



AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

DETERMINAÇÃO DO LIMIAR DE ABLAÇÃO DE RESINA
COMPOSTA E AMÁLGAMA UTILIZANDO LASER DE
PULSOS ULTRACURTOS

LARISSA RIZZO FRESCHI

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

Orientador: Prof. Dr. Anderson Zanardi de Freitas.
Co-orientadora: Profa. Dra. Sheila C. Gouw-Soares

SÃO PAULO

2007

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Anderson Zanardi de Freitas, mais que um orientador, pela atenção, cuidado e dedicação, pela paciência em ensinar e responder a todas as dúvidas existentes, pelo conhecimento dividido, por ser grande responsável pela concretização deste trabalho;

A Profa. Dra. Sheila C. Gouw-Soares por aceitar participar deste estudo, colaborando de maneira preciosa;

Aos Prof. Dr. Nilson Dias Vieira Jr, Profa. Dra. Sonia Licia Baldochi, Prof. Dr. Wagner de Rossi, Prof. Dr. Nicklaus Ursus Wetter, Profa. Dra. Denise Maria Zzell, pela colaboração indispensável em diversas e diferentes etapas deste trabalho;

A Andréa , Lili e Jô, sempre dispostas a ajudar e apoiar no desenvolvimento desta pesquisa;

A todos professores, colegas e funcionários do Mestrado Profissional de Laser em Odontologia que de alguma maneira contribuíram e são parte desta jornada;

A FAPESP e FINEP pelo incentivo constante ao desenvolvimento da ciência;

A minha família querida, pelo amor, companheirismo e apoio incondicional em todos os momentos me incentivando a realizar cada sonho;

Aos amigos especiais, pelo carinho, compreensão e suporte extremamente necessário para sempre seguir em frente.

DETERMINAÇÃO DO LIMIAR DE ABLAÇÃO DE RESINA COMPOSTA E AMÁLGAMA UTILIZANDO LASER DE PULSOS ULTRACURTOS

LARISSA RIZZO FRESCHI

RESUMO

O tratamento dental utilizando o laser tem sido de grande interesse há muitos anos, uma vez que a interação do laser com o tecido e outros materiais possibilita a realização de preparo cavitário. O objetivo do estudo presente foi determinar a fluência de limiar de ablação de resinas compostas e amálgama, irradiados com laser de pulsos ultracurtos de Ti:safira. O pulso utilizado apresenta 830 nm de comprimento de onda, 50 fs de duração temporal e 1 KHz de taxa de repetição. Diferentes energias radiantes foram utilizadas para a irradiação das amostras (de 300 à 770 μ J). As amostras foram irradiadas com a ajuda de uma mesa de translação computadorizada por dois métodos diferentes, e o volume de ablação foi determinado por duas diferentes técnicas, microscopia óptica e tomografia por coerência óptica. Após análise das imagens obtidas por microscopia óptica e microscopia eletrônica de varredura. Determinou-se a fluência de limiar de ablação de 0,35 J/cm² para as resinas compostas Z-100 e Z-350, e 0,25 J/cm² para o amálgama. Danos térmicos não foram observados em nenhuma das amostras.

DETERMINAÇÃO DO LIMAR DE ABLAÇÃO DE RESINA COMPOSTA E AMÁLGAMA UTILIZANDO LASER DE PULSOS ULTRACURTOS

LARISSA RIZZO FRESCHI

ABSTRACT

The dental treatment using laser has been of great interest for many years, since laser interaction with tissue and other materials makes possible cavity preparation. The objective of the present study is to determine the fluency ablation threshold for composite resins and amalgam irradiated with femtosecond pulse laser (Ti: sapphire). The pulse used presents 830 nm of wavelength, 50 fs of pulse width and 1KHz of repetition rate. Different energies were used in the samples irradiation (300 to 770 μ J). The samples were irradiated using with a computerized translation stage and two different methods and the volume ablation was determined with two different methods, by optical microscopy and optical coherence tomography. After images analysis obtained by optical microscopy and scanning electron microscopy, the determined ablation threshold fluence was of 0,35 J/cm² for the composite resin Z-100 and Z-350, and 0,25 J/cm² for the amalgam. Thermal damages were not observed in none of the samples.

1	INTRODUÇÃO	10
2	OBJETIVOS	12
3	REVISÃO DE LITERATURA.....	13
3.1	ESTUDO DAS RESINAS COMPOSTAS (COMPÓSITOS).....	13
3.2	ESTUDO DO AMÁLGAMA	16
3.3	ESTUDO DO LASER	17
3.3.1	PRINCÍPIOS BÁSICOS	18
3.3.2	CARACTERÍSTICAS DOS FEIXES LASER.....	20
3.3.3	TIPOS DE EMISSÃO	21
3.3.4	SISTEMAS DE ENTREGA DO FEIXE.....	21
3.3.5	PARÂMETROS IMPORTANTES	21
3.3.6	INTERAÇÃO DA LUZ LASER COM O TECIDO BIOLÓGICO	22
3.4	ESPECIFICANDO O LASER DE TI: Al_2O_3	24
3.5	ESTUDO DA TÉCNICA DE TOMOGRAFIA POR COERÊNCIA ÓPTICA – (OPTICAL COHERENCE TOMOGRAPHY OCT).....	30
4	MATERIAL E MÉTODOS.....	32
4.1	OBTENÇÃO DAS AMOSTRAS.....	32
4.2	SISTEMA DE PULSOS ULTRACURTOS UTILIZADO	33
4.3	PREPARO DA MESA DE TRANSLAÇÃO E IRRADIAÇÃO DAS AMOSTRAS.....	39
4.4	AVALIAÇÃO DAS IMAGENS	43
5	RESULTADOS.....	44
6	DISCUSSÃO	58

Lista de abreviaturas e siglas

Δt_p	- Largura temporal de pulso
λ	- Comprimento de onda
μm	- Micrômetro
μs	- Microsegundos
A	- Área do feixe
CLA	- Centro de laser e aplicações
CPA	- Amplificação por pulso chirped
E_p	- Energia por pulso
F	- Distância focal da lente ou foco
F_L	- Fluência limiar de ablação
fs	- Femtossegundos
Hz	- Hertz
I_0	- Intensidade no foco
I	- Densidade de potência
I_{th}	- Intensidade limiar de ablação
IPEN	- Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares
J	- Joules
M^2	- Fator de qualidade do feixe
MEV	- Microscopia eletrônica de varredura
nm	- Nanômetro
OCT	- Técnica de Coerência Óptica
P	- Potência
$P_{média}$	- Potência média
P_{pico}	- Potência pico
Ti	- Titânio
TR_p	- Taxa de repetição de pulso
USPL	- Laser de pulsos ultracurtos
W	- Watt

Lista de Figuras

Figura 1. Focalização de um feixe gaussiano por uma lente.	26
Figura 2: Comprimento de ablação no eixo z, figura da ablação “em forma de língua de gato”.....	28
Figura 3: Imagem apresentando as amostras prontas, inseridas no molde de acrílico. As amostras 1, 2 e 3 correspondem à resina Z100, as amostras 4, 5 e 6 correspondem à resina Z-350 e as amostras 7, 8 e 9 são as amostras de amalgama.	33
Figura 4: Esquema simplificado dos principais componentes do laser de pulsos ultracurtos. Em destaque a saída do feixe número 5 com as características e parâmetros utilizados neste estudo.	35
Figura 5: Imagem mostrando a lente de focalização do feixe e a amostra posicionada sobre a mesa de translação.	35
Figura 6: Imagem apresentando a lente de focalização e o perfilômetro acoplado à mesa de translação.	36
Figura 7: Imagem do perfil do feixe laser apresentada pelo perfilômetro.....	36
Figura 8: Perfil do feixe obtido com os dados da Tabela 4.	39
Figura 9: Vista do posicionamento da amostra e da mesa de translação para a trajetória em diagonal.....	40
Figura 10: A figura apresenta a forma como foram realizadas as ablações nas amostras 2, 3, 5, 6,7 e 8.....	41
Figura 11: Imagem da amostra posicionada sobre a mesa de translação percorrendo apenas o eixo z durante a irradiação.	42
Figura 12: A figura apresenta a forma como foi realizada as ablações com diferentes energias nas amostras 1,4 e 9.....	42
Figura 13: Imagem de uma ablação na amostra de número 6 (resina Z-350) em um aumento de 10x, obtida através de MO, exemplificando a distância de maior diâmetro, medida nas ablações em “forma de língua de gato”.	44
Figura 14: de uma ablação na amostra de número (amalgama) obtida através de MEV, exemplificando a distância de maior diâmetro, medida nas ablações em “forma de língua de gato”.	45
Figura 15: Imagem de uma das perfurações na amostra de número 1 (resina Z-100) com um aumento de 20x , obtida através de MO, exemplificando a distância de maior diâmetro medida na ablação em formato circular.	46
Figura 16: Fluência de limiar de ablação nas resinas utilizadas no experimento.....	50
Figura 17: Fluência do Limiar de Ablação para a resina Z-100 pelo modo <i>z-scan</i> para cada energia utilizada.	51
Figura 18: Fluência do Limiar de Ablação para a resina Z-350 pelo método <i>z-scan</i> para cada energia utilizada.....	51
Figura 19: A figura apresenta a variação da área da região de ablação como função da energia para a resina Z100 pelo método z-scan.....	52
Figura 20. A figura apresenta a variação da área da região de ablação como função da energia para a resina Z350 pelo método z-scan.....	52
Figura 21: Fluência de limiar de ablação para o amalgama em diferentes energias.....	53
Figura 22: Fluência do Limiar de Ablação para a amalgama pelo modo <i>z-scan</i> para cada energia utilizada.	54
Figura 23: Perfil longitudinal da ablação em resina composta Z-100, irradiada no modo <i>z-scan</i> (energia de 760 μJ).....	55
Figura 24. A figura apresenta os três cortes das imagens construídas com a técnica de OCT, e a construção tridimensional da região de ablação para resina Z100.....	55

Figura 25. A figura apresenta os três cortes das imagens construídas com a técnica de OCT, e a construção tridimensional do volume de material ablacionado para a ablação apresentada na Figura 24.	56
Figura 26. Imagem de OCT para a região de ablação para a resina Z100, apresentando a remoção de material ocorrido nesta região	56

Lista de Tabelas

Tabela 1: Classificação das resinas compostas segundo NAGEM FILHO, de acordo com o tipo de matriz e carga.	14
Tabela 2: Propriedades das resinas compostas.	15
Tabela 3: Nomenclatura numérica das amostras especificando o material utilizado em cada.	33
Tabela 4: Diâmetros do feixe laser nas direções horizontal e vertical, obtido com o perfilômetro em diferentes distâncias além lente de focalização	38
Tabela 5: Energias por pulso que foram utilizadas para cada amostra nas irradiações que percorreram a trajetória diagonal.	41
Tabela 6: A tabela apresenta as energias que foram utilizadas para realizar as ablações nas amostras 1, 4 e 9.	43
Tabela 7: Medidas (μm) do maior diâmetro das quatro ablações em “forma de língua de gato” realizadas nas amostras 2, 3, 5, 6, 7 e 8, sendo que para cada amostra foi utilizada uma energia diferente.	45
Tabela 8: Medidas (μm) dos diâmetros das perfurações realizadas na amostra 1 (Z-100), sendo três perfurações para cada diferente energia, e para cada perfuração cinco diferentes diâmetros medidos.	47
Tabela 9: Medidas (μm) dos diâmetros das perfurações realizadas na amostra 4 (Z-350), sendo três perfurações para cada diferente energia, e para cada perfuração cinco diferentes diâmetros medidos.	48
Tabela 10: Medidas (μm) dos diâmetros das perfurações realizadas na amostra 9 (amalgama), sendo três perfurações para cada diferente energia, e para cada perfuração cinco diferentes diâmetros medidos.	49
Tabela 11: Resultados da fluência de limiar de ablação para as resinas compostas.	49

1 INTRODUÇÃO

O sorriso tem sido uma das mais importantes ferramentas de comunicação entre as pessoas, de forma que os pacientes não necessitam apenas de uma boa saúde bucal, mas também de um sorriso perfeito¹.

Por isso diferentes técnicas e equipamentos são pesquisados para aprimorar o tratamento odontológico, facilitando a vida do profissional e otimizando resultados.

A utilização de *lasers* faz parte do nosso cotidiano cada vez com maior frequência em diversas situações¹.

Aplicações médico-odontológicas utilizando *lasers* em alta intensidade são desenvolvidas continuamente, a viabilidade dessas aplicações se deve ao grande número de trabalhos de pesquisa, que avaliam diversos fatores antes de transportar esses procedimentos para prática clínica¹.

O tratamento dental utilizando o laser tem sido de grande interesse há muitos anos, uma vez que a interação da luz sem contato com o tecido possibilita um preparo cavitário adequado².

Na odontologia o *laser* já é utilizado em diversas áreas com sucesso como, por exemplo, na hipersensibilidade dentária, nas cirurgias em tecidos moles, na desinfecção intracanal etc., mas na atividade mais comum e freqüente na clínica odontológica, que é a remoção de tecido dental (escariação), ainda existem muitas desvantagens e dificuldades no uso dos *lasers*, quando comparados ao método clínico tradicional utilizando as turbinas de alta-rotação e pontas diamantadas. Apesar de já existirem diversos equipamentos *lasers* que se propõem a realizar este procedimento, o alto custo, o maior tempo clínico do procedimento e os danos irreversíveis^{2,3} que podem ser causados pelo possível aumento exacerbado da temperatura dos tecidos durante a irradiação atrasam a popularização da técnica e a presença dos equipamentos nos consultórios odontológicos³.

Inicialmente as técnicas de preparo cavitário necessitavam de um grande desgaste de tecido dental sadio, hoje as técnicas são muito mais conservadoras, na qual remoção do substrato dental deve ser mínima preservando ao máximo, a estrutura original⁴.

É comum o procedimento de remoção ou modificação de materiais de restaurações dentais devido às várias formas de sua degradação (fraturas, corrosão, cáries

secundárias e perda de qualidade estética) assim é interessante pesquisar a ablação desses materiais restauradores⁵.

Os efeitos da radiação laser nos tecidos biológicos baseiam-se em uma grande variedade de fenômenos associados que devem ser amplamente estudados. Existem inúmeras aplicações do laser em odontologia, e muitas práticas já se tornaram comuns no cotidiano de alguns consultórios. Para que essa prática se torne totalmente segura e só traga benefícios para o paciente e cirurgião dentista, é necessário um mínimo de conhecimento sobre o funcionamento dos equipamentos e sobre as diversas interações que ocorrem no tecido e nas células sob irradiação laser.

Dentro das variedades de equipamentos de laser que existem, não podemos deixar de fora das pesquisas e dos estudos o laser de pulsos ultracurtos, para conhecermos seus efeitos e estabelecermos parâmetros para que seja futuramente mais uma ferramenta útil no cotidiano do cirurgião dentista.

A remoção de materiais restauradores devido a diversas formas de degradação, tais como manchamento, cárie recorrente, fraturas entre outros é um procedimento comum e os equipamentos lasers existentes ainda precisam de melhorias para desenvolver o papel de instrumentos de corte e desgaste para que sejam utilizados para essa finalidade⁵.

As poucas pesquisas já realizadas utilizando o laser de pulsos ultracurtos na área odontológica mostram resultados favoráveis para prosseguirmos pesquisando e acreditarmos na sua futura utilização clínica.

Portanto considera-se importante o avanço nas pesquisas para introduzir o laser de pulsos ultracurtos na área da dentística, analisando a eficiência deste na remoção de diferentes materiais restauradores sem causar efeitos adversos prejudiciais ao órgão dental e aos tecidos sadios adjacentes.

2 OBJETIVOS

Este estudo teve como proposição analisar *in vitro* a interação da radiação de lasers de pulsos ultracurtos, com as resinas compostas e com o amálgama. Neste estudo, utilizamos um laser de Titânio:safira, operando em regime pulsado com duração temporal de dezenas de femtossegundos em alta intensidade.

O principal objetivo deste trabalho foi determinar experimentalmente, o limiar de ablação no regime de ~50 femtossegundos (fs), para diferentes tipos de resinas compostas e para a amálgama, utilizando diferentes procedimentos de ablação.

3 REVISÃO DE LITERATURA

3.1 Estudo das Resinas Compostas (Compósitos)

As primeiras resinas autopolimerizáveis foram introduzidas na Alemanha por volta de 1934, porém o desempenho clínico dessas resinas era insatisfatório. A partir dos anos sessenta iniciaram-se pesquisas com novas fórmulas e as resinas foram evoluindo, até alcançarem as boas qualidades mecânicas e estéticas que têm hoje em dia^{6,7}, sendo um dos materiais restauradores mais comumente empregados na clínica odontológica.

As resinas compostas atuais são constituídas principalmente de uma matriz orgânica, uma carga inorgânica, um agente de união, sistemas iniciadores e pigmentos.

A matriz orgânica é considerada o corpo da resina, constituída por BIS-GMA (bisphenol glicidil metacrilato) ou um poliuretano. Para diminuir a viscosidade desta resina são adicionados monômeros de baixa viscosidade, TEG-DMA (trietileno glicol dimetacrilato), EDGMA (etileno glicol dimetacrilato) e também alguns oligoetenoglicóis de metacrilatos (DEG-DMA e TE-EGD-MA)^{5,6}.

A carga inorgânica é constituída de partículas inorgânicas que são adicionadas com objetivo de melhorar as propriedades mecânicas das resinas. No início foram utilizados esferas de vidro, fosfato de cálcio sintético e sílica fundida. Com a evolução nas pesquisas de novos materiais passaram a ser utilizadas partículas de vidro de bário, boro, zinco, estrôncio e silicato-lítio-alumínio, com tamanho médio de 1 a 5 μm ^{5,6}.

O agente de união tem a função de unir a carga inorgânica ao complexo resinoso, os fabricantes submetem as partículas de carga a um processo com a finalidade de cobrir a carga com silano e torná-las capazes de reagir com a matriz orgânica⁶.

Os sistemas iniciadores ou ativadores são os sistemas quimicamente ativados que empregam o peróxido de benzoila como iniciador que é ativado pela amina aromática terciária, nos sistemas fotoativados por luz visível empregam um agente ativador que absorvendo a luz na faixa de (420- 450 nm) forma um complexo ativado junto com uma amina terciária (agente redutor) que se “quebra” para produzir radicais livres e iniciar a polimerização⁶.

Os pigmentos inorgânicos são adicionados em pequenas quantidades para, desta forma, combinar a cor dos compósitos com a cor da estrutura dental.

As resinas compostas têm sido classificadas de acordo com o tamanho das partículas, tipo e quantidade de carga e tipo de ativação (quimicamente ativadas ou fotoativadas).

As resinas convencionais ou de macropartículas, são resinas que apresentam matriz inorgânica numa quantidade superior a 60% em peso, com tamanho médio maior que 15 μm , podendo variar de tamanho e chegar a 100 μm ^{6,7}. A maioria dessas resinas utiliza o quartzo como carga, que tem vantagens determinadas pela sua dureza. Clinicamente essa resina se caracteriza pela aspereza e rugosidade de superfície mesmo após o polimento, facilitando o acúmulo de biofilme (placa bacteriana)⁶.

As resinas compostas de micropartículas diferem das convencionais quanto ao tamanho da carga e na maneira pela qual é incorporada à matriz. Contêm aproximadamente de 35 a 50% de carga em peso, e a carga é constituída principalmente de sílica coloidal de tamanhos entre 0,01 e 0,1 μm ⁶. Elaboradas para contornar o problema da rugosidade excessiva das resinas de macropartículas, tem como vantagens proporcionar restaurações com superfícies mais lisas e polidas com resultados estéticos satisfatórios, porém com baixa resistência a tensões⁷.

As resinas compostas híbridas surgiram pela necessidade de desenvolver um material que reunisse algumas propriedades mecânicas das resinas convencionais e propriedades estéticas das resinas de micropartículas⁷. Têm conteúdo de carga de 70 a 86% em peso, o tamanho das partículas é um pouco menor do que as convencionais, geralmente as partículas têm dimensões entre 1 e 5 μm , junto com partículas submicrométricas das resinas microparticuladas⁷.

Tabela 1: Classificação das resinas compostas segundo NAGEM FILHO, de acordo com o tipo de matriz e carga⁷.

Matriz	Bis-GMA	Linear Ramificado Etoxilado
	Poliuretanas	
	Sílico-orgânica	

Resina composta	Carga	Tamanho das partículas	Macro 15µm(média) Micro 0,04µm(média) Híbridas 0,6µm a 2,0µm(média).
	AD> 80% MD 70-80% BD <40%	Número de partículas	Monomodal Bimodal Trimodal Tetramodal Pentamodal

AD = alta densidade, MD = média densidade, BD = baixa densidade. % em peso.

As resinas compostas ou compósitos atuais contêm inúmeros componentes em sua composição, cada marca comercial apresenta variações em sua fórmula, o que dificulta o relato exato dos componentes em diferentes marcas⁵.

Foi escolhida para esse trabalho a resina composta (Z100-3M) do tipo híbrido, o fator mais importante que nos levou a essa escolha, foi o fato desta resina ser a mais utilizada clinicamente, tanto para restaurações anteriores como posteriores. Esta é uma resina fotopolimerizável e radiopaca, segundo informa o fabricante foi desenvolvida para restaurações de dentes anteriores e posteriores. Possui tamanho máximo de partículas de 4,5 µm de Zircônia/Sílica representando 71% em volume e contém uma parte orgânica com Bis_GMA e TEGDMA.

Tabela 2: Propriedades das resinas compostas⁵.

Propriedade	Valor
Resistência a compressão (MPa)	300-350
Resistência a tensão (MPa)	70-90
Módulo de elasticidade (GPa)	7-12
Coefficiente de expansão térmica (10 ⁻⁵ / °C)	30-40

3.2 Estudo do Amálgama

Apesar dos consideráveis avanços obtidos nos últimos anos no campo dos compósitos, o amálgama de prata ainda continua a ocupar um lugar de destaque dentro da odontologia. Entre os materiais restauradores ele parece ser o menos sensível a técnica de preparo aceitando maiores margens de erro por parte do profissional, além de ser um material “auto-selante” (ao contrário dos demais materiais) devido à deposição de produtos de sua corrosão na interface dente/restauração diminuindo a infiltração observada ao redor das restaurações à medida que envelhecem⁶.

O amálgama é uma liga que contém mercúrio como um de seus componentes. Como o mercúrio é líquido à temperatura ambiente, ele pode ser misturado a metais sólidos como o pó da liga para amálgama⁸.

As ligas para amálgama dental continham pelo menos 65% em peso de prata, 29% em peso de estanho e menos de 6% em peso de cobre, uma composição próxima a recomendada por G. V. Black em 1896. Em 1963 Innes e Youdelis desenvolveram a primeira liga enriquecida com cobre e durante a década de 1970 muitas ligas contendo concentrações de cobre entre 6% e 30% em peso foram desenvolvidas, sendo que muitas destas ligas produzem amálgamas superiores em vários aspectos, quando comparados aos amálgamas tradicionais com baixo teor de cobre⁶.

O pó da liga para amálgama deve ser misturado ao mercúrio para se transformar em uma massa plástica, produzindo o amálgama dental. Logo essa massa é seguida pela presa e endurecimento quando o mercúrio líquido é consumido na formação de novas fases sólidas.

O pó da liga para amálgama é produzido pela moagem ou usinagem de um lingote de uma liga para amálgama em um torno mecânico, resultando em partículas de tamanhos que variam de 15 a 35 μm ⁶. O formato das partículas pode variar de irregular (limalhas) ou partículas esféricas, podendo ser a liga constituída por apenas um desses tipos ou uma mistura deles⁸.

A quantidade de liga e mercúrio a ser usada pode ser descrita como relação mercúrio/liga, que significa o número de partes em peso de mercúrio e de liga a ser utilizado para a técnica em particular. A relação recomendada varia com as diferentes composições das ligas, bem como com os tamanhos e formas das partículas⁸.

As cápsulas descartáveis pré-proporcionadas de mercúrio e liga são amplamente utilizadas atualmente. Embora o material pré-proporcionado seja mais caro, é

mais conveniente pois elimina a possibilidade do extravasamento do mercúrio e a exposição ao seu vapor durante a mistura e resulta em uma relação mercúrio/liga mais confiável⁸.

As ligas para amálgama são classificadas em função do teor de cobre que apresentam, sendo as de “baixo teor” (convencionais) as que apresentam uma proporção de cobre contida na liga que varia de 4 a 6%, e as denominadas de “alto teor” as que contêm de 9 a 30% de cobre contido na liga⁸.

As ligas com alto teor de cobre são materiais preferenciais por possuírem propriedades mecânicas melhoradas, maior resistência a corrosão e melhor integridade marginal quando comparadas com as ligas convencionais⁶.

A amalgamação ocorre quando o mercúrio entra em contato com a superfície das partículas prata-estanho da liga. O mercúrio tem uma solubilidade limitada para a prata e para o estanho. Quando a solubilidade do mercúrio é ultrapassada, cristais de dois compostos metálicos binários se precipitam dentro dele. Estes são os cristais cúbicos de corpo centrado do composto Ag_2Hg_3 (fase γ_1) e do composto Sn_{7-8}Hg (fase γ_2). Como a solubilidade da prata no mercúrio é menor do que a do estanho, a fase γ_1 se precipita antes da fase γ_2 ⁸, as propriedades do amálgama irão depender da proporção de cada fase e da relação entre elas⁶.

Para as ligas enriquecidas com cobre, a reação com o mercúrio é um pouco diferente daquela que ocorre nas ligas convencionais. O cobre tem uma grande afinidade pelo estanho, com o tempo praticamente desaparece a fase gama 2 (γ_2) dando lugar à fase Cu_6Sn_5 e mais fase gama 1 (γ_1), com a substituição da fase γ_2 pelo novo composto há um aumento na resistência do amálgama⁶.

Hoje as restaurações de amálgama são várias vezes substituídas, por apresentarem corrosão, fraturas, cáries secundárias e por fatores estéticos, já que sua cor metálica difere muito da coloração natural dos dentes, sendo substituídas por restaurações de resinas compostas.

3.3 Estudo do laser

O primeiro equipamento *laser* desenvolvido em 1960 por Maiman⁹, era constituído basicamente de um cristal de Rubi como meio laser ativo, bombeado opticamente por uma lâmpada de xenônio de forma pulsada. Desde então os equipamentos *laser* evoluíram tecnologicamente proporcionando, hoje em dia, uma enorme variedade de

comprimentos de onda, regimes de operação, potências, portabilidade e etc., que proporcionaram sua utilização em diversas áreas da ciência.

3.3.1 Princípios básicos

Para que exista a “Amplificação de Luz por Emissão Estimulada de Radiação, ou seja, a emissão de um feixe laser são necessárias três condições básicas: 1) um meio ativo, 2) que este meio tenha inversão de população, e 3) finalmente que exista uma retro alimentação óptica resultando em uma oscilação laser¹⁰.

Para que possamos estudar cada componente e sua função dentro de um equipamento *laser*, vamos primeiramente entender alguns princípios básicos sobre como acontece essa emissão de um feixe *LASER*¹⁰.

- Absorção

Os elétrons que gravitam em torno do núcleo de um átomo podem ocupar diferentes órbitas. A passagem de um elétron de uma órbita para outra mais afastada do núcleo corresponde a um aumento de energia do átomo¹⁰.

Denomina-se estado fundamental o estado (posição do elétron) que corresponde à energia mínima do átomo, os outros estados são estados excitados. Portanto, a passagem do estado fundamental para o estado excitado (ou seja, de energia superior) realiza-se pela absorção de uma energia externa ao átomo, podendo essa ser energia cinética ou eletromagnética. Neste último caso a absorção de energia eletromagnética por um átomo obedece à relação $E_2 - E_1 = hv$, onde E_1 é o nível de energia inicial, E_2 o nível de energia final, h é a constante de Planck e v a frequência da radiação eletromagnética ($h = 6,62 \times 10^{-23}$ Joules x segundos)¹⁰.

- Emissão espontânea

Após a absorção, a energia adquirida pelo átomo pode ser perdida espontaneamente (o elétron sofre uma transição para um nível de energia inferior) e pode ser transformada em energia cinética ou eletromagnética. Neste último caso obedece à mesma relação da absorção: $\Delta E = hv$, onde ΔE representa a energia perdida pelo átomo¹⁰.

A emissão espontânea é incoerente, cada átomo emite independentemente dos outros, em qualquer momento, não existe relação de fase, de direção ou de polarização entre as emissões individuais, e a radiação é multidirecional¹⁰.

- Emissão estimulada

A emissão estimulada corresponde, como a emissão espontânea, à liberação de energia, através de um fóton (radiação eletromagnética) por transição de um elétron excitado de um nível superior para um nível inferior de energia¹⁰.

A frequência de radiação emitida é sempre dada pela relação $E_2 - E_1 = h\nu$, mas tal emissão já não é mais espontânea, e sim provocada pela chegada de outro fóton de energia igual àquela que deve ser liberada pelo átomo que retorna ao nível inferior, ou seja, o fóton “indutor” deve ter a mesma frequência que o fóton cuja emissão ele vai induzir¹⁰.

A emissão estimulada possui propriedades notáveis: as radiações induzidas e indutoras têm a mesma fase, a mesma direção e a mesma polarização. Não existe qualquer diferenciação física possível entre o fóton indutor e o fóton induzido, assim se um fóton induz um átomo ao decaimento, o sistema agora contém dois fótons idênticos que podem induzir a novos decaimentos no meio de ganho, ocorrendo uma “amplificação da luz por emissão estimulada de radiação”, ou seja, a emissão do feixe *LASER*¹⁰.

Para uma emissão estimulada significativa é preciso que exista uma inversão de população, ou seja, que haja mais átomos no estado excitado do que no estado fundamental. Isso será realizado por uma excitação exterior chamada bombeamento¹⁰.

- Meios ativos

São uma coleção de átomos, moléculas ou íons que emitem radiação eletromagnética. Um “material” (sólido, líquido ou gasoso) que possui uma estrutura apropriada de níveis de energia que podem ser excitados, possuem a capacidade de armazenar a energia recebida do exterior e emitir fótons num determinado comprimento de onda através da emissão estimulada já vista anteriormente¹⁰.

Os meios ativos sólidos são encontrados na forma de cristais, sendo composto por um cristal base dopado com íons de outros materiais. Esses “dopantes” serão responsáveis pela emissão do feixe laser de um determinado comprimento de onda¹⁰.

Os meios ativos líquidos ou gasosos, são confinados em um recipiente e em geral são compostos de uma mistura de líquidos ou gases, que determinam a energia do fóton que será emitido¹⁰.

- Bombeamento

Quando o material ativo é estimulado por uma fonte de energia externa existe uma absorção desta energia ou parte dela e conseqüentemente pode ocorrer uma inversão de população (número de átomos no estado excitado maior do que o número de átomos no estado fundamental). Essa inversão de população mais tarde permitirá o processo de emissão estimulada e amplificação¹⁰.

Nos lasers de estado sólido geralmente é utilizado um bombeamento óptico, por lâmpadas flash, lâmpadas de arco ou até mesmo outro laser¹⁰.

O rendimento dos lasers de estado sólido com o bombeamento óptico praticamente não ultrapassa os 10%, por tanto é preciso eliminar o calor gerado, geralmente por circulação de ar ou líquido dentro da cavidade ressonante¹⁰.

Nos lasers de gás geralmente utiliza-se o bombeamento por descargas elétricas, onde através de colisões (energia cinética) os átomos do meio ativo são conduzidos a um estado excitado e a uma inversão de população¹⁰.

Os lasers que utilizam líquido como meio ativo, são bombeados opticamente por outros lasers, esses lasers necessitam de constante manutenção e os líquidos utilizados são em geral cancerígenos e altamente tóxicos, sendo hoje em dia pouco utilizados.

- Cavidade ressonante

A cavidade ressonante laser é constituída geralmente por dois espelhos altamente refletivos (planos ou esféricos). Tais espelhos refletem a onda eletromagnética em múltiplas passagens de ida e volta no meio ativo, amplificando assim o campo eletromagnético na cavidade. Um desses espelhos é semi-transparente, de forma a permitir a saída de uma determinada quantidade de radiação gerada no oscilador, ou seja, uma “perda” útil inevitável¹⁰, o feixe *laser*.

3.3.2 Características dos feixes laser

- Monocromaticidade

A monocromaticidade é caracterizada pela emissão de fótons com o mesmo comprimento de onda, fótons de mesma energia.

- Coerência

Coerência é a medida da correlação entre as fases medidas em diferentes pontos de uma onda, isto é, as ondas caminham de forma similar no espaço e no tempo¹⁰.

- Pouca divergência: pouca divergência significa colimação, isto é, a luz emergente do laser é paralela e permanece assim por distâncias razoáveis, pode variar de metros a quilômetros.

3.3.3 Tipos de emissão

Os lasers podem ainda ser caracterizados quanto ao seu regime temporal de operação que pode ser dividido em emissão contínua que têm potência de saída constante durante todo período de tempo e emissão pulsada que apresentam potência de saída oscilante, que varia entre um valor máximo (potência pico) e zero durante determinado período de tempo.

3.3.4 Sistemas de entrega do feixe

Os sistemas de entrega de feixe podem ser basicamente de três tipos: Aqueles compostos por fibras ópticas que permitem uma maior flexibilidade ao manuseio e podem ser constituídos de fibroscópio com sistema de visualização para aplicações em órgãos internos por exemplo. Sistemas de guia de onda oco, composto de tubos flexíveis com superfície interna refletora, e braço articulado composto de tubos rígidos articulados com espelhos nas articulações do braço e que direcionam o feixe ao longo do mesmo.

3.3.5 Parâmetros importantes

Vários parâmetros são importantes quando estamos estudando a interação do laser com algum material, dentre eles podemos destacar o comprimento de onda, é importante utilizar o comprimento de onda de laser adequado em cada aplicação¹². A potência (formalmente potência radiante) laser, é importante conhecer a potência média de cada laser para cálculo da dose a ser administrada, ou a potência pico dependendo da aplicação e do regime de trabalho do laser¹². A densidade de potência (intensidade ou formalmente irradiância) é a potência do feixe por unidade de área, sua unidade no sistema internacional de medidas é W/m^2 , mas é também muito utilizada como W/cm^2 e é a grandeza física que avalia a possibilidade de um dano térmico¹². $E = P/A$, onde E é a intensidade, P é a potência e A é a área do feixe incidente no material.

A densidade de energia (dose ou fluência, formalmente exposição radiante) é o parâmetro mais importante para a observação dos resultados é a grandeza física, medida em J/m^2 no sistema internacional e também é muito freqüente sua medida em J/cm^2 que avalia a possibilidade de estimulação, inibição ou não-manifestação dos efeitos

terapêuticos¹². $H = Q/A$ onde H é a exposição radiante, Q é a energia radiante e A é a área do feixe incidente no material.

As propriedades térmicas do material são extremamente importantes quando utilizamos os lasers em alta intensidade no tecido biológico, pois os lasers em baixa intensidade, a princípio, não devem provocar alterações térmicas importantes no tecido. A ação térmica altera as características cristalográficas da matriz mineral dos tecidos, por exemplo, e poderá haver também formação de novos corpos cristalinos decorrentes desta ação térmica sobre o tecido dental¹².

3.3.6 Interação da luz laser com o tecido biológico

- Reflexão e Refração

A reflexão é definida como a radiação eletromagnética que incide sobre uma superfície e retorna para o meio de origem. A superfície refletora é uma interface física que separa dois meios com índices de refração diferentes. Quando a superfície é lisa, assume-se que as suas irregularidades são pequenas quando comparadas ao comprimento de onda da radiação incidente, ocorrendo reflexão especular. Por outro lado, quando a rugosidade da superfície é igual ou maior que o comprimento de onda da radiação incidente, ocorre a reflexão difusa (comum para os tecidos biológicos)¹¹.

A refração ocorre quando uma superfície refletora separa dois meios com índices de refração diferentes. Este fenômeno ocorre em consequência da mudança de velocidade da luz incidente¹¹.

- Absorção

A absorção ocorre quando a onda não retorna a partir da superfície incidente e nem se propaga no meio. Parte da energia da radiação que é absorvida é convertida em calor ou em vibração das moléculas que compõem o tecido. A habilidade de um meio absorver radiação eletromagnética depende de alguns fatores, principalmente da constituição eletrônica de seus átomos e moléculas, do comprimento de onda da radiação, da espessura da camada absorvedora e de parâmetros internos, tais como a temperatura e concentração de agentes absorvedores¹¹.

Nos tecidos biológicos a absorção é causada, principalmente por moléculas de água e macromoléculas, como proteínas e pigmentos. Uma janela terapêutica é delimitada entre 600 nm e 1.200 nm, em razão de não haver fortes absorções nem das macromoléculas, nem da água. Nessa faixa do espectro eletromagnético, a radiação penetra

mais profundamente nos sistemas biológicos e por esta razão esses comprimentos de onda são mais utilizados na LILT (Low Intensity Laser Therapy)¹¹.

- Espalhamento

O espalhamento ocorre quando a frequência da onda não corresponde à frequência natural das partículas. Por isso o espalhamento pode ser considerado como a origem básica da dispersão¹¹.

- Fenômeno de interação

Nas regiões do ultravioleta e infravermelho (< 400 nm) do espectro eletromagnético, a absorção é predominante e a influência do espalhamento é relativamente pequena, portanto, a luz não penetra profundamente no tecido¹².

Na região visível (400 nm à 600nm), há absorção e espalhamento com profundidade de penetração da luz entre 0,5 e 2,5 mm. No intervalo de 600 nm à 1500 nm o espalhamento predomina em relação à absorção, apresentando penetração da ordem de 8 a 10 mm¹¹.

Os mecanismos de interação de luz laser com tecidos não são sempre dependentes dos processos ressonantes. Apesar dos mecanismos fotoquímicos e térmicos envolvem necessariamente absorção da energia luminosa por componentes do tecido biológico, e sua posterior transformação em outra forma de energia, outros processos tais como a fotoablação e os processos mediados por plasma dependem fundamentalmente de outros fenômenos físicos, tais como dissociação molecular, efeitos não-lineares, avalanche de elétrons, formação de plasma, ondas de choque¹².

A ablação explosiva utilizando radiação laser é a remoção cirúrgica de tecido através de mecanismos térmicos, mecânicos, de fotodecomposição ou mediados por plasma. Por ser um processo térmico, a ablação explosiva depende da absorção da radiação laser pelo tecido. A água é o principal cromóforo para este fim, seja pela sua concentração nos tecidos, pela sua absorção intensa no infravermelho ou ainda pela sua localização sob camadas do tecido. Altas pressões são geradas pelo rápido aquecimento de camadas de água confinadas abaixo da superfície do tecido, levando a microexplosões¹².

A ablação ocorrida com pulsos de femtosegundos é vantajosa quando comparada à ablação de pulsos de nanosegundos, pois causa mínimo ou nenhum dano colateral no material sendo processado¹³, o principal mecanismo de ação neste caso é a explosão columbina, onde a remoção de elétrons do material promovida pelo pulso do laser provoca um desequilíbrio de cargas elétricas, as positivas restantes tendem a se repelir provocando a ablação do material.

Dos lasers atualmente disponíveis para a ablação explosiva (termomecânica) de tecidos duros, os lasers de érbio são os mais adequados, entretanto frequentemente produzem efeitos indesejados, tais como fraturas, regiões de carbonização e necrose¹².

Os lasers de pulsos ultra-curtos, atualmente atingiram densidades de potência altíssimas, e são capazes de cortar e ablacionar de maneira eficiente praticamente todo tipo de matéria existente.

3.4 Especificando o laser de Ti: Al₂O₃

O equipamento laser de Ti:safira é um equipamento de “bancada” de alto custo e um sistema bastante complexo¹⁴. Esse sistema produz pulsos ultracurtos gerados por um conjunto de lasers.

Em 1991 Spence, Kean e Sibbett descobriram que o laser de Ti:safira poderia apresentar “travamento” de modos dinâmico e espontâneo sem o uso de um “absorvedor saturável”, fazendo uso do fenômeno de lente Kerr. Quando um feixe laser em alta intensidade atravessa um material ele induz uma alteração no índice desse material. Devido à distribuição gaussiana de potência do feixe os índices de refração no centro do feixe e nas laterais são diferentes, ou seja, induzindo assim um efeito de lente, a lente Kerr. O desenho da cavidade ressonante laser que seja altamente instável para uma oscilação cw, possibilitará sua operação no regime pulsado de forma espontânea.¹⁵

Uma técnica especial foi introduzida para amplificar os pulsos curtos até atingirem altas intensidades de energia. Conhecida como CPA (Chirped Pulse Amplification) essa técnica, no primeiro momento, “alarga” o pulso que é então amplificado e depois, comprimido novamente por uma combinação de grades de difração¹⁵. O resultado é um aumento de sua energia, culminando com um acréscimo da potência do pulso, além de seu estreitamento temporal, como proposto nas técnicas iniciais¹⁶.

O sistema consiste de um oscilador principal, integrado a um amplificador utilizando a técnica CPA¹⁷.

O oscilador principal também denominado de gerador ou semente (“seeder”) utiliza o regime de operação de travamento KLM (Kerr Lens Modelocking) gerando um trem de pulsos ultracurtos criado por um cristal de Safira dopado de titânio (capaz de produzir uma banda larga em frequência, essencial para pulsos ultracurtos) que emite luz no infravermelho próximo (800 nm). Desse trem de pulsos é selecionado somente um pulso semente o qual é injetado no CPA para sofrer amplificação^{17,18}.

Os cristais de Ti:safira podem ser excitados por luz verde, assim o sistema utilizado nesse estudo é composto por dois lasers de diodo que bombeiam um laser de Nd:YVO₄ (1064nm) operando no segundo harmônico sendo a luz obtida de 532 nm de comprimento de onda (ou seja, verde) ^{17,18}.

O processo de alargamento acresce ao pulso um chirp alterando sua frequência e cor durante o tempo de pulso. O pulso fica então com a potência e a intensidade baixas o suficiente para evitar danos aos componentes ópticos do sistema. Uma grade de difração contida no alargador espalha e atrasa no tempo as cores da banda do pulso curto no espaço. Este feixe espalhado é refletido de volta a grade de difração através de um espelho presente no alargador. O design do alargador permite que certas cores viajem em um tempo menor que as outras, uma vez que a cor do pulso curto foi espalhada anteriormente. A última reflexão da grade de difração colima as cores de volta juntas no espaço. Neste caso as cores no final da banda chegam mais tarde que as outras cores no outro final, assim o pulso curto alargado no tempo se torna um pulso longo ^{17,18}.

Dois métodos existem para a amplificação dos pulsos: amplificação regenerativa, onde o pulso fica retido numa cavidade laser capaz de armazenar energia pelo controle do fator de qualidade do ressonador, e a amplificação multipasso que representa o conceito mais simples da amplificação onde o pulso passa diversas vezes pelo meio de ganho sob bombeamento não inserido em uma cavidade ^{17,18}.

O pulso amplificado deve ser comprimido para remover o chirp introduzido e recompor a duração temporal do pulso. As grades de difração do compressor devem compensar os atrasos introduzidos pelo sistema de alargamento temporal, para isso as grades devem ser escolhidas em função das potências e intensidades a serem atingidas após a amplificação dos pulsos. Assim também determinam se é necessário encapsular o compressor em vácuo ou em alguma atmosfera de maior limiar de ruptura dielétrica que o ar, para que o pulso recomprimido não crie plasma e nem sofra dispersão e automodulação de fase ¹⁶⁻¹⁸.

Após todo esse processo de amplificação do pulso temos finalmente o feixe de saída. É a parte da energia luminosa responsável pela interação da radiação laser com o alvo, denominada potência útil do sistema laser ^{17,18}.

A propagação de um feixe pode ser representada pela lei de propagação de feixes gaussianos. Na propagação do feixe focalizado por uma lente, identificamos um ponto onde o feixe atinge seu menor diâmetro que é denominada “cintura do feixe” ou

Onde ω_z é o raio fora da cintura, ω_0 é o raio da 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 da 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:

$$I_0 = \frac{E_p}{A \Delta t_p} \quad (4)$$

A = área do feixe (em cm^2) definida pela equação $A = \pi \cdot r^2$, onde r é o raio do feixe laser medido em cm, e Δt_p é a duração do pulso.

Quando o feixe do laser tem uma distribuição gaussiana, assim sendo encontra-se uma distribuição de comportamento simétrico, formando uma figura denominada de “região de ablação em forma de língua de gato”, antes e depois da cintura do feixe, portanto o desenho das cavidades de ablação devem ser os mesmos. Além de a cavidade apresentar uma variação de profundidade, mostrando ser mais rasa na região do limiar de ablação e mais profunda na região da cintura do feixe. Identifica-se na **Figura 2**:

Identificamos na figura a cintura de ablação com diâmetro de feixe como $2\omega_0$, o diâmetro da cavidade de ablação na cintura do feixe como $2\rho_0$, o diâmetro do feixe no maior diâmetro da cavidade de ablação como $2\omega_m$, o maior diâmetro da cavidade de ablação como $2\rho_m$, ponto de limiar de ablação [Z_L] distância $Z_L - Z_L'$ como comprimento de ablação, $2\omega_L$ como diâmetro do feixe na menor cavidade de ablação e $2\rho_L$ como diâmetro da menor cavidade de ablação. Cada um destes pontos tem seu correspondente ['] simétrico.

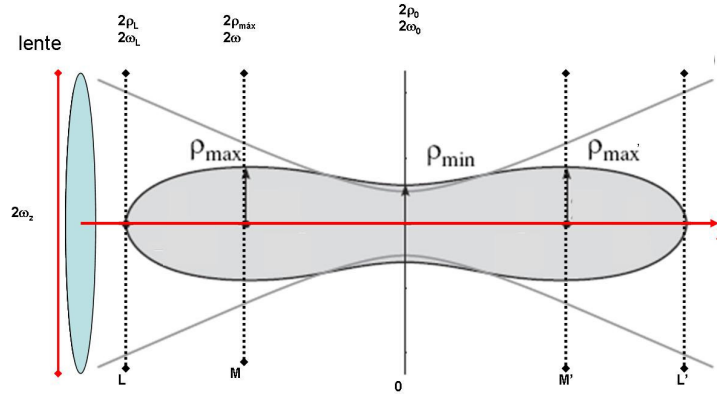


Figura 2: Comprimento de ablação no eixo z, figura da ablação “em forma de língua de gato”.

Para o cálculo da intensidade do limiar de ablação (I_{th}) utiliza-se a seguinte equação¹⁹ :

$$I_{th} = \frac{P_0}{e\pi\rho_{max}^2} = 0,117 \frac{P_0}{\rho_{max}^2} \quad (5)$$

Onde P_0 é a potência do pulso, e é a base neperiana de valor 2,71828, $\pi = 3,1415$ e ρ_{max} é o maior raio medido na cavidade de ablação.

Para o cálculo da fluência do limiar de ablação a equação utilizada é:

$$F_L = I_{th}\Delta t_p \quad (6)$$

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

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

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

$$P_{média} = TR_p E, \text{ onde } TR_p \text{ é a taxa de repetição e } E \text{ é a energia do pulso.}$$

A principal característica tecnológica do sistema de Ti:Safira ($\text{Ti:Al}_2\text{O}_3$) é o pequeno tempo de duração de seus pulsos (dezenas de fs) e a precisão da área em que são focalizados. Desta forma é possível atingir altíssimas potências, a potência deste equipamento pode atingir 1,5 Terawatt^{17,18}.

A interação dos pulsos ultra-curtos independe das propriedades tradicionais de absorção do material²⁰ e independe também do comprimento de onda¹², tanto em metais como em materiais dielétricos (incluindo o esmalte dentário, as resinas e as restaurações metálicas) a ablação ocorre da mesma maneira quando utilizado sistemas de pulsos ultra-curtos, sendo uma ablação precisa sem ou quase nenhum efeito colateral²⁰, uma ablação limpa, associada com pequeno ruído¹², removendo o material mais rápido que o tempo de condução do calor pela amostra²⁰, ou seja, o tempo de duração do pulso é menor que o tempo de relaxação e condução térmica do material³.

Os lasers de pulsos ultra-curtos produzem uma ablação por plasma, diferentemente da ablação térmica ou explosiva provocada pelos outros lasers. A ablação por plasma acontece através da criação de elétrons livres no material irradiado por esses lasers^{2,20}.

Através da alta velocidade e intensidade dos pulsos os elétrons ganham energia de uma maneira mais rápida do que podem transferi-la ao material²⁰. O depósito de energia inicial absorvida é capaz de ionizar os átomos da amostra removendo elétrons da superfície, carregados com essa energia depositada. Esses elétrons livres carregados de energia criam um campo eletrostático que direcionará a separação do íon mais próximo^{3,13}, ejetando pequenas partes do material irradiado², isso acontece quando a energia do elétron livre é maior do que a energia de ligação dos íons¹³. Assim que o plasma alcança certa densidade crítica de elétron, que é aproximadamente no pico do pulso, ele se torna altamente refletivo, protegendo o tecido abaixo e prevenindo a penetração do restante da energia na matéria, evitando grande aquecimento².

Para aplicações reais a intensidade do laser de pulsos ultracurtos é ajustada para ser um pouco acima do limiar de dano do material, assim acontece à transição da fase sólida para o estado gasoso da matéria sem passar pelo momento de fusão do material. As altas temperaturas alcançadas pelo plasma asseguram que o material irradiado será completamente vaporizado e removido da superfície antes da chegada do próximo pulso²⁰.

Assim se inicia uma “avalanche” de elétrons que ganham cada vez mais energia do campo elétrico do laser produzindo cada vez mais elétrons livres²⁰ realizando uma remoção precisa átomo por átomo¹³.

3.5 Estudo da técnica de tomografia por Coerência Óptica – (Optical Coherence Tomography OCT)

A OCT é uma nova técnica de diagnóstico que produz imagens de um corte transversal, com alta resolução espacial de microestruturas internas de um tecido vivo^{21,22}.

A técnica OCT realiza imagens microscópicas de estruturas e tecidos que vai além do alcance dos microscópios ópticos tradicionais, pois atinge profundidades de até 2 cm, em tecidos transparentes (como o olho humano por exemplo)²¹. Na pele, em outros tecidos e materiais altamente espalhadores, a OCT permite construir imagens de pequenos vasos sanguíneos e outras estruturas numa faixa de 1 a 2 mm abaixo da superfície²².

Essas imagens microscópicas de estruturas e tecidos são na verdade, mapas tomográficos apresentados em esquemas de cores falsas para facilitar sua interpretação, as cores claras correspondem a áreas de alta refletividade, as escuras representam áreas de baixa refletividade²¹.

No sistema OCT, a luz é dirigida até um divisor de feixe formando dois outros com aproximadamente, metade da intensidade cada um, sendo um deles conduzido até um espelho de referência, e outro, até a amostra. A radiação retrorrefletida pelo espelho e a retroespalhada pela amostra é recombinada, formando padrões de interferência no detector. Como a fonte luminosa utilizada é de baixa coerência temporal, a interferência ocorre no detector somente quando a diferença entre o comprimento óptico do braço da amostra e do braço de referência é menor que o comprimento e coerência da fonte luminosa^{21,22}.

A varredura longitudinal da amostra é realizada variando-se o comprimento do braço de referência com o movimento do espelho de fundo do interferômetro, e registrando o sinal de interferência no detector.

A resolução longitudinal do sistema depende do comprimento de coerência da fonte luminosa e, para um perfil espectral de feixe Gaussiano, pode ser representada por:

$$l_c = \frac{2 \ln 2 \lambda^2}{\pi \Delta \lambda} \quad (7)$$

Onde l_c é o comprimento de coerência, λ é o comprimento de onda central da fonte luminosa e $\Delta \lambda$ é a largura de banda à meia altura²².

Já a resolução lateral é dada pelo diâmetro do feixe no foco da lente assim como no microscópio óptico convencional ²¹.

Então no sistema OCT o campo elétrico, proveniente da fonte óptica, é dividido pelo divisor do feixe em dois componentes: um campo elétrico no braço de referência (E_r) e um campo elétrico no braço da amostra (E_s). O campo elétrico do braço de referência é refletido pelo sistema de varredura, enquanto que o campo elétrico proveniente do braço da amostra é espalhado pelo objeto em estudo. Após, as duas componentes do campo se recombinam no divisor de feixe, e o campo elétrico resultante é a soma desses dois campos.

As imagens são então construídas pelo registro do sinal da OCT gerado pela varredura do espelho de referência na direção longitudinal da amostra em diferentes posições laterais. Cada posição lateral na amostra define uma linha em uma das dimensões da imagem construída (tipicamente o eixo x) e na outra dimensão que representa a direção longitudinal (eixo z). Cada *pixel* (pontos do plano xz) representa uma média do sinal de interferência proveniente em três dimensões, desloca-se a amostra na outra direção (eixo y), e um ponto (x, y, z) é obtido, sendo chamado de *voxel*. Essa técnica permite o levantamento de perfis de relevo, como também a observação das propriedades óticas em meios espalhadores.

A partir da digitalização dos dados, a imagem de OCT é usualmente representada por um gráfico de intensidade que utiliza uma escala de cinza na qual a cor branca representa um sinal de grande valor de espalhamento, e a cor preta um baixo valor de espalhamento, Pode-se, também, utilizar um mapa de cores falsas no qual o maior espalhamento é representado em branco e o menor em azul.

Ao contrário das técnicas de tomografia computadorizada e ressonância magnética, a tomografia por coerência óptica não requer grande computação gráfica para a construção das imagens ²¹.

A fonte óptica para sistema OCT deve ser escolhida de acordo com as suas propriedades de comprimento de onda, largura de banda, potência e estabilidade, bem como a sua portabilidade e facilidade de manuseio.

As imagens de OCT são limitadas pela absorção e pelo espalhamento do material alvo, além da sua dispersão, e essas duas fontes e atenuação são diretamente dependentes do comprimento de onda.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Obtenção das amostras

Para obtenção das amostras foram utilizados três diferentes materiais restauradores:

- Resina composta fotopolimerizável Z-100, híbrida (3M/USA) com matriz de zircônia/sílica, parte orgânica composta de Bis-GMA e TEGDMA, tamanho máximo de partículas de 4,5µm, da cor A2.

- Resina composta fotopolimerizável Z-350 (3M/USA) com uma combinação de agregados de matriz de zircônia/sílica com tamanho médio de 0,6 a 1,4 µm e uma incorporação de sílica de 20 nm não agregada, parte orgânica de Bis-GMA, TEGDMA, UDMA e Bis-EMA, da cor A2

- Amálgama em cápsulas de dose única GS-80 (SDI/Austrália) com liga composta de 40% de Ag, 31,3% de Sn e 28,7% Cu, na proporção de 1/0,86 de liga e de mercúrio.

A resina composta foi inserida em um molde de acrílico de formato cilíndrico com diâmetro de 1,0 cm e 3,0 mm de altura, veja Figura 3, polimerizada com o LED (Ultra Blue IS-DMC) com o tempo de foto ativação de 40 segundos para as amostras de resina Z-100 e 20 segundos para as amostras da resina Z-350 (de acordo com as instruções do fabricante) promovendo a polimerização da amostra.

O amálgama em cápsulas foi “agitado” durante 8 segundos em um amalgamador (Amálgama Mix – Gnatus) de acordo com as instruções do fabricante, e condensado no molde de acrílico de formato cônico com paredes convergentes (obtendo uma retenção mecânica do material no molde), obedecendo à técnica de inserção do amálgama na cavidade, seguido da brunidura e do polimento após 24 horas da inserção do material no modelo.

O acabamento e polimento da superfície das amostras, de resina e de amálgama foram obtidos com discos abrasivos de óxido de alumínio para polimento (Sof-Lex, 3M) sequencialmente, começando com o disco de maior grau de abrasividade para o de menor grau. O polimento final foi feito com roda de feltro e pasta para polimento composta de diamante micronizado (Diamond Excel – FGM), utilizando micro motor e contra ângulo

(N270- Dabi Atlante) com todo o rigor da técnica exigida durante a realização dos procedimentos na clínica odontológica.

Três amostras de cada material foram confeccionadas, com o total de nove amostras

Tabela 3: Nomenclatura numérica das amostras especificando o material utilizado em cada.

Amostras	Material
1	Resina composta Z-100
2	Resina composta Z-100
3	Resina composta Z-100
4	Resina composta Z-350
5	Resina composta Z-350
6	Resina composta Z-350
7	Amálgama
8	Amálgama
9	Amálgama

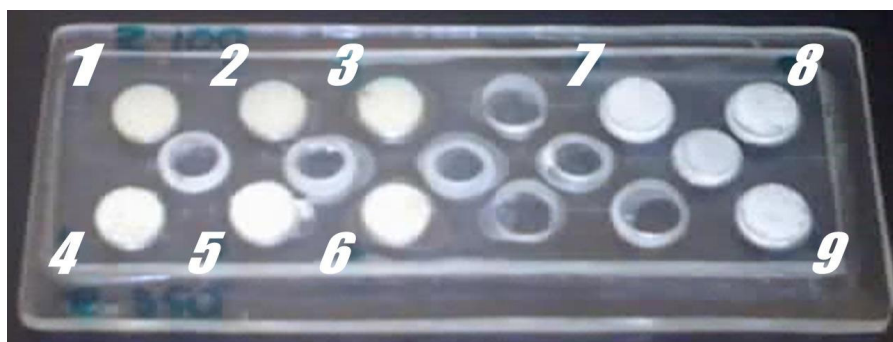


Figura 3: Imagem apresentando as amostras prontas, inseridas no molde de acrílico. As amostras 1, 2 e 3 correspondem à resina Z100, as amostras 4, 5 e 6 correspondem à resina Z-350 e as amostras 7, 8 e 9 são as amostras de amalgama.

4.2 Sistema de pulsos ultracurtos utilizado

O feixe laser foi gerado por um conjunto de lasers apoiado sobre uma mesa capaz de gerar pulsos ultracurtos. O meio ativo é um cristal de Al_2O_3 (safira) e dopado com Ti (titânio). O sistema é formado por um oscilador principal, formado pelos osciladores Verdi (Coherent) e Mira-Seed-R (Coherent), integrado a um amplificador utilizando a

técnica CPA Odin (Quantronix) já descrito anteriormente. O trem de pulsos gerados tem frequência de 1 KHz, pulsos de duração temporal de 50 fs e energia de pulso inferior a 1 mJ.

O laser Verdi (meio ativo de Nd:YVO₄) é um laser de emissão contínua, bombeado por lasers de diodo, gerando a emissão do segundo harmônico do Nd, um feixe de cor verde (532 nm), comprimento de onda necessário para bombear o oscilador Mira-Seed-R por ser a banda de absorção principal do cristal de Ti:Al₂O₃.

O Mira-Seed-R (meio ativo de Ti:Al₂O₃) é um oscilador de pulsos ultracurtos que opera em regime temporal de KLM, com frequência de operação (TR_p) de 78 MHz, energia de pulso (E_p) inferior a 5 nJ, o tempo de pulso é da ordem de 50 fs, que é então injetado no interior do sistema amplificador, e tem sua taxa de repetição reduzida para 1 KHz e energia por pulso de ~1 mJ.

Para atingir esse nível de potência o pulso é alargado de 50 fs para 30 ps em 4 passos por um alargador temporal com apenas uma grade de difração (single-grating pulse stretcher), o que faz a energia por pulso ser distribuída por todo novo tempo do pulso, ocorrendo a diminuição da potência de pico.

O amplificador de energia do tipo multipasso (8 passos) de Ti:Al₂O₃ (Odin-DP - Quantronix), é bombeado por outro laser de Nd:YLF dobrado (527DP-S - Quantronix) bombeado por uma lâmpada flash. A energia do pulso que era de ~1 nJ é amplificada um milhão de vezes e passa para ~1 mJ. Os pulsos neste local do sistema apresentam Δt_p de 30 ps, TR_p de 1 KHz e E_p ~1 mJ).

Depois de amplificado, o feixe de 30 ps é comprimido para o tempo de pulso original por um compressor temporal (4 passos) que possui duas grades de difração. Os pulsos, neste ponto do sistema, apresentam uma Δt_p de 50 fs, TR_p de 1 KHz e E_p de ~1,0 mJ.

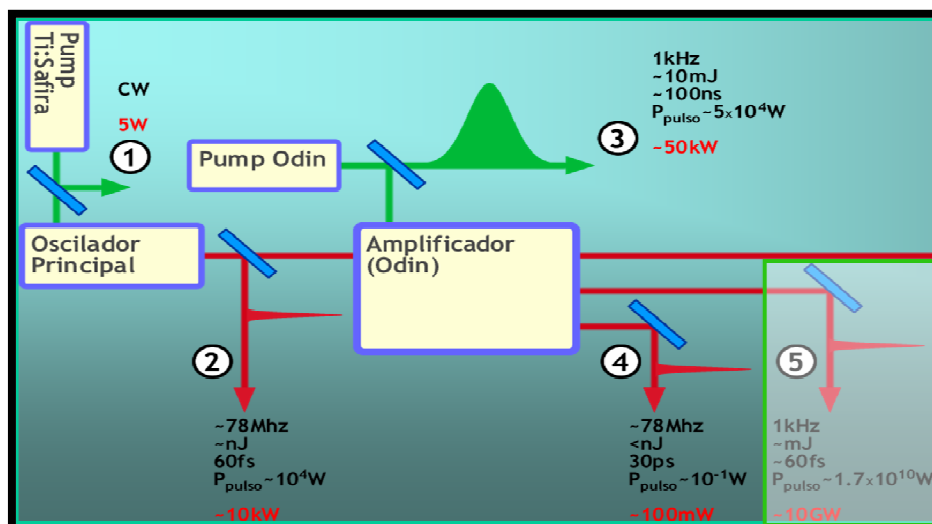


Figura 4: Esquema simplificado dos principais componentes do laser de pulsos ultracurtos. Em destaque a saída do feixe número 5 com as características e parâmetros utilizados neste estudo.

O feixe laser de saída foi focalizado por uma lente de 2,54 mm de diâmetro, com uma distância focal de 10 cm (Figura 5).

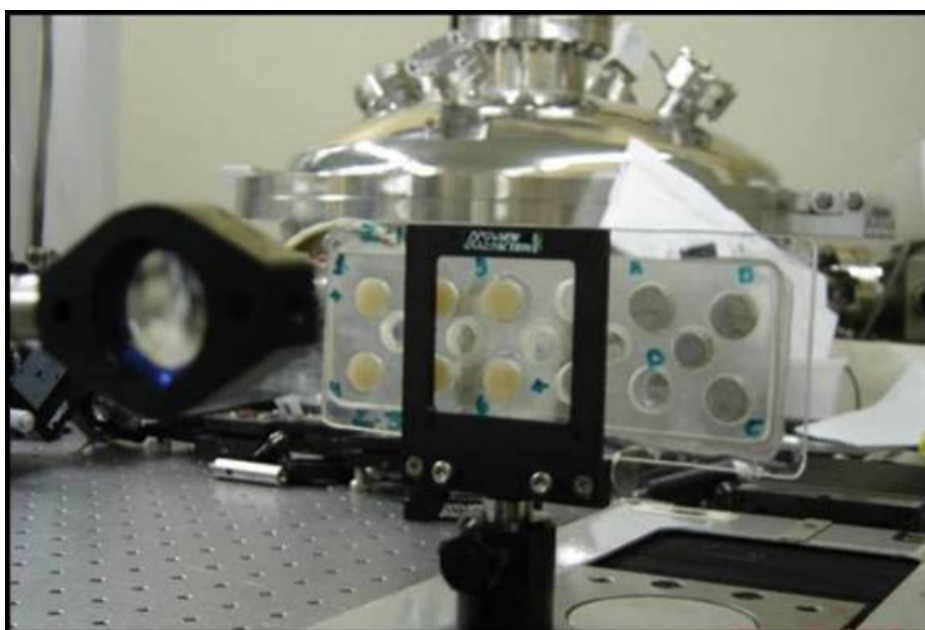


Figura 5: Imagem mostrando a lente de focalização do feixe e a amostra posicionada sobre a mesa de translação.

O diâmetro da cintura do feixe foi avaliado e descrito com ajuda de um Perfilômetro CCD (Newport, modelo LBP 02-USB). O perfilômetro foi acoplado à mesa

de translação (Figura 6), medindo o diâmetro do feixe em diferentes posições da CCD para o feixe já focalizado pela lente citada. Para posições muito próximas ao foco do feixe, a densidade de energia é muito alta, havendo uma saturação do próprio equipamento e a possibilidade de dano ao mesmo, e portanto essas posições foram então evitadas (Tabela 4).

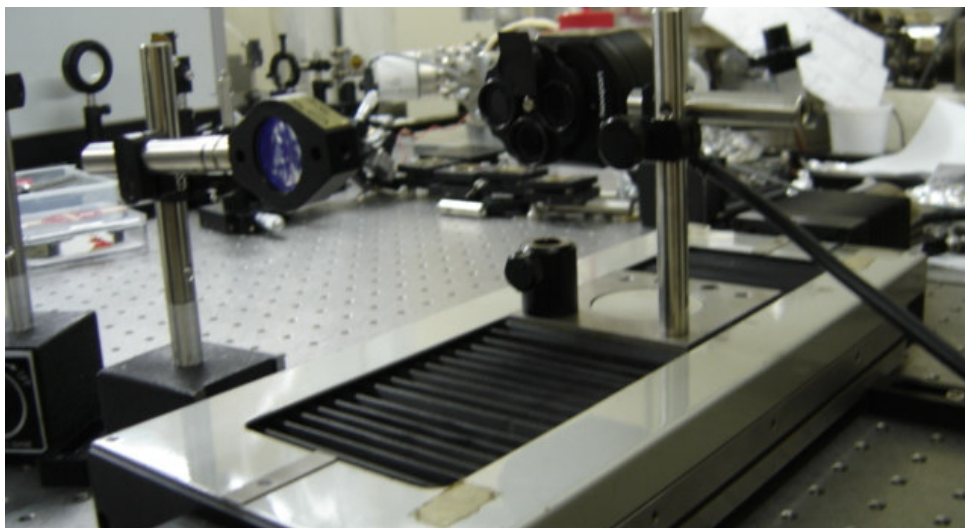


Figura 6: Imagem apresentando a lente de focalização e o perfilômetro acoplado à mesa de translação.

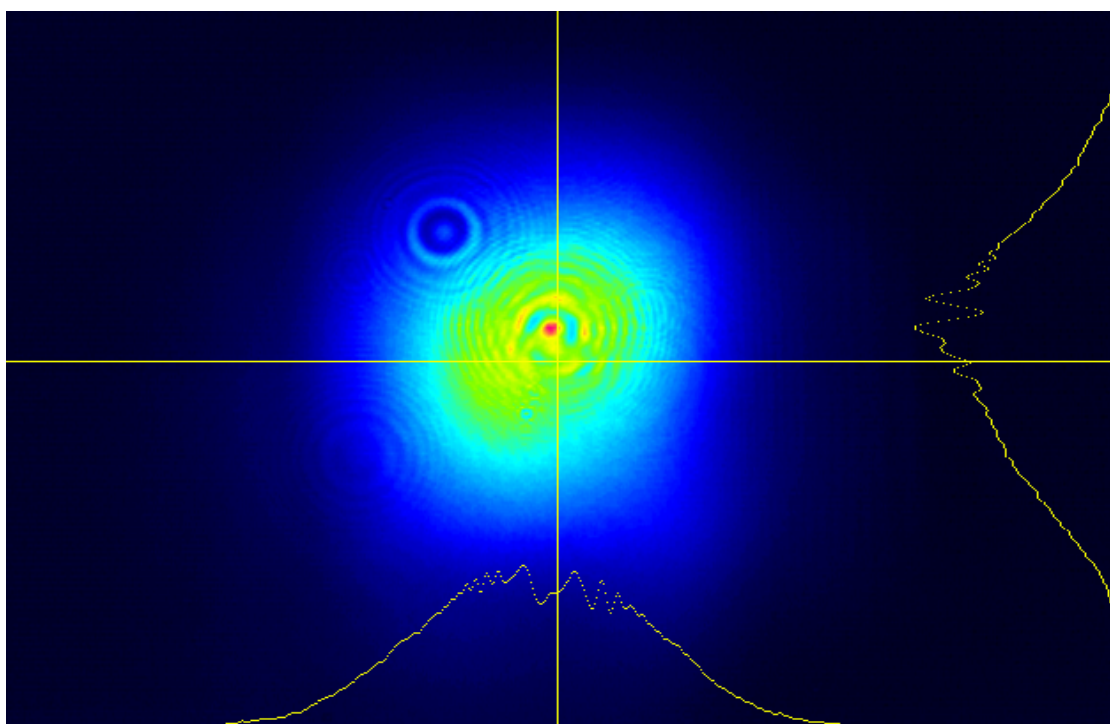


Figura 7: Imagem do perfil do feixe laser apresentada pelo perfilômetro.

Tabela 4: Diâmetros do feixe laser nas direções horizontal e vertical, obtido com o perfilômetro em diferentes distâncias além lente de focalização

Deslocamento (cm)	Horizontal (μm)	Vertical (μm)
0	2280	1063
0,5	2135	1058
1,0	1938	757
1,5	1800	770
2,0	1620	1520
2,5	1540	1370
3,0	1400	1160
3,5	1225	1081
4,0	1078	1022
4,5	917	905
5,0	763	763
9,0	727	728
9,5	904	801
10,0	950	915
10,5	1070	1016
11,0	1190	1160
11,5	1670	1355
12,0	1800	1324
12,5	1940	1742

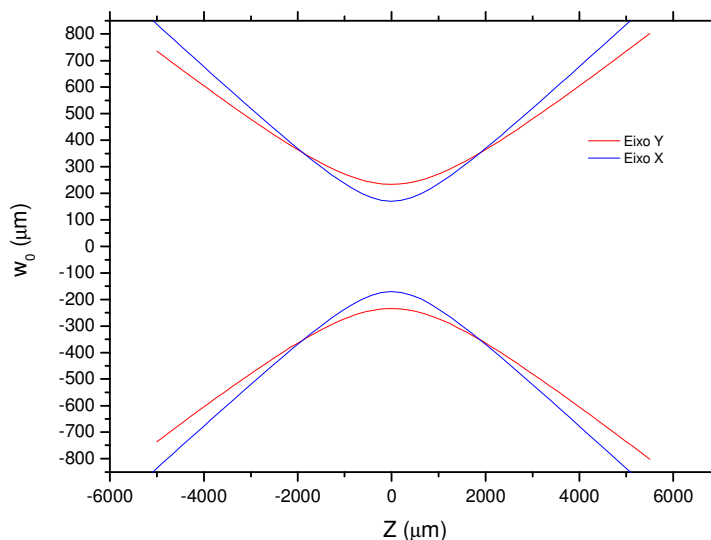


Figura 8: Perfil do feixe obtido com os dados da Tabela 4.

A Figura 8 apresenta o perfil de propagação gaussiano do laser após a focalização da lente. A cintura de feixe estimada neste caso foi de 340 μm no eixo X e de 468 μm no eixo y, caracterizando uma assimetria do perfil do feixe.

4.3 Preparo da mesa de translação e irradiação das amostras

As amostras foram posicionadas e movimentadas com uma mesa de translação com resolução micrométrica (10 μm) Klinger.

Para cada amostra utilizou-se (escolhida a partir de um experimento piloto) uma energia de pulso do laser aferida com um medidor de potência OPHIR (PESO-SH-V2).

Duas trajetórias diferentes foram utilizadas para as irradiações das amostras.

Na primeira trajetória (Figura 9) as amostras percorreram 60 mm na diagonal a uma velocidade de 21,13 mm/s, no eixo z a distância percorrida foi de 56,6 mm e velocidade de 19,96 mm/s, no eixo x a distância de 19,7 mm e velocidade de 6,93 mm/s. Esse deslocamento da mesa de translação foi programado para que fosse possível visualizar as características da incidência da radiação nas amostras em diferentes distâncias focais, formando a figura em “forma de língua de gato”. O deslocamento era iniciado em

um ponto onde não existia ablação entrando na zona de ablação, passando pelo foco e continuava até sair da mesma, no sentido de propagação do feixe evitando o plasma formado na atmosfera no plano focal da lente.

O movimento do eixo z faz com que varie sequencialmente a distância da amostra à lente focalizadora, o eixo x desloca a amostra lateralmente para que se pudesse avaliar o comportamento do feixe durante a ablação.

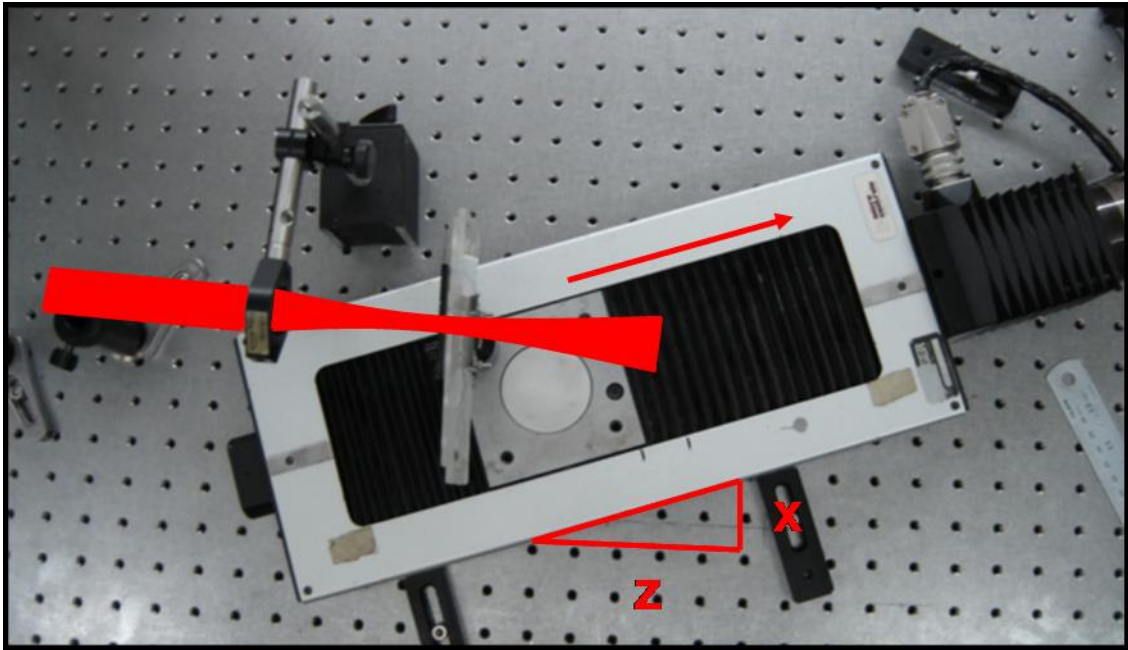


Figura 9: Vista do posicionamento da amostra e da mesa de translação para a trajetória em diagonal.

As amostras 2, 3, 5, 6, 7 e 8 foram irradiadas utilizando a primeira trajetória. Para cada amostra utilizamos energias diferentes e cada uma delas percorreu quatro vezes a mesma trajetória, obtendo quatro diferentes regiões de irradiação por amostra, apresentado esquematicamente na Figura 10.

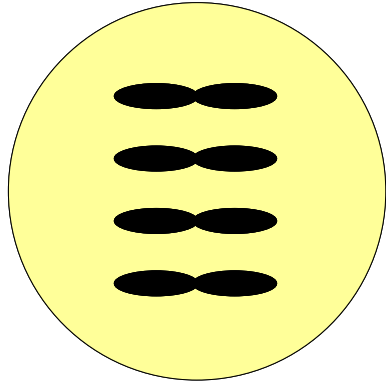


Figura 10: A figura apresenta a forma como foram realizadas as ablações nas amostras 2, 3, 5, 6,7 e 8.

Tabela 5: Energias por pulso que foram utilizadas para cada amostra nas irradiações que percorreram a trajetória diagonal.

Amostra	2	3	5	6	7	8
Material	Z-100	Z-100	Z-350	Z-350	Amálgama	Amálgama
Energia(μ J)	450	600	450	600	700	770

A segunda trajetória foi realizada apenas no eixo z, deslocando 60 mm de distância a uma velocidade de 21,13 mm/s, fazendo com que a amostra caminhasse longitudinalmente em relação ao feixe laser e afastando-se da lente focalizadora, o movimento também se iniciou e terminou onde não existia mais zona de ablação, passando assim, pela zona de ablação e pelo foco. Desta forma os pulsos são todos sobrepostos no mesmo ponto (*z-scan*), formando uma figura circular que difere da figura em forma de “língua de gato” utilizada anteriormente.

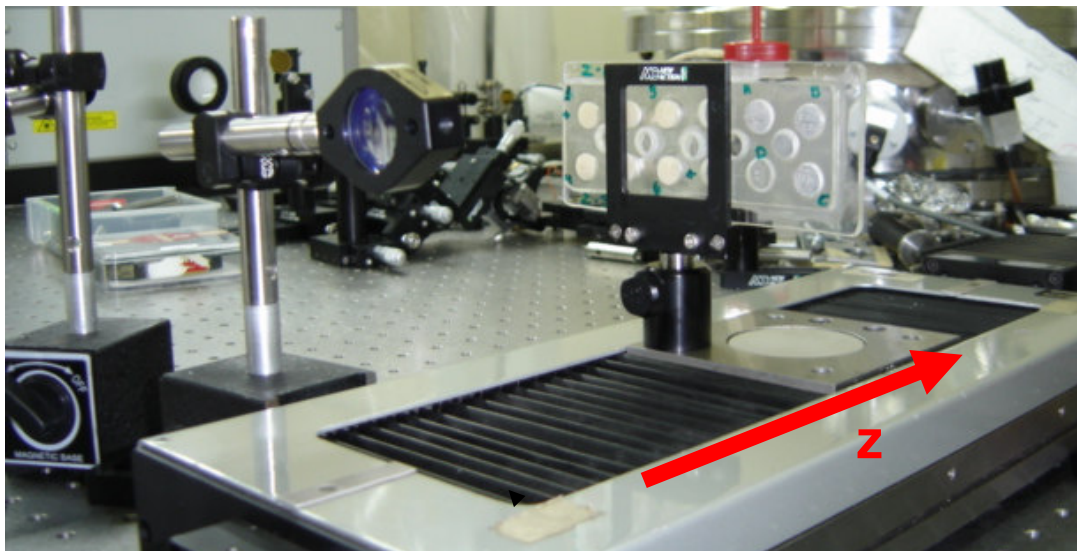


Figura 11: Imagem da amostra posicionada sobre a mesa de translação percorrendo apenas o eixo z durante a irradiação.

Antes de cada irradiação a energia foi aferida com um medidor de potência OPHIR (PESO-SH-V2). Irradiamos as amostras em seqüência sem alterar a energia, ou seja, foram nove repetições para cada energia sendo três por amostras, depois a energia foi alterada, conferida e novamente as amostras irradiadas em seqüência e assim sucessivamente, garantido que as energias fossem as mesmas em cada amostra.

As amostras 1, 4 e 9 foram irradiadas percorrendo a trajetória. Cada amostra foi irradiada em quinze diferentes regiões, sendo que, para cada energia foram feitas três repetições da irradiação.

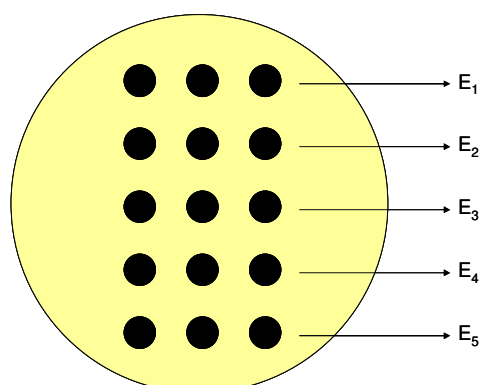


Figura 12: A figura apresenta a forma como foi realizada as ablações com diferentes energias nas amostras 1,4 e 9.

Tabela 6: A tabela apresenta as energias que foram utilizadas para realizar as ablações nas amostras 1, 4 e 9.

Amostras		1	4	9
Material		Z-100	Z-350	Amálgama
Energia (μ J)	1	300	300	300
	2	440	440	440
	3	550	550	550
	4	650	650	650
	5	760	760	760

Depois de irradiadas as amostras foram limpas com um lenço de papel e álcool e observadas em um microscópio óptico (MO). As imagens obtidas através do MO para as amostras de resinas eram bem definidas para realizar as análises necessárias, porém com as amostras de amálgama as imagens obtidas não eram nítidas o suficiente devido a falta de contraste do próprio amálgama para este tipo de microscopia, por isso foi necessário sua observação em MEV (microscopia eletrônica de varredura) para a posterior análise ser realizada com mais precisão e segurança.

4.4 Avaliação das imagens

As imagens obtidas pelo MO foram avaliadas uma a uma com auxílio do programa ImageJ (versão 1.38X).

Todas as medidas foram realizadas pelo mesmo observador com o programa calibrado corretamente para medir as imagens no aumento em 5x.

5 RESULTADOS

Para as amostras 2, 3, 5 e 6 foi medida a distância de maior diâmetro da cavidade de ablação. Para cada amostra mediu-se os quatro diferentes pontos de ablação existentes e calculou-se a média e desvio padrão para cada ablação, como apresentado na Figura 13.

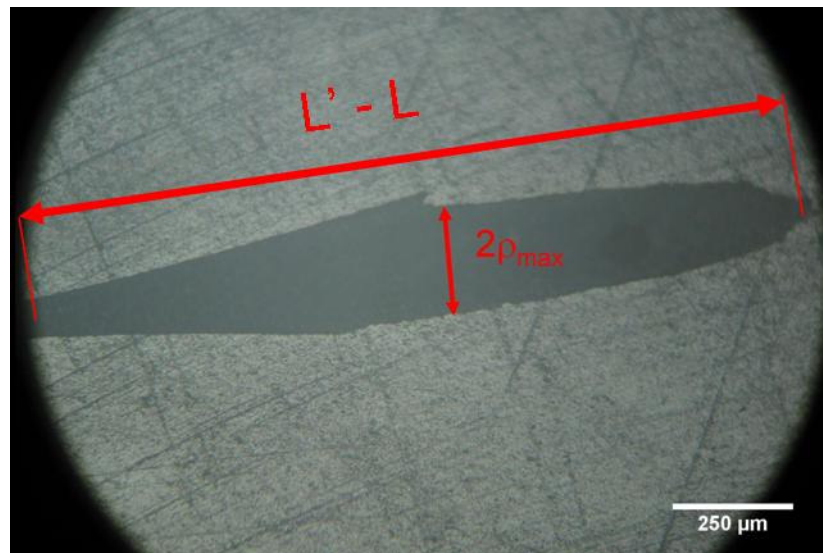


Figura 13: Imagem de uma ablação na amostra de número 6 (resina Z-350) em um aumento de 10x, obtida através de MO, exemplificando a distância de maior diâmetro, medida nas ablações em “forma de língua de gato”.

Nesta figura também medimos o comprimento de ablação $2(L - L')$ que será utilizado no cálculo da quantidade de massa removida por pulso.

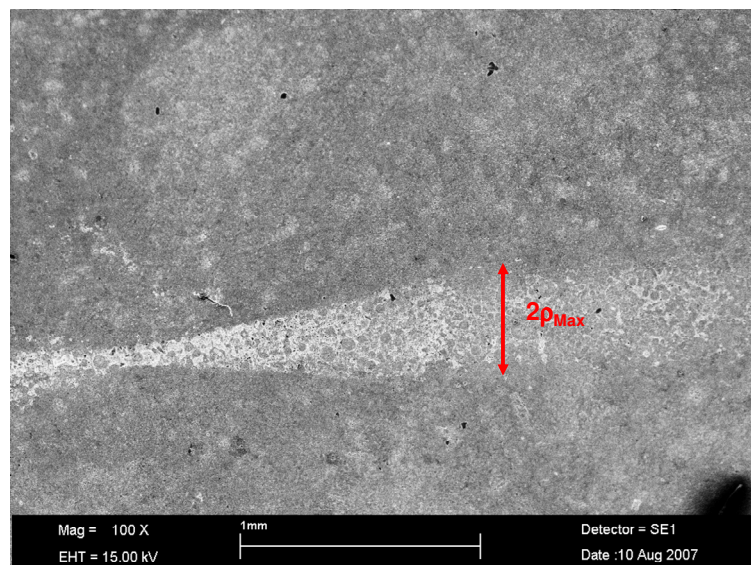


Figura 14: de uma ablação na amostra de número (amalgama) obtida através de MEV, exemplificando a distância de maior diâmetro, medida nas ablações em “forma de língua de gato”.

Tabela 7: Medidas (μm) do maior diâmetro das quatro ablações em “forma de língua de gato” realizadas nas amostras 2, 3, 5, 6, 7 e 8, sendo que para cada amostra foi utilizada uma energia diferente.

Amostras	2 (450 μJ)	3 (600 μJ)	5 (450 μJ)	6 (600 μJ)	7 (700 μJ)	8 (770 μJ)
Ablações						
Ablação 1	237,83	278,98	216,89	301,65	351,87	394,54
Ablação 2	241,76	298,03	247,89	289,26	361,72	370,57
Ablação 3	237,99	297,45	243,75	293,12	363,59	382,78
Ablação 4	242,24	287,12	241,53	280,36	347,41	393,83
Média	239,95	290,40	237,51	291,10	356,15	385,43
Desvio Padrão	2,37	9,11	13,99	8,83	7,76	11,27

Nas amostras 1, 4 e 9 foi medido o diâmetro de cada perfuração (de cada uma das energias usada para a irradiação) cinco vezes. Depois também calculado a média e o desvio padrão para cada diferente energia em cada um dos diferentes materiais.

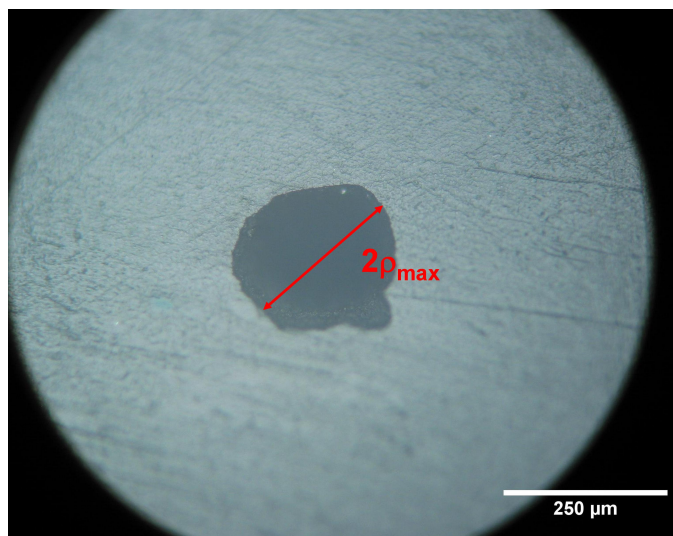


Figura 15: Imagem de uma das perfurações na amostra de número 1 (resina Z-100) com um aumento de 20x , obtida através de MO, exemplificando a distância de maior diâmetro medida na ablação em formato circular.

Tabela 8: Medidas (μm) dos diâmetros das perfurações realizadas na amostra 1 (Z-100), sendo três perfurações para cada diferente energia, e para cada perfuração cinco diferentes diâmetros medidos.

Energia (μJ)	300	440	550	650	760	
Perfurações	1	219,58	329,79	357,57	348,29	397,19
		242,06	249,98	326,15	381,85	378,70
		219,48	323,49	378,02	338,32	406,49
		254,14	249,12	299,60	367,72	393,34
		213,09	308,73	353,71	352,09	393
	2	202,75	323,15	296,51	344,08	391,68
		223,13	246,88	319,29	361,64	394,23
		220,36	321,51	353,70	350,44	411,58
		204,17	249,87	303,26	330,84	386,15
		228,12	312,70	327,29	353,28	409,33
	3	233,65	277,17	319,53	361,92	376,61
		254,21	278,07	332,28	390,45	407,83
		221,88	265,34	351,46	376,00	412,27
		246,65	286,89	276,71	354,20	390,41
		254,71	293,95	335,15	343,33	380,53
Média	229,20	287,78	328,68	356,96	395,29	
Desvio padrão	17,58	30,78	27,39	16,49	11,98	

Tabela 9: Medidas (μm) dos diâmetros das perfurações realizadas na amostra 4 (Z-350), sendo três perfurações para cada diferente energia, e para cada perfuração cinco diferentes diâmetros medidos.

Energia (μJ)	300	440	550	650	760	
Perfurações	1	242,48	335,18	398,97	429,78	440,35
		228,54	313,16	325,96	382,79	423,46
		212,92	260,34	373,47	395,25	382,70
		239,99	308,36	347,94	391,69	443,88
		256,31	320,02	384,81	390,46	451,45
	2	247,51	332,58	380,10	402,81	382,2
		224,48	274,80	319,24	403,33	429,90
		252,14	321,98	381,00	376,84	391,24
		258,72	283,60	343,50	409,19	440,06
		256,31	330,53	380,22	376,89	431,56
	3	248,99	334,79	374,34	398,69	444,01
		248,74	264,41	309,63	378,58	429,66
		249,98	333,55	357,84	403,52	430,49
		221,80	326,38	352,03	385,57	397,79
		234,36	271,60	353,47	386,33	454,54
Média	241,55	307,42	358,84	394,11	424,89	
Desvio padrão	14,09	28,17	26,24	14,36	24,45	

Tabela 10: Medidas (μm) dos diâmetros das perfurações realizadas na amostra 9 (amalgama), sendo três perfurações para cada diferente energia, e para cada perfuração cinco diferentes diâmetros medidos.

Energia (μJ)	300	440	550	650	760
Perfurações					
1	236 317 339 369	384,19 282,87 374,92 334,34	432,11 381,26 447,35 465,06	565 518 437 478	547,61 538,74 533,52 481,40
2	277 332 311 312 341	323,39 451,95 437,48 376,37 394,84	409,64 427,08 417 399 384	529 520 481 426 459	485,75 494,44 607,43 520,82 479,80
3	305 37,42 351,36 310,16 324,65	473,47 513 499 457 420	411 473 482 448 453	497 487,79 462,42 443,05 459,21	492,95 545 570 545 504
Média	323,41 321,32	412 408,94	465 432,84	468,27 482,05	516 524,25
Desvio padrão	34,16	65,44	32,23	38,07	36,26

Pela análise das medidas conseguidas através dos exames microscópicos (Figura 13), determinou-se a fluência limiar de ablação das resinas Z-100 e Z-350 (amostras 2, 3, 5 e 6) e amálgama (7 e 8) que tiveram a ablação realizada através da trajetória na diagonal formando a “figura de língua de gato”, com as energias de 450 μJ e 600 μJ para as resinas e 700 μJ e 770 μJ para o amálgama.(TAB.8).

Tabela 11: Resultados da fluência de limiar de ablação para as resinas compostas.

Amostras	2 (Z-100)	3 (Z-100)	5 (Z-350)	6 (Z-350)	7 (Amálgama)	9 (Amálgama)
Energia (μJ)	450	600	450	600	700	770

Fluência de limiar de ablação (J/cm ²)	0,36	0,33	0,37	0,33	0,26	0,24
--	------	------	------	------	------	------

Não houve diferença estatística entre uma resina e outra, nem entre as diferentes energias utilizadas no experimento. Chegando-se ao resultado que a média da Fluência de Limiar de ablação para essas duas resinas de ~0,35 J/cm².

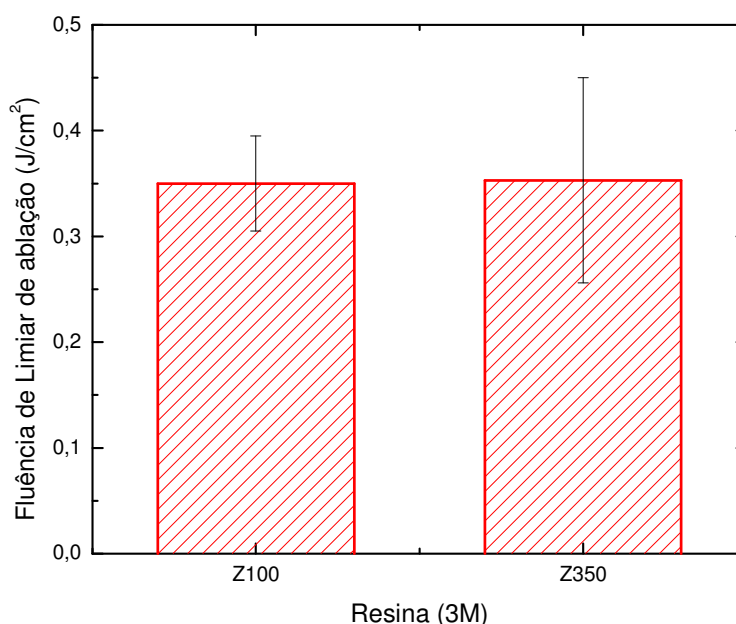


Figura 16: Fluência de limiar de ablação nas resinas utilizadas no experimento

Após a análise de todas as medidas obtidas anteriormente calculamos também a Fluência do Limiar de ablação para as amostras de resina e amálgama irradiadas pelo modo *z-scan*, amostras 1, 4 e 9.

Para as amostras de resina irradiadas pelo método *z-scan* também não houve diferença estatística entre as resinas Z-100 e a Z-350 e nem entre as diferentes energias utilizadas para as ablações.

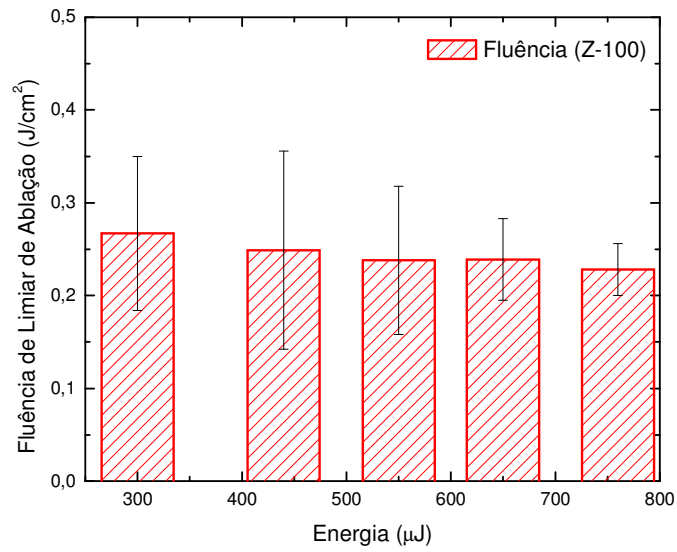


Figura 17: Fluência do Limiar de Ablação para a resina Z-100 pelo modo *z-scan* para cada energia utilizada.

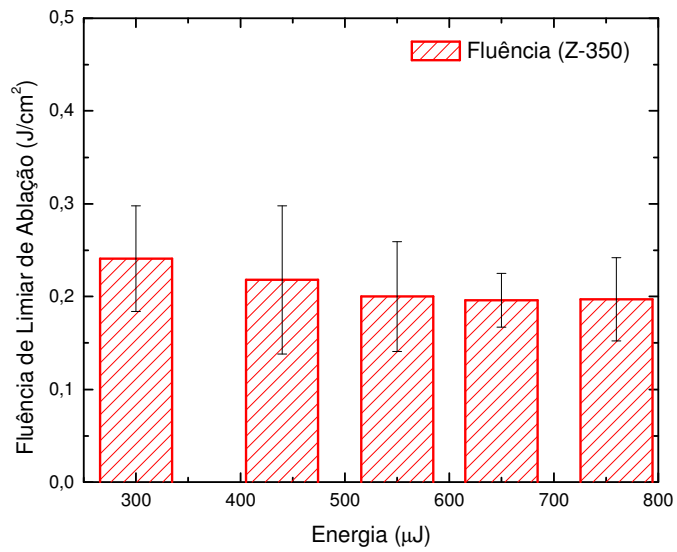


Figura 18: Fluência do Limiar de Ablação para a resina Z-350 pelo método *z-scan* para cada energia utilizada.

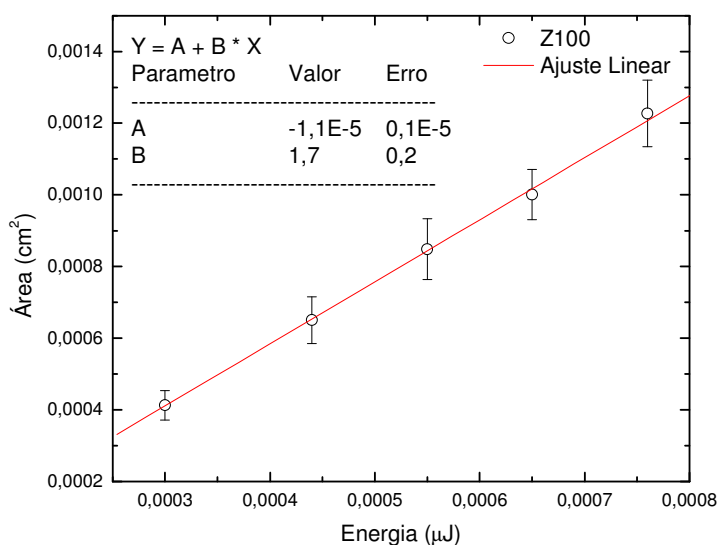


Figura 19: A figura apresenta a variação da área da região de ablação como função da energia para a resina Z100 pelo método z-scan

As Figura 19 e Figura 20 apresentam a variação da área da região de ablação como função da energia para a resina Z100 e Z350 respectivamente, e foram obtidas pelo método z-scan. Podemos ver que a área da ablação resultando da interação do laser com a resina aumenta com a energia. O coeficiente angular da reta ajustada está relacionado à fluência de limiar de ablação através da seguinte relação obtida a partir da equação (5):

$$Área = \frac{1}{e \cdot F_{th}} E \quad (8)$$

sendo F_{th} a fluência de limiar de ablação e E é a energia.

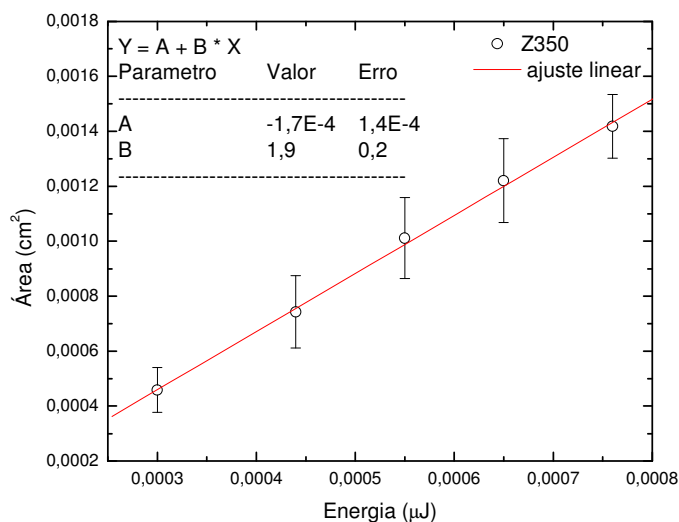


Figura 20. A figura apresenta a variação da área da região de ablação como função da energia para a resina Z350 pelo método z-scan

No caso da resina Z100 a fluência de limiar de ablação calculada com o auxílio da Figura 19 foi de: $0,22 \text{ J/cm}^2$, enquanto que o valor obtido com o procedimento já descrito acima foi de: $0,24 \text{ J/cm}^2$. O mesmo ocorreu para a resina Z350, o valor para fluência de limiar de ablação segundo a Figura 20 foi de $0,19 \text{ J/cm}^2$ contra $0,21 \text{ J/cm}^2$. Os dois métodos se mostraram equivalentes. Entretanto a interação do plasma, gerado pelo laser neste método de varredura (z-scan), com as paredes da cavidade formada, faz com que o valor de fluência de limiar de ablação seja menor que aquele calculado com a figura geométrica descrita anteriormente.

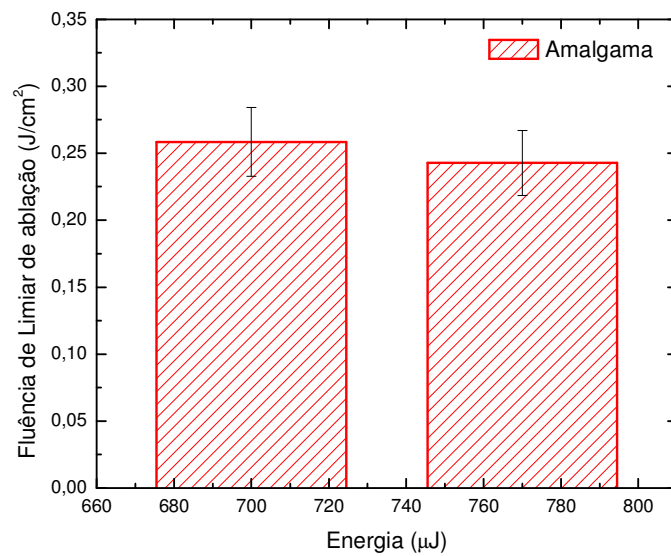


Figura 21: Fluência de limiar de ablação para o amalgama em diferentes energias

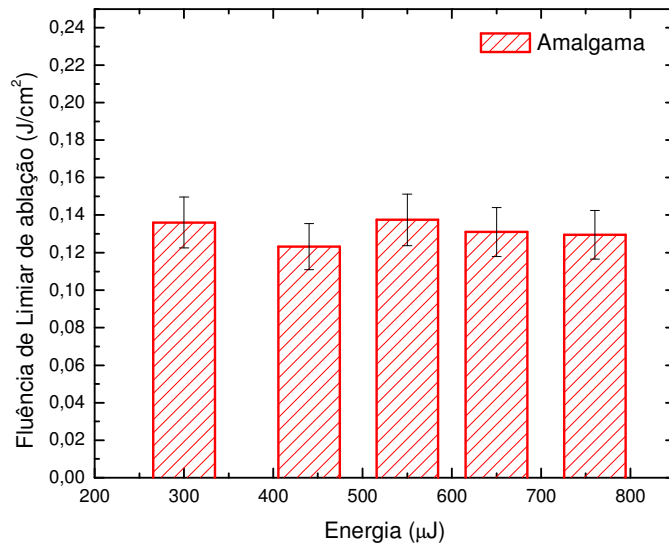
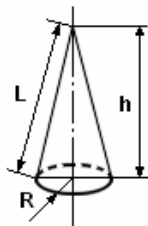


Figura 22: Fluência do Limiar de Ablação para a Amalgama pelo modo *z-scan* para cada energia utilizada.

Para conhecermos o volume ablação cortamos ao meio com uma cortadora micrométrica umas das perfurações realizadas em uma amostra piloto de resina Z-100 com energia de 760 μJ. Conseguimos com esse corte uma visão do perfil da ablação que se assemelha à forma geométrica de um cone, e com a expressão matemática para volume de um cone fizemos o cálculo.



$$V = \frac{1}{3} \pi R^2 h$$

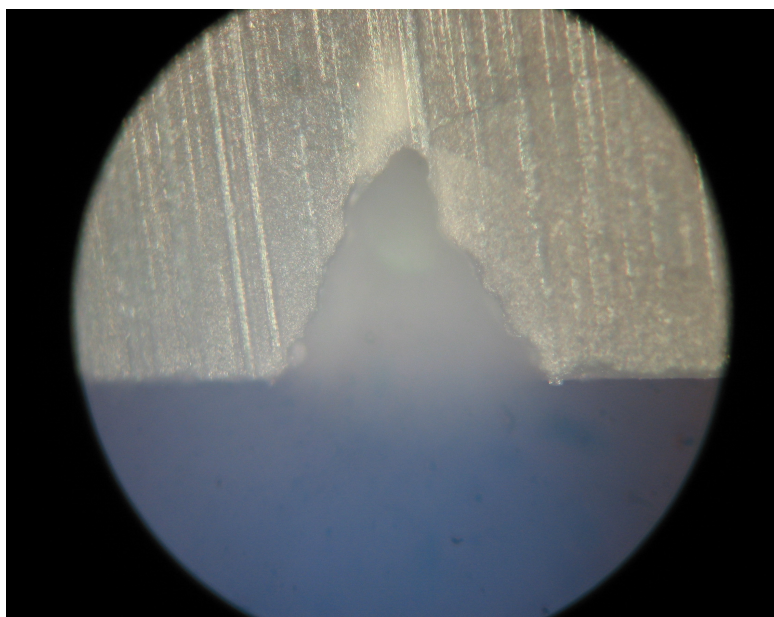


Figura 23: Perfil longitudinal da ablação em resina composta Z-100, irradiada no modo *z-scan* (energia de 760 μJ)

Sendo $R = 204,65 \mu\text{m}$ e $H = 341,44 \mu\text{m}$ o volume ablaçionado foi de $V = 1,45 \times 10^{-5} \text{ cm}^3$.

Utilizando a técnica de OCT obtivemos também o volume da área ablaçionada.

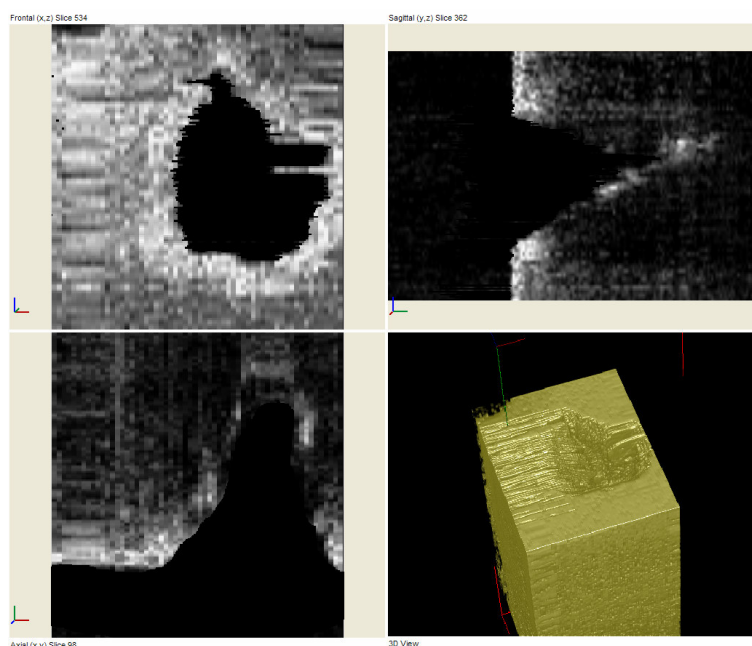


Figura 24. A figura apresenta os três cortes das imagens construídas com a técnica de OCT, e a construção tridimensional da região de ablação para resina Z100.

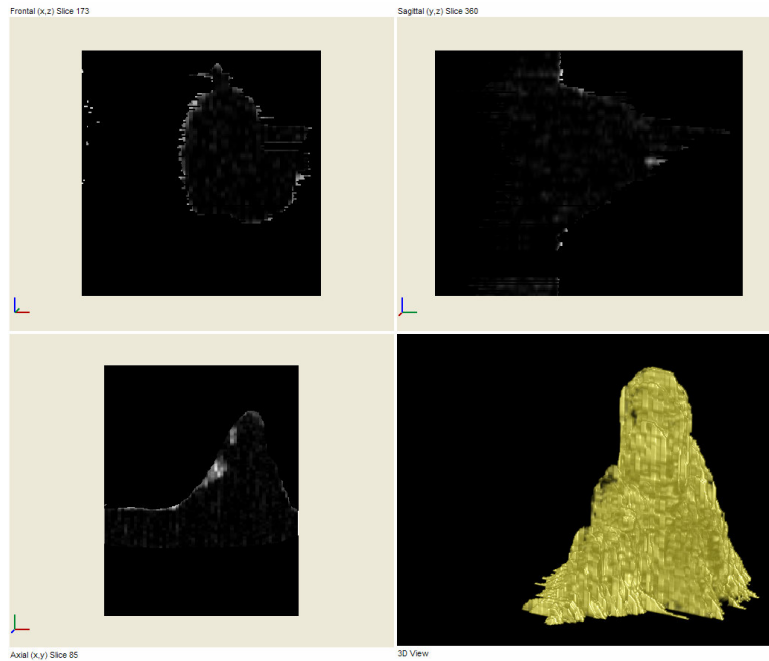


Figura 25. A figura apresenta os três cortes das imagens construídas com a técnica de OCT, e a construção tridimensional do volume de material ablaçionado para a ablação apresentada na Figura 24.

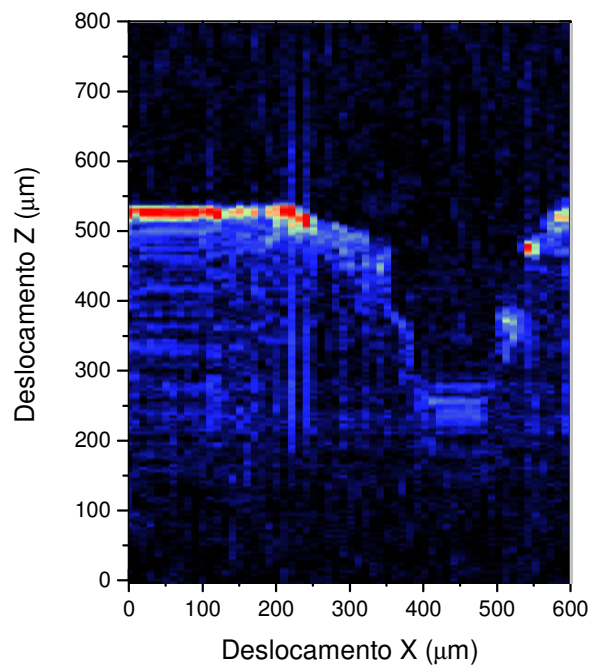


Figura 26. Imagem de OCT para a região de ablação para a resina Z100, apresentando a remoção de material ocorrido nesta região

A Figura 24 e Figura 25 foram construídas com o auxílio do programa VGStudioMax 1.2. Com a imagem tridimensional construída a partir dos dados de OCT foi possível calcular o volume de material ablacionado. O volume determinado desta forma foi de $V = 3,05 \times 10^{-5} \text{ cm}^3$ que corrigido pelo índice de refração ($n=1,55$)²³ resulta em $V = 1,96 \times 10^{-5} \text{ cm}^3$. Sabendo-se que a densidade da resina é $d = 2,2 \text{ g/cm}^3$ temos que a quantidade de massa removida foi de $m = 43,1 \text{ } \mu\text{g}$.

