

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
INSTITUTO DE FÍSICA DE SÃO CARLOS

**Ablação de resinas compostas com laser de Er:YAG
sob diferentes fluxos de água**

LILIAN TAN MORIYAMA

Dissertação apresentada ao Instituto de Física de São Carlos, da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Mestre em Ciências: Física aplicada

Orientador: Prof. Dr. Vanderlei Salvador Bagnato

São Carlos
2006

Moriyama, Lilian Tan

Ablação de resinas compostas com laser de Er:YAG sob diferentes fluxos de água /Lilian Tan Moriyama.-- São Carlos, 2006.

85 p.

Dissertação (Mestrado) -- Instituto de Física de São Carlos, 2006.

Orientador: Prof. Dr. Vanderlei Salvador Bagnato

1. Laser. 2. Ablação. 3.Er:YAG. 4.Resinas compostas
5. Água

DEDICATÓRIA

*Aos meus pais, Witney e Kiyoko,
que são meus grandes mestres na
vida, pelo amor, apoio e incentivo que
sempre me deram ao longo dessa
minha caminhada. Reconheço todo o
esforço e sacrifício de vocês para que
eu tivesse a oportunidade de chegar
até aqui.*

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Vanderlei Salvador Bagnato, meu orientador, pela incansável e grandiosa orientação. Pela confiança, amizade e apoio que depositou em mim. Obrigada por permitir que eu faça parte de seu grupo. Foi com você que aprendi a amar a ciência e a pesquisa. Espero continuar aprendendo muito com você. Você é um exemplo a todos que te cercam.

A todos os meus familiares que de alguma forma me ajudaram e me incentivaram a correr atrás dos meus sonhos, em especial aos meus irmãos.

A minha tia e madrinha, “Dinha”, pelas correções de gramática e ortografia desta dissertação.

A minha amiga, parceira, professora e “co-orientadora”, Rosane Lizarelli, pela confiança e carinho de sempre, por ter acreditado tanto em mim desde quando eu era uma aluna de iniciação científica. Obrigada por ter guiado meus passos no início desta minha trajetória.

À Lucimara Cristina Nakata Scaduto, aluna de iniciação científica, que me acompanhou e me ajudou nos experimentos deste trabalho, pela sua ajuda, empenho e dedicação.

Às minhas amigas e colegas de trabalho, Juliana Ferreira e Cristina Kurachi, pelo apoio que sempre me deram e por serem sempre companhias tão agradáveis em tantos momentos.

Ao meu amigo e colega Daniel Bonini, pela amizade, compreensão e pelos ensinamentos de vida

Ao Paulino, meu amado companheiro, pelo apoio, carinho, respeito e compreensão.

Aos amigos e colegas de laboratório, por fazerem do Laboratório de Biofotônica, o “Lab. 29” um lugar tão prazeroso para se trabalhar.

Às secretárias do Grupo de Óptica, Isabel e Benê, pelo carinho e respeito do dia-a-dia.

Às secretárias do Serviço de Pós-Graduação, Wladerez e Cristiane, por sempre estarem dispostas a tirar dúvidas e ajudar a resolver os problemas burocráticos.

Ao Físico Nelson José Heraldo Gallo, da Microscopia Eletrônica de Varredura, pela paciência e consideração.

A todos os professores e funcionários do IFSC-USP, em especial aos que fazem parte do Grupo de Óptica, pela dedicação, carinho e respeito.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	i
LISTA DE TABELAS.....	vii
LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS	viii
LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS	viii
ABSTRACT	xi
1.INTRODUÇÃO	1
2.REVISÃO DO TEMA	4
2.1. O LASER DE ER:YAG.....	5
2.2. ABLAÇÃO A LASER E O PAPEL DA ÁGUA.....	7
2.3. RESINAS COMPOSTAS.....	12
3. MATERIAIS E MÉTODOS.....	16
4. RESULTADOS:	26
4.1. Aspectos Morfológicos:.....	26
4.2. Geometria da Região Ablacionada:.....	37
4.3. Quantidade de Material Ablacionado:	38
4.4. Mapeamento Térmico:.....	46
5. DISCUSSÃO:.....	51
6. CONCLUSÃO:.....	55
7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS:	57
APÊNDICE	63

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Espectro de absorção da água. Seta vermelha indicando o pico máximo de absorção da água ao redor de a $3\mu\text{m}$, muito próximo do comprimento de onda de emissão do laser de Er:YAG ($2,94\mu\text{m}$).....	6
Figura 2 - Ablação de esmalte e dentina, permitindo a ejeção da fase mineral sem modificação.....	10
Figura 3 – Fotomicrografia de exemplo de microestrutura de resina composta do tipo híbrida utilizada neste experimento. [51]	15
Figura 4 – Seqüência operacional para confecção das pastilhas: A) – placa metálica com 5 moldes com 2,0mm de profundidade e 8,0mm de diâmetro; B) – morsa para prensar e acomodar a resina sem excessos; e, C) – fotopolimerização com lâmpada halógena.....	17
Figura 5 - A) Laser de Er:YAG (Twin Light – Fotona Medical Lasers, Slovenia); e, B) ponta ativa não-contato (janela em safira).	19
Figura 6 - Esquema da medida do fluxo de água com auxílio de um béquer para coletar a água e um cronômetro para medir o tempo de coleta da água. ...	19
Figura 7 - Esquema das amostras irradiadas mostrando 3 repetições para cada valor de energia por pulso.	21
Figura 8 - A) Amostra na distância focal do laser (12mm). B) Posicionamento laser – amostra – água.....	21
Figura 9 - Pastilhas após a irradiação sendo preparadas para avaliação sob MEV.....	23

- Figura 10 - Confecção de cavidade na base da amostra de resina composta para mapeamento térmico durante irradiação com laser de Er:YAG. A) Cavidade sendo preparada com brocas; B) Amostra já com cavidade confeccionada.....23
- Figura 11 - A) - Termístor de alta precisão (Model 120-202 EAJ, