação exclusiva da equipe dos docentes e técnicos do CLA, nossa pesquisa foi possível de ser realizada.

2. OBJETIVO

Este estudo teve como proposição analisar, *in vitro*, a interação da radiação do **USPL T³** de Ti:Al₂O₃ (Titânio:safira) com o esmalte dental bovino. Para tanto, fizemos 3 experimentos:

1º) Determinação experimental do limiar de ablação nos dois regimes de 30 ps e 60 fs de 2 formas diferentes:

- A) Raio do Feixe Laser [ω] – medindo o comprimento de ablação
- B) Raio da Cavidade de Ablação [ρ]

2º) Quantificação da massa de esmalte extraída por pulso no regime de 60 fs, com posterior cálculos:

- A) Volume de esmalte extraído por pulso
- B) Profundidade da cavidade ablacionada por pulso

3º) Análise das alterações estruturais micromorfológicas (danos térmicos ou mecânicos) promovidas na superfície do esmalte, utilizando-se Microscopia Óptica [MO] e Microscopia Eletrônica de Varredura [MEV] comparando os dois regimes de 30 ps e 60 fs;

- A) MO
- B) MEV ponto único
- C) MEV varredura

3. REVISÃO DA LITERATURA

Para melhor didática, dividimos o estudo da interação do *USPL T³* de $Ti:Al_2O_3$ com o esmalte em 3 partes:

- 3.1 Estudo do *laser*, especificando o *USPL T³* de $Ti:Al_2O_3$;
- 3.2 Estudo do tecido-alvo, o esmalte do órgão dental;
- 3.3 Estudo da interação de 3.1 com 3.2.

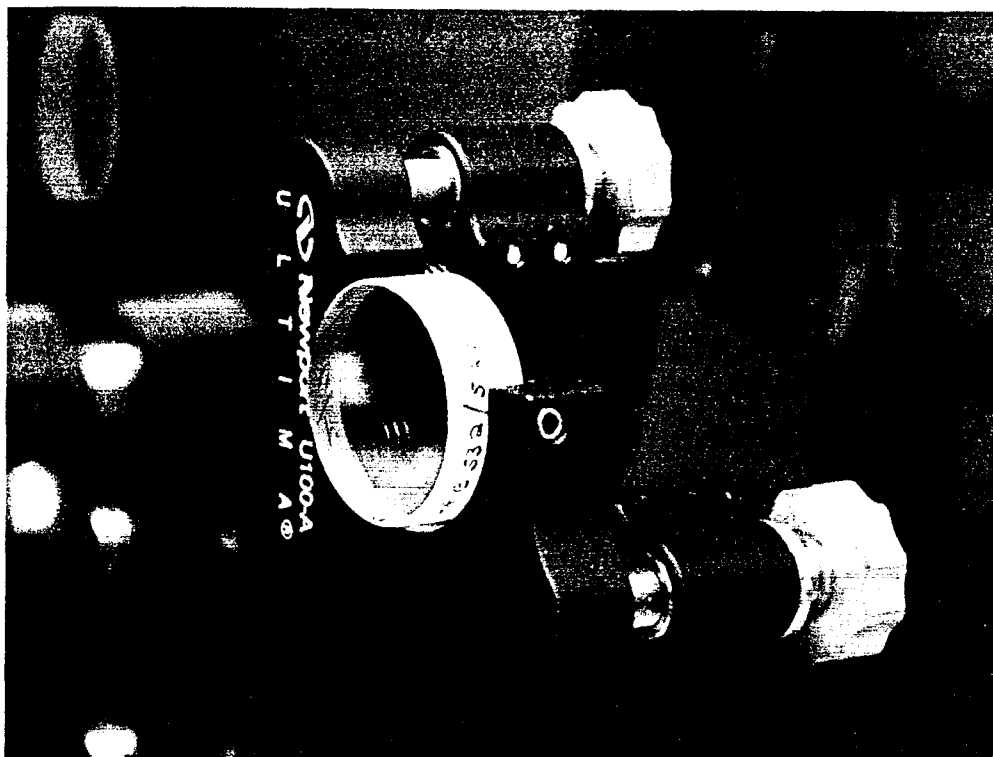


Figura 01: Espelho para *laser* verde.

3.1 Estudo do Laser

Existem dois componentes no universo físico: energia e matéria, sendo a matéria uma forma de energia. [VIEIRA Jr., 2002]

A luz é uma forma de energia radiante, que apresenta natureza tanto ondulatória (propagação) quanto corpuscular (interação com a matéria).

Onda é o resultado de algum tipo de perturbação que se propaga em um meio qualquer, sem que este meio sofra qualquer deslocamento de matéria, isto é, as partículas sobem e descem, mas na média permanecem no mesmo lugar. As ondas envolvem transporte de energia sem transporte de matéria. [SALLES, 2003]

Podemos classificar as ondas quanto à sua origem, direção de oscilação e tipo de energia transportada.

O som é uma onda mecânica de compressão longitudinal, ou seja, viaja ao longo do mesmo caminho que o movimento de sua onda e depende de um meio material para propagar. Ele se desloca através do ar ou da parede de uma casa (meio material), mas não existe no espaço sideral, nem no vácuo. [DANIELS, 1995]

A luz, por outro lado, é uma onda eletromagnética de movimento transversal, ou seja, vibra perpendicularmente ao caminho de seu movimento e não depende de um meio material. Ela corresponde à propagação de campos elétricos e magnéticos. Estes campos podem existir independentemente de um meio material para se propagar. Portanto, a luz viaja através do espaço sideral ou do vácuo a uma velocidade constante $c = 2,99792458 \times 10^8$ m/s. [DANIELS, 1995]

Atualmente, o conjunto de todas as ondas eletromagnéticas, ou seja, o intervalo completo das radiações eletromagnéticas, recebe o nome de espectro eletromagnético.

O espectro eletromagnético é o mapa das diversas formas de radiações eletromagnéticas que permeiam o universo. Ele é dividido de acordo com a maneira que as ondas interagem com a matéria. Ele se estende desde os raios gama, altamente energéticos, com alguns poucos décimos de bilionésimos de

metro, até as ondas de rádio e de tevê, fracamente energéticas, com várias dezenas de quilômetros, bilhões de vezes maiores e mais frias que a luz visível. Isto mostra o quão pequena é a faixa que conseguimos ver.

A luz caminha em linha reta. Quando incide sobre um objeto, ocorrem os fenômenos de reflexão e refração (absorção, transmissão, e espalhamento) da mesma, (vide capítulo de interação). A luz visível é apenas uma ínfima parte do espectro eletromagnético, a maioria do espectro eletromagnético é invisível para o olho humano. Esta parte que conseguimos perceber corresponde a uma estreita faixa bem no meio do espectro eletromagnético. [SALLES, 2003]

Os feixes *laser* podem ser visíveis ou invisíveis, dependendo da substância que foi energizada para produzi-los. Assim, por exemplo, o primeiro *laser* inventado, em 1960, por Theodore Maiman, foi o de Rubi. Esta primeira emissão estimulada da luz visível emitia um feixe de raios *laser* de cor vermelha em comprimento de onda de 694 nm e passou a ser chamada de *laser*. [MAIMAN, 1960] [DEDERICH, 1993] Ele criava um pulso *laser* de intensidade de duração flutuante entre μ s e ms. [BLOEMBERGEN, 1994]

A onda, dentro do espectro eletromagnético, é caracterizada por seu comprimento de onda, frequência e amplitude. [DEDERICH, 1993]

Além destas três características, o feixe *laser* apresenta 3 propriedades específicas:

- **monocromaticidade** isto é, precisão espectral (uma única cor constituída de fótons de mesmo comprimento de onda.
- **colimação** (viajam em uma única direção e de forma paralela sem divergências significativas) a partir de sua fonte, até mesmo em grandes distâncias;
- **coerência** (caminham em fase umas com as outras, temporal e espacialmente na mesma direção);

Sua coerência é que se manifesta simultaneamente pela monocromaticidade (coerência temporal) e pela frente de onda unifásica (coerência espacial). A coerência possibilita a focalização em regiões diminutas, até o limite teórico do comprimento de onda do *laser* (limite de

difração). [RENSON, 1989] [KUTSCH, 1993] [PICK, 1993] [MILLER, 1993] [VIEIRA Jr., 2002].

Sendo um oscilador, o equipamento *laser* é composto basicamente, não importando o seu tamanho, de três componentes: um meio ativo, um sistema de bombeamento e um ressonador óptico. [MAILLET, 1987]

O equipamento *laser* é alimentado por uma fonte externa de energia. Praticamente qualquer fonte de energia, até mesmo um outro *laser*, pode ser utilizada como fonte exterior de excitação. [VIEIRA Jr., 2002]

As partículas do sistema *laser*, em condições normais, estão no seu estado fundamental, ou de mínima energia.

Fóton é a menor unidade da luz. A luz, então, é composta por um número inteiro de fótons (pacotes de energia, quanta de luz) e o fóton é um quantum de energia eletromagnética com direção, polarização e comprimento de onda únicos. Quando uma determinada quantidade de energia incide sobre um elétron do meio ativo, este dependendo da quantidade de energia que recebe, pode se desprender de sua camada original e passar para outra, mais interna ou mais externa, liberando ou absorvendo a energia, ou seja, um número de fótons. [VIEIRA Jr., 2002]

No *laser*, o meio de ganho ativo ou meio amplificador é escolhido previamente por conveniência para produzir uma determinada luz *laser* com comprimento de onda desejado. [VIEIRA Jr., 2002]

O meio de ganho ativo, construído com material que pode produzir radiação *laser*, pode ser classificado em: 1) sólido, 2) líquido, 3) gasoso, 4) semi-sólido, 5) semicondutores, 6) excímeros. O meio ativo nomeia as categorias dos *lasers* (Anexo1).

Desde que a fase e a amplitude da onda da cavidade ressonante são fixas, a sua emissão é coerente. [CHESS, 1991].

Um fóton, vindo da fonte externa, excita as partículas do meio ativo (átomos, íons ou moléculas). Os elétrons destas partículas, que compõe o meio de ganho, armazenam o fóton recebido da fonte de luz e com isto, têm seu estado fundamental de energia (energia de equilíbrio) modificado. Este é o fenômeno da absorção. [VIEIRA Jr., 2002]

Quando o elétron absorve a energia, ocupa órbitas mais distantes do núcleo. Este fenômeno é chamado de inversão de população e os elétrons então ocupam um estado denominado estado excitado de energia. Esta transição entre os estados de energia é chamada de mecanismo de excitação ou bombeamento (Anexo 2). Neste caso, pode ocorrer a destruição do equilíbrio termodinâmico e a criação de um estado de não equilíbrio (artificial) onde a população de nível energético superior (estado excitado) predomina sobre a população de nível energético inferior (estado fundamental). [RENSON, 1989] [CHESS, 1991].

Os elétrons não ficam excitados por muito tempo; eles retornam para os níveis (órbitas) de energias mais baixas, liberando espontaneamente a energia inicialmente absorvida para criar o estado excitado. Este é o fenômeno de emissão espontânea de radiação pelo sistema atômico. [MISERENDINO, 1995]

Os fótons incidentes podem acelerar o decaimento dos elétrons, que se encontram no estado excitado, para o estado fundamental e fazer a energia adquirida ser emitida. Este é o fenômeno da emissão estimulada de radiação. [CECCHINI, 1995]

Em 1917, Einstein, estudando as interações da luz com a matéria, teorizou que este segundo fóton teria a mesma frequência, a mesma fase, a mesma direção e a mesma polarização, denominando-o de fóton gêmeo. [MAILLET, 1987]

Estes fótons então viajam em várias direções dentro da cavidade ressonante. Alguns deles batem nas paredes e são absorvidos e perdidos na forma de calor; outros viajam na direção paralela ao eixo dos dois espelhos do ressonador e sofrem múltiplas reflexões: eles são refletidos sobre si mesmo sucessivas vezes e durante sua passagem pelo meio ativo, induzem a emissão de mais fótons por decaimento dos elétrons excitados, ocorrendo à amplificação da radiação num crescimento geométrico. Este é o fenômeno de amplificação. [VIEIRA Jr., 2002]

Quando a amplificação atinge um limiar de energia dentro da cavidade ressonante do *laser*, na dependência do meio ativo, ocorre um vazamento de

fótons pelo espelho parcialmente refletor, e então temos um feixe *laser* emitido. [LIZARELLI, 2000] Este feixe constitui uma perda útil inevitável.

A fração refletida efetua um trajeto inverso ao longo do eixo, resultando em aumento de intensidade na cavidade. Este processo se repete numerosas vezes e resulta em uma regeneração da radiação, onde a energia armazenada no nível superior da transição é rapidamente convertida em uma onda eletromagnética muito intensa. [BOULNOIS, 1986]

Por outro lado, havendo inversão de população num meio dentro de um ressonador, pode-se ter um *laser*.

A cavidade ressonante do *laser* apresenta uma condição de ressonância tal onde a distância entre os dois espelhos precisa ser mantida na seguinte proporção: $L = n \cdot \lambda / 2$; sendo n um número inteiro e λ o comprimento de onda de ressonância. Observamos que a cavidade *laser* pode comportar um número muito grande de comprimentos de onda.

Na prática, estas varias combinações de n e λ que satisfazem esta relação, são denominadas modos de operação longitudinais da cavidade. Esta condição de ressonância é característica de fenômenos vibratórios. [BOULNOIS, 1986].

Na verdade, esse número é fortemente limitado pela largura de raia natural da fluorescência e mesmo assim, obteremos uma radiação monocromática. [MAILLET, 1987]

O modo de emissão se refere à distribuição estável do feixe *laser* em um plano perpendicular ao eixo da cavidade. Isto significa que a amplitude e a fase da onda permanecem inalteradas, em uma secção transversal da cavidade, após a propagação entre dois espelhos. O Modo Eletromagnético Transversal [TEM₀₀] (*Transverse Eletromagnetic Mode*) é simétrico, sendo a distribuição do campo gaussiana. Onde, neste a distribuição espacial da energia é mais concentrada na região central do feixe, possibilitando produzir aí o menor diâmetro focalizado de incidência de luz. [ROCHA, 2001]

Assim, o ressonador não só garante tal regeneração como também apresenta a função de filtrar as frequências de oscilação desse campo no interior da banda de emissão dos átomos ativos. [BOULNOIS, 1986]

Regimes de Operação

Existem dois modos de funcionamento, ou seja, dois regimes "temporais" fundamentais de operação de um sistema *laser* baseados na maneira como o elemento ativo é bombeado pela fonte de alimentação: regime de operação contínuo (CW) e o regime de operação pulsado. [VIEIRA Jr., 2002]

No regime de operação **CW**, a emissão se dá na forma de um feixe de potência (e forma espacial) constante, que não varia com o tempo (a inversão de população é estacionária), durante todo o período de radiação. A única variável controlada pelo operador é a potência, que pode ir desde zero até a um máximo que é característico de cada equipamento.

Apesar dos primeiros *lasers* empregados em saúde terem sido os de regime **CW**, atualmente os *lasers* empregados constituem, na sua grande maioria, de *lasers* pulsados. Esta escolha advém das características adequadas destes *lasers* para interação com os tecidos biológicos. [LIZARELLI, 2000]

Para melhor entendimento do funcionamento dos *lasers* no regime de operação pulsado (*free-running mode*), onde a emissão da luz é intermitente, é necessário o entendimento da escala do tempo e da escala de potência.

Para entendermos os tipos de pulso, precisamos compreender as unidades de tempo muito menores e as escalas de potências muito maiores, que talvez não sejam ainda tão familiares.

Observando a Tabela 1 podemos perceber estas escalas de tempo.

Por um momento, vamos mudar na escala do tempo: $\sim 1/30$ s é o tempo que os olhos do homem reagem à luz. Se projetarmos cada quadro de um filme caseiro para $\sim 1/30$ s, quem assistir, não distinguirá os quadros separados, mas verão um movimento contínuo.

A luz, durante $\sim 1/30$ s viaja 10.000 km.

O *laser* pode ser pulsado em alta ou em baixa frequência.

Taxa de repetição de pulso [TR_p] ou quantidade de pulsos por segundo é a frequência dos pulsos em 1s, ou seja, quantos pulsos são dados em 1s.

Duração temporal do pulso [Δt_p] ou largura temporal ou largura de pulso ou tempo de duração do pulso (medida em s) é o intervalo de tempo que dura o pulso.

Estes intervalos têm como característica serem regulares.

Tempo de exposição [t_e] medido em [s], ou seja, o tempo de duração da exposição da amostra ao *laser*, ou seja, tempo total da interação.

Hoje em dia, os pulsos são categorizados como longos, curtos e ultracurtos, dependendo de sua Δt_p (Tabela 1).

Portanto, a TR_p é condicionada à capacidade do meio amplificador de retornar ao equilíbrio térmico entre 2 pulsos. Trata-se de um problema de energia durante o bombeamento e por este motivo é que as TR_p geralmente variam em uma escala de 1Hz a 100 Hz. [BOULNOIS, 1986]

Escala	Símbolo		Classificação dos pulsos	Extenso	Exemplo
segundo	s	1s		Um segundo	A luz viaja 300.000 km/s, 6/7 do caminho até a lua.
milissegundo	ms	$10^{-3}s$	Pulsos longos	Um milésimo de segundo	Duração da luz de um flash de câmera fotográfica
microsegundo	μs	$10^{-6}s$		Um milionésimo de segundo	
nanossegundo	ns	$10^{-9}s$	Pulsos curtos	Um bilionésimo de segundo	A luz viaja apenas 30 cm
picossegundo	ps	$10^{-12}s$	Pulsos ultracurtos	Um trilionésimo de segundo	Os cientistas podem congelar o movimento das moléculas
femtosegundo	fs	$10^{-15}s$		Um quadrilionésimo de segundo ou milhões de bilionésimos de segundo.	A luz viaja 1000 átomos de sílica

Tabela 01: Escala do tempo não usual com classificação dos pulsos de acordo com a duração temporal.

Para o *laser* de menor Δt_p , é mais fácil falar da quantidade de E_p em Joules [J] do que falar da média de potência de saída em Watt [W]. [MISERANDINO, 1987]

Os primeiros *lasers* pulsados produziam pulsos com duração da ordem de centenas de μs , atingindo P_{pico} da ordem de kW. [VIEIRA Jr., 2000]

Para resolver um dos problemas mais importantes para a ciência e tecnologia - o aumento da P_{pico} e da Intensidade do *laser* - as pesquisas focalizaram para o desenvolvimento de métodos para encurtar a Δt_p do *laser*.

HELLWARTH *et al.* [1962] propuseram o conceito de chaveamento-Q (*Q-switching*).

A técnica de encurtamento da Δt_p por chaveamento-Q foi demonstrada pela primeira vez, em 1962, por HARGROVE *et al.* [1964] e resultou em pulsos de ns ($10^{-9}s$) e P_{pico} ($10^6 W$) de MW.

A chave Q (*quality*) melhora a qualidade da emissão estimulada dentro da cavidade ressonante do *laser*. O chaveamento-Q (*Q-switching*) do *laser* impede que os fótons que poderiam induzir o decaimento, cheguem até o espelho, amplificando e estimulando toda a população armazenada. Isto significa que em comparação com o regime CW, o chaveamento permite um acúmulo maior de elétrons no estado excitado, com o objetivo de causar um decaimento de população muito maior e de uma única vez, gerando uma energia maior. HARGROVE [1964]

Nos *lasers* de regime de operação pulsado, a indução do pulso pode ser elétrica, variando a sua potência "on and off", ex: um *Chopper* (*mecanical shutter*, *Kerr cell*, *Pockels cell*, etc...). Os interruptores acústico-ópticos são outros dispositivos de desencadeamento de *Q-switching*. O princípio se baseia na formação de uma rede de difração.

HARGROVE *et al.* [1964] usando um *laser* de HeNe demonstraram a técnica de travamento de modos (*mode-locking*). Esta técnica de encurtamento da Δt_p consiste no controle dos modos de oscilação permitidos na cavidade ressonante.

Quando não há nenhum tipo de controle sobre os modos permitidos, usualmente o *laser* apresenta uma saída instável devido à interferência entre os modos oscilantes. Normalmente as fases de tais modos são independentes entre si. Sob determinadas condições, essas ondas podem ter uma relação de fase fixa entre si. Esta modulação irá impor uma relação de fase dos modos que oscilarem, que corresponderá a um trem de pulsos, onde uma seleção natural faz sobreviver o pulso mais bem adaptado. [BLOEMBERGEN, 1999]

O travamento dos modos modula as perdas do *laser* numa mesma frequência $\nu = \pi \cdot c/L$, onde L é a distância entre os dois espelhos da cavidade ressonante. Como consequência, a emissão não será contínua, mas na forma de um trem de pulsos cujo período é o tempo de vôo na cavidade de ida e volta e cuja potência de pico será semelhante à potência do regime CW multiplicada pelo tempo de repetição e dividida pela duração de pulso. [BARBOS, 2001]

MOCKER, e COLLINS [1965] demonstraram o travamento de modos passivo de um *laser* de rubi através de um absorvedor saturável, ou seja, a estimulação moduladora é via interação não-linear da intensidade do pulso intracavidade com certos componentes no ressonador.

DEMARIA *et al.* [1966] conseguiram pulsos menores que ns através de um travamento de modo passivo de um *laser* de Nd:vidro.

O acoplamento de modos de oscilação ativo é aquele onde o modulador está localizado dentro da cavidade e é acionado externamente. O travamento de modos de operações passivo é aquele onde a própria luz do *laser* aciona um elemento óptico não-linear.

SPENCE, D.E. *et al.* [1991] descobriram que os *lasers* de $Ti:Al_2O_3$, podem apresentar um travamento de modos dinâmico espontâneo sem o uso de um absorvedor saturável. O efeito é baseado na ocorrência do autofoco pelo índice de refração dependente da intensidade do cristal de $Ti:Al_2O_3$.

Esta automodulação toma lugar utilizando um dos dois esquemas chamado modulação com lente Kerr [KLM] (*Kerr-lens Modulation*) ou Modulação com Espelho Semicondutor de Absorção Saturável [SESAM] (*Semiconductor Saturable Absorbing Mirror Modulation*). Estas são extremamente rápidas, gerando pulsos de

fs e apresentam a possibilidade de se combinar com uma série de *lasers* sólidos. [STRASSL, 2002]

Em combinação com a abertura saturável, o ganho *round-trip* é aumentado a intensidades mais altas, já que mais luz é focada e passa através da abertura dentro do ressonador óptico. [BLOEMBERGEN, 1999]

ZHOU *et al.* [1994] obtiveram pulsos de 8fs de duração de um *laser* de Ti:Al₂O₃.

O **KLM** é um verdadeiro marco no desenvolvimento dos **USPLs** sólidos.

Tipicamente tais ressonadores produzem pulsos abaixo de 100fs, com energia de pulso de nJ e taxa de repetição da ordem de 10⁸ Hz. [VIEIRA Jr., 2000]

Esta técnica de travamento de modos **KLM** reduziu os pulsos a ps [10⁻¹²s] e fs [10⁻¹⁵s], o que causou um aumento da P_{pico} para **GW** [10¹²W]. [HARGROVE, 1964] [BLOEMBERGEN, 1999]

O 1º pulso menor que 1 ps foi obtido por SHANK e IPPEN [1974] com um *laser* combinado a um absorvedor saturável. [BLOEMBERGEN, 1999]

Quando os *lasers* de pulsos ultracurtos foram inicialmente desenvolvidos, havia um limite de energia por pulso que poderia ser alcançado. Este limite vinha pelo fato do pulso curto, em tempo, ter uma potência mais alta (potência é energia dividida por tempo), ou alta intensidade [$I = P/A$]. A alta potência ou a alta intensidade desses *lasers* danificava o material usado para amplificá-lo. [CUOS, 2003]

Para evitar este fenômeno e ainda atingir altas intensidades, STRICKLAND e MOUROU [1985], desenvolveram uma terceira técnica que consistiu em um sistema de Amplificação por Pulsos *Chirped* (gorjeio, vibração) [**CPA**] que envolvia o alargamento do tempo do pulso, a amplificação do pulso e a compressão do mesmo para seu tempo de pulso inicial. O resultado foi um aumento da potência do pulso por meio de um aumento de sua energia, além de seu estreitamento temporal proposto nas técnicas iniciais. [VIEIRA Jr., 2000]

A **CPA** acresce ao pulso um *chirp*, o qual tem a frequência ou cor que muda durante o tempo de pulso. Assim como os pássaros gorjeiam e mudam os tons

quando cantam, a cor do pulso muda durante o pulso (no tempo). O compressor então remove este *chirp* para reaver o pulso curto amplificado. [CUOS, 2003]

Portanto, na técnica **CPA**, o pulso é alargado temporalmente, diminuindo sua potência e conseqüentemente diminuindo a sua intensidade abaixo do limiar de dano do meio de ganho e elementos ópticos do amplificador e evitando assim, a destruição do sistema.

Este alargamento da Δt_p para ps ou ns, com conseqüente diminuição da P_{pico} , torna possível a utilização de amplificadores de estado sólido, com capacidade de armazenamento de energia superior à dos amplificadores que utilizam corantes. A amplificação do pulso é induzida e o pulso inicial de $E_p \sim nJ$, $\Delta t_p \sim 100$ fs e $P_{\text{pico}} \sim 10^5$ W é amplificado, podendo atingir intensidades superiores a 10^{18} W/cm² após a re-compressão. [ALBERT, 2000]

Assim, para pulsos ultracurtos, a técnica **CPA** torna possível a eficiente extração da energia de materiais com alta capacidade de armazenamento, sem incorrer em efeitos não-lineares associados a altas intensidades [PERRY, 1994], possibilitando sistemas de altíssima intensidade com potência média superior a 1W. [DURFE, 1998]

O uso de uma **CPA** impede a danificação do material amplificador, pois as fases relativas e as amplitudes dos vários modos oscilantes, são mantidas constantes no tempo. [STRICKLAND, 1985]

A técnica **CPA**, aliada aos novos *lasers* de estado sólido operando no regime de fs, que surgiram no início da década de 1980 (em decorrência do surgimento de meios de ganho com grandes larguras de banda de emissão), propiciaram a integração de sistemas que resultaram em *lasers* de bancada de laboratório com potências de pico na faixa de TW. [PERRY, 1994] [BARTY, 1996]

MARTINEZ *et al.* [1987] demonstraram experimentalmente que compressores baseados em grades de difração poderiam ser usados em conjunto como alargador-compressor, uma vez que a dispersão negativa introduzida por um deles compensava exatamente, em todas as ordens, a dispersão positiva introduzida pelo outro. Para que esta compensação ocorra, podem ser utilizadas

grades idênticas com o mesmo espaçamento entre si e os mesmos ângulos de incidência, porém em arranjos paralelos ou antiparalelos.

Apesar deste conjunto alargador-compressor com grades de difração ser compensado para todas as ordens de dispersão, o mesmo não acontece quando entre o alargador e o compressor é adicionados um sistema de amplificação com elementos ópticos dispersivos. Neste caso, o pulso recomprimido passa a possuir uma Δt_p superior à do pulso inicial e a tecnologia busca equipamentos onde o *chirp* residual seja o menor possível.

O surgimento de meios de ganho de estado sólido com grande largura de banda (Ti:Al₂O₃ e Cr:LiSAF), e da técnica **CPA**, possibilitou a extração de muito mais energia do que os sistemas anteriores.

Os meios sólidos apresentam pequenas não-linearidades, como consequência, ocorre uma menor deformação do pulso durante sua amplificação. [VIEIRA Jr., 2000]

Desde a demonstração inicial da **CPA** por STRICKLAND e MOUROU [1985], foram estudadas várias combinações de meio ativo e **CPA** para obtenção de pulsos de altas intensidades. O oscilador principal é um *laser* com o meio de ganho sólido, com suas bandas de emissão largas maiores do que as de terras-raras em vidros, geralmente de:

-Ti:Al₂O₃ (Titânio:Safira); [ZHOU, 1995] [YAMAKAWA, 1998] [BISWAL, 1999] [LE BLANC, 1998]

-Cr:BeAl₂O₄, Cr:LiSAF, (alexandrita); [MAINE, 1988] [MELLISH, 1997] [JEONG, 1998] Cr:LiSGaF, Cr:LiCAF, [KOPF, 1997] Cr:YAG [ALCOCK, 2003]

-Ti:Al₂O₃/Nd:vidro; [PERRY 1992] [BEAUD, 1995] [DITMIRE, 1995] [TAKADA, 1997]

- Nd:YLF/Nd:vidro. [KALASHNIKOV, 1997]

- Er:fibra, favorecendo a amplificação de pulsos curtos. [VIEIRA Jr., 2000]

Destes meios ativos, o mais difundido tanto para uso em laboratórios quanto comercialmente é o Ti:Al₂O₃ por ser o de maior largura de banda de emissão conhecida [MOULTON, 1986] em um sólido e por suas excelentes propriedades térmicas [BISWAL, 1999]. Isto favorece a formação de pulsos curtos, possibilita

uma melhor sintonia e este material apresenta ótimas características termomecânicas, o que confere ao cristal grande dureza e capacidade de extração de calor. [BASS, 1995] Outros benefícios que fazem este meio de ganho ativo ser tão preferido são sua alta condutividade térmica e seu alto limiar de dano. [BACKUS, 1998]

Porém, como as propriedades do $Ti:Al_2O_3$ mudam com a temperatura, se o cristal de $Ti:Al_2O_3$ estiver ainda aquecido, quando o pulso seguinte chegar, as propriedades ópticas serão diferentes e o sistema *laser* irá variar de pulso para pulso. [BACKUS, 1998]

Outro meio ativo que vem sendo bastante utilizado é o $Cr:LiSAF$, pois apresenta características espectroscópicas bem próximas às do $Ti:Al_2O_3$ [PAYNE, 1989] [PERRY, 1993] [RICHARDSON, 1993]

As larguras de banda existentes no $Ti:Al_2O_3$ e no $Cr:LiSAF$ possibilitam a formação de pulsos com duração de fs, sendo as durações teóricas mínimas inferiores a 3 fs no $Ti:Al_2O_3$ e a 5 fs no $Cr:LiSAF$. [VIEIRA Jr., 2000]

Estes pulsos eletromagnéticos são muito mais curtos que qualquer coisa que pode ser produzida eletricamente, utilizando efeitos não-lineares de 2ª ordem. Assim sendo, não é possível medir a Δt_p por meios elétricos, mas sim através da técnica chamada autocorrelação. [CUOS; 2003]

Uma das técnicas é a **FROG** (*Frequency-Resolved-Optical Grating*) [TREBINO, 1993]. A variação do tempo observada no aspecto de sinais combinados dá a Δt_p em fase.

A técnica de medida **FROG** gera um espectrograma do pulso *laser*, também conhecido como traço **FROG**. A intensidade e fase do pulso ultracurto pode ser exibida em tempo real, configurando um osciloscópio de fs. [KANE, 1998].

A determinação do fator de qualidade do feixe após a amplificação é fundamental para a otimização dos parâmetros de amplificação.

Tecnologia Femtossegundo - O Sistema *USPL T³*

(Femtosecond Technology [FST])

Um sistema *USPL T³* é composto de um oscilador principal e uma **CPA**.

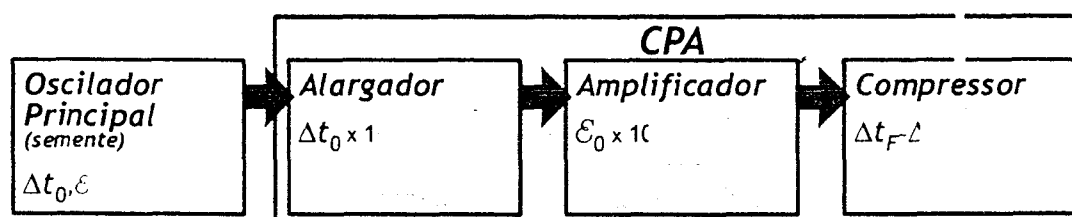


Figura 2: *USPL T³*: 1) Oscilador Principal: gera pulso semente; 2) Alargador do tempo do pulso; 3) Amplificador da Energia do Pulso; 4) Compressor do tempo do pulso.

OSCILADOR PRINCIPAL:

O oscilador principal, também chamado gerador de semente (*seeder*), gera um trem de pulsos ultracurtos utilizando o regime de operação de travamento dos modos por Lente Kerr [**KLM**]. Deste trem de pulsos, criado por um cristal de Safira dopado com Titânio, que emite luz no infravermelho próximo, será selecionado um pulso semente que será injetado no **CPA** para sofrer amplificação.

A escolha destes cristais é por sua característica de produzir uma banda larga em frequência, essencial para pulsos ultracurtos.

O feixe é invisível aos olhos. Cartões IV, visores IV, câmaras **CCD** (charge-coupled device) são usados para seguir o feixe de lugar para lugar. Câmaras **CCD** são sensíveis luz e portanto podem ser usados para alinhamento e fotografia. [CUOS, 2003]

BOMBEAMENTO:

Os cristais de $Ti:Al_2O_3$ podem ser excitados por luz verde. Inicialmente, o bombeamento era feito por um *laser* de Argônio **CW**, operando em 5 W e exigindo uma infra-estrutura contando com linha de alta tensão e refrigeração de água a alta pressão, extremamente ineficiente. Nos últimos anos, o *laser* de Argônio foi substituído pelo *laser* de Nd:YAG ou Nd:YVO (1064 nm) usado como dobrador de frequência e a luz obtida é de 532 nm, ou seja, verde. [CUOS, 2003]

AMPLIFICAÇÃO POR PULSO CHIRPED – [CPA] (*Chirped Pulse Amplification*)

Três módulos, após do oscilador principal, compõem o CPA:

Módulo 1 do CPA - ALARGAMENTO:

Inicialmente o pulso é alargado temporalmente por um fator de 500. O processo de alargamento acresce ao pulso o *chirp* e portanto sua frequência ou cor muda durante o tempo de pulso. O pulso fica então com a potência e a intensidade baixas o suficiente para evitar dano no cristal. O alargador usa uma grade de difração para espalhar as cores da banda do pulso curto no espaço. Um espelho no alargador reflete este feixe espalhado de volta para a grade de difração, abaixo do feixe original. Uma vez que a cor do pulso curto é espalhada no espaço o *design* do alargador permite que certas cores viagem em um tempo menor que as outras. A última reflexão da grade de difração coloca novamente as cores de volta juntas no espaço. No entanto, neste caso, as cores no final da banda chegam mais tarde que as outras cores no outro final e com isso, o pulso curto alargado no tempo, se transforma num pulso longo. O alargador, de acordo com a eficiência da grade de difração, pode transmitir, no máximo, até a metade da energia que entra. [Manual do Odin]

Módulo 2 do CPA - AMPLIFICAÇÃO:

Existem basicamente dois esquemas de amplificação de pulsos: amplificação regenerativa, na qual o pulso fica aprisionado numa cavidade *laser*, e amplificação multipasso, na qual não existe cavidade, apenas o meio de ganho

sob bombeamento. Amplificadores regenerativos são baseados em ressonadores *laser* que armazenam energia pelo controle do fator de qualidade do ressonador (técnica de chaveamento Q). O amplificador multipasso representa o conceito mais simples de amplificação. Nele, o pulso passa uma ou mais vezes por um meio de ganho sob bombeamento que não está num ressonador.

Diferentemente do amplificador regenerativo, como há um número pequeno de passos pelo meio de ganho (no caso extremo há apenas uma passagem), busca-se obter a maior amplificação possível, preservando suas características temporais e espaciais. Por este motivo, o meio de ganho é um bastão cujo comprimento é estipulado em função do ganho desejado, e cujo diâmetro depende do limiar de dano do material, da sua não-linearidade e da intensidade do pulso amplificado. [KOECHNER, 1999] Este é o caso do amplificador usado.

Módulo 3 do CPA - COMPRESSÃO:

Como último passo do esquema da amplificação do pulso *chirped*, o pulso amplificado deve ser comprimido para remover o *chirp* e reter o pulso curto no tempo. As grades de difração do compressor (e suas dimensões) devem ser escolhidas em função das potências e intensidades a serem atingidas após a amplificação dos pulsos, que também determinam se é necessário encapsular o compressor em vácuo ou alguma atmosfera com maior limiar de ruptura dielétrica, para que o pulso recomprimido não crie plasma e nem sofra dispersão e automodulação de fase. [VIEIRA Jr., 2000]

Com o rápido avanço na tecnologia dos compressores, a produção de um sistema compacto, portátil e de baixo preço está quase se tornando realidade. [NEEV, 1996^b]

AUTOCORRELADOR: um autocorrelador é usado para medir a duração do pulso e, em alguns casos, as suas assimetrias que então poderão ser limpas, dependendo do que for mais importante para o experimento em questão.

Na saída do *laser*, podem ocorrer instabilidades, flutuações de potência por períodos de tempo curtos (desprezíveis) e longos (podem ser comprometedoras)

devido a uma variação gradual nos parâmetros de engenharia (alinhamento e limpeza dos elementos ópticos ou degradação da fonte bombeadora).

FEIXE LASER DE SAÍDA:

O sistema de entrega do feixe *laser* a um dado alvo pode ser realizado diretamente, através de vários tipos de sistemas: endoscópios, lentes, microscópios, braços articulados, guias de onda ocos ou ainda fibras ópticas (anexo 3). Esta parte da energia luminosa é denominada potência útil do sistema *laser* é a que será utilizada por nós.

Denomina-se feixe conjunto de raios de luz que partem de uma mesma fonte. Sendo assim, chamamos a luz emergente de nosso sistema *laser*, de feixe *laser*.

O feixe *laser* que deixa a cavidade ressonante, leva consigo características que dependem do tipo de aparelho envolvido:

λ = Comprimento de onda (medido em nm), é a distância entre duas posições consecutivas e idênticas (ou em fase) na direção de propagação de uma onda, é a distância que a radiação se move durante o período de uma oscilação, isto é, a distância entre dois picos, duas cristas ou dois vales de uma onda. Cada comprimento de onda tem sua cor correspondente.

ν = Freqüência do campo elétrico (medida em Hz = ciclos/s), é o número de cristas, ciclos, oscilações ou ondas completadas em 1s (segundo), isto é, quantas vezes a radiação eletromagnética vibrou e oscilou em 1s. Observe que o período de oscilação é o inverso da freqüência.

O produto do comprimento de onda pela freqüência da onda fornece a velocidade de propagação da onda, isto é, a velocidade com que a perturbação se propaga no meio em questão.

$$c = \text{Velocidade da luz (constante universal)} = 2,99792458 \cdot 10^8 \text{ m/s.}$$

Como $c = \lambda \cdot \nu$ ou $\nu = c / \lambda$ podemos concluir que a freqüência da luz *laser* é inversamente proporcional ao seu comprimento de onda. Desta maneira, para *laser* de comprimento de onda grande teremos baixa freqüência e vice-versa.

$E =$ Energia da luz ou radiação eletromagnética (medida em Joule [J]) é a capacidade de efetuar um trabalho. Elétron volt [eV] é usado para energia de fóton. $1\text{J} = 6,024 \cdot 10^{18}\text{eV}$.

$E = h \cdot \nu$ ($h =$ constante de Planck $= 6,62 \cdot 10^{-34}\text{Js}$), ou seja, E e ν são diretamente proporcionais, e como vimos acima $\nu = c/\lambda$, portanto, $E = h \cdot c/\lambda$, ou seja, a energia de fótons e seu comprimento de onda são inversamente proporcionais.

$\Delta t =$ Período de tempo (expresso em s), gasto para completar uma oscilação, ou seja, o tempo necessário para se percorrer uma distância igual ao comprimento de onda. [$\Delta t = \Delta \nu$]

$P =$ Potência (medida $W = \text{J/s}$) é a quantidade de energia depositada por unidade de tempo em um processo particular.

$$P [\text{W}] = E [\text{J}] / \Delta t [\text{s}]$$

Quanto maior a potência de saída de um *laser*, maior a sua Intensidade.

$I =$ Intensidade do campo (medida W/cm^2) ou densidade de potência ou densidade de fluxo emitido (emitância) é a quantidade de energia por unidade de tempo que passa através de uma unidade de área.

$$I [\text{W/cm}^2] = P[\text{W}] / A[\text{cm}^2] = E[\text{J}] / \Delta t[\text{s}] \cdot A[\text{cm}^2]$$

Podemos aumentar a I , colocando uma lente convergente no feixe. Como a luz *laser* é colimada e monocromática, é possível focalizá-la para um *spot* de μm [2ω] e portanto concentrar a quantidade de energia por área, sem alterar o perfil do feixe.

Continuando a sua propagação, o feixe focalizado apresenta um ponto onde, identificamos o seu menor diâmetro que é denominado cintura do feixe ou ponto focal. O raio na cintura do feixe é denominado ω_0 . A distância da lente na cintura é denominada distância focal da lente ou foco [f]. Além do ponto focal, para ambas as direções no eixo z (opostas) e simetricamente, o feixe divergem e a intensidade decresce.

A focalização, para a óptica geométrica num feixe gaussiano, é dada aproximadamente pela expressão:

$$\omega_0 = f \cdot \lambda / \pi \cdot \omega_z$$

onde, ω_0 é o raio do feixe na cintura do feixe, f é a distância focal da lente ou foco, λ é o comprimento de onda e ω_z é o raio do feixe na lente. Uma vista perpendicular do feixe é chamada de perfil temporal do feixe. [MISERANDINO, 1995]

O feixe mantém sua distribuição mesmo depois de focalizado pela lente. Além disso, seu raio varia ao longo do eixo óptico segundo a lei hiperbólica:

$$\omega(z) = \omega_0 [1 + (z/z_0)^2]^{1/2}$$

com $z_0 = \pi \cdot \omega_0^2 / \lambda$, então, para feixe com M^2 diferente de 1, temos:

$$\omega(z) = \omega_0 [1 + (M^2 \cdot z \lambda / \pi \cdot (\omega_0)^2)^2]^{1/2}$$

onde: $\omega(z)$ é o raio fora da cintura, ω_0 é o raio na cintura, M^2 é o fator de correção do perfil do feixe em relação ao Gaussiano perfeito, z é a distância da lente e λ é o comprimento de onda do feixe.

No ponto focal, a distribuição da densidade de energia ou intensidade I_0 é dada em função do raio [$r = \omega_0$], então, $I_0 = E_p / A_0 \cdot \Delta t_p$.

$A = \text{área do feixe}$ (medida em cm^2); como sabemos, a área é definida pela equação: $A = \pi \cdot r^2$ onde r é o raio do feixe *laser* (medido em cm).

Normalmente, costuma-se medir o diâmetro [\emptyset] também denominado na literatura de *spot size* (tamanho da mancha) do feixe *laser* (medido em cm). Sabemos que $r = \emptyset/2$ e portanto, $A = \pi \cdot (\emptyset/2)^2 [\text{cm}^2]$ [$\pi = 3,1416$].

No modo TEM_{00} , o perfil do feixe também tem característica da curva gaussiana.

Quando o *laser* é pulsado, a potência da luz varia entre a potência de pico do pulso [P_{pico}] e zero.

$P_{\text{pico}} = E_p / \Delta t_p$, é a taxa máxima de luz por pulso do *laser* em questão; é a maior quantidade de energia depositada pelo pulso em questão.

O cálculo da média de variação entre e P_{pico} e zero dá o valor do que chamamos Potência média [$P_{\text{média}}$].

$$P_{\text{média}} = TR_p \cdot E$$

A principal característica tecnológica deste sistema *USPL T³* de $\text{Ti:Al}_2\text{O}_3$ é o pequeno tempo de duração de seus pulsos luminosos (alguns fs) e a precisão da

área em que são focados. Desta forma, é possível atingir altíssimas potências com o equipamento instalado sobre uma mesa com 4,5 M². A potência deste equipamento pode atingir 1,5 Terawatt, que é toda a potência elétrica atualmente gerada no mundo.

Aplicações de Pulsos de TW

Os *USPLs* foram originalmente desenvolvidos como propostas de realizar medidas espectroscópicas e de condutividade elétrica em plasma denso. [STRICKLAND, 1985]

À medida que esses *lasers* foram se tornando mais acessíveis, características únicas de ablação, com baixo dano térmico, passaram a ser notadas. [ORAEVSKY, 1996]

Sua utilização tem se expandido em decorrência da implantação de sistema com potências de TW em escala laboratorial (sistemas T³). Devido, principalmente ao fato destes sistemas serem compactos, economicamente viáveis e apresentarem aspectos tecnológicos acessíveis a grupos de pesquisadores da área, utilizações práticas antes inexistentes passaram a ser possíveis.

3.2 Estudo do Tecido-alvo, o Esmalte do Órgão Dental:

O Órgão Dental

Os dentes dos mamíferos são órgãos compostos de vários tecidos: o esmalte, a dentina e o cemento, altamente mineralizados (com características físico-químicas, origem, função e patologia diferentes entre si), e a polpa, porção sensitiva e nutritiva do dente. [BERKOVITS, 1992]

A dentina, o cemento e a polpa são de origem mesenquimal, enquanto o esmalte é de origem epitelial. [BERKOVITS, 1992] Cada um destes tecidos, dependendo de seus componentes (ex: colágeno, hidroxiapatita e água), possui propriedades ópticas únicas as quais em combinação, fornecem as características espectrais do tecido em questão. [PELINO, 2002]

Como nossa pesquisa se destinou a estudar a interação dos novos *USPLs* com o esmalte do órgão dental, faremos algumas considerações específicas sobre este tecido.

Anatomia Microscópica do Esmalte Dental

O esmalte cobre a coroa anatômica do dente. Ele se mistura com a dentina na junção amelo-dentinária e com o cemento na margem cervical ou junção amelo-cementária. [BHASKAR, 1978] [BERKOVITS, 1992]

O esmalte dental demonstra ser um tecido nobre e altamente especializado tanto morfológica quanto funcionalmente. [QUINTO Jr., 2001]

Estrutura Morfológica Microscópica do Esmalte

Analisando a estrutura morfológica microscópica e o arranjo espacial do esmalte, podemos notar a complexidade de seus prismas e a delicadeza das suas estruturas que se contrapõem às condições agressivas a que é submetido dentro da cavidade oral.

O esmalte é umas estruturas cerâmicas, compostas por prismas de hidroxiapatita.

O comprimento dos prismas varia entre 1 mm e 3 mm, e o seu diâmetro varia entre 4 μm e 6 μm . [YAEGER, 1978]

Os prismas tendem a ser perpendiculares ao limite amelo-dentinário e à superfície dental. [EINSPAR, BUGG, 1984] Não há uma uniformidade quanto ao diâmetro dos prismas desde a base em contato com a dentina até a porção exterior. A área externa do dente é maior que a área interna, a qual mantém contato com a dentina, justificando assim a diferença encontrada entre os diâmetros dos prismas. [COLE, 1988] Cada prisma de esmalte é composto por um feixe de unidades menores denominadas cristalitos. [EINSPAHR, 1984] Esses cristalitos possuem em média de 0,1 μm a 0,2 μm e estão unidos pelas pontas no sentido longitudinal. Transversalmente possuem de 0,02 μm a 0,04 μm , e a forma hexagonal. [NYLEN, 1963]

GANSS *et al.* [2000] analisaram as diferenças da desmineralização entre superfícies polidas e naturais e, observado o gradiente de desmineralização das várias faces do mesmo dente, encontraram diferenças estatisticamente significativas entre elas.

Portanto, a existência de diferenças na composição do esmalte não se restringe apenas aos diferentes níveis de profundidade do esmalte (quando se compara a superfície com a região mais próxima da junção amelo-dentinária), mas que também está presente nos diferentes lados de um mesmo dente. [YAEGER, 1978]

Esta complexidade dos prismas de esmalte exige um estudo mais específico em 3 níveis diferentes:

- Corte Longitudinal

Os prismas seguem um trajeto ondulado, podendo sofrer ramificações ou junções com seus vizinhos. Sua direção segue o caminho dos ameloblastos durante o desenvolvimento. A variação mais ou menos regular na direção dos prismas pode ser considerada uma adaptação funcional, minimizando o risco de fraturas na direção axial sob a influência das forças mastigatórias. [EINSPAHR, 1984]

A espessura do esmalte varia com a localização, apresentando-se mais grosso na ponta incisal e nas cúspides (mais de 2,3 mm) e mais fino, como

uma lâmina de faca, na margem cervical. Na lateral tem única espessura intermediária (mais que 1,3 mm). [BERKOVITS, 1992]

Dois tipos de linhas incrementais são encontrados no esmalte, como resultado de uma fase natural do desenvolvimento do tecido do esmalte: estrias transversais e estrias de Retzius. Elas representam aposições sucessivas de incremento de esmalte durante o processo da amelogênese. As estrias transversais são feitas em um pequeno período e são vistas transversalmente em cada prisma individual. As estrias de Retzius são formadas durante um longo período e encontradas correndo obliquamente através de todo o tecido. [BERKOVITS, 1992]

Os prismas encontram a superfície fazendo um ângulo de aproximadamente 60°. Eles não seguem um curso reto da junção amelo-dentinária à superfície. A sua direção reflete os movimentos dos ameloblastos durante a formação do esmalte. A mudança de direção e o arranjo dos prismas são responsáveis pela aparência histológica conhecida como Bandas de Hunter-Schreger. [QUINTO Jr., 2001]

A análise do esmalte revela também outras estruturas como os penachos de esmalte, os fusos, os prolongamentos odontoblásticos e a linha de junção amelo-dentinária. Essas estruturas não se estendem até a superfície dental, e, portanto elas são detectadas apenas em cortes longitudinais ao longo eixo do dente. [COLE, 1988]

- Corte Transversal

Em vista transversal, a forma dos prismas varia de acordo com a técnica utilizada para preparar o tecido. Três padrões são os mais comumente observados: "escamas de peixe", "buracos de fechadura" e "arcos alternados". [COLE, 1988] [BERKOVITS, 1992]

- Superfície Externa

A superfície do esmalte recebeu atenção particular em muitos estudos por causa de sua significância para a iniciação da cárie dental e para a adesão de materiais restauradores plásticos.

Vistos pela superfície externa, os prismas, são como uma formação que se assemelha a "favos de mel", com os centros côncavos. Eles apresentam variações em profundidade e forma, sendo mais rasos nas regiões cervicais e mais profundos nos bordos incisais e oclusais. [COLE, 1988]

A superfície do esmalte se difere da sua sub-superfície tanto física como quimicamente. A superfície é mais dura, menos porosa, menos solúvel e mais radiopaca que a sub-superfície.

As estrias de *Retzius* saem na superfície e aí se associam as periquimácias: linhas paralelas entre si, com trajeto bem regular, exceto na região cervical. As periquimácias se assemelham a ondulações, ou sulcos transversais ondulados. Lamelas e gretas do esmalte são estruturas estreitas que, vistas superficialmente, se assemelham a fissuras ou trincas do esmalte. Elas estão distribuídas em algumas regiões do esmalte, diferenciando-se das fissuras que se localizam em pontos específicos. A importância dessas estruturas reside no fato de que as lamelas são áreas de maior fragilidade dental. Essa fragilidade seria tanto do ponto de vista mecânico quanto o de servir como nicho de retenção para as bactérias com potencial risco de causar lesões cariosas. [COLE, 1988]

Podemos reconhecer três padrões de esmalte após a realização de ataque ácido à sua superfície. O tipo I é caracterizado pela remoção preferencial das porções centrais dos prismas. O tipo II é caracterizado pela remoção preferencial da periferia dos prismas, deixando as porções centrais intactas. E o tipo III, de alteração indiscriminada, com alteração total da morfologia do tecido. [TEN CATE, 1988]

Nosso entendimento da estrutura e composição do esmalte é complicado devido às dificuldades de técnica encontradas no preparo das amostras de tecido para exame, pois muitas vezes, fica impossível observar as diferenças entre uma amostra e outra. [BERKOVITS, 1992]

Manipulação do Esmalte

O esmalte dental humano, apesar de bastante mineralizado, não deixa de ser um tecido biológico, e está envolvido com outros tecidos e estruturas vivas que devem ser consideradas. [NYLEN, 1963] [SCHIMIDT, 1971] [YAEGER, 1978] [EINSPAR, 1984] [COLE, 1988] [NILSSON, 1996]

Quando se faz uma manipulação no esmalte, o conjunto das estruturas adjacentes a ele deve ser analisado, principalmente quando se submete este a novos procedimentos, pois podemos causar injúrias a outros tecidos ou órgãos próximos. [QUINTO Jr., 2001]

Propriedades Físicas do Esmalte

A aparência de um dente natural é uma combinação de suas propriedades ópticas. Translucência do esmalte é a quantidade relativa de luz transmitida através do mesmo. [BRODBELT, 1981]

O esmalte tem cor branca e é semitranslucente. No entanto, a tirante azul é vista somente na incisal dos incisivos intactos. Nos outros lugares, a coroa de um dente saudável se mostra amarelo esbranquiçado e a cor do esmalte começa a ficar modificada pela dentina subjacente. O esmalte dos dentes decíduos se apresenta mais branco que o esmalte dos dentes permanentes e por isto, é popularmente denominado dente de leite. [BERKOVITS, 1992]

As propriedades do esmalte variam de região para região. Sua superfície é mais dura, mais densa e menos porosa que o interior. A dureza e a densidade também diminuem da superfície para o interior, e da cúspide e do bordo incisal em direção à margem cervical. [BERKOVITS, 1992]

O esmalte é o tecido mais duro do corpo cujo componente mineral representa 86% de seu volume total. [CURZON, 1983] [PELINO, 2002] Esta característica permite ao esmalte suportar o peso da mastigação e limita a quantidade de uso. Apesar do esmalte ter uma baixa força tensora, ou seja, ser friável, e ser frágil; ele tem um alto módulo de elasticidade, ou seja, apresenta alta dureza (em outras palavras, ele é rígido) o que, juntamente com o suporte

da flexível dentina subjacente, minimizam as possibilidades de fraturas e o torna mais resistente às forças mastigatórias. [BERKOVITS, 1992]

As propriedades físicas do esmalte serão detalhadas na revisão da literatura 3.3 quando estaremos estudando a interação do feixe *laser* com o esmalte.

Composição Química do Esmalte

O esmalte dental com sua composição química pouco comum e estrutura ordenada, é o material mais denso do sistema dos vertebrados. [EINSPAHR, 1984]

A unidade histológica básica do esmalte dental é o prisma, composto de um largo número de cristais de hidroxiapatita posicionados bem próximos uns dos outros e orientados com seus longos eixos aproximadamente paralelos entre si. [BERKOVITS, 1992] [PELINO, 2002]

O esmalte maduro é acelular, altamente mineralizado e praticamente desprovido de material orgânico. Porém, é um sistema químico ativo que participa de uma série de reações incluindo transporte de solutos e íons da saliva para a dentina, reações de troca de íons com a saliva e processos de desmineralização e remineralização. [EINSPAHR, 1984]

Ele contém ao redor de: 96% de material inorgânico, 1% de material orgânico e 3% de água. (89%, 2% e 9% por volume). [SCHIMIDT, 1971] [MJOR, 1990] [BERKOVITS, 1992]

Em 100 g de esmalte temos em média os seguintes componentes inorgânicos: 36,1 g de Cálcio, 17,3 g de Fósforo, 1 g de Sódio e 0,016 g de Flúor. Encontramos ainda em concentrações mais baixas e variáveis outros constituintes inorgânicos tais como potássio, cloreto, enxofre, cobre, silício, ferro e zinco; além de outros íons que, se presentes no período de formação do esmalte dental, podem ser incorporados. [COSTACURTA, 1979]

O componente inorgânico principal é o fosfato de cálcio na forma de cristal de hidroxiapatita. A composição exata varia entre dentes, em diferentes partes do mesmo dente e até mesmo entre o centro e a periferia do mesmo prisma. Análises químicas e os dados cristalográficos comprovam a não-

homogeneidade do esmalte. [EINSPAHR, 1984]

Apesar de acelular, com baixíssimo nível de material orgânico (de 0,6% a 1,7% em peso), ele não é um sistema inerte e apresenta uma atividade química bastante elevada com a cavidade oral. [NILSSON, 1996]

A densidade na superfície é de aproximadamente 3,01 g/ml significando uma maior mineralização. Este valor cai para 2,89 g/ml próximo à junção amelo-dentinária. A quantidade de carbonatos por outro lado é inversa, partindo do percentual de 2,25%, na superfície, para 3,9% próximo à região da junção amelo-dentinária. Um fato muito importante é que os cristais de apatita, com maior quantidade de carbonatos, são menos estáveis em pH mais baixo, o que torna o esmalte mais vulnerável à desmineralização. [YAEGER, 1978]

3.3 Estudo da interação do feixe *laser* com o esmalte do órgão dental

A escolha de um *laser para uso terapêutico*, para atingir efetivamente o objetivo desejado com eficiência, deve levar em conta tanto as propriedades e os parâmetros da radiação *laser* como as propriedades ópticas e térmicas dos tecidos. [FEATHERSTONE, 1987]

Esta escolha está limitada aos conhecimentos e às tecnologias existentes. A cada nova descoberta, são necessários novos estudos *in vitro* e *in vivo* para determinar as aplicações e os parâmetros adequados para sua posterior aplicação clínica. [NIEMZ, 1995]

A inquietude de desenvolver tipos de feixes ideais invade a Odontologia que busca encontrar um equipamento adequado para substituir o sistema de alta rotação, usados para remoção de cárie e preparo cavitário. Porém, os *lasers* são mais lentos e removem menos quantidade por segundo. [RODE, 2002]

Quando falamos de *laser*, estamos falando de interações envolvendo um único átomo, um único elétron, um único fóton. Para que haja interação, os fótons produzidos pelo equipamento *laser* devem poder ser absorvidos pelos elétrons dos átomos ou moléculas do tecido-alvo. Quando isso ocorre, dizemos que o *laser* tem comprimento de onda ressonante com o tecido biológico em questão. Esta interação é seguida de complexas reações e envolvem mecanismos ainda não totalmente entendidos.

Os fenômenos de reflexão e refração (transmissão, absorção e espalhamento) do *laser* acontecem simultaneamente e o estudo de seu comportamento, em diferentes amostras e em diferentes condições, é de fundamental importância. [CHEONG, 1990] [BALL, 1994]

Quando o feixe *laser* incide o tecido biológico opaco, parte desta luz sofre **REFLEXÃO** especular. Como o esmalte tem sua cor branca, todas as cores são refletidas ou seja, nenhuma cor do espectro eletromagnético visível é absorvida.

A **REFRAÇÃO** ocorre quando o feixe *laser* entra no tecido biológico. Ela altera a velocidade do feixe e o desvia, se a incidência não for perpendicular. [O'BRIEN, 1989].

Índice de refração para qualquer substância é a razão entre as velocidades de propagação da luz no vácuo (ou ar) e no meio em questão. Portanto, quanto mais o índice de refração, menor a velocidade de propagação da luz.

O esmalte é birrefringente, ou seja, seus cristais de hidroxiapatita refratam em direções ligeiramente diferente, o que muda a velocidade de propagação da luz dentro da amostra de esmalte. O esmalte tem um índice médio de refração de 1,62. [BERKOVITS, 1992]

A frequência da luz não muda quando as ondas passam através de diferentes meios, ou seja, quando a luz sofre refração, poderá haver mudanças em sua velocidade e em seu comprimento de onda, mas não de sua frequência.

Desta luz refratada, apenas uma parte é absorvida pelo tecido-alvo, ocorrendo o que chamamos de interação *laser-tecido*. Esta citada transferência dos fótons do feixe *laser* para o tecido é denominada de **ABSORÇÃO**. Quando os fótons interagem com os átomos e moléculas dos tecidos, ocorre um ganho energético, o que provoca a aceleração das partículas do tecido, que passam então a vibrar com mais intensidade.

Coefficiente de absorção óptico $[\alpha]$ é a fração do fluxo de luz incidente que é perdido pela absorção por uma amostra. [PELINO, 2002] No tecido, ele é uma função variante do comprimento de onda da luz incidente. [KRAVITZ, 1968] [PARVOTI, 1987]

Existe uma grande variedade de elementos celulares e fluidos teciduais, cada qual com diferentes características de absorção de fótons. Cada um destes elementos pode exibir um alto coeficiente de absorção para um determinado comprimento de onda (ou para uma região do espectro em particular) e são chamados cromóforos. Como o corpo humano é em grande parte, constituído por água, a absorção da luz pela água é de fundamental importância para aplicações biomédicas. Este alto teor de água na composição

dos tecidos determina o uso predominante de *lasers* emitindo no espectro IV, quando estamos em busca de interações ressonantes (que envolvem absorção). Além da água, cromóforos como a melanina, a hemoglobina, as proteínas e no caso de tecidos dentais duros, a hidroxiapatita, exercem influência significativa sobre a interação radiação-tecido. [MALDONADO, 2002-2003]

Cada feixe *laser*, com suas características particulares, pode apresentar maior ou menor afinidade com os diferentes componentes do mesmo tecido irradiado, como a água, os pigmentos, as proteínas ou outros constituintes presentes. [DEDERICH, 1993] [MISERANDINO, 1995]

Esta luz *laser* absorvida é transformada em outras formas de energia e pode afetar os tecidos por vários mecanismos de interação. Destes mecanismos, os mais investigados são: fotoacústico, fotoquímico, fotomecânico e fototérmico. [MULLER, 1990] [FRENTZEN, 1992]

Cada tecido possui o seu estado de menor energia. As ligações entre os átomos ou entre as moléculas dos elementos do tecido formam um arranjo que caracteriza o estado de energia de ligação entre os mesmos numa determinada temperatura. Esta energia cinética dos átomos ou das moléculas associada à temperatura é denominada de energia térmica. Sempre que seus valores estiverem acima do zero absoluto, significa que os átomos estão vibrando com uma determinada intensidade, em função da temperatura. [QUINTO Jr., 2001]

O aumento vibracional dentro do tecido pela presença da luz, pode aquecer o mesmo, aumentando localmente sua temperatura, ou seja, a luz é fortemente absorvida e rapidamente convertida em calor. [PARVOTI, 1987] [FRIED, 1996] Este calor causa mudanças orgânicas no tecido. [BOEHM, 1975]

O aumento desta temperatura na forma de calor induzirá o aumento ainda maior da vibração atômica ou molecular, aumentando o espaço interatômico e a energia do tecido, causando o fenômeno da expansão térmica. [DEDERICH, 1993]

Capacidade Térmica é a quantidade de energia térmica necessária para se aquecer de 1°C 1cm³ de tecido. [DEDERICH, 1993]

Condutividade Térmica é a perda de calor para as estruturas não expostas do tecido.

Conforme a luz *laser* vai sendo absorvida, a intensidade do feixe, ou seja, a energia transmitida vai diminuindo em função da distância percorrida. Ela diminui em 50% após alguns μm de espessura, mas nem sempre a energia é totalmente absorvida. [MISERENDINO, 1995] [KOORT, 1992] Este fenômeno é denominado de decaimento exponencial.

WALTON, R.E. *et al.* [1976] observaram que o coeficiente de transmissão ou coeficiente de condutividade térmica do esmalte a 525nm, foi de 0,481mm. A translucidez do esmalte úmido e do esmalte após a desidratação também foram medidas por transmitância total. Os autores observaram que o coeficiente de transmissão a 525nm, diminuiu de 0,482mm para 0,313mm após a desidratação e foi revertido na hidratação. [PELINO, 2002]

ZIJP [1991], KOORT [1992] e FENTZEN, M. [1992] observaram que a absorção e a transmissão da luz *laser* é dependente do λ do *laser*. O IV a 1000nm, é 10.000 vezes menos absorvido que a 3000 nm. [HALE, 1973] [NAGASAWA, 1983] [LÊ GEROS, 1991] A luz UV é bem absorvida ao entrar em interação com o tecido. Isto permite a seus fótons romper as ligações químicas dos átomos ou moléculas do tecido. Em ambos os casos estes fótons são causadores de estados vibracionais mais elevados e conseqüentemente à elevação da temperatura da região irradiada. [MISERENDINO, 1987] [GELSKEY, 1993]

Aumentando a intensidade do feixe *laser*, tenderemos a ter um aumento da temperatura. A temperatura do tecido vai aumentando até que uma pequena região atinge a temperatura de transição de fase e continua absorvendo energia sem aumento da temperatura. [LANGERHOLC, 1979]

Portanto, para o processo atingir esta fase, é necessário aumentar a temperatura do tecido ou fornecer-lhe uma certa quantidade de energia, durante um certo espaço de tempo. [PHILIPS, 1993]

O calor latente de transformação é o valor desta energia necessária para mudança de estado (sólido, líquido, gasoso) [DEDERICH, 1993].

Quando o calor latente absorvido por unidade de volume atinge a densidade de energia crítica, vários efeitos térmicos podem ocorrer no tecido.

A quantidade de dano térmico, que pode variar desde um eritema até a queimadura do tecido, vai depender: da sensibilidade térmica do tipo de tecido, da quantidade de tecido afetado, do comprimento de onda da luz, da energia do feixe e sua densidade de potência absorvida e dissipada além do tempo que o tecido é irradiado. Portanto, deve-se entregar ao tecido uma quantidade mínima de energia que seja suficiente para atingir o resultado esperado. Dependendo da relação destes fatores, o *laser* poderá vaporizar, cortar ou coagular o tecido. [PARVOTI, 1987]

Como os vários componentes da estrutura do esmalte sofrem alterações estruturais e químicas em diferentes temperaturas, sua fusão se dá numa faixa de temperatura e não em um ponto de fusão. A fusão completa do esmalte dental se dará em valores de temperatura ao redor de 1200°C. [PHILIPS, 1993]

O TEMPO necessário para ocorrer esta difusão deste calor, também chamado de difusividade térmica, espalhamento ou ainda tempo de relaxação térmica [K], é definido como o tempo necessário para o feixe atingir o seu comprimento de extinção. [HARRIS, 1989] [DEDERICH, 1993]

Na termodinâmica do fluxo do calor, o tecido circundante ao tecido irradiado pelo *laser* estará mais frio, de forma que o fluxo de calor ocorrerá da região irradiada para a circunvizinha. É por isso que muitos sistemas utilizam refrigeração para esfriar a estrutura do dente durante a exposição.

Os tecidos biológicos apresentam

tempo de relaxação térmica menor que 1ms,

por isso, os lasers mais usados em Medicina e Odontologia são os de

Δt_p menor que 1ms.

Acima deste valor, o calor do pulso seguinte estará chegando antes que o calor tenha tempo de ser difundido por completo. O calor ira sendo acumulado, resultando em um aquecimento excessivo com danos severos aos tecidos adjacentes (EFEITO CUMULATIVO DO AQUACIMENTO).

A DISTÂNCIA que a energia penetra para dentro do tecido é chamada de profundidade de penetração. [KUTSCH, 1993] A profundidade de penetração, para a qual 63% da luz incidente já foi absorvida pelo tecido-alvo, ou seja, o feixe de luz remanescente possui 37% da intensidade do feixe de luz inicial, é chamado de comprimento de absorção do tecido-alvo ou comprimento de extinção do feixe *laser*. [VIEIRA Jr., 1998] [CALMON, 2001]

WOLBARSHT [1984] mostrou a importância de se usar um *laser* de comprimento de onda com alta taxa de absorção e baixa profundidade de penetração para minimizar os danos dos tecidos adjacentes.

O calor pode dissipar da superfície do dente e chegar até a polpa, onde danos irreversíveis podem ser atingidos. [SEREBRO, 1987]

ZACH e COHEN [1965] avaliaram a resposta pulpar frente a estímulos térmicos externos e observaram que os aumentos de temperatura intrapulpar a partir de 5,5°C da temperatura corpórea apresentavam alterações histológicas evidentes imediatamente e após longos intervalos, levando algumas polpas dentais à necrose. Eles concluíram que, para qualquer equipamento utilizado (alta rotação, abrasão, *laser*), o limite do aumento da temperatura que se pode gerar dentro da câmara pulpar deve ser no máximo de 5°C, para não causar danos aos tecidos pulpares.

Existem hoje, na Medicina e na Odontologia, duas categorias de *lasers*. Na primeira categoria estão os dito *lasers soft*, que fornecem baixa energia em comprimentos de ondas que estimulam a circulação e a atividade celular. [MIDDA, 1991].

Na segunda categoria estão os *lasers* ditos *hard*. Estes *lasers* quando pulsados com pulsos longos de **alta intensidade** e **baixas fluências**, ou seja, em baixas doses, induzem o aumento de temperatura e conseqüente **fusão do esmalte** (o esmalte vai do estado sólido para o líquido e volta para o estado sólido). Esta decomposição térmica do mineral de hidroxiapatita, carbonatado com o desdobramento da água e dióxido de carbono, promove uma hidroxiapatita mais dura que é menos susceptível, ou seja, mais resistente a desmineralização da subsuperfície do esmalte. [FEATHERSTONE, 1987] e de

aspecto vítreo. [STERN, 1964] [STERN, 1965] [GORDON, 1965] [VAHL, 1971] [YAMAMOTO, 1980] [KELLER, 1989]

Os *lasers* de pulsos longos, ou seja, de duração temporal de μ s, de *alta intensidade* e *alta densidade de energia*, ou seja, alta fluência, são os *lasers* irão substituir o sistema de alta rotação na Odontologia. [VIEIRA Jr., 2002]

Como os estudos dos *lasers* de alta intensidade sobre esmalte analisam principalmente seus resultados comparativamente ao sistema de alta rotação, gostaríamos de fazer algumas considerações sobre este sistema.

Dos vários estudos dos sistemas de alta rotação na Odontologia, concluímos que são: de relativo baixo custo, de fácil manuseio; razoável precisão; relativamente seguro quando operado com ar e água; de rápida operação; não-seletiva (insensíveis ao tipo de tecido); sensação de dor considerável (desconforto resolvido com anestesia); ruído extremamente alto causando (80db) inconveniente (resolvido com fones de ouvido tocando música) desconforto tanto para o paciente quanto para os cirurgiões-dentistas; perda da sensibilidade ao tecido; vibração desconfortante no uso das brocas. Aqui o clínico simplesmente se apóia no seu conhecimento de "sentir" a quantidade removida e faz a inspeção visual do progresso do preparo; uso prolongado pode causar problemas de perda da audição (problema comum nos cirurgiões-dentistas). [FORMAN-FRANCO, 1978] [BAHANNAN, 1993]

SMITH [1982] relatou que o sistema de alta rotação usado nos procedimentos odontológicos causava um grande desconforto e apreensão psicológica em muitos pacientes por causa de seu som e vibração. Observou que 40% da população pesquisada, respondeu ter medo do tratamento odontológico e desta, 17% ter alta ansiedade.

Através dos estudos com *laser* de rubi [GOLDMAN, 1963] [GOLDMAN, 1964] [STERN, 1964] [TAYLOR, 1965], com *laser* de Nd:YAG [JOHNSON, 1964] e com *laser* de CO₂ [PATEL, 1964], em 1967, ficou evidente que estes *lasers* possíveis apenas com exposição de alta energia radiante, acompanhados de considerável dano térmico, não eram indicados para aplicações em tecidos duros já que causavam efeitos colaterais sérios. [KINERSLY, 1965] [SCHULTE, 1965] [LOBENE, 1968] [KANTOLA, 1972]

[STERN, 1972] [STERN, 1974] [YAMAMOTO, 1974] [BOEHM, 1977] [DEDERICH, 1984] [MELCER, 1986] [MISERANDINO, 1988] [BRABEC, 2000] [SOROKIN, 2001]

STERN *et al.* [1974] concluíram que o *laser* não podia substituir o sistema de alta rotação a menos que uma mudança radical nas aplicações *laser* levasse a menos danos.

As altas intensidades necessárias para causar a ablação dos tecidos adicionados à Δt_p de ms dos *lasers*, causavam severos danos térmicos totalmente indesejados. Mesmo com a aplicação de ar e/ou água e usando TR_p mais baixas, os *lasers* ainda não podiam cortar os tecidos duros com tanta eficiência como os instrumentos rotatórios convencionais. [WHITE, 1994] [CHAO, 1996] [NEEV, 1991] [NEEV, 1996^b] [KIM, 2001] [LIZARELLI, 2000]

O entendimento do processo de interação dos *lasers* de alta intensidade com os tecidos duros possibilitou avanços na utilização.

A ABLAÇÃO é o termo usado para definir a interação *laser*-tecido que remove parte do tecido em questão. Esta remoção invasiva de tecido pode ser feita por alguns mecanismos de interação diferentes.

Ablação Térmica por Vaporização é quando a luz *laser* incidente no tecido é absorvida, transformada em calor tão rapidamente que causa *vaporização* localizada e conseqüente expansão de tecidos com o aumento da pressão interna do meio. Este processo ocorre quando a temperatura superficial atinge valores iguais ou superiores ao ponto de fusão.

Ablação Explosiva de tecido mediada pela água é a remoção de tecido onde as altas pressões são geradas pela rápida vaporização da água aprisionada no tecido duro. A água é o principal cromóforo e o aumento da pressão gera microexplosões resultando em ejeção do substrato em forma de partículas microscópicas, ou seja, fragmento microscópico do tecido. [PARVOTI, 1987]

Para tecidos duros, o processo de remoção de tecido se inicia ao se atingir a temperatura de superfície de limiar de ablação para cada comprimento de onda específico. [SEKA, 1996]

Esta temperatura pode estar bem abaixo (200°C) do ponto de fusão dos tecidos duros (900°C a 1.200°C).

A ablação se inicia quando a intensidade crítica para mudança de fase é abruptamente atingida. O aquecimento que resulta na remoção do material não fica limitado ao *spot size* do feixe. [MARION, 1999] A parte vaporizada normalmente é eliminada da região afetada sem deixar muitos resíduos. Já a parte fundida é expelida pelo vapor em expansão ou pela atuação de um forte jato de gás do processo.

O espalhamento do calor causa o colapamento do conteúdo orgânico do tecido remanescente adjacente, resultando no efeito colateral térmico e modificação da estrutura original do elemento dental. Esta difusão afeta uma larga zona ao redor da cavidade. Esta zona é descrita como Zona Afetada pelo Calor (**HAZ** = Heat Affected Zone). As ondas de calor (e subsequente resfriamento) que propagam através da **HAZ** causam tensão mecânica e podem criar microfaturas (em alguns casos macrofaturas) no material adjacente. Estes defeitos são congelados na estrutura quando o material é resfriado. Estas microfaturas maiores que $300\ \mu\text{m}$ de profundidade, podem se propagar mais profundamente para dentro do tecido e causar falhas prematuras no procedimento, podendo ser facilmente a origem para o desenvolvimento de novas caries. A coincidência de efeitos mecânicos e térmicos na ablação levou ao termo interação termomecânica. [NIEMZ, 1994]

Utilizando-se aparelho com feixes de perfil Gaussiano, a cavidade superficialmente parece um buraco circular, mas em corte perpendicular, ela é similar ao perfil Gaussiano.

Quanto maior a P_{pico} e menor a Δt_p do feixe *laser*, menor a quantidade de tecido na forma líquida e maior a quantidade de tecido na forma de vapor e portanto, melhor a qualidade do tecido remanescente.

Com o avanço da ciência, a ablação também foi chamada de Ablação por fusão ou ablação melt (**LBMA**= *laser beam melt ablation*). Ficou claro que para a ablação de uma quantidade macroscópica de tecido, com uma **TA** relevante, a qualidade das superfícies processadas declinava rapidamente. Além disso, por causa da Δt_p , continuavam acontecendo os efeitos colaterais indesejáveis.

Diminuindo a Δt_p para valores menores que $1\mu s$, ou seja, no regime de ns, que propiciou o aumento da TR_p , foi observado que a TA e a eficiência da ablação aumentavam, enquanto que a E_p necessária e os danos colaterais diminuía[m] [WALSH, 1988] e a sua HAZ ficava limitada ao local irradiado. [WALSH, 1989^a] Portanto a fluência pode ser aumentada [KELLEY, 1996]

Estes *lasers* chaveados (*Q-switched*), apesar de serem excelentes alternativas para diversas aplicações de precisão, ainda causavam dano térmico, porém, muito menor que o encontrado com os *lasers* de regime de μs .

Uma quantidade de material fundido sobre a superfície tratada ainda podia ser observada, o que tornava inadequado o seu uso em muitos casos práticos. Eles apresentavam $P_{pico} \sim 10^8 W/cm^2$. [VIEIRA Jr., 2000] A interação *laser*-tecido neste regime de ns, ainda dependia das propriedades termodinâmicas dos componentes do tecido irradiado. [WALSH, 1988] Além disso, em altas fluências, a eficiência de ablação era limitada pela formação de plasma. [WALSH, 1989^b] Como a superfície não ablacionada era aquecida mais que os tecidos mais profundos, foi observado que os danos térmicos mais sérios eram o superficial. [WALSH, 1988]

NIEMZ, *et al.* [1993] investigaram, pela 1^a vez, a ablação dos tecidos dentais usando *USPL* a 30 ps. Os resultados encontrados a respeito da forma e qualidade das cavidades e a ausência de danos no material remanescente foram muito superiores aos sistemas *laser* convencionais de pulsos de μs e ns. [ALTSHULER, 1993] [NIEMZ, 1994]

A maior vantagem da aplicação de tão curta Δt_p é o fato de que o limiar da energia para ocorrer ablação dos tecidos biológicos é pequeno, reduzindo os efeitos colaterais térmicos e mecânicos indesejáveis. [NIEMZ, 1993] [STERN, 1989] O Limiar pequeno, com menos energia depositada no dente, gera menos aquecimento.

NIEMZ, [1995] foi pioneiro no estudo da comparação da ablação dos tecidos dentais com os *lasers* de Nd:YLF e Nd:YAG de pulsos curtos com o *laser* Ho:YAG de pulso longo e observaram que os efeitos colaterais eram claramente minimizados.

A formação de fraturas mencionada por MINDERMANN [1993] e NIEMZ [1995] não foi mais relatada nas publicações que sucederam, pois estas trataram de possíveis mecanismos responsáveis pelos danos. [KIM, 1998] [SERAFETINIDES, 1999] [KIM, 2001] [STRASSL, 2002] Estas fraturas originalmente encontradas nas aplicações de *USPLs* de ps foram causadas principalmente por estresse térmico, os quais foram muito minimizados com a escolha de parâmetros mais adequados, os quais preveniram a formação das mesmas. [STRASSL, 2002]

Von der LINDE *et al.* [1996] observaram que para algumas Δt_p de ps, quando a transição de sólido para líquido ocorre, a superfície remanescente fica com as propriedades ópticas desta fase líquida após a irradiação.

WHITE *et al.* [1994] concluíram que, mesmo com a aplicação de água e/ou ar e com o uso de altas TR_p , os *USPLs* de ps não podiam cortar o tecido com a mesma eficiência dos sistemas de alta rotação. Porém, selecionados os parâmetros ideais, uma completa ausência de danos foi observada, o que estimulou os pesquisadores a dar continuidade às pesquisas. Hoje, já estamos assistindo a evolução do modelo científico para explicar o processo de ablação mediada por plasma. As ondas de choque associadas e o acúmulo térmico são significativamente menores que o preparo cavitário com *lasers* convencionais. [MINDERMANN, 1993] [KIM, 1998]

Quando atingimos $\Delta t_p < 10$ ps um novo regime de interação *laser*-matéria deve ser considerado: a Ablação Mediada por Plasma ou Ablação Induzida por Plasma, um mecanismo de ablação governado pela formação de plasma ionizado. [STERN, 1989] [NIEMZ, 1991] [STUART, 1996] [NIEMZ, 1995] [MINDERMANN, 1993]

A interação do fóton e o processo de ablação ocorrem principalmente após o pulso *laser* em um caminho similar à ablação térmica com *lasers* de pulsos mais longos. [AFANASIEV, 1999] [BAUERLE, 2000] [RODE, 2002]

Neste processo, o corte é sem aquecimento do tecido adjacente, portanto, sem fusão dos materiais inorgânicos e biológicos. O que ocorre é a sublimação, ou seja, a transição direta do estado sólido para o estado vapor em uma escala menor que o tempo de formação da fase líquida. Isto torna a

porção líquida do material praticamente inexistente, permitindo eficiente ablação com características superficiais boas e uma **HAZ** desprezível, ou seja, sem danos térmicos e mecânicos colaterais significantes e indesejáveis aos tecidos irradiados. [CHICHKOV, 1996] [NOLTE, 1997] [BURGAKOVA, 2001]

A energia *laser* é depositada na amostra numa escala de tempo menor que a necessária para qualquer transformação estrutural, até mesmo da desnaturação protéica, preservando a estrutura e as propriedades do material irradiado. [MAINSTER, 1970] [PRIEBE, 1979] [STOLL, 1971]

Esta ablação não depende mais da ressonância do *laser* com o tecido-alvo, não levando em consideração as características lineares específicas de absorção do tecido, como ocorre nos fenômenos com *lasers* de pulsos mais longos. Portanto, é uma interação que depende levemente do tipo de tecido-alvo, ocorrendo em todos os materiais de forma muito semelhante, inclusive nos materiais transparentes. [NEEV, 1996^a].

Isto quer dizer que a duração típica do processo de expulsão do material e formação da cavidade é quase que totalmente independente da estrutura e composição molecular dos tecidos. [ORAEVSKY, 1996]

NEEV *et al.* [1996^a], utilizando um *laser* de Δt_p de 350 fs, obtiveram um limiar de ablação para o esmalte de 0.7 J/cm^2 e para a dentina de 0.5 J/cm^2 . Para pulsos de Δt_p de 1 ns o limiar de ablação ficou em 20 J/cm^2 . NEEV *et al.* [1996^b] relataram que as altas TR_p estavam invariavelmente associadas à variação da temperatura tecidual.

Os **USPLs** entregam uma incrível potência de pico (5 a 10 GW), que é mais que a média da potência de entrega de uma grande ogiva nuclear. Para a formação de plasma, a intensidade da radiação *laser* chega facilmente nos 100 TW/cm^2 no ponto de trabalho. Nada que o homem produza chega tão perto desta densidade de potência. Nenhum material pode suportar as forças no trabalho a esta densidade de potência. [SEKA, 1996]

O desenvolvimento de potência média alta e alta TR_p em fs, está causando um renascimento no interesse de aplicações cirúrgicas com estes *lasers* devido à sua precisão e capacidade de ablação altamente efetiva e dano colateral térmico e de ondas de choque mínimo. [DU, 1994] [NEEV, 1996^a]

[ORAEVSKY, 1996] [LOESEL, 1996] [MOMMA, 1997] [KIM, 1998] [PERRY, 1999] [RODE, 2002]

A onda de choque, vibração e o aumento da temperatura no interior do tecido dental circundante ao ponto tratado podem causar significativa dor no paciente. Estes efeitos podem ser eliminados com a diminuição Δt_p para fs e conseqüente a intensidade do *laser*. [RODE, 2002]

Os tecidos Biológicos podem ser considerados como dielétricos de banda larga (*wide bandgap dielectrics*) (transparentes no visível) [NEEV, 1996^a] [RUBENCHIK, 1996^b]

A energia de união média para a complexa composição de esmalte dental foi determinada experimentalmente por RODE, *et al.* [2002] que encontraram 5 eV. Também determinaram que o potencial de ionização para este complexo material foi de 12 eV por átomo, como os bons dielétricos.

Quando a alta densidade de fótons do feixe *laser* é depositada sobre o tecido biológico, ocorrer uma forte absorção de luz. Como toda energia absorvida é concentrada nesta finíssima camada, a densidade de energia é muito maior que a energia de ligação das moléculas do tecido (*bandgap*), ou seja, pela absorção de alguns fótons, a energia dos elétrons excede a separação entre bandas. Durante o pequeno tempo de interação do pulso, os elétrons ganham energia além da quantidade necessária para deixar a matéria, mas não há nenhuma energia trocada entre os elétrons e os íons. [MOMMA, 1987] [ORAEVSKY, 1996] [RUBENCHIK, 1996^b] [NEEV, 1996^a]

Este fenômeno de absorção de fótons no regime de pulsos ultracurtos é chamado de absorção multifônica [MPA], ou ionização multifotônica. A maior parte da energia depositada está indo não para a parte da ligação quebrada, mas para a parte acelerada e ejetada. [RUBENCHIK, 1996^b] [STRASSL, 2002]

Mesmo quando o número de elétrons livres produzidos por essa absorção é pequeno, o feixe ainda provê a semente inicial para a avalanche de elétrons. Como resultado, o limiar de ablação é independente, ou seja, não é sensível à absorção linear e aos defeitos e impurezas do material. [RUBENCHIK, 1996^a]
Neste ponto, o material se assemelha a um metal.

A quebra de ligação de tecido resulta na formação de plasma de alta temperatura, 4º estado da matéria, o qual é uma mistura de íons e elétrons livres. [LOESEL, 1996]

O elétron energético que escapa, cria um grande campo elétrico devido à mudança na separação com o íon parente. Portanto, a física desse novo regime de ablação envolve aceleração de íons no campo eletrostático causado pela mudança de separação criada quando o elétron energético escapa do tecido alvo. [RODE, 2002]

Os elétrons são ainda mais acelerados pelo campo elétrico do feixe *laser* e isto criar o que chamamos de elétrons quentes.

Portanto a energia absorvida vai com a energia térmica do elétron, e o íon permanece frio, fazendo a inibição da expansão térmica convencional. [GAMALY, 2001]

O campo eletromagnético criado pela energia de separação pelo elétron que escapou puxa o íons para fora do tecido.

Este processo ocorre durante o pulso em tempo menor que 200 fs e intensidades $\sim 10^{13} - 10^{14} \text{ W/cm}^2$.

Estes elétrons com energia cinética, colidem com os átomos circundantes, induzindo novos elétrons a se libertarem. Esta ionização de impacto gera uma avalanche de elétrons livres em um crescimento exponencial. [NEEV, 1996^a] [RUBENCHIK, 1996^b] [STRASSL, 2002]

A ionização continua até que este plasma se torna altamente refletivo à luz *laser* incidente. [NIEMZ, 1994] [NEEV, 1996^a] [ORAEVSKY, 1996] [STRASSL, 2002]

Este plasma que permanece localizado no limite da cavidade [DU, D. et al.; 1993], pode absorver o feixe *laser* incidente fazendo com que menos energia chegue à superfície [DEDERICH, 1993] ocorrendo assim a expansão da pluma de ablação. Como resultado, a refletividade aumenta e a profundidade de penetração cai. [RUBENCHIK, 1996^b]

Quando todos os elétrons do plasma são ionizados, a profundidade de penetração óptica não cai mais e toda a energia subseqüentemente absorvida resulta no aumento da energia do elétron livre e a refletividade do plasma

também continua subindo. [RUBENCHIK, 1996^b] [SEKA, 1996] [STRASSL, 2002]

O aspecto mais fundamental da interação *laser*-tecido no regime de pulsos ultracurtos é que a largura temporal [Δt_p] do pulso *laser* é tão curta que o calor liberado da condução de fótons e depositado pelo *laser* no material, não tem tempo para se mover além do ponto de incidência. Portanto, não existe difusão do calor [Q] ou tempo de relaxação térmica ou transporte de calor significativo durante o pulso. A absorção e a ablação ocorrem sem uma significativa condução térmica ou movimentação hidrodinâmica. [NUSS, 1988] [FEIT, 1996] [NEEV, 1996^a] [ORAEVSKY, 1996] [NEEV, 2001] O aquecimento ocorre somente na região de profundidade de penetração óptica, ou região de interação ou ponto de trabalho [NEEV, 1991] [MARION, 1999] [NEEV, 1996^a]

O aumento da energia do pulso não leva ao aumento linear da profundidade de penetração, mais sim ao aumento da refletividade do plasma. Portanto, quanto maior a intensidade dentro do pulso, mais cedo a reflexão ocorre. [NEEV, 1996^a] [STRASSL, 2002]

Depois, a energia terminal do pulso vindo do elétron é transferida para os íons dentro da trama do tecido e a ejeção do material acontece. Este processo leva cerca de 10 ps. [RUBENCHIK, 1996^b] [NEEV, 1996^a] [ORAEVSKY, 1996]

O plasma expandido expelido esfria e recombina-se ao redor de 100 ps. [ORAEVSKY, 1996] [STRASSL, 2002]

Vimos que a energia entregue pelo feixe *laser* é grande o suficiente para quebrar a ligação do material e evaporar o tecido. [STUART, 1995] [NIEMZ 1995] [RUBENCHIK, 1996^b] O restante da energia seria gasto no aquecimento do material, mas o tecido vizinho fica frio pela rapidez com que ocorre a transferência de energia. [RUBENCHIK, 1996^b] [FEIT, 1996] [LONDON, 1996]

O plasma e os escombros ejetados causam ondas de choque. Através da dissipação da energia das ondas de choque, ocorre um aumento na pressão e a temperatura nas camadas mais profundas. Este fenômeno de ondas de choque acústico da ablação tem a característica de produzir pequenos ruídos e tem como resultado um clarão azulado. [NEEV, 1996^a]

Isso faz com que menos energia do feixe *laser* chegue à superfície do tecido-alvo e, como resultado, a refletividade aumenta, a profundidade de penetração cai e somente uma pequena quantidade de energia permanece no material adjacente.

A profundidade de ablação do tecido dental duro é em torno de $1\ \mu\text{m}$ /pulso, com TR_p de 1kHz. A taxa obtida em *lasers* de Er:YAG é de $40\ \mu\text{m}$ a $70\ \mu\text{m}$ / pulso, operando no máximo na TR_p de 10Hz.

A eficiência da ablação é usualmente definida como a relação entre a profundidade de ablação e a fluência [$\mu\text{m}/(\text{J}/\text{cm}^2)$]. [STRASSL, 2002]

Alcançando-se a eficiência de ablação do *laser*, esta será válida para qualquer material e os parâmetros provavelmente serão muito parecidos para a quase totalidade dos materiais. [NEEV, 1996^a]

As maiores vantagens dos *USPLs* no método de ablação medida por plasma (pulsos < 10 ps), até agora observadas, são:

1) Ablação eficiente dada pela pequena entrega de energia *laser* por volume de tecido ablacionados, resultando numa diminuição da densidade de energia [F] necessária para ablacionar o material. [NEEV, 1996^a]

2) Mais material ablacionado por depósito de energia *laser*.

3) Como deixa muitos menos resíduos, é denominada de ablação limpa. [MALDONADO, 2002-2003]

4) Dano mecânico colateral mínimo, de acordo com a eficiente ablação e com a pequena Δt_p stressante, não sendo suficiente para o aparecimento de fraturas e fissuras no tecido duro, por torção ou por compressão. [NEEV, 1996^a]

5) Perda da difusão térmica, ou seja, dano térmico colateral mínimo, devido ao pequeno tempo de entrega e à pequena duração do impulso stressante. [NEEV, 1996^a] [NEEV, 1996^b] [STRASSL, 2002]

O fato de que uma grande fração das energias cinética e térmica depositadas é levada embora juntamente com o tecido ablacionado, reduzindo significativamente o calor das áreas adjacentes e, portanto, todos os problemas associados não estão mais presentes, ou seja, nenhuma HAZ: sem zona de fusão, sem microfratura considerável, sem onda de choque destruidora, sem camada de ressolidificação significativa e sem estresse causando dano para os tecidos adjacentes. [NEEV, 1996^a]

6) O limiar e a taxa de ablação são apenas levemente dependentes do tipo e condição do tecido-alvo; [NEEV, 1996^a]

7) Extrema precisão na profundidade de ablação já que apenas uma pequena quantidade de tecido é ablacionada por pulso e o número de pulsos pode ser controlado por mecanismos de *biofeedback*. Aqui está a possibilidade de um tratamento mais conservador através de uma intervenção mais precisa de pequenas lesões.

A precisão é também limitada por nossa dificuldade em posicionar precisamente o feixe *laser* em relação à amostra. Podemos: 1º) fixar o feixe e mover a amostra usando uma mesa de translação ou 2º) podemos deixar a amostra parada e movermos o feixe *laser* usando um galvanômetro.

8) Baixo nível de ruído acústico no momento de operação (comparado com o ruído acústico produzido pela broca de alta rotação ou outros sistemas *laser*); [NEEV, 1996^a]

9) Diminuição da dor dada pela localização da deposição de energia e do dano, comparando com o processo tradicional de desgaste destes tecidos utilizando pontas montadas de alta rotação ou *lasers* lineares.

10) Habilidade em produzir padrões alinhados (texturizados) na superfície através do controle do perfil do feixe, dando a possibilidade de remoção seletiva de tecidos (sadios/cariados) [NEEV 1996^b]

11) Ablação eficiente de quase todos os tipos de tecido (isto é, perda da seletividade de tecidos), é possível, já que *USPL* é um mecanismo de interação não linear. [ORAEVSKY, 1996] [NEEV, 1996^b] [STUART, 1996]. Esta perda pode ser restaurada pela incorporação de um controle automatizado auxiliar de *feedback*. [NEEV, 1996^b]

12) Altas taxas de volume com uma rápida frequência (acima de 1kHz) de pulsos *laser*. [NEEV, 1996^b]

13) Efeito térmico cumulativo desprezível.

14) controle espacial preciso: o processo multifotônico, dependendo da intensidade, assegura que os tecidos localizados abaixo ou lateralmente ao foco do feixe não sofreram interação ablativa.

15) Dispensa refrigeração de *spray* de ar e água. [STRASSL, 2002]

16) O benefício de um tratamento com uma melhor relação custo/benefício. [NEEV, 1996^a]

4. Materiais e Métodos

4.1 Material

Equipamentos pertencentes ao Departamento de Dentística da FOU SP:

- MICRÓTOMO: Labcut Model 1010 - Extec Enfield, CT, USA - possui disco diamantado, refrigerado com água e óleo mineral, com velocidade de 250 rpm.
- POLITRIZ: Ecomel - Buehler - USA.

Equipamentos pertencentes ao CLA do IPEN-CNEN:

- BALANÇA ANALÍTICA, Libror L-160 DTP;
- ESTUFA, Fanem - 315 SE;
- **USPL** T^3 de $Ti:Al_2O_3$ (adaptado, desenvolvido e construído no Projeto Temático T^3 do CLA-IPEN-CENEN);
- MESA DE TRANSLAÇÃO x,z, com acessório fazendo eixo y, com resolução micrométrica controlada por computador;
- DETECTOR PIROELÉTRICO, Ophir PE 50;
- OCIOSCÓPIO, Tektronix DPO 3032B;
- MICROSCÓPIO ÓPTICO, Olympus B 202;
- MICROSCÓPIO ELETRÔNICO DE VARREDURA, Phillips LX 300, Eindhoven, Holland, do C.C.T.M.;
- EVAPORADORA, Balzers SDC 050;
- PAQUÍMETRO, Mitutoyo;
- PERFILÔMETRO DE FEIXE, Spiricon M²-200.

Materiais utilizados:

- Papel toalha;
- Lixas d'água de granulações 280, 400 e 600;
- Solução alcoólica crescente (70 a 100%);
- Soro fisiológico 0,9% (Áster Produtos Médicos LTDA);

- Micropipeta Oxford para até 2 ml;
- Pinça metálica;
- Sílica gel;
- Régua milimetrada;
- Paquímetro;
- Dessecador.

4.2 Método

Obtenção das Amostras

Foram escolhidas quinze (15) amostras de esmalte dental sadio de quinze (15) incisivos centrais superiores bovinos recém abatidos. Estes dentes foram armazenados em solução salina a 0,9% por um período não superior a 8 meses. Este cuidado visou evitar o ressecamento das amostras com a perda da umidade por estarem fora da boca, e com isso evitar o aparecimento de fraturas nas mesmas.

Preparo das Amostras

Com uma lapiseira de 0,5 mm de diâmetro, foram demarcados os formatos das amostras, padronizadas em aproximadamente 1 cm² no sentido vestibulo-lingual.

Usando micrótomo (Labcut Model 1010 - Extec Enfield, CT USA), cortador de tecido duro, os dentes foram cortados em "paralelepípedos" de 1cm x 1cm x 1mm de espessura usando disco diamantado, refrigerado com água e óleo mineral, com velocidade de 250 rpm, deixando sempre o esmalte externo sem ser tocado pelos instrumentos cortantes e calculando para que em nenhum momento houvesse falta de esmalte na amostra.

Como a coroa do dente é convexa, padronizamos a profundidade da espessura em 1 mm para as bordas da amostra. Ficamos então com o meio das amostras mais espesso que as bordas e com a presença de um pouco de dentina.

Logo em seguida, desgastamos cada amostra na politriz (Ecomel - Buehler - USA) com ajuste em 350 rpm sob refrigeração com água corrente, com lixas d'água de granulações 280, 400 e 600, nesta seqüência, até a

obtenção 1mm de espessura de esmalte (nas bordas), fazendo esta face o mais paralelo possível à superfície do esmalte.

As amostras foram mantidas em soro fisiológico e guardadas em geladeira (4°C).

Um dia antes da irradiação, as amostras passaram por dois processos de desidratação. Primeiramente elas foram desidratadas em concentrações crescentes de álcool (50%, 70%, 90% e absoluto por 15 minutos em cada uma). Depois, elas foram colocadas numa estufa (Fanem-315SE) a 120°C por 24 horas.

Após ser retirado da estufa e utilizando uma balança analítica (Libron L 160 DTP), cada amostra teve sua rehidratação monitorada através da pesagem da sua massa de ½ em ½ hora até observarmos a estabilização da massa que aconteceu depois de duas horas e meia de exposição ao meio ambiente.

Após a pesagem, as amostras foram selecionadas da seguinte forma:

- 06 amostras [L₁-L₆] para determinação experimental do Limiar de Ablação: estas tiveram a superfície vestibular polida com a politriz para tirar as imperfeições;
- 03 amostras [M₁-M₃] para a medida da quantidade de massa removida por pulso *laser*;
- 04 amostras [T₁-T₄] para análise em microscopia óptica [MO] e microscopia eletrônica de varredura [MEV];
- 01 amostra teste [t] (usadas várias vezes para testar a programação do experimento em questão, antes de usarmos a amostra verdadeira);
- 01 amostra controle [C].

Sistema USPL T³ de Ti:Al₂O₃ (Figura 4)

O pulso *laser* foi gerado por um conjunto de *lasers* que, estando apoiado sobre uma mesa e produzindo pulsos ultracurtos, é denominado T³ (*Table Top Terawatt*). O seu principal elemento é o Ti:Al₂O₃, o meio ativo. O titânio (Ti) é um dopante do cristal de safira (Al₂O₃).

O sistema consiste de um oscilador principal, integrado a um amplificador utilizando a técnica CPA. Este oscilador principal semente da Coherent é um conjunto formado pelos osciladores Verdi + Mira-Seed-R, no qual o Verdi bombeia o Mira-Seed-R.

O Verdi é um *laser* contínuo [CW] de Nd:YVO₄ bombeado por um *laser* de Diodo CW, dobrado para emissão em 532 nm. O *laser* de Nd:YVO₄ tem que ser dobrado para emitir feixe de cor verde, já que a única restrição do oscilador Mira-Seed-R é ter que ser bombeado por luz verde. [BAUER, T. *et al.*; 2002]

O Mira-Seed-R é um oscilador de pulsos ultracurtos de Ti:Al₂O₃, operando em regime temporal KLM, com frequência de operação [TR_p] de 78 MHz. Seus pulsos têm energia de pulso [E_p] inferior a 5 nJ, e pode atingir uma Δt_p inferior a 60 fs quando sintonizado em 830 nm.

Sua emissão é em 830 nm, o que caracteriza uma energia *laser* no Infra-Vermelho [IV] próximo e sua pouca absorção pelos tecidos, ou seja, sua grande profundidade de penetração. A E_p é de 1 mJ e TR_p é de 78 MHz. Este pulso de 60 fs que sai do Mira-Seed.

Entrando no sistema CPA, o feixe passa por um *slizer* onde sua TR_p é reduzida a 1 kHz.

O Sistema CPA propriamente dito, é um conjunto formado de um alargador temporal, um amplificador de energia e um compressor temporal.

O alargador temporal, com apenas uma grade de difração (*single-grating pulse stretcher*), alarga o pulso de 60 fs para 30 ps em 4 passos, o que faz a E_p ser distribuída por todo o novo tempo do pulso, ou seja, ocorre a diminuição da potência de pico.

O amplificador de energia é do tipo multipasso (8 passos) de Ti:Al₂O₃, (Odin-DP), bombeado por um *laser* de Nd:YLF dobrado, (527DP-S) bombeado por lâmpada *flash*. Neste, a E_p de ~1 nJ é amplificada para ~1 mJ. Os pulsos extraídos neste ponto do sistema apresentam uma Δt_p de 30 ps, TR_p de 1000 Hz e E_p de ~1 mJ. (Figura 05, página 59)

Após a amplificação, um compressor temporal (4 passos), com duas grades de difração do amplificador Odin, comprime o feixe, de 30 ps para 60 fs. Os pulsos extraídos neste ponto do sistema apresentam, portanto, uma Δt_p de 60 fs, TR_p de 1000 Hz e E_p de ~0,7 mJ (Figura 06, página 59)

Tanto para os feixes de 30 ps como para os feixes de 60 fs, usamos o mesmo sistema de focalização. Utilizamos uma lente focalizadora com 2,5 cm de diâmetro. Medimos a distância da lente focalizadora à cintura do feixe *laser* e encontramos 29,7 cm para a distância focal [f]. Com um perfilômetro (Spiricon) M² - 200 de feixe integrado ao USPL T³ de Ti:Al₂O₃ registramos a

curva hiperbólica do feixe com uma cintura de diâmetro $2\omega_0$ de $60 \mu\text{m}$. Portanto, a medida do *spot size* do feixe foi de $60 \mu\text{m}$. Como nosso feixe não era perfeito, sua lei de propagação é afetada com um fator $M^2 = 1,3$, o que é considerado uma boa qualidade espacial. Com estas características, sua curva hiperbólica era um pouco maior que a do feixe Gaussiano perfeito (Figura 3).

Todos as características dos feixes estão resumidas na Tabela 02.

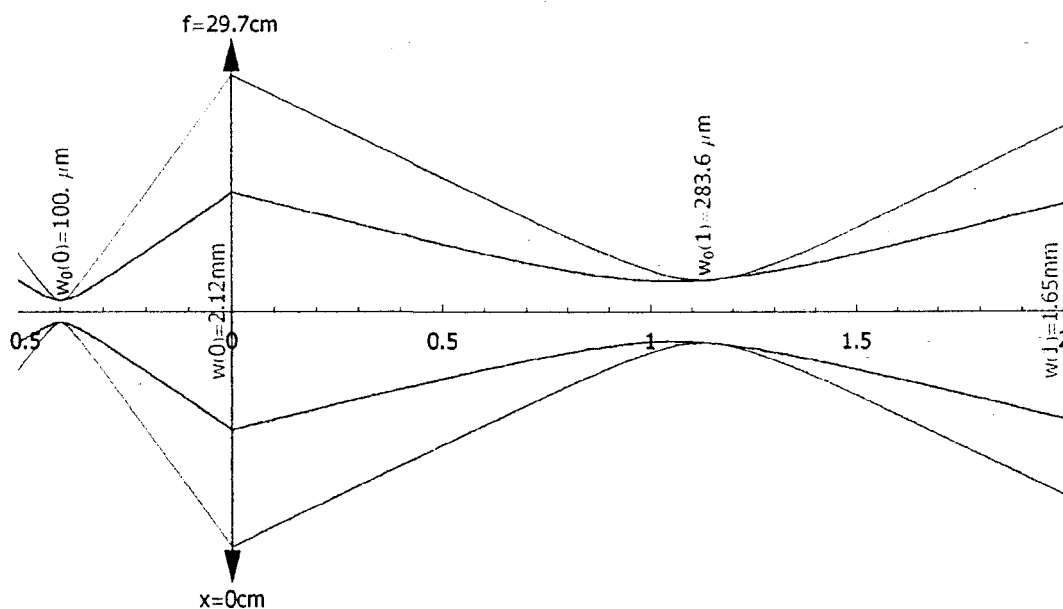


Figura 03: Perfil do feixe do sistema *USPL T³* de $\text{Ti:Al}_2\text{O}_3$ (azul) utilizado em comparação ao perfil do feixe Gaussiano perfeito (rosa).



Figura 04: SISTEMA T³ no CLA

Características dos feixes do USPL T ³ de Ti:Al ₂ O ₃		
Δt_p	30 ps	60 fs
λ [nm]	830	830
P_{pico}	30 [MW]	10 [GW]
E_p [mJ]	1	0,6
TR_p [KHz]	1	1
Diâmetro da lente [cm]	2,5	2,5
f [cm]	29,7	29,7
ω_0 [μm]	30	30
M^2	1,3	1,3
Regime temporal de operação	Pulsado alargado amplificado <u>não</u> comprimido	Pulsado alargado amplificado comprimido

Tabela 02: Características do feixe laser utilizado neste trabalho.

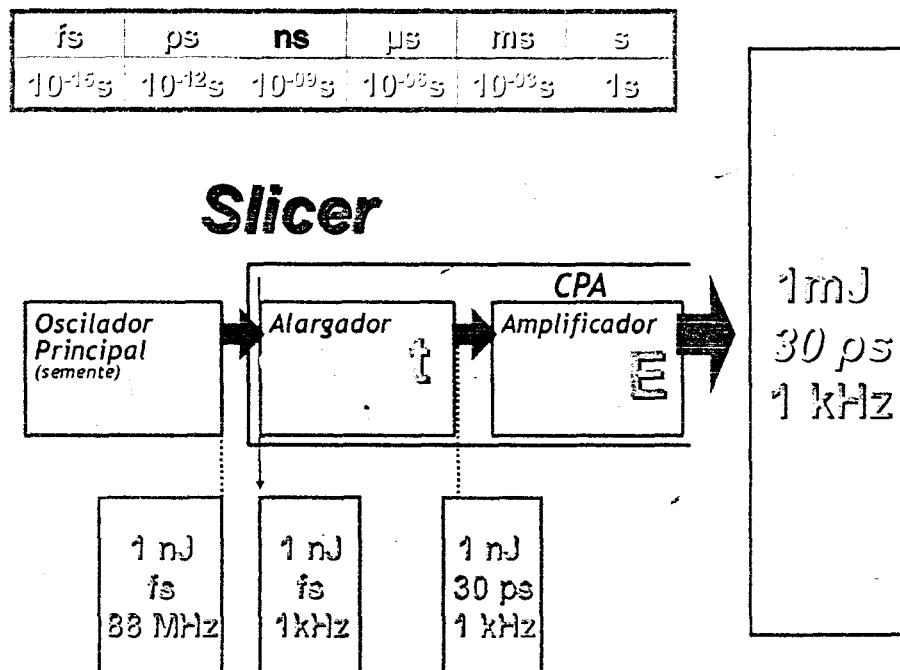


Figura 05: Esquema do caminho percorrido pelo feixe dentro do sistema T^3 para construção do feixe de 30 ps.

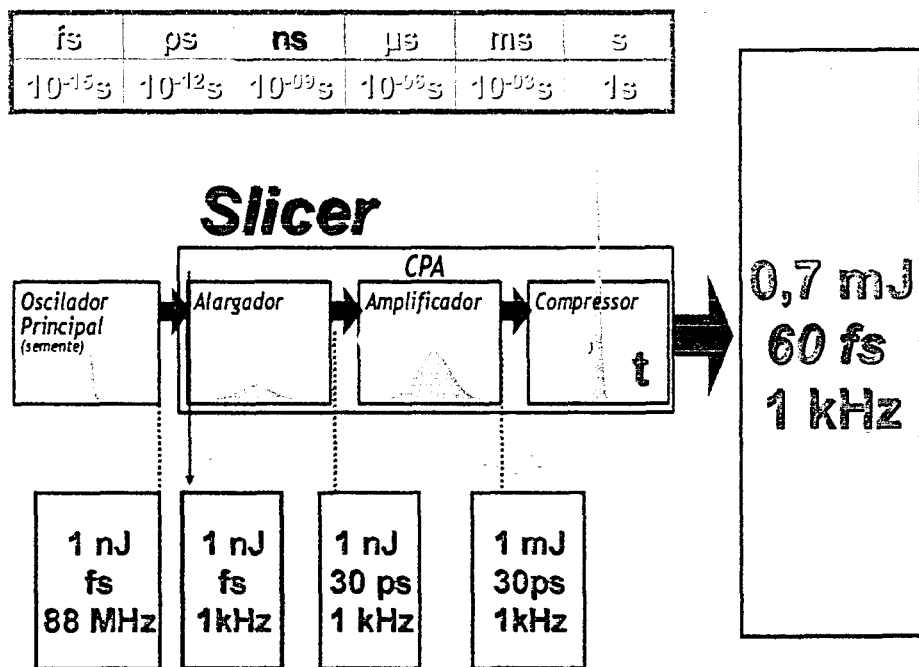


Figura 06: Esquema do caminho percorrido pelo feixe dentro do sistema T^3 para construção do feixe de 60 fs.

O feixe *laser* foi focalizado e a amostra não foi refrigerada durante o processo.

Um detalhe a ser ressaltado é a aferição periódica da energia de saída do feixe *laser* aplicado nas amostras.

Para tal finalidade, contamos com o auxílio de o detector piroelétrico (Ophir PE 50).

No momento de irradiar as amostras, foram seguidas as normas de segurança necessárias, ressaltando-se a utilização de óculos de proteção de densidade óptica 7, para o comprimento de onda do feixe *laser* de 830 nm, tanto para o operador como para as demais pessoas envolvidas diretamente no experimento. (Anexo 4)

A incidência do feixe foi normal (90^0) à superfície [TANNOUS, 2001]. Todas as irradiações foram feitas na superfície vestibular do esmalte íntegro. As características do feixe estão resumidas na Tabela 2, na página 63.

Tivemos, em todos momentos, o cuidado em evitar contato direto da pele ou contaminação da superfície do esmalte durante a manipulação das amostras. Para tanto, as mesmas eram manipuladas com uma pinça metálica autoclavada. Os parâmetros do feixe eram aferidos em cada uso.

Um protocolo de calibração do *USPL T³* de $Ti:Al_2O_3$, normatizado pelos operadores do mesmo do *CLA*, que participaram do Projeto Temático *T³* [VIEIRA Jr., 2000] foi seguido antes de iniciarmos os experimentos.

Preparo da Mesa de Translação

Utilizamos uma mesa de translação com resolução micrométrica (10 μm) computadorizada x-z transversal, com um acessório por nós desenvolvido para fazer o eixo y, para movimentar as amostras durante a irradiação.

A mesa permitiu o posicionamento e o movimento das amostras nas 3 direções espaciais no momento da irradiação, de diferentes maneiras, para cada tipo de exposição e para cada tipo de experimento.

Para executar o movimento desejado em cada experimento, a mesa foi controlada por um sistema computadorizado onde um software especial foi programado.

Quando utilizado, o acessório no eixo y manteve um movimento constante

de queda de 1 mm/s. (Figura 7)

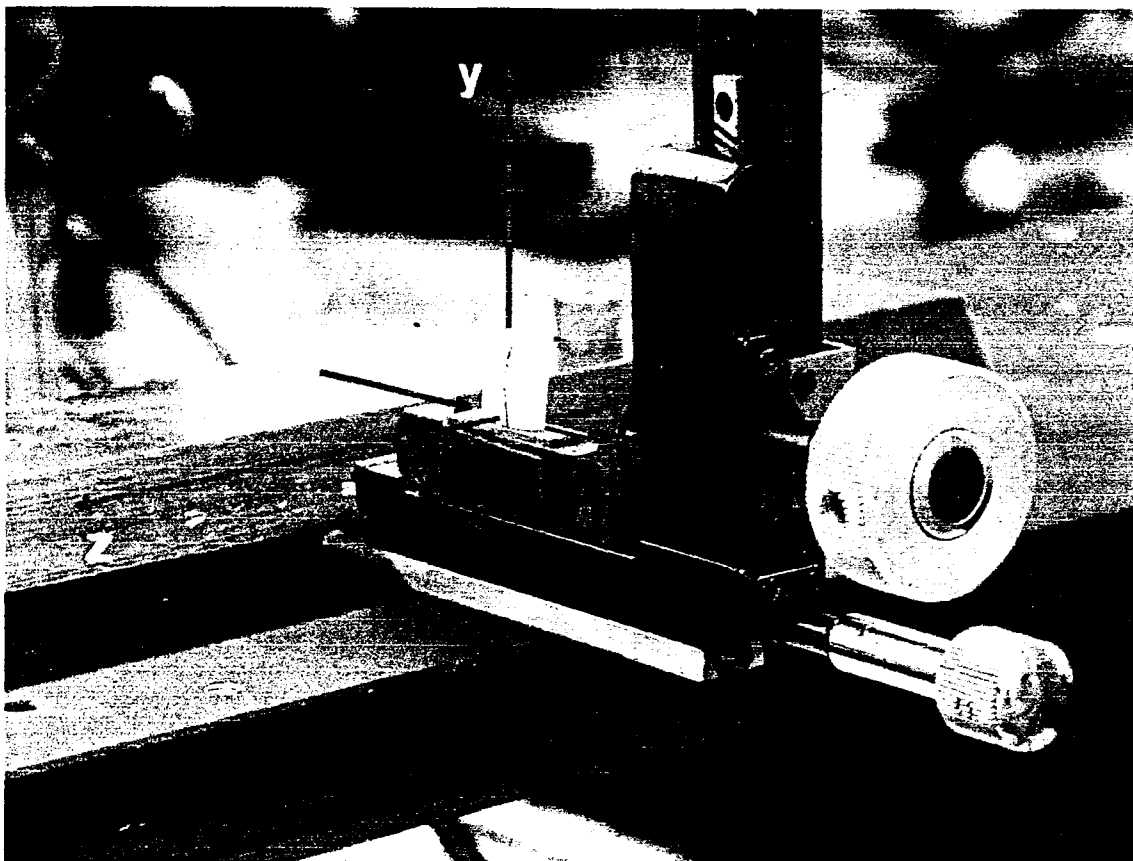


Figura 07 : Mesa de Translação x, y e z com amostra teste em posição.

4.2.1 Irradiação das amostras para determinação experimental do limiar de ablação com $USPL T^3$ de $Ti:Al_2O_3$ nos dois regimes temporais de 30 ps e 60 fs.

O deslocamento da mesa de translação foi programado para que pudéssemos estudar as características do feixe nas diversas distâncias focais.

Sabíamos que na cintura focal do feixe *laser*, a distância focal [x_0] era de 29,7 cm e o raio do feixe [ω_0] era de 30 μm , ou seja, seu *spot size* [\emptyset] era de 60 μm .

A mesa de translação foi programada para fazer 3 diferentes trajetórias. Em cada trajetória, o experimento iniciou em um ponto, onde já estava ocorrendo ablação, mas que estava fora da cintura do feixe. A incidência da irradiação começava com amostra parada durante 0,5 s, marcando na mesma o local do início do experimento. Sem parar a irradiação, a mesa começava o

movimento programado da seguinte forma: partindo de uma distância $[Z_x]$, medida no início de cada experimenta, a amostra era movimentada longitudinalmente para frente no eixo z (na horizontal), e transversalmente no eixo x e, passando pelo foco e terminando depois de 10s. (As 3 trajetórias foram planejadas com as seguintes velocidades):

1ª) eixo x: 5 mm/s; eixo z: 30 mm/s; tempo de exposição: 10s;

2ª) eixo x: 5 mm/s; eixo z: 40 mm/s; tempo de exposição: 10s;

3ª) eixo x: 5 mm/s; eixo z: 50 mm/s; tempo de exposição: 5s.

Após a irradiação as amostra foram levadas para MO e MEV. (Tabela 3)

O movimento no eixo z variava a distância focal da amostra à lente focalizadora seqüencialmente para podermos observar o tamanho da cavidade que cada pulso do *laser* fazia em cada distância. Já o movimento no eixo x, que deslocava a amostra lateralmente, fazia com que os pulsos do *laser* não fossem sobrepostos (coincidindo no mesmo ponto que o anterior na amostra), mas que fossem marcados seqüencialmente para podermos avaliar o comportamento do feixe durante a ablação.

Depois de 10s, sabíamos que a amostra já havia passado pela cintura focal e estava a uma distância focal onde tínhamos certeza que não havia mais ablação, ou seja, a quantidade de energia já não era suficiente para promover a ejeção do material. (Figura 8)

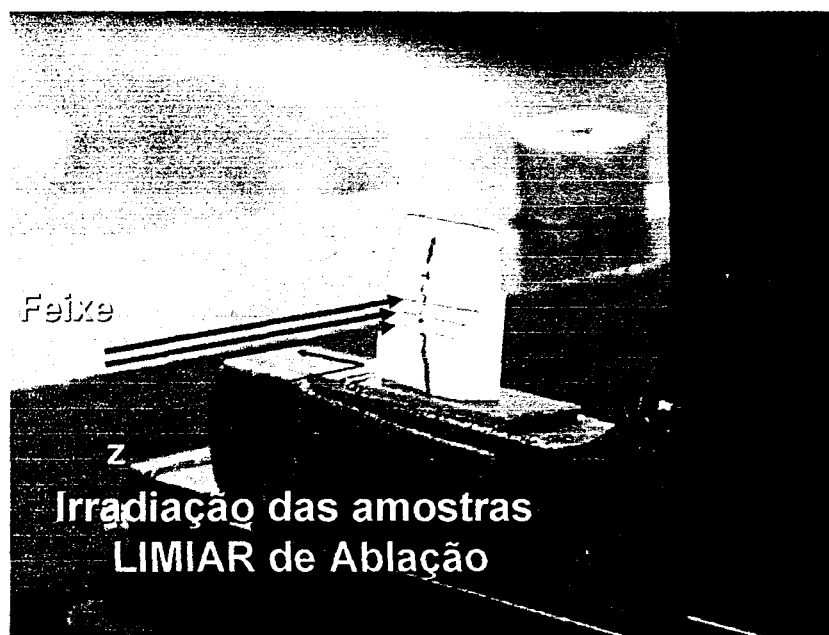


Figura 08: Esquema das trajetórias de translação das amostras para determinação do Limiar de Ablação.

60 fs	Eixo x (mm)	Eixo z (mm)	Δt (s)	Sentido
Pista 1	05	30	10	Horizontal
Pista 2	05	40	10	Horizontal
Pista 3	05	50	05	Horizontal

Tabela 03: Movimentos de translação das amostras para determinação do limiar de ablação.

4.2.2 Irradiação das amostras para quantificação da massa extraída por pulso na ablação do esmalte com $USPL T^3$ de $Ti:Al_2O_3$ no regime temporais de 60 ps.

Após a pesagem das amostras M_1 e M_2 com a balança analítica, estas foram levadas para irradiação. Enquanto a mesa era transladada lateral e horizontalmente no eixo x a 10 mm/s, o acessório y deslocava verticalmente a 1 mm/s. Desta forma, o feixe nunca era irradiado no mesmo local da aplicação anterior, não ocorrendo portanto sobreposição de tiros. As amostras foram irradiadas 30 ciclos de 14 passagens. O tempo total de exposição foi de 17 minutos para cada amostra. Com a amostra M_3 fizemos uma superexposição, de 240 ciclos. O tempo total de exposição foi de 2 horas e 15 minutos. Após a irradiação as amostras foram pesadas novamente e as variações de massa $[\Delta_m]$ encontradas. Partimos então para encontrarmos o número de pulsos que incidiram nas amostras durante a irradiação. Para tanto, executamos a medição das larguras, superior e inferior, das amostras com um paquímetro (Mitutoyo) (Figura 09).

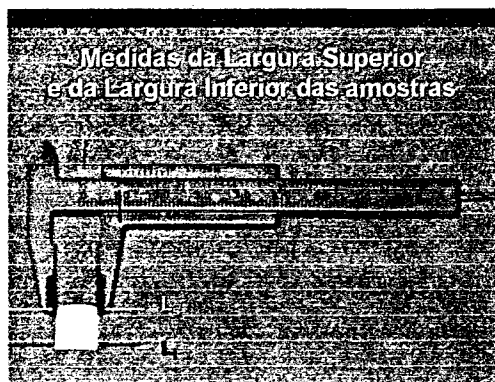


Figura 09: Medidas da Largura Superior (L_s) e da Largura Inferior (L_i) das amostras.

4.2.3 Irradiação das amostras para análise das alterações estrutura micromorfológicas (danos térmicos ou mecânicos) no esmalte, utilizando-se MO e MEV, nos dois regimes temporais de 30 ps e 60 fs.

Um protocolo de irradiação foi elaborado para podermos observar os resultados tanto com irradiação em um único ponto como com irradiação de varredura. Como trabalhamos nos 2 regimes temporais de 30 ps e 60 fs, dividimos as amostras em 2 partes. Para cada tipo de feixe, fizemos 4 tipos de exposições (Figura 10):

Amostra 1 e 2 de ps

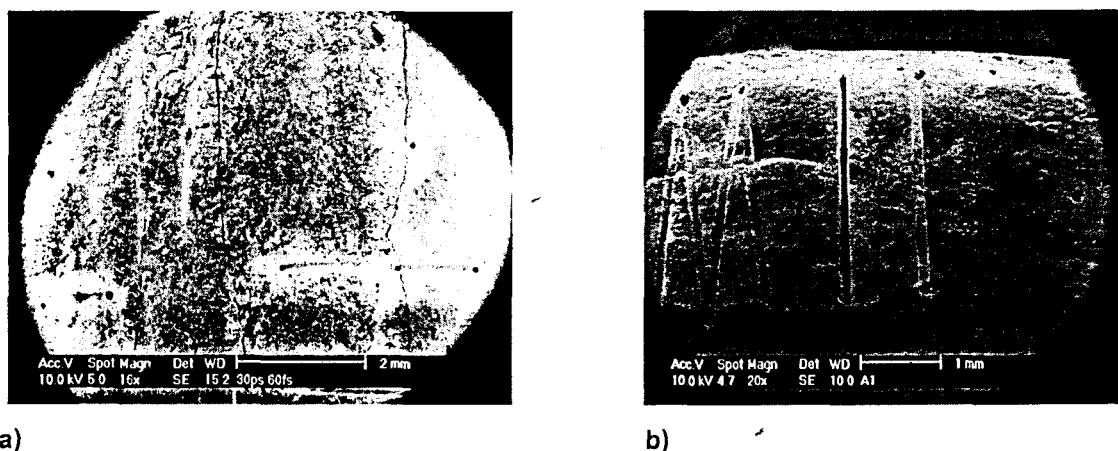
- 1 ponto – 1 s 1000 pulsos
- 3 mm 1 s - 1 vez 1000 pulsos
- 3 mm 1 s - 8 vezes 1000 pulsos
- 3 mm 1 s - 1 vez- Zig - Zag - 8 vezes 1000 pulsos

Amostra 3 e 4 de ps

- 1 ponto – 5 s 5000 pulsos
- 3 mm 1 s - 1 vez 1000 pulsos
- 3 mm 1 s - 8 vezes 1000 pulsos
- 3 mm 1 s - 1 vez- Zig - Zag - 8 vezes 1000 pulsos

Amostra 1, 2, 3 e 4 de fs

- 1 ponto – 5 s 5000 pulsos
- 3 mm 1 s - 1 vez 1000 pulsos
- 3 mm 1 s - 8 vezes 1000 pulsos
- 3 mm 1 s - 1 vez- Zig - Zag - 8 vezes 1000 pulsos



a) Protocolo de exposição: à esquerda 30 ps e à direita 60 fs; b) Detalhe do protocolo de irradiação (da direita para a esquerda): ponto, rasgo único (por 1 passagem), rasgo 8 vezes (por 8 passagens), rasgo em zig zag, 8 vezes (por 8 passagens sem sobreposição).

Depois de irradiadas, as amostras foram levadas para serem observadas em **MO** e **MEV**.

Com a técnica **MO**, conseguimos magnificações de 10x, 20x, 50x e 100X.

Em **MEV**, como a técnica necessita desidratação total da amostra, fizemos novamente a desidratação com álcool a 50%, 70%, 90% e absoluto e em seguida armazenamos as mesmas num dessecador contendo sílica gel. Logo em seguida, as amostras passaram pela fase de metalurgia, onde foram fixadas em suportes (*stubs*) de alumínio, com cola à base de prata, e metalizadas com cobertura de ouro. Padronizamos os aumentos para 20x, 200x, 400x, 1000x e 2000x na região irradiada.

5 RESULTADOS

5.1 Limiar de Ablação

No início do experimento de acordo com a lente focalizadora escolhida e os equipamentos de medição discorridos no material e método, foram encontrados os seguintes valores: o diâmetro do feixe *laser*, que chegava do equipamento à lente focalizadora foi de 8 mm [$2\omega_z$], o diâmetro da lente de 2,5 cm, a sua distância à cintura do feixe *laser* [f] de 29,7 cm, o M^2 de 1,3 e o raio na cintura do feixe [ω_0] de 30 μm .

Como não sabíamos o ponto de limiar de ablação no eixo z , não conseguimos irradiar as primeiras amostras de forma a termos todos os pontos onde acontecia ablação, registrados para análise. Porém, nosso primeiro protocolo (veja em material e método) nos permitiu ter o registro do que chamamos de metade completa da região de ablação. Como se tratava de um feixe de distribuição Gaussiana, esperávamos que ele tivesse um comportamento simétrico, antes e depois da cintura e portanto, os desenhos das cavidades deveriam ser os mesmos. Observamos as figuras em MEV das amostras e encontramos o ponto de limiar de ablação Z_L e pudemos medir o menor e o maior diâmetro da cavidade [$2\rho_L$]; estávamos diante do maior diâmetro do feixe de ablação [$2\omega_L$].

Além disso, percebemos que as cavidades tinham uma variação de profundidade que mostrava ser mais funda na região da cintura do feixe *laser* e mais rasa na região do limiar de ablação. Como tínhamos f e z_L , determinamos z_L' e repetimos o experimento com o *laser* no regime temporal de 60 fs, alterando a programação do deslocamento da mesa de translação, de forma a nos permitir ver em MEV as imagens completas das regiões de ablação do feixe e esta distância $z_L - z_L'$ foi denominada de comprimento de ablação. Observando que a área dos diâmetros de ablação lembrava o chocolate brasileiro chamado "língua de gato", esta área ficou então denominada região de ablação em forma de "língua de gato". (Figura 11)

Identificamos: cintura de ablação (posição [0]) com $2\omega_0$ como o diâmetro

do feixe na sua cintura, $2\rho_0$ como o diâmetro da cavidade de ablação na cintura do feixe, x_0 como a distância da cintura do feixe à lente; cavidade de diâmetro máximo [m] com $2\omega_m$ como o diâmetro do feixe no maior diâmetro da cavidade de ablação, $2\rho_m$ como o maior diâmetro da cavidade de ablação, x_m como a distância da amostra no maior diâmetro da cavidade de ablação, à lente; limiar de ablação [z_L] com $2\omega_L$ como o diâmetro do feixe na menor cavidade de ablação, $2\rho_L$ como o diâmetro da menor cavidade de ablação e x_L como a distância da amostra à lente na menor cavidade de ablação, ou seja, a distância focal de limiar de ablação. (Figura 11)

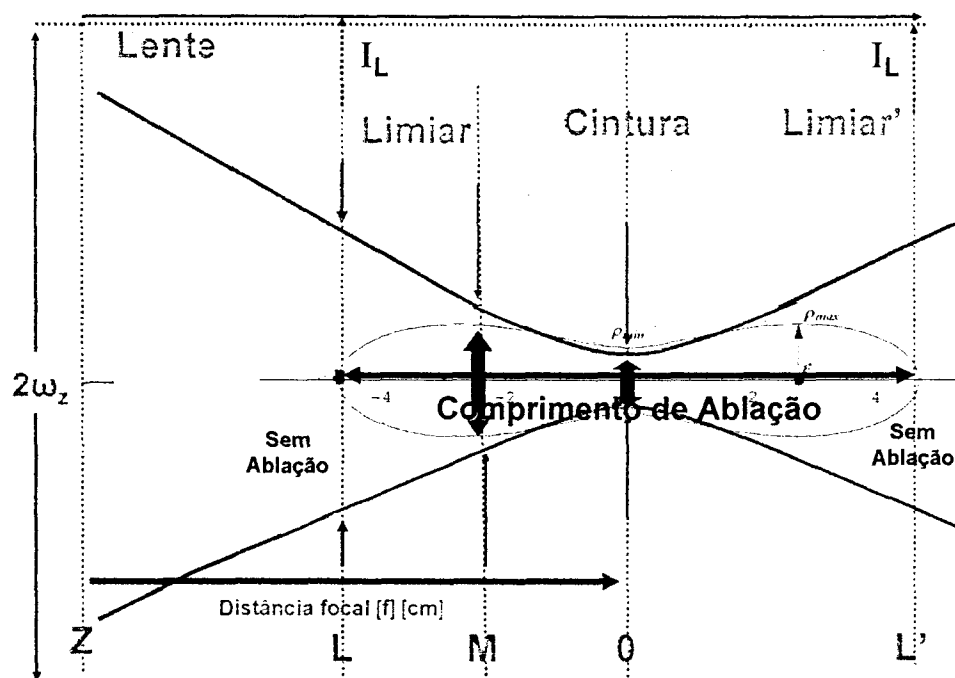


Figura 11: Ponto Z identificando posição da lente no eixo z. Comprimento de ablação no eixo z identificado na figura. Região de ablação identificada em cor azul clara. Perfil do feixe: duas curvas em vermelho. Cintura do feixe e cintura da cavidade de ablação coincidentes no ponto O (zero). Limiar de ablação nos pontos L e L'. Diâmetro de ablação máximo no ponto M.

Utilizando a Lei de Propagação do feixe Gaussiano de curva simétrica a partir de zero [$\omega_z = \omega_0 [1 + (M^2 \cdot z/z_0)^2]^{1/2}$], determinamos os diversos raios do feixe laser [ω] nas diversas distâncias focais [x] (Tabela 04).

Como mencionamos anteriormente, cada um destes pontos tem o seu correspondente [$'$] simétrico. As Figuras 10, 11 mostram as amostras em

aumento em 20x em MEV para visualização do feixe e do protocolo de medições. Como para cada amostra do primeiro experimento tínhamos 3 tipos de trajetórias (Figura 12 e 13) e do segundo experimento tínhamos 2 tipos de trajetórias (Figura 14), calculamos as posições para cada uma delas de acordo com as velocidades de deslocamento (razão dos deslocamentos dos eixos z e x percorridos em cada uma das direções) e determinamos os reais comprimentos de ablação (Figura 15).

Com os resultados da Tabela 04, fomos na Tabela 04 e encontramos o raio do feixe em função das distâncias focais. Neste ponto de limiar $[Z_L]$, $[F_L = E_p / \pi \cdot \omega(z)^2]$.

Portanto a Fluência de limiar de ablação, para o regime temporal de 30 ps foi de $\sim 0,86 \text{ J/cm}^2$, para o regime temporal de 60 fs foi de $\sim 0,81 \text{ J/cm}^2$ no primeiro experimento e $\sim 0,57 \text{ J/cm}^2$ no segundo experimento (Tabela 06)

O resultado das medidas das cavidades máximas e mínimas das amostras ($2\rho_m, 2\rho_0, 2\rho_m'$) está na Tabela 07.

Neste ponto de limiar $[Z_L]$, $[F_L = E_p / \pi \cdot \rho(z)^2 \cdot e]$, onde e é a base neperiana de valor 2,71828. Portanto a Fluência de limiar de ablação, calculada pelos diâmetros $[2\rho]$ das cavidades, para o regime temporal de 30 ps foi de $\sim 0,70 \text{ J/cm}^2$, para o regime temporal de 60 fs foi de $\sim 0,63 \text{ J/cm}^2$ no primeiro experimento e $\sim 0,47 \text{ J/cm}^2$ no segundo experimento (Tabela 07).

Fizemos uma montagem de MEV em 20x, 200x, 1000x e 2000x para observarmos a excelente qualidade do corte neste experimento de limiar de ablação que pode ser observado na Figura 15.

Posição da amostra [x] e respectivo raio do feixe [ω]		
x [cm]		ω [μm]
27,0	32,4	310,563
27,1	32,3	299,170
27,2	32,2	287,782
27,3	32,1	276,389
27,4	32,0	265,020
27,5	32,9	253,648
27,6	31,8	242,284
27,7	31,7	230,928
27,8	31,6	219,581
27,9	31,5	208,246
28,0	31,4	196,924
28,1	31,3	185,617
28,2	31,2	174,329
28,3	31,1	163,063
28,4	31,0	151,825
28,5	30,9	140,62
28,6	30,8	129,458
28,7	30,7	118,351
28,8	30,6	107,315
28,9	30,5	96,376
29,0	30,4	85,571
29,1	30,3	74,957
29,2	30,2	64,628
29,3	30,1	54,749
29,4	30,0	45,603
29,5	29,9	37,740
29,6	29,8	32,110
29,7 [CINTURA] [f]		30,000 [ω_0]

Tabela 04: Raio do feixe em função da posição da amostra.

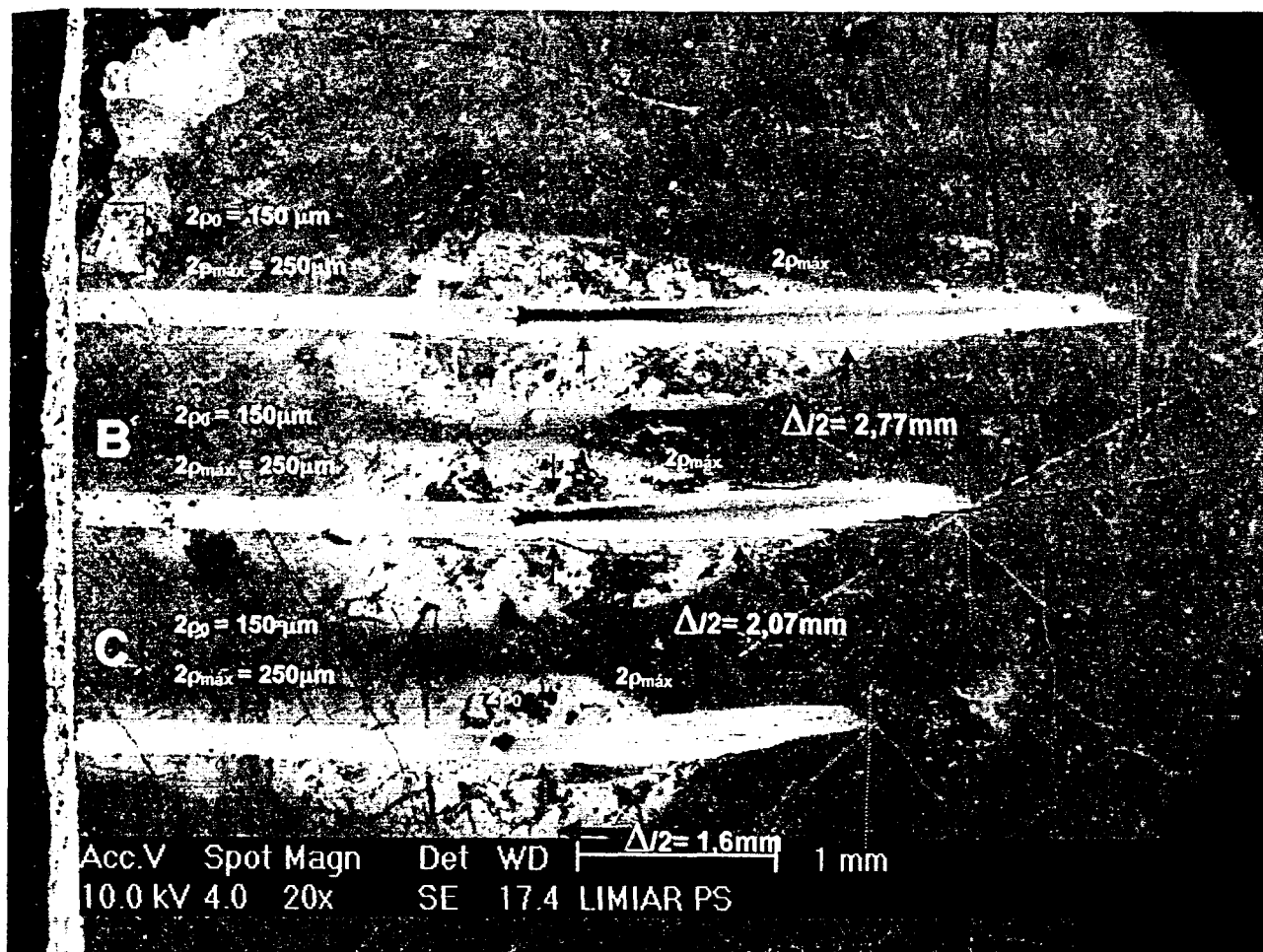


Figura 12: MEV mostrando medição da metade do comprimento e dos diâmetros da cavidade de ablação no regime de 30 ps, no primeiro experimento.

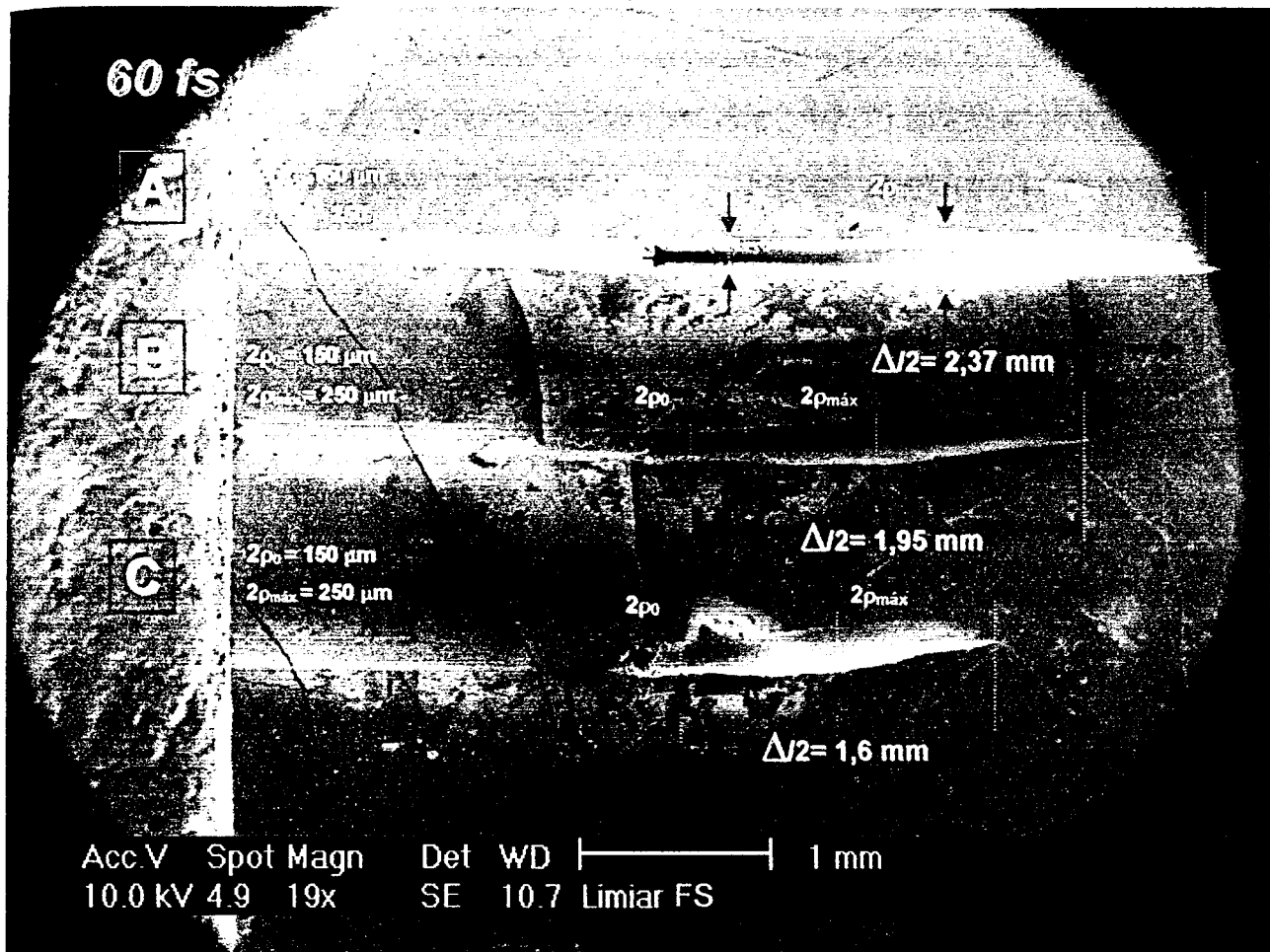


Figura 13: MEV mostrando medição da metade do comprimento e dos diâmetros da cavidade de ablação no regime de 60 fs, no primeiro experimento.

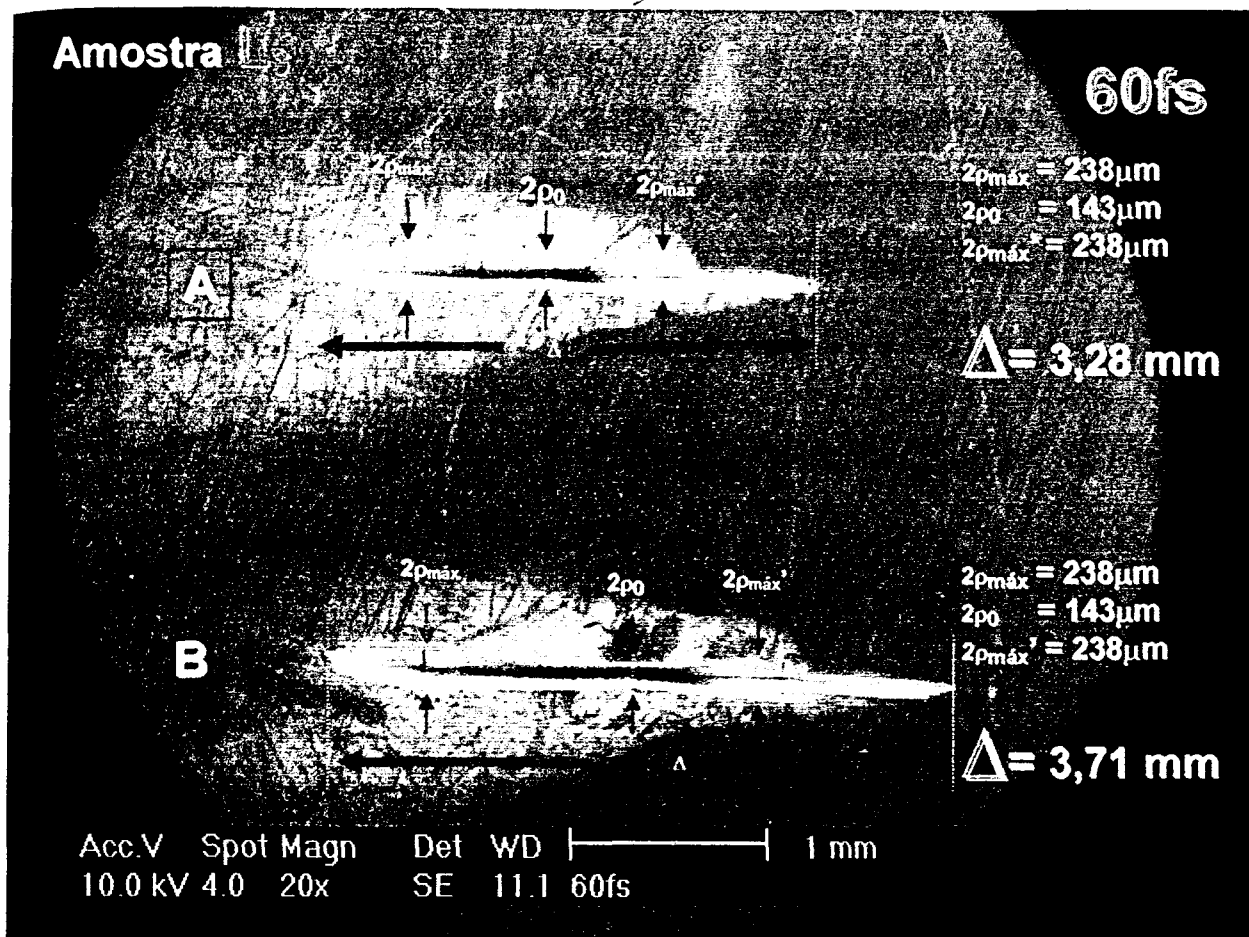


Figura 14: MEV mostrando medição do comprimento de ablação completo e dos diâmetros da cavidade de ablação no regime temporal de 60 fs no segundo experimento.

Localização dos pontos de limiar no eixo z e das distâncias focais																
	Amostras do 1º Protocolo						Amostras do 2º Protocolo									
Δt_p	30 ps			60 fs			60 fs									
Amostra	1º L ₁			1º L ₂			2º L ₁		2º L ₂		2º L ₃		2º L ₄			
	A	B	C	A	B	C	A	B	A	B	A	B	A	B	C	D
Eixos z/x	30/5	40/5	50/5	30/5	40/5	50/5	40/5	50/5	40/5	50/5	40/5	50/5	40/5	50/5	40/5	50/5
	10 s	10 s	5 s	10 s	10 s	5 s	10 s	10 s	10 s	10 s	10 s	10 s	10 s	10 s	10 s	10 s
Fator	6	8	10	6	8	10	8	10	8	10	8	10	8	10	8	10
Z _L -Z / 2[cm]	2,77	2,07	1,60	2,37	1,95	1,60	1,64	1,85	1,64	1,85	1,64	1,85	1,52	1,90	1,38	1,76
x _L [cm]	28.1	28.1	28.1	28.3	28.2	28.1	28.4	27.9	28.4	27.9	28.4	27.9	27.5	27.8	28.6	27.9
x _L ' [cm]	31.3	31.4	31.4	31.2	31.3	31.3	31.1	31.6	31.0	31.6	31.0	31.6	31.9	31.6	30,8	31.5

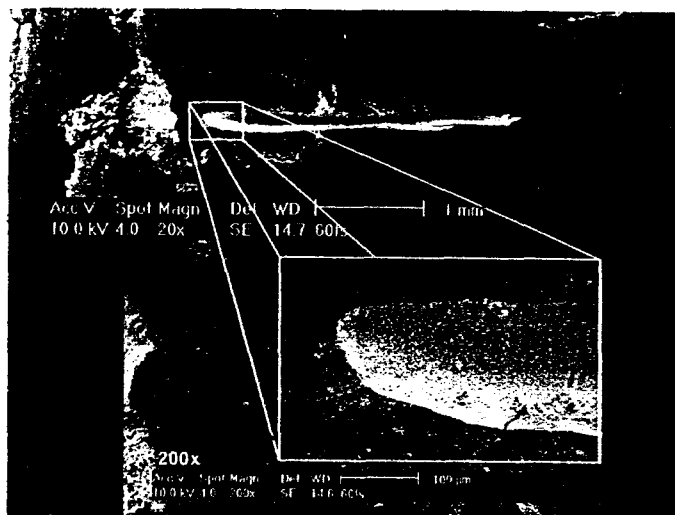
Tabela 05: Localização dos pontos de limiar no eixo z e das distâncias percorridas (x_L e x_L') para cada uma das amostras.

Dados utilizados e resultados dos Cálculos de Fluência média [F] através das Medidas dos Comprimentos de Ablação $Z_L - Z_L'$ feitas nas figuras em MEV (Tabela 05) e valores de ω_L (Tabela 04)																
	Amostras do 1º Protocolo						Amostras do 2º Protocolo									
Δt_p	30 ps			60 fs			60 fs									
Amostras	1º L ₁			1º L ₂			2º L ₁		2º L ₂		2º L ₃		2º L ₄			
	A	B	C	A	B	C	A	B	A	B	A	B	A	B	C	D
x_L [cm]	28.1	28.1	28.1	28.3	28.2	28.1	28.4	27.9	28.4	27.9	28.4	27.9	27.5	27.8	28.6	27.9
ω_L [μm]	186	186	186	163	174	186	152	208	152	208	152	208	254	220	130	208
E_p [μJ]	934 (14)			767 (11)			567 (5)		568 (6)		569 (5)		561 (6)			
F [J/cm^2]	0,86	0,86	0,86	0,92	0,81	0,86	0,78	0,42	0,78	0,42	0,78	0,42	0,28	0,37	1,06	0,41
F_L	0,86			0,81			0,57									

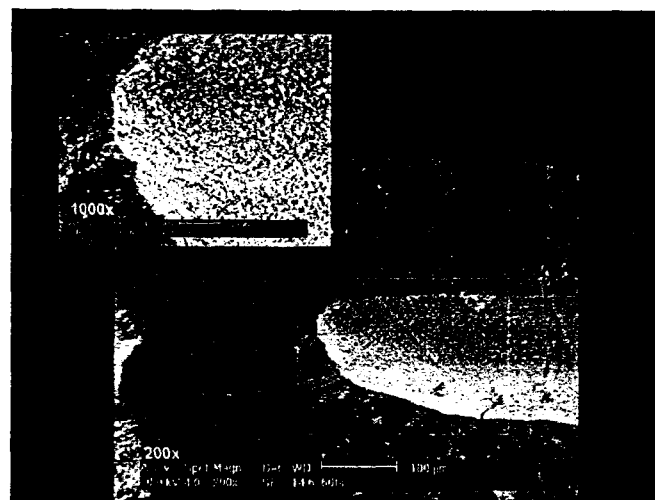
Tabela 06: Dados para Cálculos de Fluência de limiar (f = 29,7 cm).

Dados utilizados e resultados dos Cálculos de Fluência média [F] através das Medidas dos diâmetros [$2\rho_0$ e $2\rho_m$] das cavidades feitas nas figuras em MEV																
	Amostras do 1º Protocolo						Amostras do 2º Protocolo									
Δt_p	30 ps			60 fs			60 fs									
Amostra	1º L ₁			1º L ₂			2º L ₁		2º L ₂		2º L ₃		2º L ₄			
	A	B	C	A	B	C	A	B	A	B	A	B	A	B	C	D
$2\rho_0$ [μm]	150	150	150	150	150	150	142	142	142	142	142	142	142	142	142	142
$2\rho_m$ [μm]	250	250	250	250	250	250	238	238	238	238	238	238	238	238	238	238
E_p [μJ]	934 (14)			767 (11)			567 (5)		568 (6)		569 (5)		561 (6)			
F [J/cm^2]	0,70			0,63			0,47		0,47		0,47		0,46			
F_L	0,70			0,63			0,47									

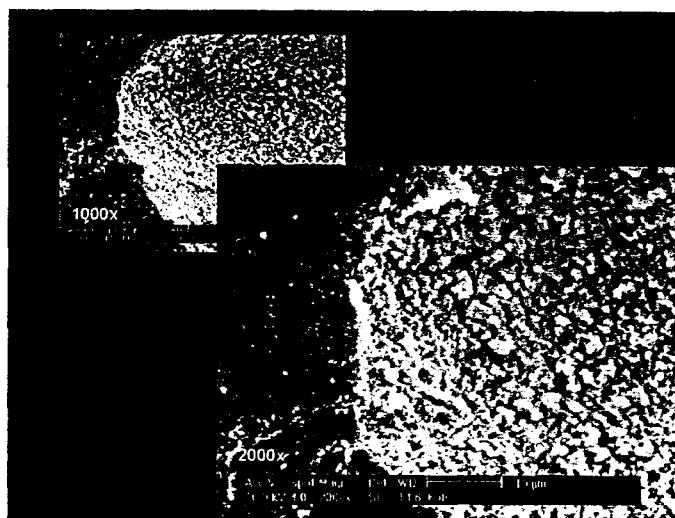
Tabela 07: Fluência de limiar calculada pelos diâmetros [2ρ] das cavidades (f = 29,7 cm).



a)



b)



c)

Figura 15: a) MEV da região de ablação em 20x magnificando em 200x mostrando detalhe da precisão de corte b) magnificação em 1000x e c) magnificação em 2000x mostrando em detalhe a precisão de corte inferior a 1 μm .

Quantificação da massa extraída por pulso

Fizemos a pesagem das amostras durante a toda a fase de rehidratação por adsorção de água e os resultados encontram-se na Tabela 08. Observe que zeramos a balança no início do experimento.

Amostra	12:00	12:30	13:00	13:30	14:00	14:30	(após 7dia)
Controle	0,4790	0,4804	0,4810	0,4821	0,4826	0,4826	-----
M ₁ (g)	0,4038	0,4041	0,4041	0,4043	0,4045	0,4045	-----
M ₂ (g)	0,4298	0,4313	0,4320	0,4334	0,4335	0,4335	-----
M ₃ (g)	0,4341	0,4349	0,4355	0,4360	0,4362	0,4362	0,4357*

Tabela 08: Variação da massa por adsorção de água ao longo do tempo.

Do monitoramento da incorporação de água na amostra durante sua rehidratação, notamos que o acréscimo de massa se estabilizava depois de duas horas. Com isto encontramos o valor da massa da amostra reidratada no tempo. De posse dos resultados das medidas de massa das três amostras M₁, M₂ e M₃, após a irradiação, calculamos a variação de massa [Δm] das mesmas. A variação de massa foi: [$\Delta m = m_{\text{reidratada}} - m_{\text{tem}}$]. A quantidade de massa extraída foi **0,007 g** para M₁, **0,006 g** para M₂ e **0,0454 g** para M₃.

Para calcularmos o número de pulsos que atingiram a amostra, como os cortes dos dentes tinham imperfeições, fizemos a média das medidas das larguras, superior [L_s] e inferior [L_i] das mesmas e encontramos a velocidade de excursão [(L_s + L_i)/2]. O número de pulsos foi encontrado através do cálculo:

$$[N^{\circ}_P = 1000 \cdot [(L_s + L_i)/2] \cdot N^{\circ}_{\text{ciclos}} \cdot N^{\circ}_{\text{passagens}}].$$

A quantidade de pulsos exatos extraídos foi de **421.050 pulsos** para M₁, **390.600 pulsos** para M₂ e **3.316.320 pulsos** para M₃. Calculando a massa extraída por pulso [$\Delta m/N^{\circ}_P$], encontramos a quantidade de **16,63 ng** para M₁, **16,39 ng** para M₂ e **13,69 ng** para M₃.

Sabendo que a densidade média do esmalte [ρ] é **~3,00 g/cm³**, e que [$V = m/\rho$], calculamos o volume removido [Δv]. O volume extraído foi de **2,3 . 10⁻⁹ cm³** para M₁, **2,0 . 10⁻⁹ cm³** para M₂ e **11,5 . 10⁻⁹ cm³** para M₃. Calculando volume removido

por pulso [$\Delta V/N^{\circ}P$] encontramos a quantidade $5,0 \cdot 10^{-9} \text{ cm}^3$ para M_1 , $5,0 \cdot 10^{-9} \text{ cm}^3$ para M_2 e $4,57 \cdot 10^{-9} \text{ cm}^3$ para M_3 .

Nas amostras de massa, chamamos de n o ponto em que estávamos trabalhando. Lembramos que neste experimento a Δt_p foi de 60 fs.

Além disso, determinamos o raio óptico e localizamos a região de trabalho deste experimento de acordo com o experimento de limiar de ablação.

A densidade de potências ou Intensidade dada por $I = P \text{ [W]} / A_f \text{ [cm}^2\text{]}$ nos leva a, $I_n = E_p / \Delta t_p \cdot \pi \cdot (\omega_n)^2 = 745 \cdot 10^{-6} / 60 \cdot 10^{-15} \cdot 3,14 \cdot (\omega_n)^2$. Portanto podemos concluir que a Intensidade de energia administrada foi $\sim 10 \text{ TW/cm}^2$.

Para o caso de $I_n = 10 \text{ TW/cm}^2$, $I_n / I_L = 10/7 = 1,42$; $\rho_n = 0,3\omega_n$; $3\omega_n = 197 \mu\text{m}$; $\rho_n = 59,1 \mu\text{m}$ (Figura 16).

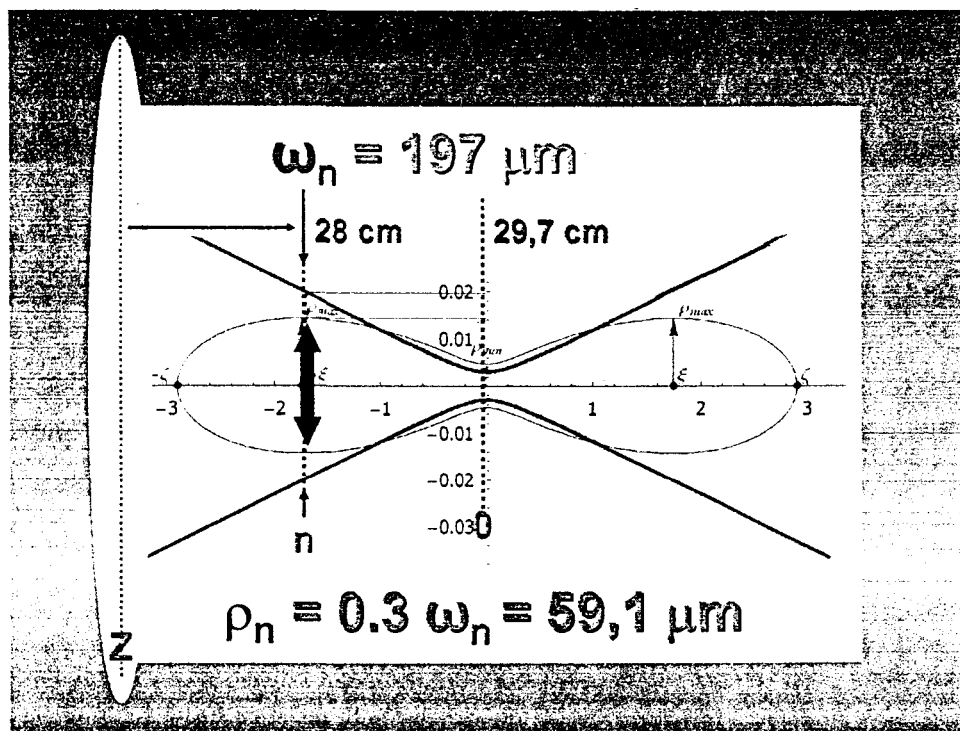


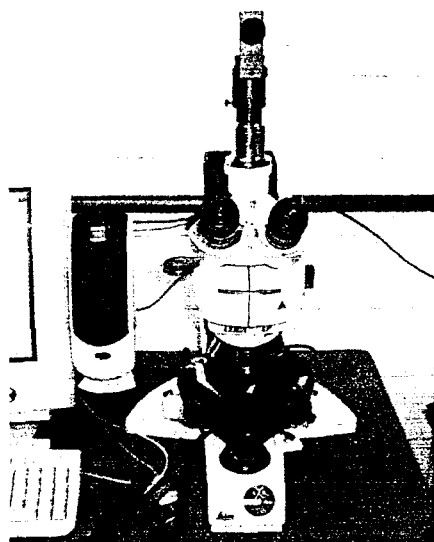
Figura 16: Localização da região de ablação, raio do feixe e raio de ablação onde o experimento da quantificação de massa foi executado.

Como sabemos, $V = A \cdot h$, onde V é o volume da cavidade em n de $4,57 \cdot 10^{-9} \text{ cm}^3$, A é a área do diâmetro da cavidade em n que sabemos ser [$A = \pi \cdot (\rho_n)^2$] de $1,1 \cdot 10^{-4} \text{ cm}^2$ e h_{cn} é a altura da cavidade em n , portanto a profundidade foi de $0,42 \mu\text{m}$ por pulso.

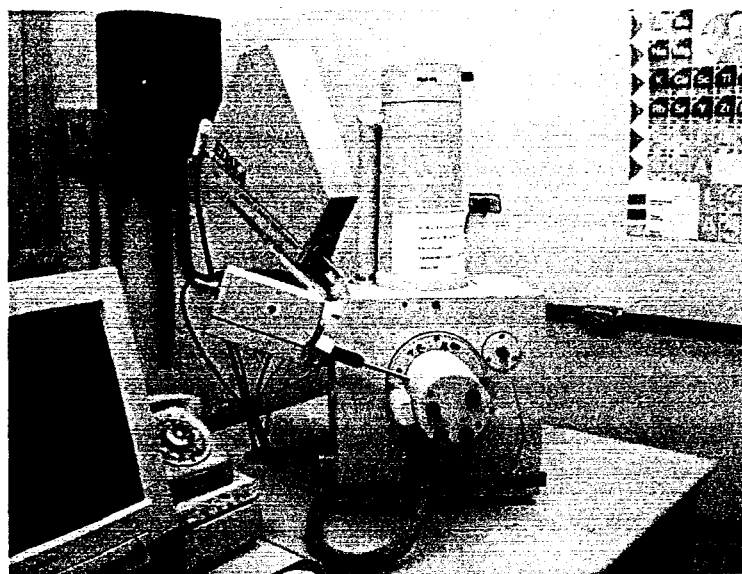
Amostra	Pulsos	Massa 10^{-9} g/pulso	Volume 10^{-9} cm ³ /pulso
M_1	421.050	16,63	5,0
M_2	390.600	16,39	5,0
M_3	3.316.320	13,69	4,57

Profundidade = 0,4 μ m

Tabela 09 : Resultados da quantidade da massa removida por pulso, do volume removido por pulso e da profundidade de ablação nas 3 amostras do experimento em regime temporal de 60 fs.



a)



b)

Figura 17: a) Microscópio Óptico b) Microscópio Eletrônico de Varredura

5.3 Análise Micromorfológica das superfícies irradiadas

Sob a luz da MO (Figura 17a), pudemos observar zonas com pequenos sinais de carbonização no regime temporal de 30 ps, (Figura 18) que não foram observadas no regime temporal de 60 fs. (Figura 19)

Observando as amostras irradiadas com 1000 pulsos na Figura 20, sobre um único ponto, em aumento de 200x, identificamos uma imagem em MEV (Figura 17b) característica de regime temporal de 30 ps [NIEMZ, 1994]. Observamos a existência de ablação, de HAZ e uma zona íntegra, não afetada (tecido original). A extensão das zonas e seus aspectos estão relacionados com as características do feixe laser utilizado. [SERBIN, 2002] [LIZARELLI, 2000]

Na HAZ observamos nitidamente o círculo de estrias que acompanham as ondas de choque que têm uma direção de propagação do centro, onde teoricamente esquenta mais e mais rápido, para as extremidades. Portanto, se observarmos os aumentos de 200x, veremos que as estrias não começam logo nas bordas da cavidade mas sim a uma distância ~100 µm da zona de aplicação do feixe. (Figura 20) Estas fraturas térmicas profundas e longas se mostram posicionadas radialmente ao impacto do laser. As imagens de MEV de 1000x e 2000x mostraram claramente a existência de mudanças morfológicas no esmalte remanescente após irradiação no regime temporal de 30 ps (Figura 21 e 22).

Comparando as cavidades feitas com 5000 pulsos, sobre um único ponto, as imagens em MEV nos levaram a resultados com mais precisão das bordas das cavidades no regime temporal de 60 fs com os cantos bem vivos (*shape edge*) (Figura 24) que no regime temporal de 30 ps se apresentam com os cantos mais arredondados (*smooth edge*) (Figura 23). Nas figuras 25 e 26, podemos observar que a precisão também é melhor quando comparamos as medidas no mesmo furo levando em conta dois de seus raios (perpendiculares entre si): enquanto a variação em 60 fs foi quase que imperceptível, a de 30 ps teve uma variação de 15%.

Em regime temporal de 60 fs, não vimos nenhuma HAZ e a estrutura de esmalte presente era muito parecida com o esmalte íntegro e mesmo em aumentos de MEV de 400x. Como não há calor sendo transmitido para os tecidos adjacentes, o material orgânico não evapora e portanto não vemos fissuras decorrentes de danos térmicos como mecânicos (torção e compressão).

Comparando as cavidades feitas com 1000 pulsos, em varredura fica bem clara a diferença entre o corte em canto vivo do *laser* no regime temporal de 60 fs (Figura 28) e o corte arredondado do *laser* no regime temporal de 30 ps (Figura 27).

Em aumento de 1000x e 2000x, a quantidade e o tamanho dos grânulos de recristalização são evidentemente maiores do *laser* no regime temporal de 30 ps (Figuras 29, 30) que do *laser* no regime temporal de 60 fs, resultando na superioridade do *laser* no regime temporal de 60 fs na ausência de efeitos térmicos colaterais, que neste caso podem ser considerados imperceptíveis (Figuras 31 e 32).

As cavidades feitas de 1000 pulsos com 8 passagens evidenciam a superioridade do *laser* no regime temporal de 60 fs sobre o *laser* no regime temporal de 30 ps quanto à precisão e ausência de efeitos térmicos colaterais (Figuras 33 e 34).

Fizemos uma seqüência de pulsos únicos em 60 fs e encontramos diâmetros bem constantes nas medições de 4 furos mais centralizados. O resultado pode ser observado na Figura 35.

As recristalizações cúbicas esféricas mediam 1,5 μm para pulsos de 30 ps e 1,2 μm para pulsos de 60 fs (Figura 36). Para fazermos boas imagens, não conseguimos mantê-las no mesmo tamanho na hora da captação, por isso as imagens foram montadas em tamanhos diferentes fazendo o padrão de 2 μm ficar do mesmo tamanho e assim poderemos fazer a comparação visual, sem medições.

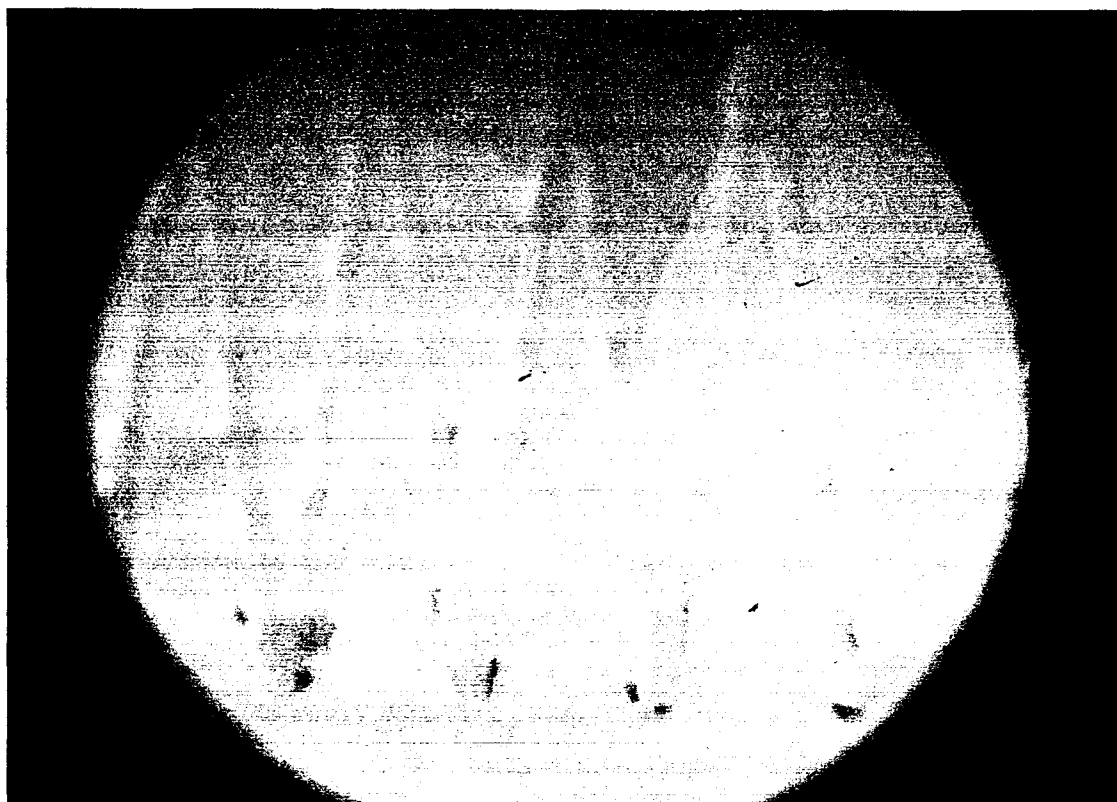


Figura 18: MO de corte suave em regime temporal de 30 ps, com pequena carbonização.

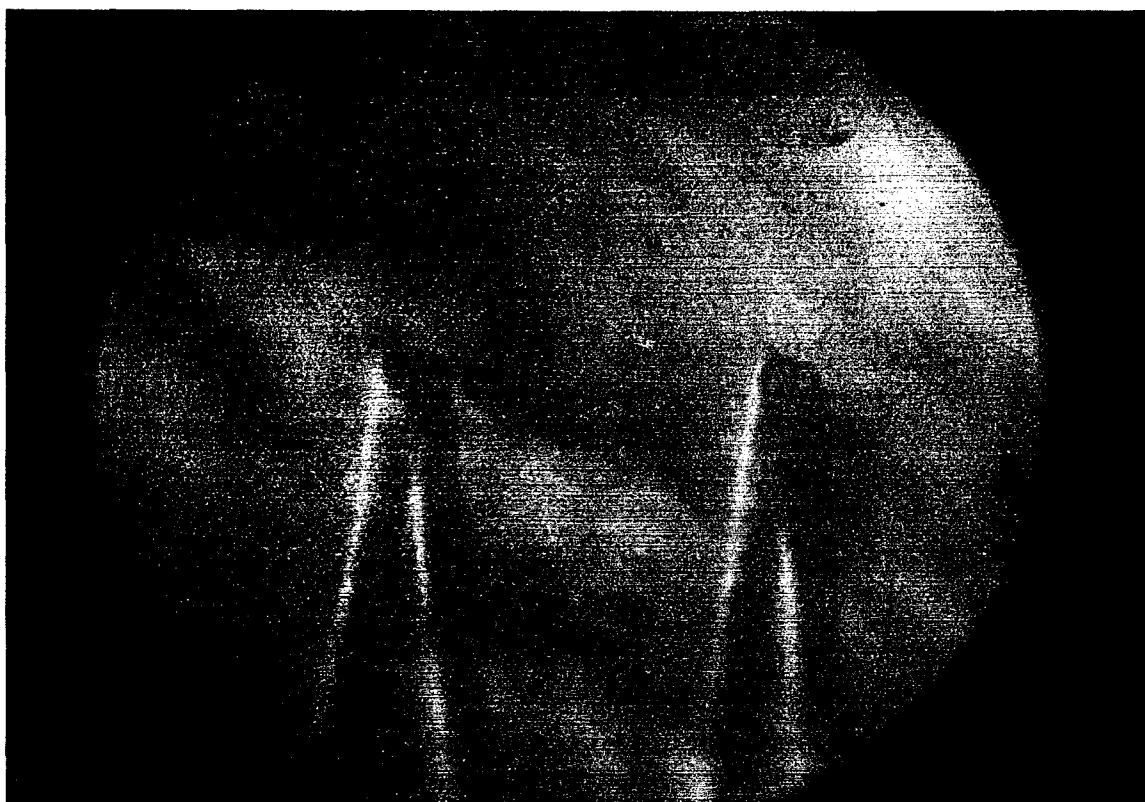


Figura 19: MO de precisão de corte em regime temporal de 60 fs, sem carbonização.

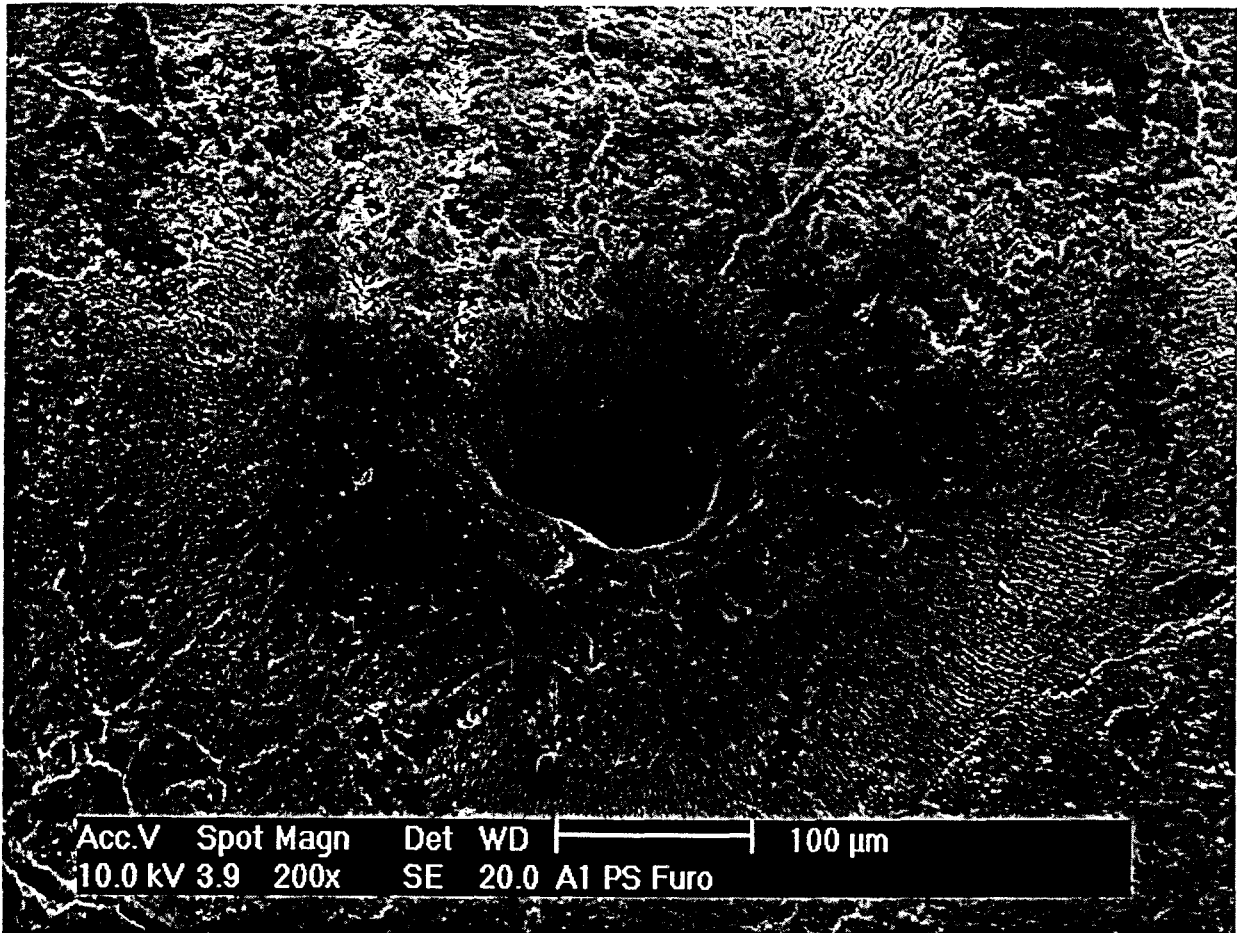


Figura 20: Imagem em MEV em aumento de 200x de uma cavidade feita com 1000 pulsos em regime temporal de 30 ps em um único ponto evidenciando estrias arranjadas radialmente ao impacto do laser.

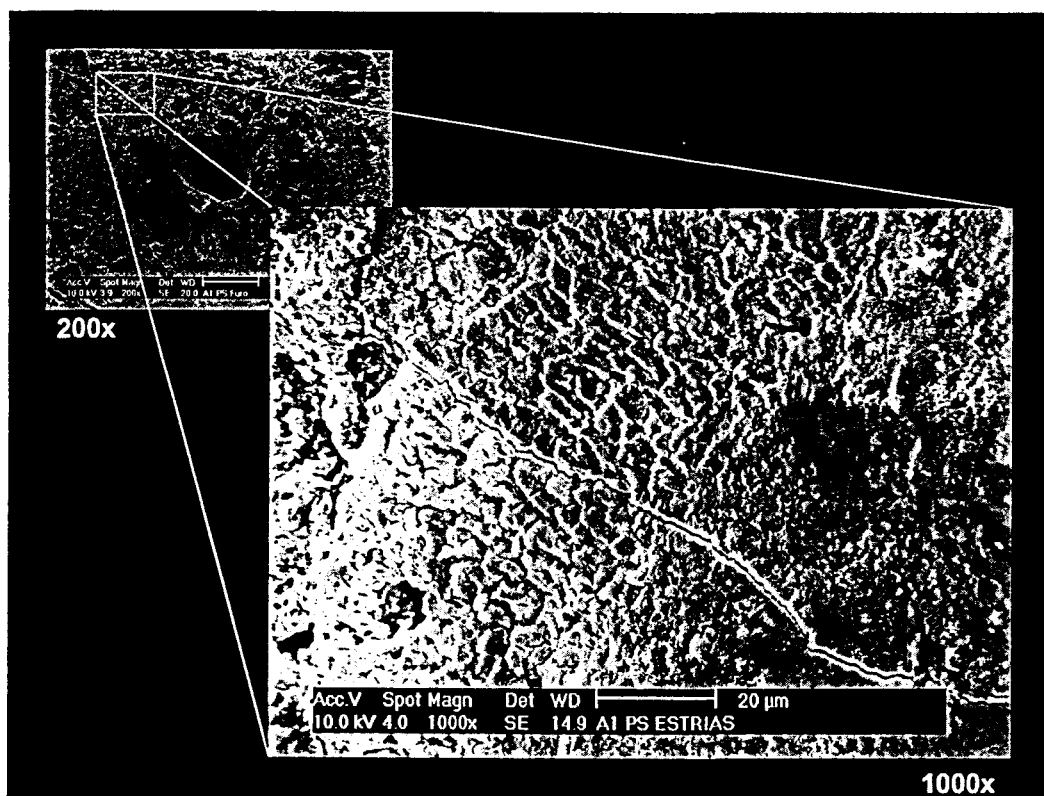


Figura 21: Detalhe das estrias em aumento de 1000x;

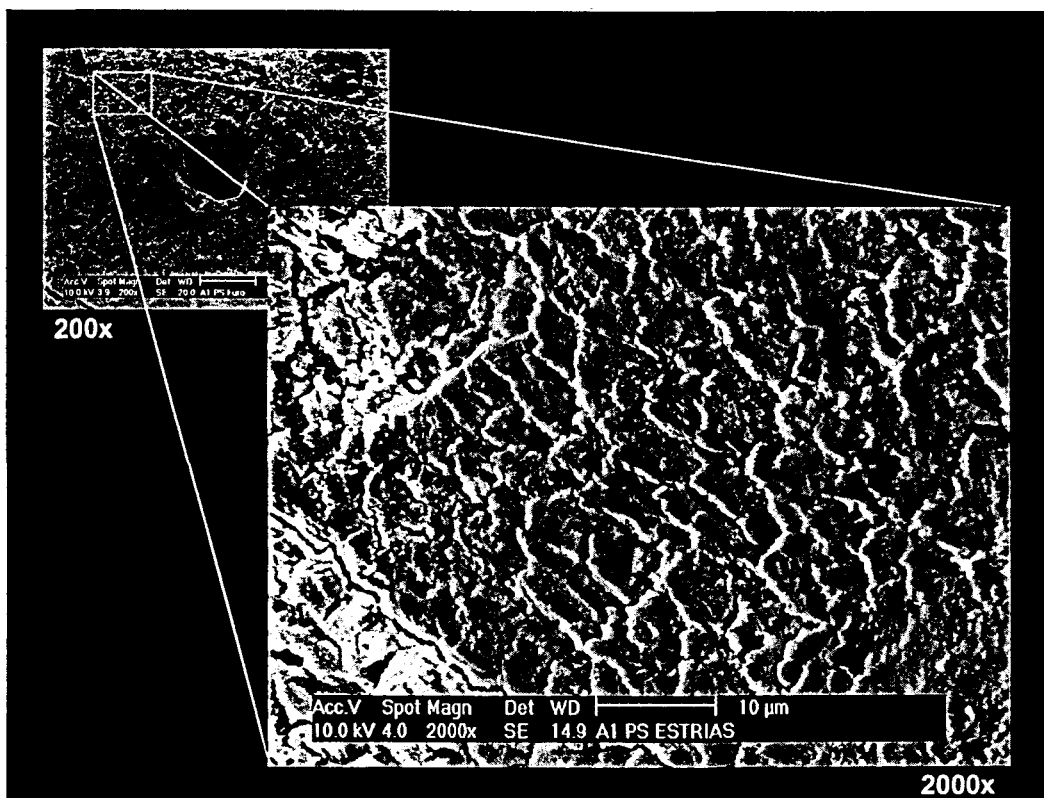


Figura 22: Detalhe das estrias em aumento de 2000x.



Figura 23: 5000 pulsos em regime temporal de 30 ps – canto arredondado.

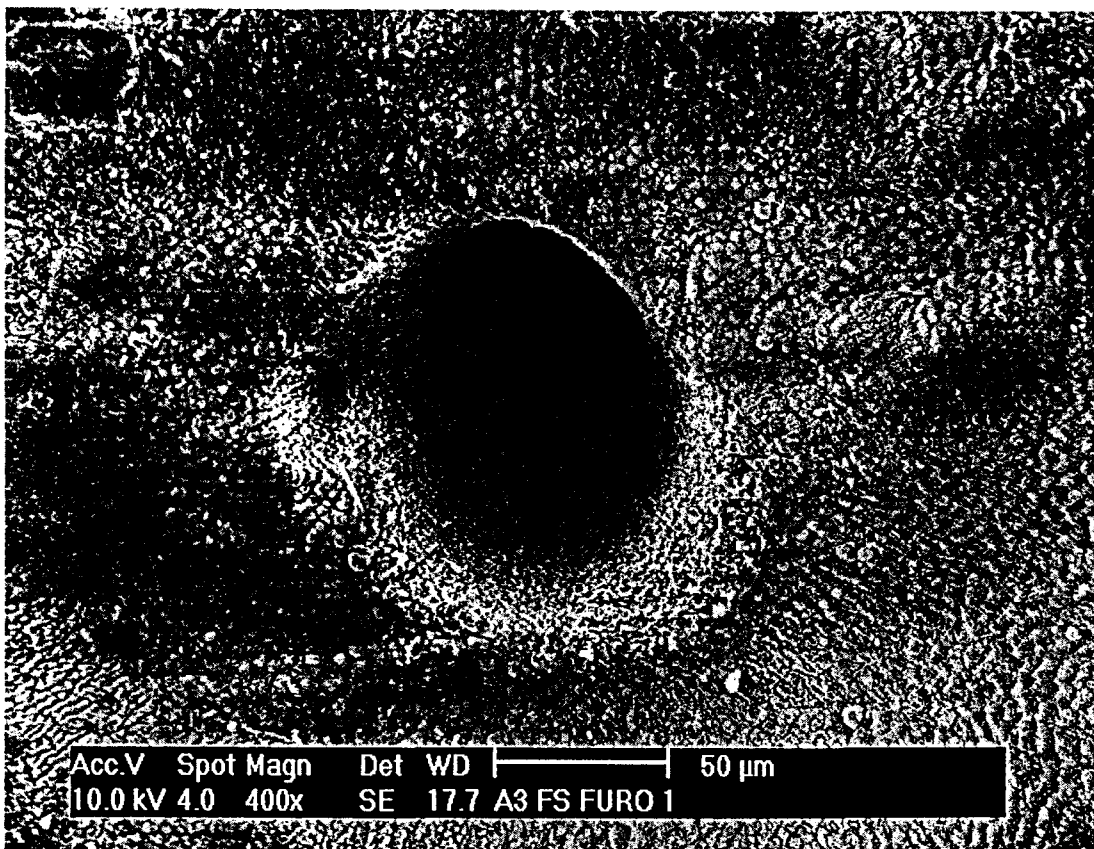


Figura 24: 5000 pulsos em regime temporal de 60 fs – canto vivo.

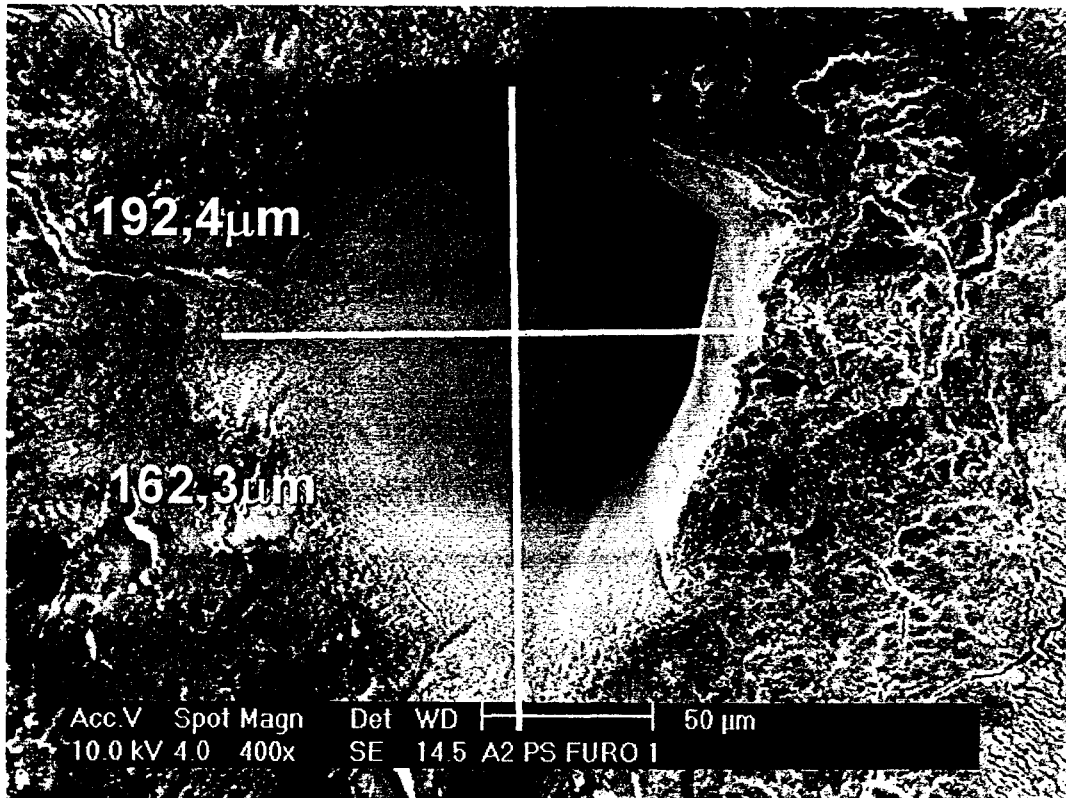


Figura 25: 5000 pulsos em regime temporal de 30 ps – canto arredondado.

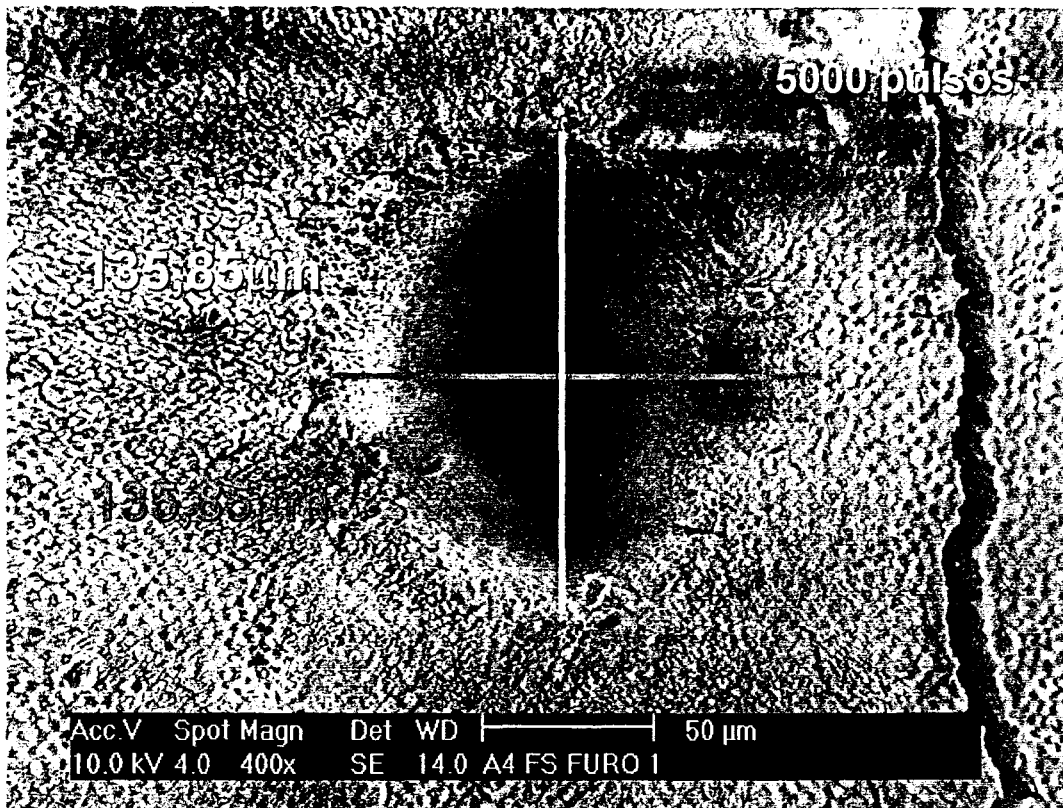


Figura 26: 5000 pulsos em regime temporal de 60 fs – canto vivo.

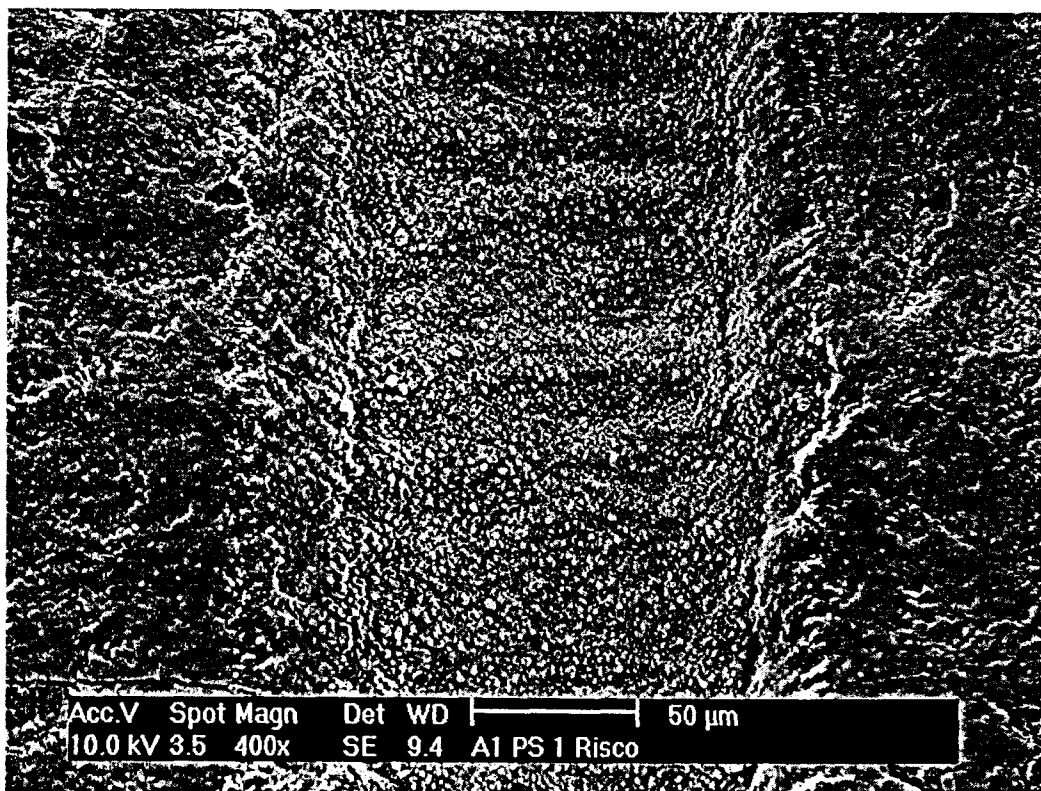


Figura 27: 1000 pulsos *laser* aplicado em varredura (uma só passagem) evidenciando canto arredondado no regime temporal de 30 ps.

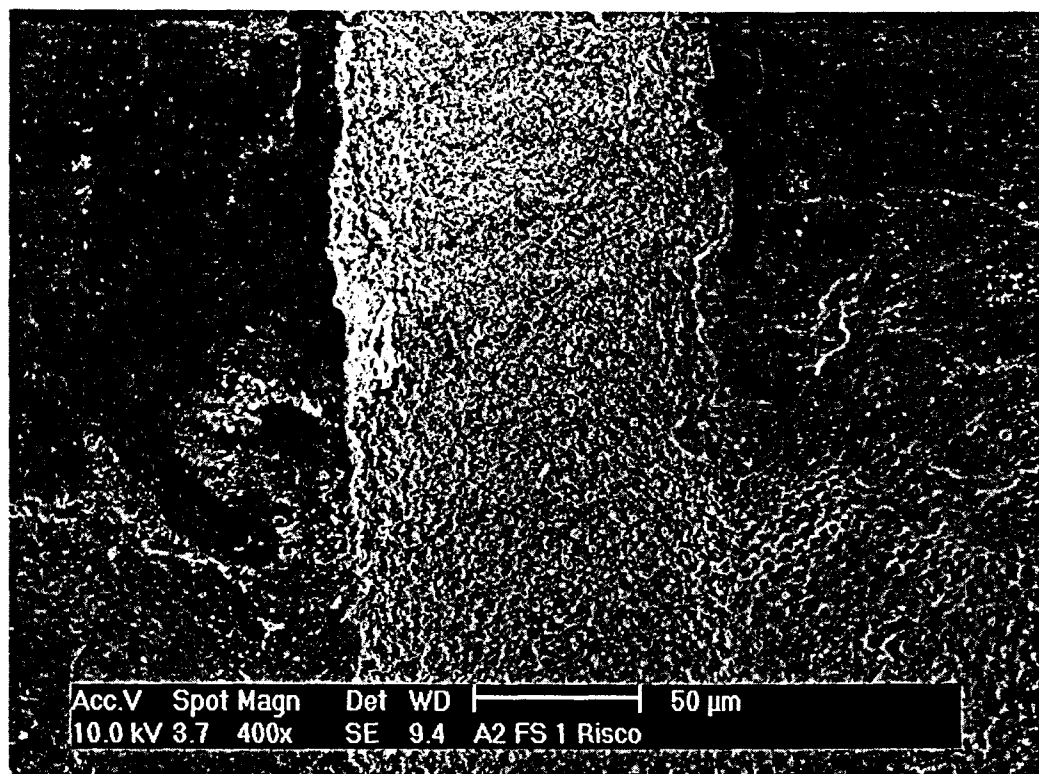


Figura 28: 1000 pulsos *laser* aplicado em varredura (uma passagem) evidenciando canto vivo no regime temporal de 60 fs.

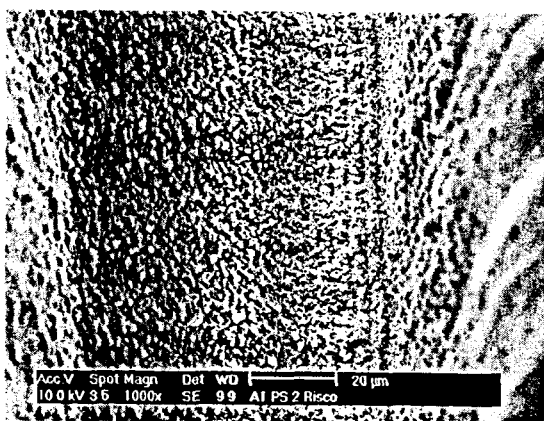


Figura 29: 1000x 30 ps.

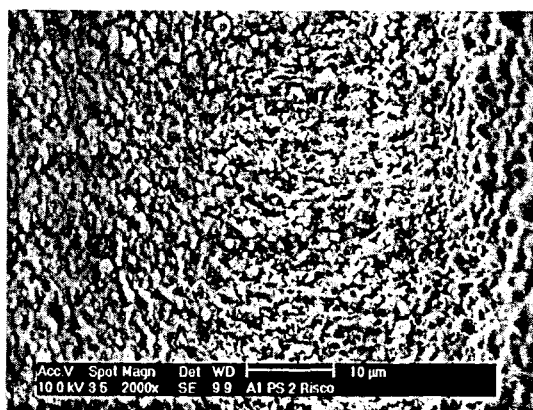


Figura 30: 2000x 30 ps.

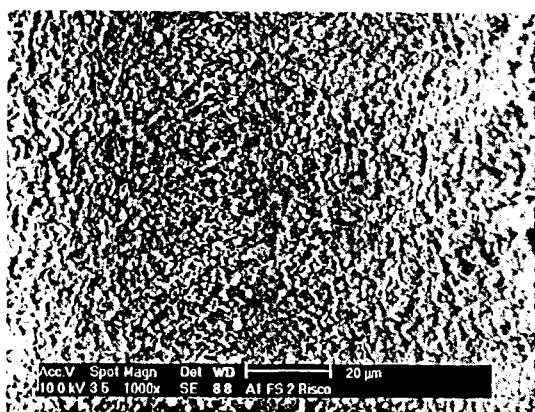


Figura 31: 1000x 60 fs.

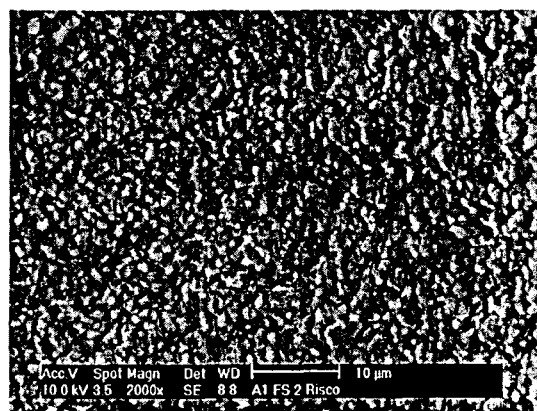


Figura 32: 2000x 60 fs.

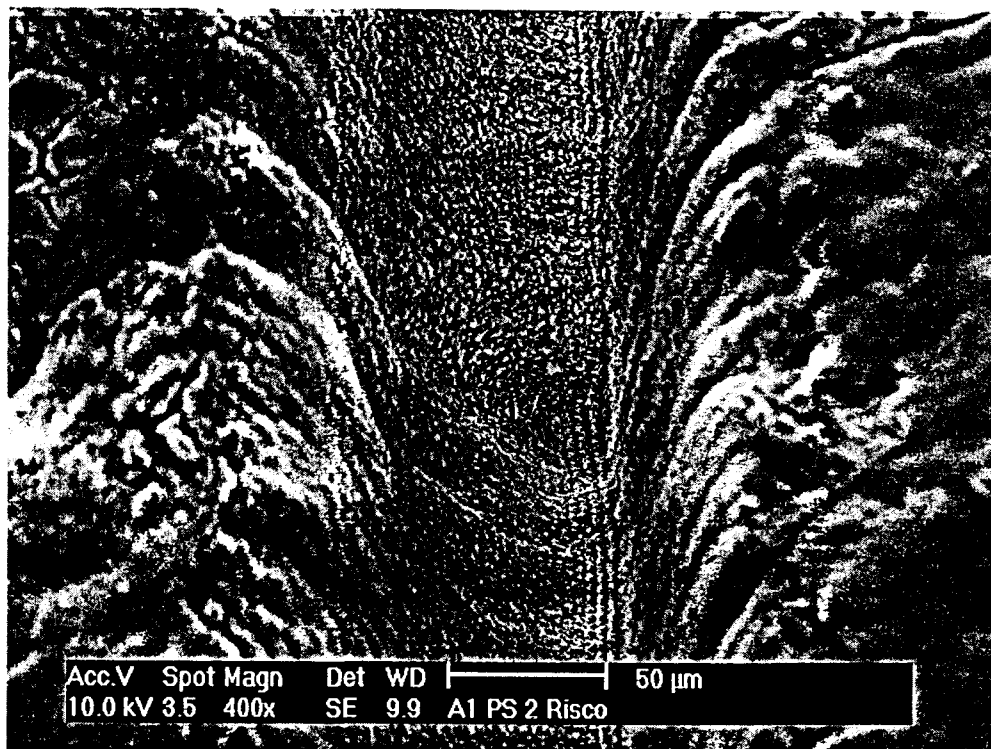


Figura 33: Cavidade *laser* feita com 8000 pulsos em varredura evidenciando o arredondamento dos cantos em regime temporal de 30 ps.

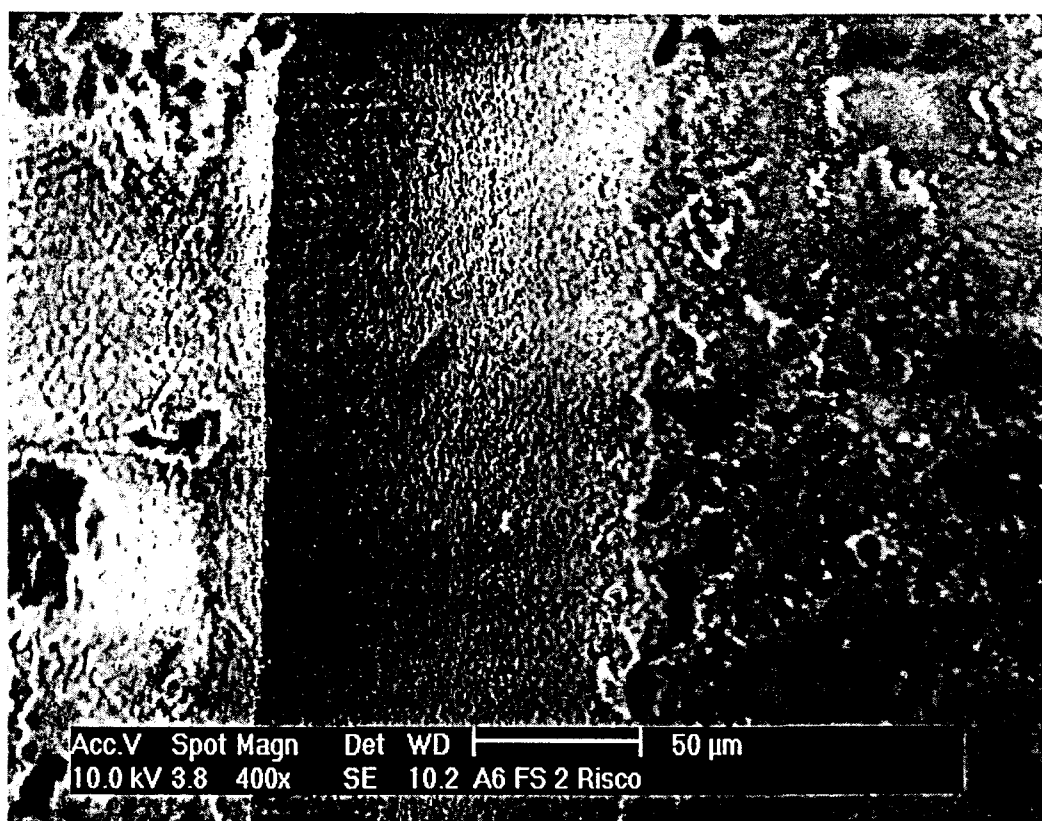


Figura 34: Cavidade *laser* feita com 8000 pulsos em varredura evidenciando o canto vivo em regime temporal de 60 fs.

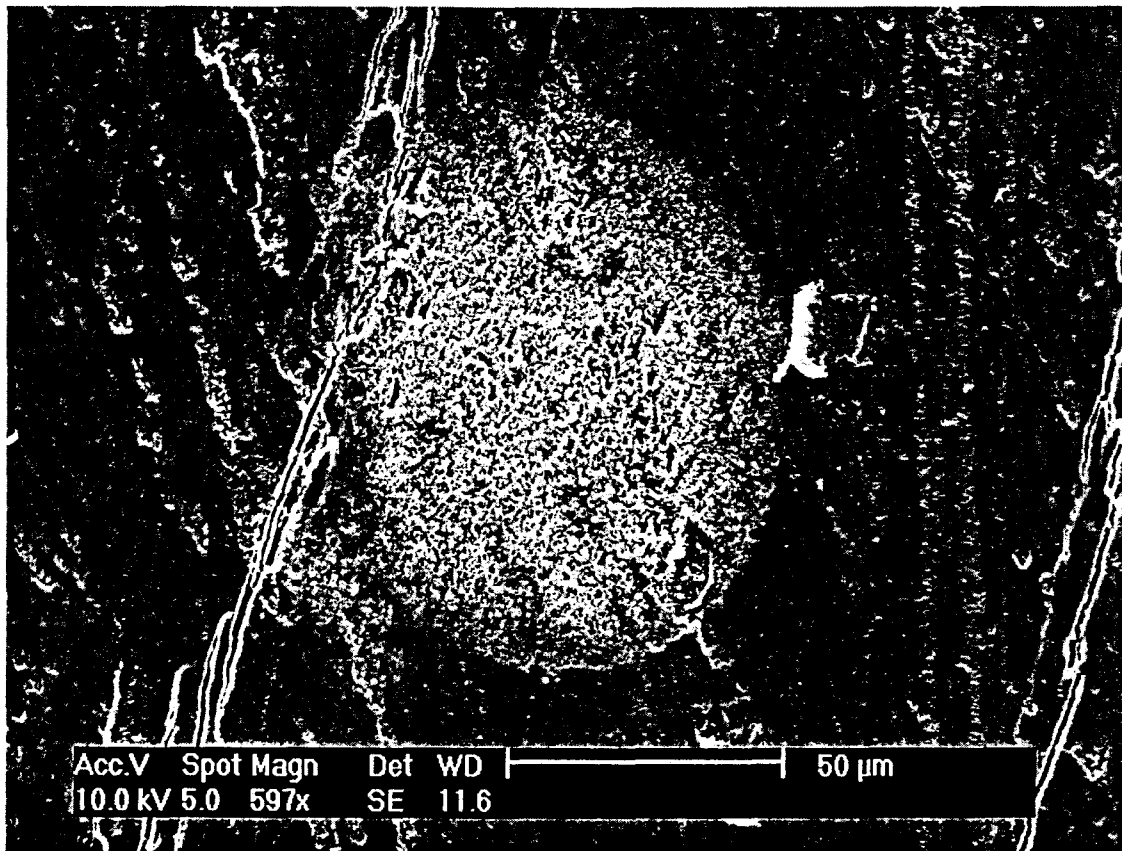
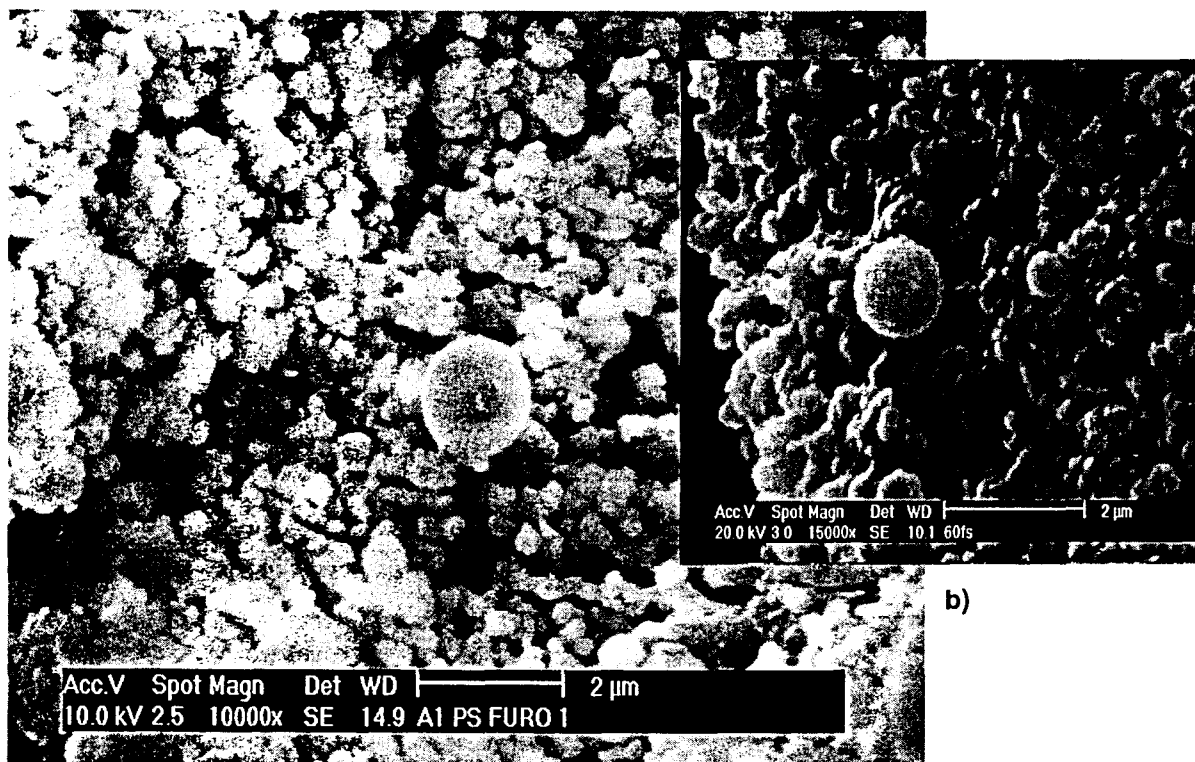


Figura 35: Pulso único em regime temporal 60 fs;



a)

b)

Figura 36: Recristalização Esférica em regime temporal de a) 30 ps e b) 60 fs.

6. DISCUSSÃO

Tanto no sistema linear como no sistema não linear, a radiação *laser* absorvida na camada mais próxima da superfície aumenta o aquecimento e derrete o material. [NEEV, 1996^a] Porém, os mecanismos de absorção são diferentes. A intensidade para a interação de pulsos longos é em torno de 10^8 a 10^9 W/cm² com a duração temporal de ns. A intensidade para a interação de pulsos ultracurtos excede 10^{13} W/cm² com a duração temporal de fs. [GAMALY, 2001]

A interação dos feixes de pulsos longos com tecidos duros é dominada pelas características de absorção da luz. Portanto, a taxa de ablação neste regime de pulsos longos depende do tipo de tecido em questão. Neste regime, o volume de aquecimento e a energia necessária para ablação são maiores. A energia térmica dos pulsos longos penetra profundamente no material, induzindo tanto dano térmico direto como estresse termo-mecânico. Estes danos geram fraturas no material, inaceitáveis para várias aplicações médico-odontológicas. [NEEV, 1996^a]

Como sabemos, para ocorrer ablação são necessárias altas intensidades de energia sobre os tecidos. Quando a Δt_p dos *lasers* era de ms, estes causavam severos danos térmicos totalmente indesejados. Mesmo com a aplicação de ar e ou água e usando TR_p mais altas, os *lasers* ainda não podiam cortar os tecidos duros com tanta eficiência como os instrumentos rotatórios convencionais. [NEEV, 1991] [WHITE, 1994] [NEEV, 1996^a] [NEEV, 1996^b] [LIZARELLI, 2000] [KIM, 2001]

Estudando a ablação térmica do *laser* nos tecidos biológicos, os resultados encontrados na literatura mostraram que quando a Δt_p do *laser* diminuía, os danos colaterais aos tecidos adjacentes também diminuía.

Vários autores mostraram que as quantidades de material fundido e vaporizado podiam ser de alguma maneira controladas através do balanço da dinâmica do processo, onde a P_{pico} , a Δt_p do *laser* e a condutividade térmica do tecido eram os principais fatores envolvidos. Quanto maior a P_{pico} e menor a Δt_p , menor era a quantidade de tecido na forma líquida e maior a quantidade

de tecido na forma de vapor, o que melhorava a qualidade do tecido remanescente.

Assim, a maioria dos *lasers* existentes que interagem com o esmalte, têm Δt_p de μs , causam mudanças na morfologia, na composição do tecido e na HAZ menores que os *lasers* de Δt_p de ms.

Um *laser* de Er:YAG com pulsos longos de 250 μs , remove de 40 μm /pulso a 70 μm /pulso; mas, como já vimos anteriormente, necessita refrigeração para o uso seguro. [KELLER, 1989] [NEEV, 1994] [NEEV, 1996^a]

As cavidades feitas com *lasers* operando em Δt_p de ns, ainda apresentam uma certa quantidade de material fundido sobre a superfície tratada, mas estes efeitos colaterais são claramente minimizados em relação aos *lasers* operando em Δt_p de μs . [NIEMZ, 1995]

Neev, *et al.* [1996^a] encontraram limiar de ablação de 20 J/cm² para o esmalte neste regime temporal de ns. A superfície ablacionada neste regime pareceu ser bem lisa, altamente polida e de aparência brilhante, o que evidencia a característica de fusão localizada neste regime temporal de ns. [NEEV, 1991]

As cavidades feitas com *lasers* operando em Δt_p de 30 ps, apresentam forma e qualidade das cavidades muito superiores e uma redução dos efeitos colaterais térmicos e mecânicos no tecido remanescente aos sistemas *laser* de Δt_p mais longas de ns. [MINDERMANN, 1993] [ALTSHULER, 1993] [NIEMZ, 1994] [STERN, 1989]

USPLs com Δt_p de 30 ps e TR_p altas, propiciam um número de novas oportunidades para a tecnologia de entrega destes *lasers*. Primeiro, dado ao baixo número de átomos evaporados por pulsos *laser*, o problema de contaminação das da pluma do *laser* pode ser totalmente resolvido. Isto remove o maior problema da ablação *laser* com TR_p convencionais formação de partículas na superfície do substrato. Segundo, que de ns para ps, ocorre um aumento significativo da taxa de evaporação, dada a intensidade ser ótima para o tecido em particular. Terceiro, alta TR_p leva a um fluxo contínuo de átomos evaporados na pluma do *laser* e portanto a um aumento na

temperatura superficial do substrato, o que leva a formação de recristalizações cúbicas, que pode ser controlada [GAMALI, 1999]

Nolte, S. *et al.* [1997] sugeriram que na ablação com USPL de Δt_p de fs, o material não passa por fusão porque a sublimação ocorre em uma escala menor que o tempo de formação da fase líquida. A energia laser é depositada na amostra numa escala de tempo menor que a necessária para qualquer transformação estrutural.

Exames microscópicos mostraram nenhuma formação de fratura, carbonização, deslocação ou qualquer outro dano térmico [NEEV, 1991]

A diferença característica do feixe de ns para fs é o círculo de modificação do material na ablação com feixe de ns. [NEEV, 1996⁶]

Comparando as regiões de ablação nos regimes de Δt_p de 30 ps e 60 fs, notamos que os resultados em MO e MEV são muito semelhantes. Vimos que as áreas das cavidades têm a mesma forma, apesar de sabermos que o mecanismo de interação sofre uma transição para não térmica em 10 ps.

Como 30 ps e 60 fs são Δt_p muito próximas do ponto de transição, esperávamos uma pequena diferença entre os dois regimes temporais estudados, diferente do artigo de NEEV, *et al.* [1996] que comparou resultados entre os regimes temporais de 350 fs e de 1 ns, cuja diferença temporal é enorme e portanto a diferença entre os resultados também foi grande.

Como não há calor sendo transmitido para os tecidos adjacentes, o material orgânico não evapora e portanto não vemos fissuras decorrentes de danos térmicos.

A grande fração de energias cinética e térmica depositadas é levada embora juntamente com o tecido ablacionado reduzido significativamente o calor das áreas adjacentes e portanto, sem zona de fusão, microfratura, ondas de choque.

Do ponto de vista experimental existe um fato marcante que no regime temporal de 60 fs: o processo de ablação é extremamente sensível ao valor da fluência. Vimos que com pequeníssimas variações da fluência, podemos estar fora da região de ablação, ou seja, abaixo do seu limiar, não ocorrendo mais ablação e nem alterações morfológicas.

Quando a amostra é deslocada no eixo z tanto longitudinal quanto transversalmente (eixo x), a região de ablação tem a forma de língua de gato. A medição desta região possibilitou determinar com precisão a fluência de limiar de duas formas diferentes, ficando assim definido o limiar de ablação.

Através destas medidas, pôde-se determinar o limiar de ablação de $\sim 0,7$ J/cm² para o regime temporal de 30 ps e de $\sim 0,5$ J/cm² para o regime temporal de 60 fs. Estes valores estão de acordo com os resultados encontrados por J. NEEV *et al.* [1996^a] de $\sim 0,7$ J/cm² em 350 fs e por RODE *et al.* [2002] em seus cálculos de ablação eletrostática teórica de $\sim 0,95$ J/cm² em 150 fs e inferior aos seus valores experimentais 2,2 J/cm².

Como vimos na revisão da literatura, estes valores deveriam então valer aproximadamente para todo tipo de material.

GAMALY, *et al.* [2001] compararam valores experimentais de outros autores com valores encontrados através da formula que calcula o limiar e a média da taxa de evaporação que se caracteriza por ser o número de partículas evaporado por unidade de área por segundo:

- 1) O limiar de ablação experimental para ouro de 0,45 (1) J/cm² determinado por MOMMA *et al.* [1997] e o valor encontrado utilizando a teoria foi de 0,5 J/cm².
- 2) O limiar de ablação experimental para o cobre de 0,5 a 0,6 J/cm² determinado por STUAT *et al.* [1996] e o valor encontrado utilizando a teoria foi de 0,51 J/cm².
- 3) O limiar de ablação experimental para sílica de 2 J/cm² determinado por PERRY *et al.* [1999] e o valor encontrado utilizando a teoria foi de 1,2 J/cm².

NEEV *et al.* [1996^a] encontraram limiar de ablação para unha e osso de 1 J/cm², utilizando USPL em 350 fs. Além disso, determinaram o limiar de ablação para a dentina de 0,5 J/cm².

Com isto observamos que a ablação dos materiais no regime de fs é muito semelhante para todos os materiais, como proposto por NEEV *et al.* [1996^a].

Esta taxa de ablação é 4 ordens de magnitude maior que o regime temporais de ns e da ordem de 100 vezes maior que regimes de 60 ps. [BYCHENKOV, 1999].

Apesar da taxa de ablação por pulso no regime de fs ser menor que em outros *lasers* que operam em regimes mais longos, a eficiência de ablação de tecidos duros por UNIDADE DE ENERGIA depositada é maior com **USPL**. [ARMSTRONG, 2002]

A taxa de ablação de menos de (1 μm /pulso) é considerada relativamente alta. Os sistemas de alta rotação removem de 0,5 a 1mm³/s, dependendo do tipo de intensidade cortante utilizado. [BANKS, 1999] Portanto, (1 mm/s) de remoção com **USPLs** são resultados comparável com os parâmetros da alta rotação. [NEEV, 1996^a]

Para se conseguir taxas comparáveis de remoção com os *lasers* de duração temporal de fs em relação aos sistemas de alta rotação, mantendo a fluência e o *spot size*, a TR_p deverá atingir a ordem de 200 a 500 kHz.

Além disso, existe um dano mínimo nos tecidos adjacentes, e sistemas de **USPLs** com taxas de 1kHz permitiram o esperado por ARMSTRONG *et al.* [2002]: uma remoção do tecido duro a uma taxa clinicamente útil chegando a 50% da remoção feita com os sistemas de alta rotação.

Apesar de não terem sido feitas medidas de temperatura neste estudo, estudos anteriores feitos sobre dentina, esmalte e unha usando mesma fluência e duração de pulso, demonstraram geração de aquecimento mínimo. [NEEV, 1996^a] [NEEV, 1997]

O que foi observado pelo nosso estudo morfológico confirma estes resultados.

A taxa de ablação permanece de 1 μm /pulso em fluência de 1 J/cm² até 16 J/cm², quando aumenta suavemente para 1,5 μm /pulso. [NEEV, 1996^a]

No nosso caso, com uma fluência de $\sim 0,7$ J/cm² extraímos 0,4 μm /pulso. Este valor está de acordo com os estudos de NEEV *et al.* [1996^a].

O mapeamento através das medições das regiões de ablação, assim como o possível controle do número de pulsos, nos mostrou a relação do feixe *laser* com o tamanho da cavidade no tecido. Este mapeamento dá ao sistema a

possibilidade de controle de corte de cavidades com $\sim 100 \mu\text{m}$ de diâmetro. A cavidade vai depender do comportamento do feixe que é determinado pela região de ablação em língua de gato.

Sendo assim, dependendo do ponto de trabalho no eixo z, no comprimento de ablação, teremos cavidades com características espaciais diferentes.

Observamos que diâmetro da cavidade se torna progressivamente menor quanto maior a profundidade de ablação, mantendo o volume de tecido ablacionado. Como pode ser visto na Figura 11 (pagina 67), onde vemos a região de ablação em forma de "língua de gato".

A **MO** e a **MEV** mostraram que no regime de 30 ps os cortes possuem cantos arredondados e em 60 fs os cortes possuem cantos vivos, deixando clara a superioridade dos lasers no regime temporal de 60 fs sobre os *lasers* no regime temporal e de 30 ps. Ficou claro que em regime temporal onde a interação não é térmica, o não aquecimento levou a uma maior precisão dos cortes e a razão é o fato do processo ser mediado por plasma.

No caso de aplicação repetitiva de pulsos *lasers*, cada um deixa uma certa energia residual no tecido. Uma alta taxa de repetição dos pulsos pode provocar um aumento cumulativo na temperatura se a taxa de remoção do calor for menor que a taxa de geração de calor.

Quando todo o trem de pulso atinge a mesma área, o calor transferido para os tecidos adjacentes acumula, portanto, a temperatura no tecido aumenta e a vantagem de usar **USPL** é gradualmente perdida.

KIM *et al.* [1998] perceberam que os tiros dos *lasers* repetidos impactando no mesmo ponto do tecido causavam distribuição do calor não favorável e forma da cavidade irregular, [RUBENCHIK, 1996] que não são desejadas pela aplicação prática. [STRASSL, 2002]

NIEMZ [1996] demonstrou em algumas investigações que o acúmulo de calor pode ser evitado varrendo o feixe sobre uma área maior. Por este método, o aumento da temperatura poderia ser mantido a 1°C a um tempo de irradiação de 160s com um pulso de 30ps, 1mJ a 1KHz. [NIEMZ, 1993]

7. CONCLUSÕES

Conseguimos ablacionar o esmalte dental bovino tanto no regime temporal de 30 ps como no de 60 fs

No ponto de limiar Z_L , as duas cavidades ablacionadas nos regimes temporais de 30 ps e 60 fs não parecem ser tão diferentes.

Com isso, fica claro que a densidade de energia (fluência) foi mais importante do que a densidade de potência (intensidade).

Determinamos o limiar de ablação de $\sim 0,7 \text{ J/cm}^2$ para ps e de $\sim 0,5 \text{ J/cm}^2$ para fs, pelo menos uma ordem de magnitude menor que o encontrado nos *lasers* de Er:YAG mostrando claramente a maior eficiência destes regimes temporais.

Portanto a diferença entre as larguras temporais não foi o fator de maior importância para diferenciarmos um regime temporal do outro.

Pela primeira vez, determinamos a região de ablação em forma de língua de gato, o que permite uma compreensão da variação da interação *laser*-tecido nos diferentes pontos do eixo z, onde está ocorrendo ablação o qual denominamos de comprimento de ablação.

Esta técnica de medida permite a determinação da intensidade de limiar (ou Fluência de limiar) com precisão e facilidade.

Percebemos que do ponto de limiar de ablação [L], o raio de ablação aumenta até chegar num ponto onde o diâmetro de ablação é máximo [M]. Daí, até a cintura do feixe, o volume de ablação permanece o mesmo, o diâmetro de ablação diminui e a profundidade de ablação aumenta. Como o feixe é de distribuição Gaussiana, o processo se repete até o outro ponto de limiar de ablação L.

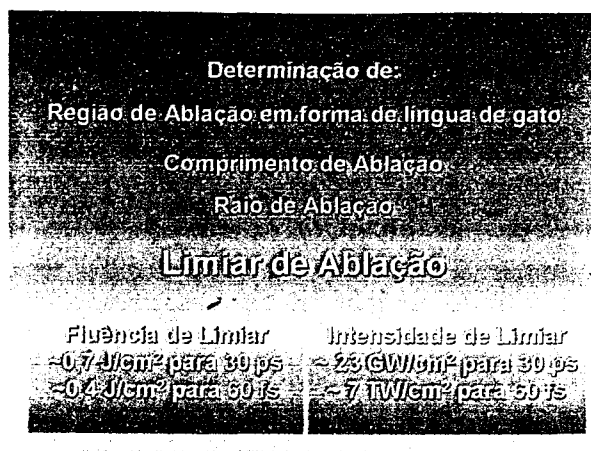


Figura 37: Esquema da determinação da fluência de ablação.

A massa extraída por pulso, utilizando *laser* em regime temporal de 60 fs foi de 13,69 ng/pulso. Portanto, a profundidade de ablação, foi de 0,4 μm /pulso, o que em frequência de 1 kHz, leva a uma taxa de ablação de 50% comparado com os sistemas de alta rotação usados em Odontologia.

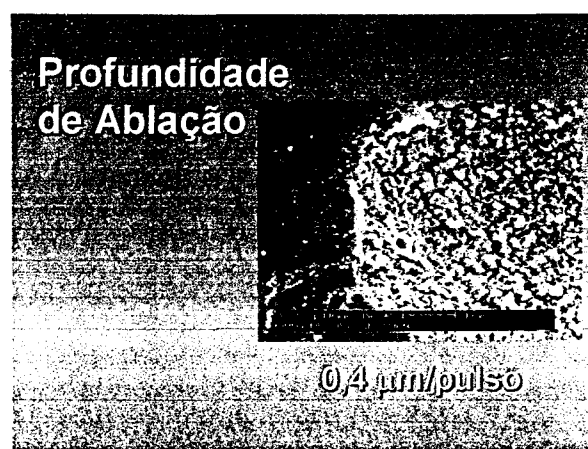


Figura 38: Profundidade de ablação em regime temporal de 60 fs.

Os efeitos indesejados de microfraturas, caracterizados por estrias (efeitos térmicos) em regime de 30 ps e região de microcarbonização, não foram tão relevantes quanto os cantos suaves apresentado como resultados das análises micromorfológicas para concluirmos que os resultados da interação *laser*-tecido com *laser* operando no regime temporal de 30 ps são piores que com *laser* operando no regime temporal de 60 fs.



Figura 39: Canto suave em regime temporal de 30 ps.

A **MEV** mostra a espetacular precisão de corte em canto vivo encontrada para o regime de 60 fs. Esta figura é o símbolo das possibilidades futuras de qualidade de trabalho possíveis de corte para inúmeros ramos da ciência e da tecnologia ainda sequer imaginados.

A forma geométrica extremamente precisa da cavidade resultante do preparo cavitário com **UPSL** assim como a evolução na adesividade dos materiais restauradores torna as pesquisas com este *laser* cada vez mais interessantes para a Odontologia.

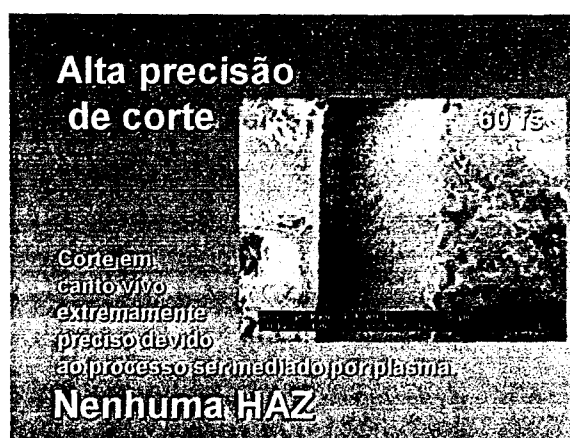


Figura 40: Alta precisão de corte em canto vivo em regime temporal de 60 fs.

O que ainda impede o uso deste sistema em larga escala é o seu alto custo e a baixa velocidade de processo, que é resultado das baixas potências médias disponíveis de no máximo 10 Watts.

A possibilidade de ausência de efeitos térmicos, eliminando a possibilidade de dor nos tecidos pulpare e conseqüentemente eliminando a necessidade de se anestésiar o paciente, abre as portas para novas possibilidades para o *laser* substituir os sistemas de alta rotação utilizados quase 100 anos pela Odontologia. Além disso, a vitalidade da polpa seria realmente preservada com total segurança. Assim como os outros *lasers*, os **USPLs** precisam passar ainda por diversas fases de evolução (sistema de entrega de feixe, tamanho, custo, experimentos *in vitro*, experimentos *in vivo*) para se tornar uma ferramenta de aplicação clínica.

No entanto, a aplicação clínica dos *lasers* de 30 ps tem vantagens técnicas que os tornam uma realidade mais próxima. Atualmente já é possível construir um *laser* que emite pulsos de duração temporal 30 ps sem ser de topo de mesa. Isto ainda não é possível com os *lasers* que emitem feixes de duração temporal 60 fs. Seu sistema ainda continua necessitando de um conjunto de *lasers* enorme e caro, o que o torna inviável. Portanto, o desenvolvimento dos *lasers* de regime temporal de 30 ps, de custo benefício viáveis deverá ser o próximo foco de desenvolvimento tecnológico.

----- // -----

7. ANEXO 1

Meio Ativo de Ganho

1) Sólido: utiliza-se um meio sólido como matriz hospedeira e um íon *laser* ativo como dopante. O meio hospedeiro deve possuir qualidades mecânicas, ópticas, espectroscópicas e térmicas adequadas. As matrizes podem ser cristais (óxidos, fosfatos, silicatos, fluoretos, tungstonatos etc...), vidros (fosfatos, silicatos, borasilicatos etc.) ou cerâmicas. Os íons ativos podem ser de terras-raras, actinídeos ou de metais de transição. O correto arranjo entre a matriz e o hospedeiro restringe as combinações viáveis. Exemplos.

- Nd:YAG: o hospedeiro é uma granada cristalina sintética [$Y_3Al_5G_{12}$]. Possui alta estabilidade, isotropia óptica e uma boa condutividade térmica. A sua estrutura favorece a ocorrência de uma fina linha de emissão com alto ganho e um baixo limiar. O íon ativo é o Neodímio. Ele emite em 1064 nm e em 1320 nm.

- Nd:YLF: o hospedeiro é um cristal tetragonal de fluoreto de Ytrio e Lítio [$LiYF_4$], com duas emissões, que são dependentes da polarização. O seu funcionamento é mais eficiente em modos chaveados ou em amplificadores. Pode funcionar também em modos travados e na geração de 2ª harmônico. Seus comprimentos de ondas de emissão são 1047 e 1053nm.

- Nd:Vidro: o vidro é a hospedeiro dopado com Neodímio. Podem-se obter maiores potências de pico, energia, radiação e uma menor duração temporal. Porém sua maior desvantagem é a baixa condutividade térmica. Ele praticamente só opera em regime pulsado.

- Er:YAG: apesar de não possuir uma eficácia na extração da energia, é importante para uso nas áreas de saúde, pela sua emissão na faixa de 2900 nm que encontra-se muito próxima de um pico de absorção da água e da

hidroxiapatita. Para aumentar sua eficiência utiliza-se um sintetizador que se excita em uma faixa diferente e consegue transferir a energia adquirida para o Érbio. Eles devem ser eficientemente refrigerados pois, tende o acúmulo em níveis populacional inferiores, fato que faz diminuir a sua eficiência.

- Hólmio: pode ser usado em uma matriz de YLF. Esses *lasers* podem ser pulsados, mas operam em regime continua se forem convenientemente resfriados.

- Ti:Al₂O₃: este laser sólido normalmente é mais vantajoso pois são de simples construção, operação e manutenção mais barata e compacta.

2) Líquido: O meio ativo do *laser* é um líquido, ou um soluto em urna solução corantes diluídos em etanol que produzem ampla gama de comprimento de onda (ex: rodamina e curamina); suas características dependem essencialmente das características da fonte óptica de bombeamento;. O exemplo mais significativo desta categoria é a *laser* de corante orgânica. Tem uma sintonia continua do comprimento de onda emitido, podendo-se escolher um comprimento de onda desejado.

3) Gasoso: baseado em uma excitação, geralmente de natureza elétrica, mas ocasionalmente também de natureza química, de meios gasosos atômicos neutros, ionizados ou moleculares; apresentam dois modos de funcionamento: contínuo e pulsado e dois regimes gasosos: em fluxo ou em regime selado: CO₂, Argônio, He-Ne, Criptônio (mais usados em Odontologia e Medicina); Utilizam um meio gasoso como elemento ativo e geralmente o mecanismo de bombeamento é uma descarga elétrica. Pode-se ter também, bombeamento óptico, reações químicas e compressão ou expansão dos gases.

- Iônicos: geralmente gases neutros. Ex. Argônio e Kriptônio. Para uma entrada na ordem de 1000 W e uma corrente de descarga muito alta, produz-se somente 15 W. Necessita de um tubo de 1,5 m de comprimento para conter os gases. A

temperatura no interior desse tubo pode atingir temperaturas entre 3000 °K a 5000 °K, necessitando de um sistema complexo de refrigeração.

- Atômico: Há transições entre níveis de átomos neutros, com o meio ativo composto por átomos livres. Como exemplo o *laser* de He-Ne, com potência máxima de algumas dezenas de **mW**, emitindo no espectro do átomo neutro de Neônio em 632,8nm; em 543,5nm; em 1150nm e 3391nm.

- Molecular: há transições entre os níveis moleculares (rotacionais, vibracionais ou eletrônicos) e o meio ativo é composto por moléculas livres. O exemplo mais representativo é o *laser* de CO₂. Operando em regime contínuo consegue atingir até 10 kW. Ele possui uma mistura de N₂ e He. O N₂ se excita facilmente pela descarga elétrica, e transfere a sua energia para colisão com o CO₂. É um *laser* que atinge até 30% de eficiência e pode-se extrair até 70 W por litro de gás, o que significa ser um *laser* altamente eficiente.

- Semi-Sólido: gás associado a cristais sintéticos de terras especiais (YAG - YAP): Neodímio (Nd:YAG) (Nd:YAP), Érbio (Er:YAG), Hólmio (Ho:YAG);

- Semicondutores: a radiação *laser* é emitida no interior de placas positiva e negativa em um diodo de tipo semiconductor de Arseneto de Gálio e Alumínio (AsGaAl) e Arseneto de Gálio (AsGa); o comprimento de onda depende da composição desse material; as características de funcionamento estão ligadas à composição, bem como à estrutura do dispositivo.

- Excímeros: moléculas excímeras em meio gasoso de grande rendimento (KrF, XeCl); É a interação entre gases raros e ou halógenos em uma combinação chamada de dímeros excitados. Emitem na região do **UV**. Esses *lasers* são pulsados com Δt_p de ions a 5° ns. Sua TR_p pode atingir ate 200Hz, e a P_{média} entre 0,2 e 1 J. Os exemplos mais comuns são os *laser* de KrFe de ArF.

Anexo 2

Alguns dos Métodos de Bombeamento mais empregados são:

- Bombeamento Óptico: (incoerente: lâmpada flash, lâmpada de arco; coerente: outro *laser*);

Em lâmpada do tipo flash (usadas em fotografia), um gás raro nobre, como xenônio e criptônio, introduzido sob baixa pressão em tubo de quartzo, munido de dois eletrodos, é a sede de uma descarga elétrica pulsada com corrente de alta densidade que forma fluorescência de grande brilhância e o rendimento não ultrapassa 10% , portanto- é preciso eliminar o calor gerado pela fonte de bombeamento pelo material ativo, geralmente por circulação de ar ou de líquido.

- Bombeamento Eletrônico:

- descargas elétricas (contínuas, radiofrequência, etc...)

- feixes de elétrons. É utilizado essencialmente nos *lasers* a gás (*lasers* atômicos, iônicos, moleculares). Criam-se elétrons no meio gasoso destinado a ampliações e a ionizações. Os elétrons efetuam colisões com os átomos — trocas inelásticas que provocam elevação de temperatura do meio gasoso, que é prejudicial à manutenção da inversão de população e conseqüentemente tais *lasers* necessitam medidas de resfriamento (ventilação, circulação de líquidos de resfriamento, expansão adiabáticas etc).

- Bombeamento Térmico (expansão hidrodinâmica);

- Bombeamento Químico: esta técnica de bombeamento utiliza reações químicas que tem a propriedade de levar a formação de moléculas em seus estados excitados; decorre daí a possibilidade de criar assim uma inversão de população (combustões químicas exotérmicas (chamas); combustões rápidas (explosões)). Os *lasers* químicos possuem a característica de poderem funcionar sem fornecimento de energia elétrica. Associada a altíssimas potências que tais fontes poderiam liberar com uma alimentação com gases reativos de rendimento

elevado, esta perspectiva justifica as intensas pesquisas sobre estes *lasers*.

- Bombeamento por Injeção de Portadores;
- Bombeamento por Partículas Pesadas (feixes de íons; produtos de fissão de um reator);
- Bombeamento por Radiação Ionizante (explosão nuclear, fonte de raios X).

Anexo 3

Sistema de Entrega de Feixe: [ROCHA, M. D.; 2001]

Para injeta um feixe *laser* em algum sistema de guia deve-se produzir um feixe com a melhor qualidade possível. Para o acoplamento do feixe num sistema de entrega é utilizada uma lente específica para o comprimento de onda do feixe. A qualidade dessa lente é de grande importância para obtenção de uma boa focalização do feixe. Os mais usados em *lasers* Odontológicos são:

- Fibras Ópticas: compostas de sílica fundida, são constituídas por uma porção central chamada *core* e uma camada mais externa com menor índice de refração chamada *cladding*. É nesta região que a luz atinge a velocidade mais rápida. A capa plástica tem a função de remover a luz espalhada por impurezas dentro da fibra. Esta é resistente a fadigas e a temperaturas. E por fim temos um buffer de borracha, que é resistente a alta abrasão e as substâncias químicas, que tem a função de proteger a fibra. As faces de entrada e de saída da fibra precisam estar limpas e sem falhas para suportar a entrega do feixe. Os métodos usuais de preparação são a clivagem ou a quebra seguida de polimento da superfície.

- Braço Articulado: consiste tipicamente de braços mecânicos conectados a articulações flexíveis e usualmente unidos por espelhos. Neste sistema, a energia *laser* é refletida por cada espelho até a sua saída do braço. É utilizado principalmente com *lasers* de CO₂. O braço articulado une tubos metálicos revestidos de prata a junta com espelhos altamente refletores. Eles permitem que a entrega do feixe se faça sem muita perda de qualidade e com a grande vantagem de terem durabilidade sem necessitar de manutenção. É utilizado para o *laser* de CO₂.

- Fibra Oca (*hollow fiber*): quando temos um comprimento de onda que não pode ser transmitido por fibra óptica, optamos por um tubo metálico maleável mas com limite de flexibilidade, revestida por uma camada refletora de prata, internamente.

O modo transmitido por esses tubos nem sempre tem uma distribuição de intensidade homogênea. Conforme se podem observar na figura abaixo.

- Guia de Onda Oco: geralmente são tubos flexíveis designados a confinar e direcionar a energia *laser* em uma direção determinada pelos limites físicos do mesmo. Neste sistema de entrega, a luz visível (feixe guia) é absorvida pela superfície interna do guia de onda, não sendo usualmente possível utilizar um feixe guia visível simultaneamente com um feixe *laser* invisível em um guia oco.

Anexo 4

Protocolos dos Procedimentos Básicos de Segurança

Segundo a norma da International Electrotechnical Commission IEC 825-1:1993, o *laser* utilizado neste estudo pode ser classificado como oriundo de um equipamento da Classe 4, já que gera radiações *laser* capazes de produzir reflexões difusas perigosas, ou seja, estando acima da Classe 3B. Para tanto, devemos obedecer sempre que possível as seguintes normas de segurança:

- uso de protetores oculares: item obrigatório sempre e de utilização irrestrita por todas as pessoas presentes no ambiente clínico e/ou laboratorial. Os protetores oculares devem estar sempre adequados ao comprimento de onda do *laser* utilizado.
- materiais refletores: sempre que possível, mesmo com o uso de protetores oculares, deve ser evitada a utilização de materiais e instrumentais reflexivos durante a prática clínica ou laboratorial, no sentido de se evitar ao máximo a produção de reflexão difusa.
- aspiradores: sempre que planejar a execução de procedimentos clínicos com *lasers* da Classe 4 deve-se prever o uso de maneira constante, durante toda a intervenção, de aspiradores de alta potência acoplados a bomba a vácuo. Isso deve ser feito com o objetivo de se evitar a inalação de produtos provenientes da vaporização tecidual.
- ambiente clínico ou laboratorial: sempre que possível o ambiente clínico e/ou laboratorial deve ser fechado e de uso restrito às pessoas habilitadas, ter dispositivos de travamento e desligamento automático do equipamento do tipo *interlock*, conter, obrigatoriamente, placas de advertência à sala.
- habilitação: todos os clínicos ou pesquisadores que forem fazer uso do equipamento devem, sempre que possível, ter tido treinamento e demonstrado conhecimento científico suficiente para manusear esse tipo de aparelho.

9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AFANASIEV, V. YU; CHICHKOV, B.N.; DEMCHENKO, N.N.; ISAKOV, V.A.; ZAVESTOVSKAYA, I.N.; RUSS, J.: *J. Laser Res.* 20: 489, 1999.

ALBERT, O.; WANG, H.; LIU, D.; CHANG, Z.; MOUROU, G.: "Generation of relativistic intensity pulses at a kilohertz repetition rate"; *Opt. Lett.* 25(15): 1125 -1127, 2000.

ALCOCK, A.J.; HILDES, J.A.; KAUFERT, J.M.; BICKFORD, J.: "Respiratory poliomyelitis: a follow-up study"; *J. Am. Med. Assoc.* 290(4): 511-515, 2003.

ALTSHULER, G.B.; BELASHENKOV, N.R.; KARASEV, V.B.; SKRIPNIK, A.V.; SOLUNIN, A.A.: "Application of ultrashort laser pulses in Dentistry"; *SPIE* 2080: 77-81, 1993.

ALTSHULER, G.B.; BELIKOV, A. V.; EROFEEV, A.V.; SKRYPNIK, A.V.: "Physical aspects of cavity formation of Er-laser radiation". In: WIGDOR, H.A.; FEATHERSTONE, J.D.; WHITE, J.M.; *SPIE* 2394: 211-222, 1995.

ARMSTRONG, W.B.; NEEV, J.: "Ultrashort pulse laser ossicular ablation and stapedotomy in cadaveric bone"; *Lasers Surg. Med.* 30: 216-220, 2002.

BACKUS, S.; DURFEE III, C.G.; MURNANE, M.M.; KAPTEYN, H.C.: Review of Scientific Instruments 26: 1207, 1998.

BAHANNAN, S.; EL-Hamid, A.A.; BAHNASSY, A.: "Noise level of dental handpieces and laboratory engines"; *J. Prost. Surg.* 70: 356-360, 1993.

BALL, D. W.: "Interactions of light with matter spectroscopy"; *Amsterdam* 9(6): 20-21, 1994.

BANKS, P.S.; DIHN, L.; STUART, B.C.; FEIT, M.D.; KOMASHKO, A.M.; RUBENCHIK, A.M.; PERRY, M.D.; McLEAN, W.: *Appl. Phys. A* 39: 347-353, 1999.

BARBOS, E.A.: "Estudo da ação laser de matrizes de fluoretos dopadas"; Dissertação de Mestrado em Ciências na área de Tecnologia Nuclear e Materiais, IPEN, São Paulo, 2001.

BARKER, J.: "Estratégia Gerencial / Paradigmas"; Star Thrower; Videoteca Siamar Paradigm

Mastery Series Sinopsis, 1997.

BASS, M.: "Handbook of Optics – Volume II"; *Opt. Soc. Am.*, 2nd Ed, McGraw-Hill, Inc., 1995.

BAUERLE, D.: "Laser Processing and chemistry, 3rd"; Springer chap: 13, 2000.

BEAUD, P.A.; RICHARDSON, M.; MIESAK, E.J.: "Multi-Terawatt Femtosecond Cr:LiSAF Laser"; *IEEE J. Quantum Elec.* 31(2): 317-325, 1995.

BERKOVITS, B.K.B.; HOLLAND, G.R.; MOXHAM, B.J.: "Microscopic anatomy of oro-dental tissues"; Color Atlas and Textbook of Oral Anatomy, Histology and Embryology; 2nd Edition, Mosby Year Book: 109 -129,1992.

BHASKAR, S. N. "Histologia e Embriologia Oral de Orban". Artes Médicas 8^{ed}, 1978.

BISWAL, S.; NEES, J.; NISHIMURA, A.; TAKUMA, H.; MOUROU, G.: "Ytterbium-Doped Glass Regenerative Chirped-Pulse Amplifier"; *Optics Communications* 160: 92-97, 1999.

BLOEMBERGEN, N.: "Laser-material interactions - fundamental and applications"; *Rev. Mex. Fis.* 40(2): 175-187, 1994.

BLOEMBERGEN, N.: "From nanosecond to femtosecond science"; *Rev. Mod. Phys.* 71(2): 283-287, 1999.

BOEHM, R.F.; CHEN, M.J.; BLAIR, C.K.: "Temperature in human teeth due to laser heating"; *ASME Paper* 75 W/BIO 8, 1975.

BOEHM, R.F.; BAECHLER, T.; WEBSTER, J.; JANKE, S.: "Laser processes in Preventive Dentistry"; *Opt. Eng.* 16: 493, 1977.

BOULNOIS, J.L.: "Photophysical processes in recent medical laser developments"; *Lasers Med. Sci.* 1: 47-66, 1986.

BRABEC, T.; KRAUSZ, F.: "Intense few-cycle laser fields: frontiers of nonlinear optics"; *Ver. Mod. Phys.* 72: 545, 2000.

BRODBELT, R.H.W.; O'BRIEN, W.J.; FAN, P.L.; FRAZER-DIB, J.G.; YU, R.: "Translucency of Human Dental Enamel"; *J. Dent. Res.* 60 (10): 1749-1753, 1981.

BULGAKOVA, N.M.: "Formation under short pulse *laser* ablation of solids"; *Phys. Rev. E.* 63: 046311-1-5, 2001.

BYCHENKOV, V.Y.; TIKHONCHUK, V.T.; TOLOKONNIKOV, S.V.: *JETP* 88: 1137-1142, 1999.

CALMON, A.A.: "Estudo morfológico da ação do *laser* de Nd:YAG em dentina cariada de dentes decíduos, condicionados com diamino fluoreto de prata a 12%"; Tese de Mestrado Profissionalizante IPEN-FOUSP *Lasers em Odontologia*: 2001.

CECCHINI, S.C.M.: "Estudo *in vitro* das aplicações do *laser* de Hólmio:YLF em esmalte e dentina, visando a realização de cirurgia de acesso endodôntico e preparo cavitário"; Dissertação de Mestrado Profissionalizante em *Laser em Odontologia* IPEN – FOUSP SP, 1995.

CECCHINI, R.C.M.: "Estudo *in vitro* do efeito *laser* de Nd:YAG em esmalte dental; análise de fluorescência de raios-X e microscopia eletrônica de varredura"; Dissertação de Mestrado Profissionalizante em *Laser em Odontologia* FOUSP SP: 108, 1997.

CHAO, W.S.; LEE, K.H.P.; TRAN, K.T.; MYERS, T.D.; WHITE, J.M.: "Caries removal and restoration Using Nd:YAG and Air Abrasion"; *J. Dent. Res.* 75(91): 588, 1996.

CHEONG, W-F.; PRAHL, S. C.; WELCH, A. J.: "A review of the optical proprieties of biological tissues"; *J. IEEE Quantum Elec.* 26(12): 2166-2185, 1990.

CHESS, J. T.: "*Laser in Dentistry*". *CA. Dent. Assoc. J.* 19(11): 19-23, 1991.

CHICHKOV, B.N.; MOMMA, C.; NOLTE, S.; Von ALVENSLEBEN, F.; TUNNERMANN, A.: "Femtosecond, picosecond and nanosecond *laser* ablation"; *Appl. Phys.* 63: 109-115, 1996.

COLE, A. S.: "Biochemistry and Oral Biology"; *Wright*, 2: 460-474, 1988.

COSTACURTA, L.: "Anatomia microscópica buco-dental humana"; Atheneu: 101-113, 1979.

CUOS; "Center for Ultrafast Optical Science"; University of Michigan;
cuos-webmaster@umich.edu <http://www.eecs.umich.edu/USL/frameHome.html>

CURZON, M. E. J.; FEATHERSTONE, J. D. B.: "Chemical composition of enamel". In: Lazzari, E. P. (Ed.). Handbook of experimental aspects of oral biochemistry, Flórida C.R.C. 123-135, 1983.

DANIELS, P.; KINNEY, K.: "Os mistérios da vida humana; corpo humano - ciência e natureza"; Abril livros: 4: 1995.

DEDERICH, D. N., ZAKARIASEN, K.L., TULIP, J.: "Scanning electron microscopic analysis of canal wall dentin following Neodymium-Yttrium-Aluminum-Garnet laser irradiation"; *J. Endod.* 10(9): 428-431, 1984.

DEDERICH, D.N.: "Laser/tissue interaction: what happens to laser light when it strikes tissue?"; *J. Am. Dent. Assoc.* 124(2): 57-61, 1993.

DEMARIA, A.J.; STETSER, D.A.; HEINAU, H.: "Self mode-locking of lasers with saturable absorbers"; *Appl. Phys. Lett.* 8(7): 174, 1966.

DITMIRE, T.; NGUYEN, H.; PERRY, M.D.: "Amplification of femtosecond pulses to 1J in Cr:LiSrAlF₆"; *Opt. Lett.* 20(10): 1142-1144, 1995.

DU, D.; LIU, X.; KORN, G.; SQUIER, J.; MOUROU, G.: "Laser-induced breakdown by impact ionization in SiO₂ with pulse widths from 7 ns to 150 fs"; *Appl. Phys. Lett.* 64(23); 1994.

DURFE C. G.; BACKUS S.; MURNANE, M.M.; KAPTEYN, H.C.: "Design and Implementation of a TW-Class High-Average Power Laser System", *IEEE J. Sel. Top. Quantum Elec.* 4(2): 395-406, 1998.

EINSPAHR, H.M.; BUGG, C.E.: "Esmalte, apatita e cárie: um enfoque cristalográfico". In Lewis Menaker: "Cáries dentárias bases biológicas"; Guanabara Koogan: 170-184, 1984.

FEATHERSTONE, J.D.B.; BARRETT-VESPONE, N.A.; FRIED, D.; KANTOROWITZ, Z.; SEKA, W.: "CO₂ laser inhibition of artificial caries-like lesion progression in dental enamel"; *J. Dent. Res.* 77(6): 1397-1403, 1998.

FEATHERSTONE, J.D.B.; NELSON, D.G.A.: "Laser effects on dental hard tissues"; *Adv. Dent.*

Res.1(1): 21-26, Oct. 1987.

FEIT, M.D.; RUBENCHIK, A.M.; SHORE, B.W.: "Unique of *laser* energy deposition in the fs pulse regime"; *SPIE Proc.* 2672: 243, 249, 1996.

FINE, S.; KLEIN, E.: "*In vivo* effects of *laser* radiation on the skin of the syrian hamster"; *J. Invest. Dermat.* 40:123, 1963.

FORK, R.L.; CRUZ, C.H.B.; BECKER, P.C.; SHANK, C.V.: "Compression of optical pulses to 6 fs by using cubic phase compensation", *Opt. Lett.* 12(7): 483-485, 1987.

FORMAN-FRANCO, B.; ABRAMSON, A.L.; STEIN, T.: "High-speed drill noise and hearing: audiometric survey of 70 dentist"; *J. Am. Dent. Assoc.* 97: 479-482, 1978.

FREIRE, JR, O.; NETO, C.; ALVES, R.: "O universo dos quantas, uma breve historia da Física Moderna"; Editora FTD S.A. (historia, ciências, técnica, invenções e profissões), 1997.

FRENTZEN, M.; KOORT, H. J.: "Histological investigation of mid infrared *laser* ablation of dental hard tissue". In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASER IN DENTISTRY; *Proceedings... Salt Lake City*: ISLD 3: 243-244, 1992.

FRIED, D.; SEKA, W.; GLENA, R. E.; FEATHERSTONE, J. D. B.: "The thermal response of dental hard tissues to (9-11 μm) CO_2 *laser* irradiation"; *Opt. Eng.* 35(7): 1976-1984, 1996.

GAMALY, E.G.; RODE, A.V.; TIKHONCHUK, V.T.; LUTHER-DAVIES, B.: "Ablation of solids by femtosecond lasers: ablation mechanism and ablation thresholds for metals and dielectrics"; Submitted to *Phys. Rev.* a 23, 2001.

GANSS, C.; KLIMEK, J.; SCHWARZ, N.: "A comparative profilometric *in vitro* study of the susceptibility of polished and natural human enamel and dentine surfaces to erosive demineralization"; *Arch. Oral Biol.* 45: 897-902, 2000.

GELSKEY, S.C.; WHITE, J.M.; PRUTHI, V.K.: "The effectiveness of the Nd:YAG *laser* in the treatment of dental hypersensitivity"; *J. Can. Dent. Assoc.* 59(4): 377-386, 1993.

GOLDMAN, L.; BLANEY, D. J.; KINDEL, D. J.; RICHHELD, D.; FRANKS, E. K.: "Pathology of the effect of the *laser* beam on the skin"; *Nature* 197: 912-914, 1963.

GOLDMAN, L.; HORNBY, P.; MEYER, R.; GOLDMAN, B.: "Impact of the *laser* on dental caries"; *Nature* 203 (4943): 417, 1964.

GONZALEZ, C.D.; ZAKARIASEN, K.L.; DEDERLICH, D.N.; PRUHS, R. J.: "Potential preventive and therapeutic hard-tissue application of CO₂, Nd:YAG and Argon *Lasers* in Dentistry: a review"; *J. Dent. Child.* 63(3):196-207, 1996.

GORDON, J.P.; ZEIGER, H.J.; TOWNES, C.H.: "The *laser* new type of microwave amplifier, frequency standard, and spectrometer"; *Phys. Rev.* 99 (4): 1264-1274; Aug 1955.

GORDON, T.: "Single-surface cutting of normal tooth with ruby *laser*"; *J. Am. Dent. Assoc.* 74: 398-402, 1967.

GROSS, D.; RAAB, H.M.; KELLER, U.; HIBST, R.: "Surface morphology of dental hard tissues after Er:YAG *laser* treatment". In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 3, 1992, Proceedings... Salt Lake City: *Int. Soc. Lasers Dent.*:133-134, 1992.

HALE, G.M.; QUERY, M.R.: "Optical constants of water in the 200 nm to 200 μ m wavelength region"; *Appl. Opt.* 12: 12-555, 1973.

HAMAKAWA, T. SENAONGSE, P.; OTSUKI, M.; TAGAMI, J.; SATO, Y.; EGUCHI, T.; SHIHOYAMA, K.; KAWACHI, M.: "Morphological changes on enamel after irradiation with femtosecond pulsed *laser*"; *International Congress Series* 1248: 121-125, 2003.

HARGROVE, L.E. FORK, R.L.; POLLACK, M.A.: "Locking of He-He *laser* modes induced synchronous intracavity modulation"; *Appl. Phys. Lett.* 5(1): 4, 1964.

HARRIS, D.M.; WERKHAVEN, J.A.: "Biophysics and applications of medical *lasers*"; *Adv. Otolaryngol Head Neck Surg.* 3: 91-123, 1989.

HELLWARTH, R.W.: "Edited by Singer JR"; *Adv. Quant. Elec.* 334, 1961a.

HELLWARTH, R.W.: "Bull"; *Am. Phys. Soc.* 6: 414, 1961b.

HIBST, R.; KELLER, U.: "Experimental studies of the application of the Er:YAG *laser* on dental hard substances: I. Light Microscopic and SEM investigations"; *Lasers Surg. Med.* 9 (4):338-344, 1989.

HIBST, R.; WIESHAMMER, S.; STEINER, R.: "Er:YAG and excimer *laser* induced ablation of biologic tissue. A quantitative study"; ***Laser Surg. Med.*** 8: 144, 1988.

ISHIKAWA Y.; AOKI, A.; WATANABE, H.; ANDO, Y.; YAMADA, T.; OTSUKI, M.; TAGAMI, J.: "Er:YAG *laser* in *lasers* dentistry II WIGDOR, H.; FEATHERSTONE, J.D.; WHITE, J.; NEEV, J."; ***SPIE Proc.*** Laguna Beach 2672: 131-134, 1996.

JOHNSON, D.E.: "THC:YAG ultrasonic and eletrohy-draulic gallstone; *Laser Surgery*"; Proc. ***SPIE Proc.*** 1066: 141-144, 1964.

KALASHNIKOV, M.P.; NICKLES, P.V.; SCHNUERER, M.; WILL, I.; SANDNER, W.: "Multi-Terawatt Hybrid Ti:As-Nd:Glass Dual-Beam *laser*. a Novel XUV *Laser Driver*"; ***Opt. Comun.*** 133: 216-220, 1997.

KANE D. J.: "Real-Time Measurement of Ultrashort *Laser* Pulses Using Principal Component Generalized Projections"; ***IEEE J. Sel. Top. Quantum Elec.*** 4: 278-284, 1998.

KELLER, U., HIBST, R.: "Er:YAG *laser* in caries therapy; Indications and first clinical results"; ***Int. Soc. Lasers Dent.*** 151- 152, 1992.

KELLER, U., 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.*** 9 (4) :345-351, 1989.

KIM, B.M.; FEIT, M.D.; RUBENCHIK, A.M.; GOLD, D.M.; STUART, B.C.; DASILVA, L.B.: "Ultrashort pulse *laser* ablation of biological tissue"; ***SPIE-BIOS*** 24-30, 1998.

KIM, B.M.; FEIT, M.D.; RUBENCHIK, A.M.; JOSLIN, E.J.; CELLIERS, P.M.; EICHLER, J.; DASILVA, L.B.: "Influence of pulse duration on ultrashort *laser* pulse ablation of biological tissue"; ***J. Biomed. Opt.*** 6: 332-338, 2001.

KINERSLY, T.: "*Lasers* effects on tissue and materials related to Dentistry"; ***J. Am. Dent. Assoc.*** 70: 593, 1965.

KOORT, H.J.; FENTZER, M.: "YAG-*Lasers* in restorative Dentistry: a histological investigation"; ***Lasers Surg. Adv. Characterization III SPIE Proc.***: 403-411, 1992.

KOPF, D.; WELLINGARTEN, K.J.; ZHANG, G.; MOSER, M.; EMANUEL, M.A.; BEACH, R.J.; SKIDMORE, J.A.; KELLER U.: "High-power diode-pumped femtosecond Cr:LiSAF lasers"; *Appl. Phys. B* 65: 235-243, 1997.

KRAVITZ, L.C.; KINGSLEY, J.D.; ELKIN, E.L.: "Raman and infrared studies of coupled PO_4^{3-} vibrations"; *J. Chem. Phys.* 49 (10): 4600-4610, 1968.

KUMAZAKI, M.: "Removal of hard dental tissue (cavity preparation) with the Er:YAG laser". In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY SINGAPORE; *Proceeding Bologna Monduzzi* 4: 151-157, 1994.

KUTSCH, U.K.: "Lasers in Dentistry: comparing wavelengths"; *J. Am. Dent. Assoc.* 124(2): 49-54, 1993.

LANGERHOLC, J.: "Moving phase transitions in laser-irradiated biological tissue"; *Appl. Opt.* 18: 2286-2293, 1979.

LE BLANC, C.; BAUBEAU, E.; SALIN, F.; SQUIER, J.A.; BARTY, C.P.J.; SPIEMANN, C.: "Toward a Terawatt-Kilohertz Repetition-Rate laser"; *IEEE J. Sel. Top. Quantum Elec.* 4(2): 385-394, 1998.

LÊ GEROS, R.Z.: "Calcium Phosphates in Oral Biology and Medicine"; Basel-Munchen-Paris, 1991.

LI, Z.Z.; CODE, J.E.; VAN DE MERME, W.P.: "Er:YAG laser ablation of enamel and dentin of human teeth: repetition rates"; *Lasers Surg. Med.* 12(6): 625-630, 1992.

LIZARELLI, R.F.Z.: "Lasers de Nd:YAG nos regimes de nano e de picossegundos em esmalte e em dentina analises morfológica e química"; Tese de Mestrado em Ciências e Engenharia de Matérias: 2000.

LOBENE, R.R.; FINE, R.: "Interaction of carbon dioxide laser radiation with enamel and dentine"; *J. Dent. Res.* 317(47): 311-317, 1968.

LOESEL, F.H.; NIEMZ, M.H.; BILLE, J.B.; JUHASZ, T.: "Laser induced optical breakdown on hard and soft tissues and its dependence on pulse duration: experiment and model"; *IEEE J. Quantum Elec.* 32: 1717-1722, 1996.

LONDON, R.A.; BAILEY, D.S.; YOUNG, D.A.; ALLEY, W.E.; FEIT, M.D.; RUBENCHIK, A.M.: "Hydrodynamic model for ultra-short pulse ablation of hard dental tissue"; *SPIE Proc.* 2672: 231-242, 1996.

LOVE, R.M.: "The effects of *Laser* irradiation of the dental tissues"; *Rev. New Zealand Dent. J.* 91(406):134-137, 1995.

MAILLET, H.: "O *laser*"; *Manole*, S.P.1-3, 1987.

MAIMAN, T.H.: "Stimulated optical radiation in ruby"; *Nature*: 187(4736): 93-94, Aug. 1960.

MAINSTER, M.A.; WHITE, T.J.; TIPS, J.H.; WILSON, P.W.: "Transient thermal behaviour in biological systems"; *Bull. Math. Biophys.* 32: 303-314, 1970.

MALDONADO, E.P.: "Mecanismo de interação da luz *laser* com tecidos biológicos e aplicações"; Apostila do Mestrado Profissionalizante *Lasers* em Odontologia: interação; IPEN-FOUSP SP, 01-35, 2002-2003.

MARION II, J.E.; KIM, B.M.: "Medical applications of ultra-short pulse *lasers*, in commercial and biomedical applications of ultrafast *lasers*", In MURRAY, K.; NEEV, J.; *SPIE Proc.* 3910: 42-50, 1999.

MATSUMOTO, K.; NAKAMURA, Y.; WAKABAYASHI, H.: "A morphological study on the cavity preparation by Er:YAG *laser*"; *J. Jap. Soc. Conserv. Dent.* 34 (3): 729-733, 1991.

MATSUMOTO, K.; NAKAMURA, Y.; MAZEKI, K.: "Clinical application of the Er:YAG *laser* for class V cavity preparation"; *J. Showa Univ. Dent. Soc.* 15(4): 335-340, 1995.

MELCER, J.: "Latest treatment in Dentistry by means of the CO₂ *laser* beam". *Lasers Surg. Med.* 6: 396-398, 1986.

MIDDA, M.; RENTON-HARPER, P.: "*Lasers* in Dentistry"; *Dent. Tec.* 170: 343-346, 1991.

MILLER, M.; TRUFIE, T.: "*Lasers* in Dentistry: an overview"; *J. Am. Dent. Assoc.* 124, (2): 32-35, 1993.

MINDERMANN, A.; NIEMZ, M.H.; EISENMANN, L.; LOESEL, F.H.; BILLE, J.F.: "Comparasion of

three different *laser* systems for application in Dentistry"; **SPIE** 2080: 68-76, 1993.

MISERENDINO, L.J.; PICK, R. M.: "Corrent status of *lasers* in dentistry III"; **Dent. J.** 56: 254-257, 1987.

MISERENDINO, J.L.: "The *laser* apicectomy: endodontic application of the CO₂ *laser* for periapical surgery"; **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.** 66 (4-6): 615-619, 1988.

MISERENDINO, L.J.; PICK, R. M.: "*Laser* in Demtistry"; Quintecense Publishing Co. Inc. 169, 1995.

MJOR, L.A.; FEJERSKOV, O.: "Embriologia e Histologia Oral Humana": Panamericana: 131-175, 1990.

MOCKER, H.W.; COLLINS, J.: "Mode completion and self-locking effects in a Q-Switched ruby *laser*"; **Appl. Phys. Lett.** 7(10): 270 1965.

MOMMA, C.; NOLTE, S.; CHICHKOV, B.N.; ALVENSLEBEN, F.V.; TUNNERMANN, A.: **Appl. Surf. Sci.**15: 109-110, 1997.

MOULTON, P.F.L.: "Spectroscopic and *laser* characteristics of Ti:Al₂O₃"; **J. Opt. Soc. Am. B.** 3(1): 125-133, 1986.

MULLER, G.; SCHOLZ, C.; ERTL, T.: "Biophysics of *laser* tissue ablation in bone and dental treatment"; **Innovative Teach. Biol. Med.** 11: 1-22, 1990.

NAGASAWA, A.: "Research and development of *laser* in dental and oral surgery"; In Atsumi, K.: "New Frontiers in *Laser* Medicine and Surgery"; **Amsterdam Oxford, Elsevier** 233-241, 1983.

NEEV, J.; LIAW L.K.L.; RANEY D.V.; FUJISHIGE, J.Y.; HO, P.T.; BERNS, M.W.: "Selectivity and efficiency in the ablation of hard dental tissue with ArF pulsed excimer *Lasers*"; **Lasers Surg. Med.**11:499-510, 1991.

NEEV, J.: "Ablation characteristics of nanosecond pulsed Nd:YAG *laser* on dentin"; **J. Dent. Res.** 73: ABSTRACT, 34-41, 1994.

NEEV, J.; DA SILVA, L. B.; FEIT, M. D.; PERRY, M. D.; RUBENCHIK, A. M.; STUART, B. C.: "Ultrashort pulse *Lasers* for hard tissue"; **IEEE J. Quantum Elec.** 2: 790-799, 1996^a.

NEEV, J.; DA SILVA, L. B.; FEIT, M. D.; PERRY, M. D.; RUBENCHIK, A. M.; STUART, B. C.: "Ultrashort pulse laser system for hard dental tissue procedures"; *SPIE Proc.* 2672: 210-221, 1996^b.

NEEV, J.; HUYNH, D.S.; DAN, C.C.: "Scanning electron microscopy and ablation rates of hard dental tissue using 350 fs and 1 ns laser pulse"; *SPIE Proc.* 2672: 250-261, 1996^c.

NEEV, J. NELSON, J.S.; CRITELLI, M.; McCULLOUGH, J.L.; CHEUNG, E.; CARRASCO, W.A.; RUBENCHIK, A.M.; DA SILVA, L.B.; PERRY, M.D.; STUART, B.C.: "Ablation of human nail by pulsed lasers"; *Lasers Surg. Med.* 21: 186-192, 1997.

NIEMZ, M.H.; KLANCNIK, E.G.; BILLE, J.F.: "Plasma-mediated ablation of corneal tissue at 1053 nm using a Nd: YLF oscillator/regenerative amplifier laser"; *Lasers Surg. Med.* 11: 426-431, 1991.

NIEMZ, M.H.; EISENMANN, L.; PIOCH, T.: "Vergleich von drei laser systemen zur Abtragung von Zahnschmelz"; *Schweiz Monatlich Zahnmed* 103: 1252, 1993.

NIEMZ, M.H.: "Investigation and spectral analysis of the plasma-induced ablation mechanism of dental hydroxyapatite"; *Appl. Phys. B* 58: 273-281, 1994.

NIEMZ, M. H.: "Cavity Preparation with the Nd:YLF picosecond laser"; *J. Dent. Res.* 74(5): 1194-1199, 1995.

NILSSON, T.; LUNDGREN, T.; ODELIUS, H.: "A computerized induction analysis of possible co-variations among different elements in human tooth enamel"; *Artif. Intelligence Med.* 8: 515-26, 1996.

NOLTE, S.; MOMMA, C.; JACOBS, H.; TUNNERMANN, A.; CHICHKOV, B.N.; WELLEGEHAUSEN, B.: "Ablation of metals by ultrashort laser pulses"; *J. Opt. Soc. Am.* 14(10): 2716, 1997.

NORRIS, T.B.: "Femtosecond pulse amplification at 250 kHz with a Ti:sapphire regenerative amplifier and application to continuum generation"; *Opt. Lett.* 17(14): 1009, 1992.

NUSS, R.C.; FABIAN, R.L.; SARKAR, R.; PULIAFITO, C.A.: "Infrared laser bone ablation"; *Lasers Surg. Med.* 8: 381-391, 1988.

NYLEN, M. U.; EANES, E.D.; OMNEIL, K. J.: *Cell Biol.*, 18:117, 1963.

O'BRIEN, W. J.; GROH, C. L.; BOENKE, K. M.: "Optical, thermal, and electrical properties"; In: "Dental materials and their selection"; Quintessence 2nd Ed.: 39-61, 1989.

ORAEVSKY, A.A.; DA SILVA, L.B.; RUBENCHIK, A.M.; FEIT, M.D.; GLINSKY, M.E.; PERRY, M.D.; MAMMINI, B.M.; SMALL, W.; STUART, B.C.: "Plasma mediated ablation of biological tissue with nanosecond to femtosecond *laser* pulses: experiment and model"; *IEEE Quantum Elec.* 32: 1717-1722, 1996.

PARTOVI, F.; IZATT, J.A.; COTHREN, R.M.; KITTRELL, C.; THOMAS, J.E.; STRIKWERDA, S.; KRAMER, J.R.; FELD, M.S.: "A model for thermal ablation of biological tissue using *laser* radiation"; *Lasers Surg. Med.* 7: 141-154, 1987.

PATEL, C.K.N.; McFARLANE, R.A.; FAUST, W.L.: "Selective excitation through vibrational energy transfer and optical maser action in N₂ CO₂"; *Physiol. Ver.* 13: 617-619, 1964.

PAYNE, S.A.; CHASE, L. L.; WILKE, G.D.: "Optical spectroscopy of the new laser materials, LiSrAlF₆-Cr³⁺ and LiCaAlF₆-Cr³⁺"; *J. Luminescence* 44(3): 167-176, 1989.

PELINO, J.E.P.: "Análise morfológica e espectrofotométrica do esmalte e dentina irradiados com *laser* de Nd:YAG: estudo *in vitro*"; Dissertação para Doutorado em Dentística FOU SP, 2002.

PERRY, M.D.; STRICKLAND, D.; DITMIRE, T.; PATTERSON, F.G.: "Cr:LiSrAlF₆ regenerative amplifier"; *Opt. Lett.* 17(8): 604, 1992.

PERRY, M.D.; MOUROU, G.: "Terawatt to petawatt subpicosecond *lasers*"; *Science* 64: 917-924, 1994.

PERRY, M.D.; STUART, B.C.; BANKS, P.S.; FEIT, M.D.; YANOVSKY, V.; RUBENCHIK, A.M.: "Ultrashort-pulse *laser* machining of dielectric materials"; *J. Appl. Phys.* 85: 6803, 1999.

PHILIPS, R.W.: "Propriedades físicas dos Matérias Dentários"; In Skinner. Materiais dentários; Guanabara Kookan, 1993.

PICK, R.M.: "Using *lasers* in clinical dental practice"; *J. Am. Dent. Assoc.* 124(2): 3747, 1993.

PRICE, D.F.; MORE, R.M.; WALLING, R.S.; GUETHLEIN, G.; SHEPHERD, R.E.; STEWART, R.E.; WKITE, W.E.: "Absorption of ultrashort laser pulses by solid targets heated rapidly to temperatures 1-1000 eV"; *Phys. Rev. Letter* 75(2): 252, 1995.

QUINTO JR., J.: "Estudo *in vitro* do esmalte dental irradiado com *laser* de diodo de alta potencia em 960 nm: análise morfológica da superfície dental pós irradiada e análise do comportamento térmico na câmara pulpar devido a aplicação *laser*"; Dissertação Mestrado Profissionalizante IPEN-FOUSP Lasers em Odontologia, 2001.

RAMOS, A.C.B.: "Estudo *in vitro* das alterações morfológicas da dentina humana irradiada com o *Laser* de Er:YAG e sua relação com dois diferentes sistemas adesivos dentinários"; Dissertação Doutorado em Dentística FOUSP SP, 2002.

RENSON, C.E.: "*Lasers* in Dentistry"; *Dent. Update* 16 (9): 371-372, 1989.

RICHARDSON, M.; SOILEAU, M.J.; BEAUD, P.; CHEN, Y.F.; DE SALVO, R.; GARNOV, S.; HAGEN, D.J.; KLIMENTOV, S.; RICHARDSON, K.; SHEIK-BAHAE, M.; SAID, A.A.; VAN STRYLAND, E.; CHAI, B.H.T.: "Self-Focusing and Optical Damage in Cr:LiSAF and Cr:LiCAF"; *SPIE Proc.* 1848: 392-402, 1993.

ROCHA, D. M.: "Avaliação clínica e morfológica da ação do *laser* de Er:YAG frente à hipersensibilidade dentinária cervical"; Dissertação Mestrado Profissionalizante IPEN-FOUSP Lasers em Odontologia, 2001.

RODE, A.V.; GAMALY, E.G.; LUTHER-DAVIES, B.: "Subpicosecond *laser* ablation of dental enamel"; *J. App. Phys.* 92(4): 2153-2158, 2002.

RUBENCHIK, A.M.; DA SILVA, L.B.; FEIT, M.D.; LANE, S.M.; LONDON, R.A.; PERRY, M.D.; STUART, B.C.; NEEV, J.: "Dental tissue processing with ultra-short pulse *laser*, in *Lasers* in Dentistry II"; HARVEY, A.; WIGDOR, D.D.S.; JOHN, D.; FEATHERSTONE, J.M.; WHITE, D.D.S.; NEEV, J.; *SPIE Proc.* 2672: 222-230, 1996^a.

RUBENCHIK, A.M.; FEIT, M.D.; SHORE, B.W.: "Unique aspects of laser energy deposition in the fs pulse regime"; *SPIE Proc.* 2672: 243-249, 1996^b.

SALLÉ, B.; GOBERT, O.; MEYNADIER, P.; PERDRIX, P.; PETITE, G. and SEMEROK, A.: "Femtosecond and picosecond *laser* microablation; ablation efficiency and *laser* microplasma

expansion"; *Appl. Phys. A* 69: 381-383, 1999.

SALLES, F.: A luz;

<http://www.mnemocine.com.br/fotografia/luzfoto.htm>

SCHIMIDT, W.J.; KEIL, A.: "Polarising microscopy of dental tissues"; *Pergamon Press* 2: 338-49 1971.

SCHULTE, W.; KLAUS, H.; FLACH, A.; GEISBELTT.: "*Laser* effekte an Zahnhart-substanzen- Mikroskopische Untersuchungen"; *Dtsch Zahnarztl Z* 20: 289, 1965.

SEKA W, FEATHERSTONE JDB, FRIED D, VISURI SR, WALSH JT.: "*Laser* ablation of dental hard tissue: from explosive ablation to plasma mediated ablation"; *SPIE Proc.* 2672:144-158, 1996.

SERAFETINIDES, A.A.; KHABBAZ, M.; MAKROPOULOU, M.I.; KAR, A.K.: "Picosecond *laser* ablation of dentine in endodontics"; *Laser Med. Sci.* 14: 168-174, 1999.

SERBIN, J.; BAUER, T.; FALLNICH, C.; KASENCABACHER, A.; ARNOLD, W.H.: "Femtosencond *laser* as novel tool in dental surgery"; *App. Surf. Sci.* 197-198: 737-740, 2002.

SEREBRO, L.; SEGAL, T.; NORDENBERG, D.; GORFIL, C.; BAR-LEV, M.: "Examination of tooth pulp following *laser* beam irradiation"; *Lasers Surg. Med.* 7: 236-239, 1987.

SHANK, C.V.; IPPEN, E.P.: "Subpicosecond kilowatt pulses from a modelocked cw dye *laser*", *Appl. Phys. Lett.* 24: 373, 1974.

SMITH, D. C.; WILLIAMS, D.F.: "Biocompatibility of dental materials"; Boca Raton: CRC 1, 1982.

SOROKIN, E.; SOROKINA, I.T.; WINTNER, E.: "Diode-pumped ultrashort pulse solid-state *lasers*"; *Appl. Phys. B.* 3: 3-14, 2001.

SPENCE, D.E.; KEAN,P.N.; SIBBETT, W.: "60 fs pulses generation from a self-mode-locked Ti:sapphire *laser*"; *Opt. Lett.* 16: 42, 1991.

SQUIER, J.; SALIN, F.; MOUROU, G.; HARTEK, D.: "100 fs pulse generation and amplification in Ti:Al₂O₃"; *Opt. Lett.* 16(5): 324, 1991.

STERN, D.; SCHOENLEIN, R.W.; PULIAFITO, C.A.; DOBI, E.T.; BIRGRUBER, R.; FUJIMOTO, J.G.: "Corneal ablation by nanosecond, picosecond and femtosecond *lasers* at 532 and 625nm"; **Arch. Ophthalmol.** 107; 587-592, 1989.

STERN, R.H.: "Dentistry and the *laser*". In WOLBARSH M.L.: "*Laser Applications Medicine and Biology*", **Plenum. Press.** 2: 361-368, 1974.

STERN, R.H.; SOGNAES, R.F.: "*Laser beam effect on dental hard tissue*"; **J. Dent. Res.** 43 (5): 873, 1964^a.

STERN, R.H.; SOGNAES, R.F.; GOODMAN, F.: "*Laser beam effect on vitro enamel permeability and solubility*"; **J. Am. Assoc.** 73 (4): 873, 1964.

STERN, R.H.; SOGNAES, R.F.: "*Laser inhibition of dental caries suggested by first test in vivo*"; **J. Am. Dent. Assoc.** 85(4): 1085-1090, 1972.

STOLL, A.M.; CHIANTA, M.A.: "Heat transfer through fabrics as related to thermal injury"; **Trans. NY Acad. Sci. Series II** 33: 649-670, 1971.

STRASSL, M. KASENBACHER, A.; WINTNER, E.: "Ultrashort *laser* pulses in Dentistry"; **Review** 2(4): 213222, 2002.

STRICKLAND, P.; MOUROU, G.: "Compression of amplified chirped optical pulses"; **Opt. Commun.** 56: 219, 1985.

STUART, B.C.; FEIT, M.D.; HERMAN, S.; RUBENCHIK, A.M.; SHORE, B.W.; PERRY, M.D.: "Optical ablation by high-power short-pulse *lasers*"; **J. Opt. Soc. Am.** 13: 459, 1996.

TAKADA, H.; MIYAZAKI, K.; TORIZUKA, K.: "Flashlamp pumped Cr:LiSAF *laser* amplifier"; **IEEE J. Quantum Elec.** 33(12): 2282-2285, 1997.

TANJI, E.Y.; GOUW-SOARES, S.C.; EDUARDO, C.P.: "Scanning electron microscopic study of root canal wall dentin irradiated with Er:YAG, Nd:YAG and Diode *lasers*"; Int. Congress of the European Society for oral *laser* applications; Vienna e Sola 1: 4, 2001.

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"; Dissertação Mestrado

Profissionalizante IPEN-FOUSP SP de *Lasers em Odontologia*, 2001.

TAYLOR, R., SHKLAR, G.; ROEBER, F.: "The effects of *laser* radiation on the teeth, dental pulp, and oral mucosa of experimental animals"; *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.* 19: 786, 1965.

TEN CATE, A.R.: "Complexo dentina-polpa"; In: "Histologia bucal: desenvolvimento, estrutura e função"; Guanabara-Kogan 2: 129-57, 1988.

TREBINO R.; KANE D.J.: "Using phase retrieval to measure the intensity and phase of ultrashort pulses, frequency resolved optical gating"; *J. Opt. Soc. Am.* 10: 1101-1111, 1993.

VAHL, J.: "Der *laser* und seine bisherige Anwendung in der Zahnmedizin"; *Hipócrates* 42: 506-488, 1971.

VIEIRA JR., N.D. *et al.*: "*Lasers em ciências da vida: desenvolvimento, pesquisa e uso clínico*"; Projeto Temático do IPEN para PRONEX; 1998.

VIEIRA JR., N. D. *et al.*: "Implementação de um sistema *lasers* de terawatt e suas aplicações"; Instituto de Pesquisa Energéticas e Nucleares- Projeto Temático T³; IPEN /CNEN-SP projeto para FAPESP; 2000.

VIEIRA JR., J. *et al.* (IPEN-CLA); EDUARDO, C. P. *et al.* (FOUSP-LELO); "Apostilas do Curso de Mestrado Profissionalizante em *Laser em Odontologia*"; 2002.

Von der LINDE, D.; SOKOLOWSKI-TITEN, K.; BIALKOWSKI, J.: *Appl. Surf. Sci.* 1: 109-110, 1996.

WALSH, J.T.; FLOTTE, J.T.; ANDERSON, R.R.; DEUTSCH, T.F.: "Pulsed CO₂ *laser* tissue ablation", *Laser Surg. Med.* 9: 327-337, 1988.

WALSH, J.T.; Jr. and FLOTTE, T.J. and DEUTSCH, T.F.: "Er:YAG *laser* ablation of tissue: effect of pulse duration and tissue type on thermal damage"; *Lasers Surg. Med.* 9:314-326, 1989^a.

WALSH, J.T.; DEUTSCH, T.F.: "Er:YAG *laser* ablation of tissue: measurement of ablation rates"; *Lasers Surg. Med.* 09: 327-337, 1989^b.

WHITE, J. M.; NEEV, J.; GOOSIS, H. F.; BERNS, M. W.: "Surface temperature and thermal penetration depth of Nd:YAG *laser* applied to enamel and dentin". In: "*Laser surgery: advanced characterization, therapeutics, and systems*"; *Int. Soc. Opt. Eng.* 1643(3): 423-436, 1992.

WHITE, J.M; GOODIS, H.E.; HENNINGS, D.; HO, W.; HIPONA, C.T.: "Dentin ablation rate using Nd:YAG and Er:YAG *lasers*"; *J. Dent. Res.* 73(1733):318, 1994.

WIGDOR, H.A.; ASHRAFI, S.; ABT, E.: "SEM evaluation of CO₂, Nd:YAG I and Er:YAG laser irradiation of dentin *in vitro*"; In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 1992, Salt Lake *Int. Soc. Lasers in Dent.* 131-132, 1992.

WIGDOR, H.A.; WALSH, J.T.; FEATHERSTONE, J.D.B.; VISURI, S.R.; FRIED, D.; WALDVOGEL, J.L.: "Lasers in Dentistry"; *Lasers Surg. Med.* 16: 103-133, 1995.

WILLENBORG, G.C.: "Dental Laser applications, Emerging to maturity"; *Laser Surg. Med.* 9: 309-313, 1989.

WOLBARSHT, M.L.: "Laser surgery; CO² or HF"; *IEEE J. Quant. Elec.* 20: 1427-1432, 1984.

YAEGER, J.A.; ESMALTE, I.N.; BHASKAR, S.N.: "Histologia e embriologia oral de Orban"; *Artes Médicas* 8: 47-105, 1978.

YAMAKAWA, K.; AOYAMA, M.; MATSUOKA, S.; TAKUMA, H.; FITTINGHOFF, D.N.; BARTY, C.P.J.: "Ultrahigh-Peak and High-Average Power Chirped-Pulse Amplification of Sub-20-fs Pulses with Ti:Sapphire Amplifiers"; *IEEE J. Quantum Elec.* 4(2): 407-413, 1998.

YAMAMOTO, H.; SATO, K.: "Inhibition of dental caries by laser irradiation. In: Iu Atsumik, ed. New frontiers in laser medicine and surgery"; *Excerpta Medica* 242-248, 1980.

ZACH, L.; COHEN, G.: "Pulp response to externally applied heat"; *Oral Surg. Oral Med. Oral Patho.* 19 (4): 515-530, 1965.

ZHAO-ZHANG, L., CODE, J. E., VAN DE MERWE, W. P.: " Er:YAG laser ablation of enamel and dentin of human teeth: Determination of ablation rates at Various fluences and pulse repetition rates"; *Lasers Surg. Med.* 12: 625-630, 1992.

ZHOU J.P.; TAFT, G.; HUANG, C.P.; MURNANE, M.M.; KAPTYN, H.C.: "Pulse evolution in a broad-bandwidth Ti:sapphire laser"; *Opt. Lett.* 19(15): 1149, 1994

ZIJP, J.R.; TEN BOSCH, J.J.: "Angular dependence of He-Ne-laser light scattering by bovine and human dentine"; *Arch. Oral Biol.* 36(4): 283-289, 1991.



M22857



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](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.