

III Simpósio de Instrumentação e Imagens Médicas



**Campus USP
São Carlos - SP**

Anais

USP – Campus de São Carlos
Escola de Engenharia de São Carlos
Departamento de Engenharia Elétrica

2007

III Simpósio de Instrumentação e Imagens Médicas

Ficha catalográfica preparada pela Seção de Tratamento
da Informação do Serviço de Biblioteca – EESC/USP

Simpósio de Instrumentação e Imagens Médicas
(3. : 2007 : São Carlos)
S612a.3 Anais do 3. simpósio de instrumentação e imagens
2007 médicas [recurso eletrônico] / coordenação geral e
CD-ROM editoração: Homero Schiabel ; comitê executivo: Liliane
Ventura, Paulo Roberto Costa, Ana Maria Marques da Silva.
-- São Carlos : SEL/EESC/USP, 2007.
1 CD-ROM
ISBN 978-85-85205-73-7

1. Imagens médicas. 2. Instrumentação médica.
3. Engenharia Biomédica - simpósios. 4. Física médica.
5. Tecnologia da saúde. I. Schiabel, Homero. II. Ventura,
Liliane. III. Costa, Paulo Roberto. IV. Silva, Ana Maria
Marques da. V. SIIM (3. : 2007 : São Carlos). VI. Título.

COMISSÃO ORGANIZADORA

COMITÊ EXECUTIVO

- Prof. Dr. HOMERO SCHIABEL (EESC/USP) – *coordenador*
- Prof. Dr. PAULO ROBERTO COSTA (IEE/USP)
- Profa. Dra. LILIANE VENTURA (EESC/USP)
- Profa. Dra. ANA MARIA MARQUES DA SILVA (PUC/RS)

COMITÊ CIENTÍFICO

- Adilson Gonzaga (EESC/USP)
- Ana Maria Marques da Silva (PUC/RS)
- Dráulio Barros de Araújo (FFCLRP/USP)
- Eduardo Tavares Costa (CEB/UNICAMP)
- Gabriela Hoff (PUC/RS)
- Homero Schiabel (EESC/USP)
- Leonardo Vidal Batista (DI/UFPB)
- Liliane Ventura (EESC/USP)
- Regina Bitelli Medeiros (EPM/UNIFESP)

III Simpósio de Instrumentação e Imagens Médicas

EQUIPE DE REVISORES:

- Adilson Gonzaga (EESC/USP)
- Ana Cláudia Patrocínio (EPM/UNIFESP)
- Ana Maria Marques da Silva (PUC/RS)
- Antonio Adilton O. Carneiro (FFCLRP/USP)
- Denise Maria Zezell (IPEN/CNEN-SP)
- Denise Y. Nersissian (IEE/USP)
- Dráulio Barros de Araújo (FFCLRP/USP)
- Éder Rezende Moraes (FFCLRP/USP)
- Eduardo Tavares Costa (CEB/UNICAMP)
- Evandro L. Linhares Rodrigues (EESC/USP)
- Gabriela Hoff (PUC/RS)
- Homero Schiabel (EESC/USP)
- Inês A. G. Boaventura (IBILCE/UNESP)
- Jander Moreira (UFSCar)
- JanKees van der Poel (DI/UFPB)
- Joaquim Miguel Maia (UTFPR)
- Jorge André G. Albuquerque (CEB/UNICAMP)
- Leonardo Vidal Batista (DI/UFPB)
- Lígia de Oliveira Ruggiero (UNESP/Bauru)
- Liliane Ventura (EESC/USP)
- Marcelo A. Costa Vieira (EESC/USP)
- Márcio Bottaro (IEE/USP)
- Marco A. Guedes Pereira (IEE/USP)
- Marden Leonardi Lopes (UNICAMP)
- Osvaldo Severino Jr. (FAFICA)
- Paulo Roberto Costa (IEE/USP)
- Regina Bitelli Medeiros (EPM/UNIFESP)
- Sílvio B. Herdade (IEE/USP)
- Sílvio Ricardo Pires (EPM/UNIFESP)
- Valdir Carlos Colussi (UH/CWRU – Cleveland, USA)
- Valentin Obac Roda (EESC/USP)
- Vera L. S. Nantes Button (CEB/UNICAMP)

CRÉDITOS:

WEB DESIGNER:

Bruno R. N. Matheus

LOGOTIPO E ANAIS:

Leandro Patrocínio de Freitas

ORGANIZAÇÃO:

- Equipe do *LAPIMO – Laboratório de Análise e Processamento de Imagens Médicas e Odontológicas*;
- *Departamento de Engenharia Elétrica (EESC/USP, S.Carlos/SP)*;
- *CETEPE – EESC / USP.*

APOIO:



Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo



Escola de Engenharia de São Carlos
Universidade de São Paulo
Programa de Pós-Graduação em
Engenharia Elétrica



Sociedade Brasileira de
Engenharia Biomédica



Sociedade Brasileira de Física



Associação Brasileira
de Física Médica



REALIZAÇÃO:



Laboratório de Análise e Processamento de
Imagens Médicas e Odontológicas
SEL – EESC- USP

APRESENTAÇÃO:

Entramos na 3ª. Edição do *Simpósio de Instrumentação e Imagens Médicas*, buscando aprimorar a proposta original de agregar pesquisadores de diversas modalidades de atuação nessas áreas para apresentar uma amostra do avanço tecnológico que tem ocorrido no País em termos de inovações em Medicina.

Esse III SIIM acontece agora em São Carlos, na EESC/USP, onde o embrião dessa proposta nasceu (em 2002, com a denominação de Workshop Regional de Engenharia Biomédica) e sua importância principal está na manutenção da regularidade do evento – uma vez que já há a previsão da próxima edição em São Paulo para 2009. Obviamente, o programa visa a contribuir para intensificar os debates relacionados à instrumentação médica, assim como à formação, manipulação, processamento e aplicação de imagens médicas no diagnóstico de patologias e no intercâmbio de informações. Por isso, nessa edição, privilegia-se o debate com o público através de uma mesa-redonda que tem por alvo os mecanismos de transferência de tecnologia, principalmente, da Universidade para a sociedade, e suas implicações, mantendo uma linha de debates que permeia o Simpósio desde sua primeira edição.

Uma pequena, mas importante, mudança que ocorreu nesse ano foi a forma de submissão dos trabalhos. Em consonância com as políticas de avaliação de CAPES, FAPESP, CNPq e outros órgãos governamentais de fomento à pesquisa no Brasil, a Coordenação do SIIM2007 entendeu que, para uma melhor avaliação, era necessário o encaminhamento de trabalhos completos, conforme aparecem nos Anais, devidamente catalogados com ISBN. Isso, certamente, fez uma diferença substancial no processo de revisão, pois permitiu uma visão mais clara aos avaliadores quanto aos fundamentos da pesquisa que era documentada no texto. Além disso, cada artigo submetido foi encaminhado a dois revisores que registraram seus pareceres e deram sugestões, com a coordenação do Comitê Científico. Na página do evento na Internet (<http://lapimo.sel.eesc.usp.br/lapimo/SIIM2007>), estarão disponíveis, ao seu término, os dados gerais do Simpósio, assim como estão os das versões anteriores.

Esse trabalho intenso foi fundamental para garantir a qualidade do Simpósio, pois garantiu, por conseguinte, a qualidade dos trabalhos que serão apresentados a partir desse dia 07/11. Por conta disso, queremos agradecer imensamente o trabalho de todos os membros do Comitê Científico e, por extensão, dos revisores por eles indicados na avaliação dos artigos.

Ainda nesse sentido, também queremos agradecer ao apoio formal recebido da SBEB (Sociedade Brasileira de Engenharia Biomédica) – que tem apoiado o SIIM desde sua primeira edição – e também da ABFM (Associação Brasileira de Física Médica). Afinal, a proposta maior do Simpósio é constituir-se num evento congregador de todos aqueles que atuam, de algum modo, com Instrumentação Biomédica e com Imagens Médicas, independentemente de formação ou frente de trabalho. Compreendendo esse espírito, agregou-se a esse elenco em 2007 a SBF (Sociedade Brasileira de Física) à qual também agradecemos a participação.

Nesse ano, em função dos recursos disponíveis no campus da USP São Carlos, uma novidade definida nos últimos dias: a realização de uma vídeo-conferência com eminente pesquisador norte-americano, especialista e um dos pioneiros em pesquisa com sistemas digitais em radiologia e, principalmente, mamografia, prof. Andrew Maidment, da Universidade de Pennsylvania. É um formato novo, sobretudo em se tratando de um evento científico como esse, e que, esperamos – juntamente com as palestras de diversos especialistas em um leque de modalidades (PDT, ultra-som e magnetismo,

cardiologia, ressonância magnética, entre outros) – atenda plenamente às expectativas de todos participantes. A estrutura, porém, continua a mesma das outras versões, dada a ótima repercussão: sem sobreposição entre sessões e/ou palestras, a agenda possibilita a que todos participem de todas as atividades previstas.

Por fim, como não poderia deixar de ser, fica aqui também nosso agradecimento às pessoas e entidades – além das sociedades científicas mencionadas antes – que novamente acreditaram nessa proposta e colaboraram para sua realização: Universidade de São Paulo – através do Departamento de Engenharia de Engenharia Elétrica da Escola de Engenharia de São Carlos, que forneceu apoio logístico e financeiro, e do CETEPE (Centro de Tecnologia Educacional para Engenharia), também da EESC/USP, que cedeu o espaço onde ocorrem as sessões) – e FAPESP, que proporcionou parte importante do financiamento necessário. E um especial agradecimento a todos aqueles que colaboraram nas comissões envolvidas na organização e ao grupo do LAPIMO, da EESC/USP, que participa de forma mais ativa nos trabalhos.

Um bom Simpósio a todos.

Em nome do Comitê Executivo do SIIM 2007

Homero Schiabel
Coordenador

ABLATION THRESHOLD FOR COMPOSITE RESINS AND AMALGAM IRRADIATED WITH FEMTOSECOND PULSE LASER

L. R. Freschi, A. Z. Freitas, D. M. Zzell, e N. D. Vieira Junior

Centro de Lasers e Aplicações, IPEN-CNEN/SP, São Paulo, Brasil

e-mail: freitas.az@ipen.br

Abstract

The dental treatment using laser has been of great interest for many years, since laser interaction with tissue and other materials can be used for cavity preparation. The objective of the present study was to determine the fluency ablation threshold for composite resins and amalgam irradiated with femtosecond pulse laser (Ti:Sapphire). The laser operates at 830 nm, with 50 fs pulse duration and 1 kHz of repetition rate. Different energies were used in the samples irradiation (300 to 770 μJ). The samples were irradiated using with a computerized translation stage and two different methods and the volume ablation was determined by optical coherence tomography. After images analysis obtained by optical microscopy and scanning electron microscopy, the determined ablation threshold fluency was 0,35 J/cm^2 for the composite resin Z-100 and Z-350, and 0,25 J/cm^2 for the amalgam. Thermal damage was not observed in none of the samples.

Palavras-chave: laser de femtossegundos, limiar de ablação ablação.

Introdução

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^{1,2} 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 odontológicos².

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 restauradores³.

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 desenvolverem o papel de instrumentos de corte e desgaste para que sejam utilizados para essa finalidade³.

Metodologia

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 4,5 μm , 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, 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 conforme prática clínica e especificação do fabricante.

Duas amostras de cada material foram confeccionadas, com o total de 6 amostras

As ablações foram realizadas com um laser de pulsos ultracurtos, um laser de Ti:Safira composto por um oscilador principal, Verdi (Coherent) e Mira-Seed-R (Coherent), integrado a um amplificador utilizando a técnica CPA Odin (Quantronix). Utilizamos pulsos de 50 fs a uma frequência de 1 kHz e energia de pulso inferior a 1 mJ.

O feixe laser de saída foi focalizado por uma lente de 2,5 mm de diâmetro, com uma distância focal de 10 cm. As amostras foram posicionadas e movimentadas com uma mesa de translação com resolução micrométrica (10 µm) marca Klinger. Para cada amostra utilizou-se uma energia de pulso do laser aferida com um medidor de potência OPHIR (PESO-SH-V2). As amostras percorreram 60 mm na diagonal a uma velocidade de 21,1 mm/s, no eixo z a distância percorrida foi de 56,6 mm e velocidade de 19,9 mm/s, no eixo x a distância de 19,7 mm e velocidade de 6,9 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”. As amostras foram deslocadas desde um ponto onde não existia ablação entrando na zona de ablação, passando pelo foco e continuando até sair da zona de ablação, no sentido de propagação do feixe evitando o plasma formado na atmosfera no plano focal da lente.