6 DISCUSSÃO

Com os resultados apresentados observamos que a fluência de limiar de ablação para cada material não se altera com as diferentes energias.

A diferença encontrada está entre os métodos de ablação das amostras. A fluência de limiar de ablação calculada nas amostras irradiadas pelo método *z-scan* foi menor do que a fluência calculada nas amostras ablacionadas pelo outro método. A diferença entre estes resultados deve-se ao fato dos diâmetros das perfurações serem maiores que as distâncias medidas nas ablações “em forma de língua de gato”, uma hipótese para essa diferença de medidas é a que durante a irradiação pelo método *z-scan* os pulsos são todos sobrepostos o que provoca uma interação do plasma gerado, com as paredes da cavidade que está sendo formada pela ablação, aumentando ainda mais seu diâmetro.

Entre a resina Z-100 e Z-350 não houve diferença estatística entre a fluência de limiar de ablação encontrada, mas se diferenciam da fluência de limiar encontrada para o amálgama, que foi menor do que a da resina, pois por ser metal, o amálgama contém mais elétrons livres por ser um material metálico, facilitando a interação com o plasma e sua posterior ablação.

Outros trabalhos que determinaram pelo mesmo método, a fluência de limiar de ablação de esmalte dental bovino obtiveram o valor de $0,5 \text{ J/cm}^2$ ¹⁷.

A diferença existente entre a fluência de limiar de ablação para a resina ($0,35 \text{ J/cm}^2$) e para o amálgama ($0,25 \text{ J/cm}^2$) em relação ao esmalte é sem dúvida um fator motivador e de grande importância para o futuro uso clínico deste tipo de laser na odontologia. Essa diferença impede que durante a ablação do material restaurador seja ablacionado também tecido sadio desnecessariamente, sugerindo uma “seletividade” do laser de pulsos ultracurtos para diferentes materiais e tecidos.

Em outro trabalho, molares humanos cortados em fatias menores que 1 mm de espessura foram ablacionados por um feixe laser de pulsos de femtossegundos que emitia pulsos com largura temporal de 330 fs, comprimento de onda $\lambda = 615 \text{ nm}$, frequência $f = 3 \text{ Hz}$ e energia por pulso $E \leq 200 \text{ mJ}$. Após a irradiação as amostras foram examinadas em um microscópio eletrônico de varredura, foi observado que o material removido se localizava exatamente na área do spot do laser. Nenhum sinal de danos colaterais, como fissuras e fusão de material foram encontrados, além das bordas da cavidade estar bem

definidas, sugerindo que a aplicação de lasers pulsos-curtos pode ser uma alternativa para a técnica clássica de remoção de tecido dental²⁴.

Em procedimentos clínicos que utilizam lasers o tecido irradiado é submetido a grandes variações térmicas em um curto período de tempo, podendo a temperatura ultrapassar a temperatura de fusão da hidroxiapatita (~ 1.280 °C) no local da irradiação e em camadas abaixo da superfície (regiões mais próximas a polpa) o aumento de temperatura não deve ultrapassar 5 °C, pois acima disso causaria danos a vitalidade pulpar¹, além disso, o aumento de temperatura junto com a vibração durante a irradiação com feixe laser nos tecidos ao redor da área tratada provocam dor ao paciente³.

Com os lasers tradicionais o material é removido pela ablação térmica sendo que o aquecimento local é próximo ao ponto de fusão. O material é ejetado explosivamente da superfície deixando uma cratera irregular e este sobre salto térmico resulta geralmente em fissuras e danos no restante do material, com mudanças morfológicas na área adjacente a irradiada além de uma remoção não muito precisa²⁰. **Erro! Indicador não definido..**

Experimentos utilizando vários *lasers* de comprimentos de onda diferentes irradiados sobre a superfície dental avaliaram o aumento de temperatura ocorrido e a chance de prejudicar a vitalidade pulpar.

Irradiando um modelo dental com o *laser* de Nd:YLF com comprimento de onda de 1,054 nm e fluência de 50 J/cm², foi demonstrado que a temperatura máxima ocorre ao final do pulso *laser*, próximo a junção amelo-dentinária e que o aumento de temperatura no interior do dente é de 5 a 10 vezes maior que na superfície, devido a acentuada eficiência de absorção na dentina em relação ao esmalte desse comprimento de onda, permitindo com que a luz apresente maior profundidade de penetração. A aumento de temperatura alcançada na câmara pulpar pode ser maior que 10 °C, extrapolando os limites considerados seguros para saúde e vitalidade pulpar **Erro! Indicador não definido.**

Por essas razões vários estudos investigando a ablação através de laser de pulsos ultracurtos têm sido realizados, revelando grandes vantagens deste sobre outros lasers utilizados: preparo preciso de cavidades, aparente ausência de efeitos colaterais causados por aquecimento, cavidades mais lisas sem zonas de fusão, sem fissuras, cavidades limpas, aumento de temperatura desprezível na polpa dental e com tudo isso um tratamento dental sem dor pode ser possível².

Os mecanismos de interação de luz laser com tecidos não são sempre dependentes dos processos ressonantes. Apesar de que os mecanismos fotoquímicos e térmicos envolvem necessariamente absorção da energia luminosa por componentes do

tecido biológico, e sua posterior transformação em outra forma de energia, outros processos tais como a fotoablação e os processos mediados por plasma dependem fundamentalmente de outros fenômenos físicos, tais como dissociação molecular, efeitos não-lineares, avalanche de elétrons, formação de plasma, ondas de choque¹².

A ablação ocorrida com pulsos de femtossegundos é vantajosa quando comparada à ablação de pulsos de nanossegundos, pois causa mínimo ou nenhum dano colateral no material sendo processado.

Dos lasers atualmente disponíveis para a ablação explosiva (termomecânica) de tecidos duros, os lasers de érbio são os mais adequados, entretanto frequentemente produzem efeitos indesejados, tais como fraturas, regiões de carbonização e necrose¹², por isso esses lasers exigem refrigeração durante a irradiação para diminuir a possibilidade de danos ao tecido devido ao aumento de temperatura, além de realizarem uma ablação lenta quando comparados ao uso da turbina de alta rotação associada às brocas.

O laser emitindo pulsos de femtossegundos apresenta vantagens interessantes para a clínica odontológica restauradora quando comparado aos outros equipamentos lasers já estudados posteriormente. Os cortes são fisicamente bem definidos e precisos, através das imagens obtidas com o MO e MEV observou-se a ausência de regiões fusionadas e ou trincas nas amostras irradiadas neste experimento, indicando que durante o processo de ablação não existe aumento de temperatura suficiente para causar danos aos materiais e tecidos irradiados.

O laser de pulsos de femtossegundos são ferramentas satisfatórias e precisas, causando mínimos danos aos tecidos orais. Tanto para picos intensos de energia (~10 TW) até energias moderadas por pulso (300 μm) o plasma funciona eficazmente, enquanto o aquecimento que se propaga dentro do tecido e/ou material é desprezível. O stress mecânico nos tecidos devido a pressão transitória causada pelo ablação pode ser reduzida utilizando-se laser de pulsos ultracurtos minimizando efeitos indesejados nos tecidos adjacentes à área irradiada²⁵.

Nossa revisão de literatura revelou que existem pouquíssimos trabalhos publicados nesta área, demonstrando que esta é uma área nova de pesquisa e, portanto outros trabalhos devem ser desenvolvidos para determinar os exatos parâmetros do laser para sua correta utilização, bem como o exato entendimento do processo de interação da radiação com a matéria.

Um estudo determinou a fluência de limiar de ablação de $2,51 \text{ J/cm}^2$ para diamante sintético utilizando laser pulsos ultracurtos (120fs e 1KHz) , através de imagens obtidas com MEV , danos indesejáveis (com rachaduras, fissuras e fusão) não foram encontrados na região de ablação , indicando que não há aquecimento se propagando pelo material, indicando a grande vantagem de lasers de pulsos ultracurtos²⁶

A diferença entre os volumes das regiões ablacionadas calculados pelo método óptico ($V = 1,45 \times 10^{-5} \text{ cm}^3$) e pelo método de OCT ($V = 1,96 \times 10^{-5} \text{ cm}^3$), pode ser explicada pelas aproximações assumidas no modelo simples de cone reto utilizado no método óptico. Como na OCT não existe nenhuma modelo de aproximação para o cálculo do volume, a medida por esta técnica é mais próxima do valor real. Conhecendo-se a quantidade de massa ablacionada e o número de pulsos utilizados é possível calcular a quantidade de massa removida por pulso que no caso da resina Z100 foi de $m_{\text{pulso}} = 86,7 \text{ ng}$ por pulso.

Conclusão

Neste trabalho determinamos as fluências de limiar de ablação para resinas Z100 e Z350 e amálgama, materiais de grande interesse clínico para os dentistas, para lasers operando em regime pulsado de femtossegundos.

Os métodos aqui utilizados apresentaram diferenças nos valores para os limiares de ablação devido à natureza da interação desses lasers com os materiais tanto dielétricos (resinas) como metais (amalgama).

As diferenças entre os lineares de ablação para os diferentes materiais e tecidos encontrados na cavidade bucal, indicam que existe uma seletividade no processo de remoção de material com esses lasers de femtossegundos, permitindo uma remoção seletiva de material e um preparo cavitário conservador, indicando que seu uso clínico trará grandes benefícios tanto aos profissionais da área como aos seus pacientes. Devemos lembrar também, que outros trabalhos já demonstraram que as interações térmicas são desprezíveis.

Outro ponto que devemos destacar, é que este é o primeiro sistema laser que se dispõe a fazer remoção de restaurações metálicas.

Um ponto negativo neste sistema laser é seu altíssimo custo, entretanto sabemos que isso é uma questão de tempo, com o desenvolvimento de novas tecnologias acreditamos que estes sistemas laser serão acessíveis em poucos anos, como já aconteceu com outras tecnologias.

Referências

- 1 BACHMANN, L., ZECELL, D. M. Estrutura e composição do esmalte e da dentina. 1. ed. São Paulo. Livraria da física, 2005.
- 2 M. STRABLI, H. KOPECEK, M. WEINROTTER, A. BACKER, A.H. AL-JANABI, V. WIEGER, E.WINTER, Novel applications of short and ultra-short pulses , Applied Surface Science 247 561-570, (2005)
- 3 RODE, A. V., GAMALY, E. G., LUTHER-DAVIES, B., Subpicosecond laser ablation of dental enamel, Journal of Applied Physics, 92(4), Agosto, 2002
- 4 NILSSON, T., LUNDGREN, T., ODELIUS, H., SILLÉN, R., NORÉN, J. G., A computerized induction analysis of possible co-variations among different elements in human tooth enamel, Artificial Intelligence in Medicine, 8, p 515-526, (1996)
- 5 MORIYAMA, L. T. Ablação de resinas compostas com laser de Er:YAG sob diferentes fluxos de água. 2006. Dissertação de mestrado em Ciências: Física Aplicada (Instituto de Física de São Carlos, Universidade de São Paulo) , São Carlos.
- 6 BARATIERI, L. N. Dentística- Procedimentos Preventivos e Restauradores. 2. ed. Rio de Janeiro. Editora Santos, 2002.
- 7 MONDELLI, R. F., SOUZA JR, M. H. S., CARVALHO, R. M., Odontologia Estética-Fundamentos e Aplicações Clínicas, 1. ed. São Paulo. Editora Santos, 2001.
- 8 ANUSAVICE, K. J. Phillips Materiais Dentários. 11. ed. Rio de Janeiro. Elsevier, 2005.
- 9 BLOEMBERGEN, N., From nanosecond to femtosecond science, Reviews of Modern Physics , 71 (2) , 1999
- 10 MAILLET, H. : “O Laser”, Manole, S.P. 1-3; 1987.
- 11 NIEMZ, M., H., Laser-Tissue interaction – Fundamental and Applications- Springer-Verlag , Berlin Heidelberg , New York , 1996
- 12 ZECELL, D. M. ; MALDONADO, E.P. ; RIBEIRO, M.S. : “ Interação da luz com a matéria”, Mestrado Profissionalizante de Laser em Odontologia, 2006.
- 13 GAMALY, E. G., RODE, A. V., TIKHONCHUK, V. T., LUTHER-DAVIES, B., Ablation of solids by femtosecond lasers: ablation mechanism and ablation thresholds for metal and dielectrics, Physics of Plasmas, v. 9, n. 3, Março 2002.
- 14 BEAUD, P. A., RUCCHARSON, M., MIESAK, E. J., Multi-Terawatt Femtosecond Cr: LiSAF Laser, IEEE Journal of Quantum Electronics , 31 (2) , Fevereiro, 1995
- 15 BLOEMBERGEN, N., From nanosecond to femtosecond science, Reviews of Modern Physics , 71 (2) , 1999
- 16 VIEIRA JR. , N. D. Implementação de um sistema laser terawatt e suas aplicações . Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – Projeto Temático T3. IPEN-CNEN/SP , Projeto FAPESP , 2000.
- 17 TODESCAN, C. D. R. Aplicação de pulsos ultracurtos em esmalte dental bovino. 2003. Dissertação (Mestrado Profissionalizante) – IPEN-FOUSP Lasers em Odontologia, São Paulo.
- 18 POLI, V. D. Estudo da interação de pulsos de femtossegundos com o tecido ósseo. 2006. Dissertação (Mestrado Profissionalizante) – IPEN-FOUSP Lasers em Odontologia, São Paulo.
- 19 SAMAD, R.E.; VIEIRA Jr., N. D., Geometrical Method for Determining the Surfaces Damage Threshold for Femtosecond Laser Pulses, Laser Physics, v. 16, n.2, p. 336-39, 2006.
- 20 PERRY, M. D., STUART, B. C., BANKS, P. S., FEIT, M. D., YANOVSKY, V., RUBENCHIK, A. M., Ultrashort-pulse laser machining of dielectric materials, Journal of Applied Physics 85(9) , Maio 1999
- 21 FREITAS, A. Z., Caracterização de Tecidos biológicos através de tomografia por coerência óptica, 2007 Tese (doutorado) - Instituto de Pesquisa Energéticas e Nucleares, São Paulo, Brasil
- 22 FUJIMOTO, J. G.; HUANG, D.; SWANSON, E. A.; LIN, P. C.; SCHUMAN, J. S.; STINSON, W. G.; CHANG, W.; HEE. M. R.; FLOTTE, M.; GREGORY, K.; PULIAFITO, Optical Coherence Tomography. Science. v. 5035, n. 354, p. 1178-81, 1991.
- 23 Yin-Chu Chen, Light Transport in Polymers for Optical Sensing and Photopolymerization. 1995. Tese (doutorado) - National Taiwan University, Taipei, Taiwan
- 24 KRUGER, J. KAUTEK, W., NEWSELY, H. , Femtosecond-pulse laser ablation of dental hydroxyapatite and single-crystalline fluoroapatite , Appl. Phys. A69[suppl] , S403-S407, 1999.

-
- ²⁵ SERBIN, J.; BAUER, T.; FALLNICH, C.; KASENBACHER, A.; ARNOLD, W. H. Femtosecond lasers as novel tool in dental surgery, *Applied Surface Science* 737-740, 2002.
- ²⁶ DONG, Y.; SAKATA, H. ; MOLIAN, P. Femtosecond pulsed laser ablation of diamond-like carbon films on silicon, *Applied Surface Science* , 352- 357, 2005.