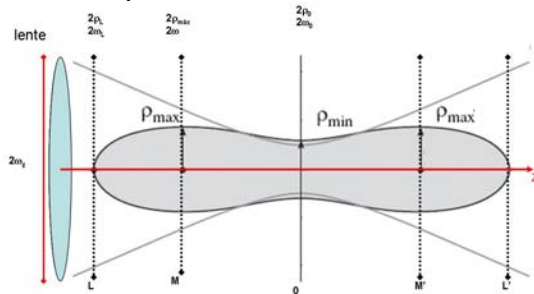


Figura 1: Comprimento de ablação no eixo z, figura da ablação “em forma de língua de gato”.

Para o cálculo da intensidade do limiar de ablação (I_{th}) utiliza-se a seguinte equação⁴:

$$I_{th} = \frac{P_0}{e\pi\rho_{max}^2} = 0,117 \frac{P_0}{\rho_{max}^2} \quad (1)$$

Onde P_0 é a potência do pulso, e é a base neperiana de valor 2,71, $\pi=3,14$ 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:

$$F_L = I_{th}\Delta t_p \quad (2)$$

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.

Tabela 1: Energias por pulso que foram utilizadas para cada amostra nas irradiações que percorreram a trajetória diagonal.

Material	Energia(µJ)
Z-100	450 e 600
Z-350	450 e 600
Amálgama	700 e 770

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.

Depois de irradiadas as amostras foram 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.

Para cada amostra mediu-se quatro diferentes perfis de ablação existentes e calculou-se a média e desvio padrão para cada material, como apresentado na Figura 2.

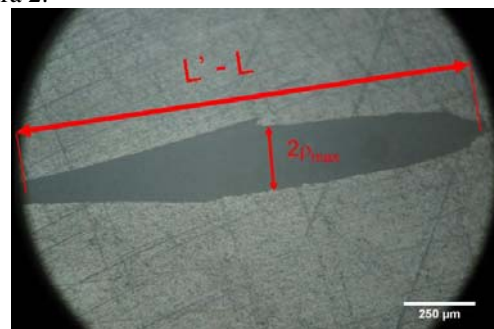


Figura 2: Imagem de uma ablação na amostra de número 6 (resina Z-350) em um aumento de 10x, obtida através de MO, exemplificando a distância de maior diâmetro, medida nas ablações em “forma de língua de gato”.

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 10x.

Resultados

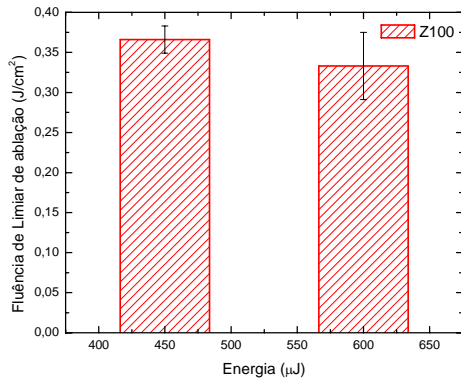


Figura 3: Fluência de limiar de ablação da resina Z-100 para diferentes energias.

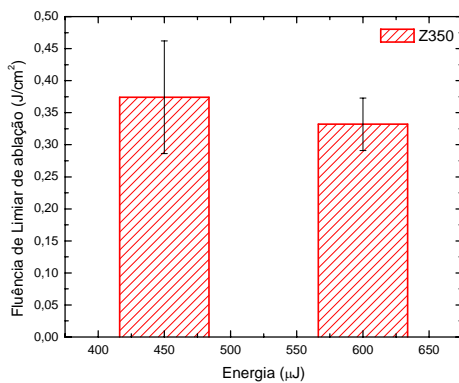


Figura 4: Fluência de limiar de ablação da resina Z-350 para as diferentes energias.

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 $\sim 0,35 \text{ J/cm}^2$.

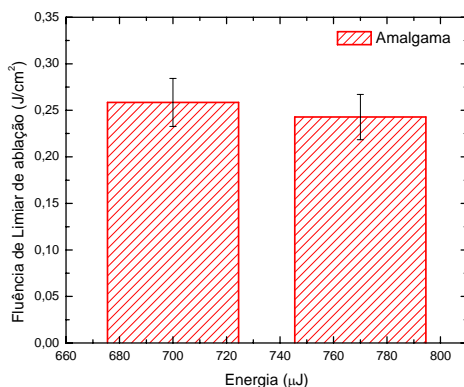


Figura 5: Fluência de limiar de ablação para o amalgama em diferentes energias

Também não houve diferença estatística entre as diferentes energias utilizadas no experimento para as

amostras de amálgama. Chegando-se ao resultado que a média da Fluência de Limiar de ablação para essas duas resinas de $\sim 0,25 \text{ J/cm}^2$.

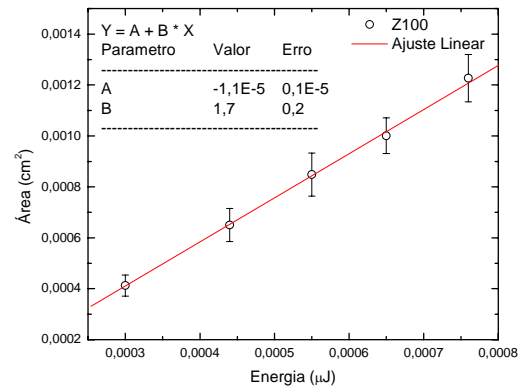


Figura 6: A figura apresenta a variação da área da região de ablação como função da energia para a resina Z100 pelo método z-scan

As Figura 6 e Figura 7 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 (1):

$$Área = \frac{1}{e \cdot F_{th}} E \quad (3)$$

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

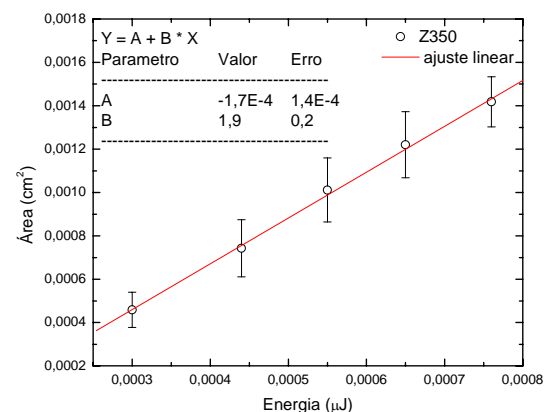


Figura 7. A figura apresenta a variação da área da região de ablação como função da energia para a resina Z350 pelo método z-scan

No caso da resina Z100 a fluência de limiar de ablação calculada com o auxílio da Figura 6 foi de: $0,22 \text{ J/cm}^2$, enquanto que o valor obtido com o procedimento

já descrito acima foi de: 0,24 J/cm². O mesmo ocorreu para a resina Z350, o valor para fluência de limiar de ablação segundo a Figura 7 foi de 0,19 J/cm² contra 0,21 J/cm². 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.

Utilizando a técnica de OCT obtivemos também o volume da área ablacionada para uma das perfurações realizadas em uma amostra piloto de resina Z-100 com energia de 760 μJ

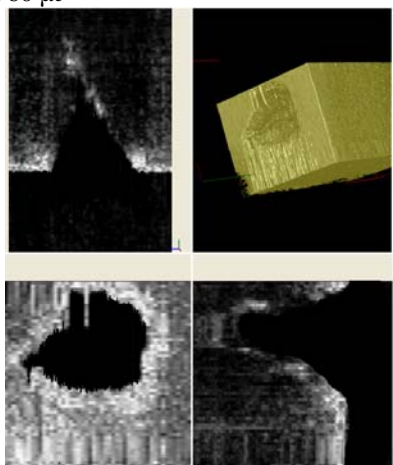


Figura 8. A figura apresenta os três cortes das imagens construídas com a técnica de OCT, e a construção tridimensional da região de ablação para resina Z100.

A Figura 8 foi construída 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 $V = 3,05 \times 10^{-5}$ cm³ que corrigido pelo índice de refração ($n=1,55$) resulta em $V = 1,96 \times 10^{-5}$ cm³. Sabendo-se que a densidade da resina é $d = 2,2$ g/cm³ temos que a quantidade de massa removida foi de $m = 43,1$ μg.

Discussão e Conclusões

A diferença existente entre a fluência de limiar de ablação para a resina (0,35 J/cm²) e para o amálgama (0,25 J/cm²) 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.

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 limiares 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.

Agradecimentos

Agradecemos à FAPESP processo número 00/15135-9 e a FINEP e IPEN pelo apoio a este trabalho.

Referências

- 1 M. Strabll, 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)
- 2 Rode, A. V., Gamaly, E. G., Luther-Davies, B., Subpicosecond laser ablation of dental enamel, Journal of Applied Physics, 92(4), Agosto, 2002
- 3 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.
- 4 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.
- 5 Yin-Chu Chen, Light Transport in Polymers for Optical Sensing and Photopolymerization. 1995. Tese (doutorado) - National Taiwan University, Taipei, Taiwan.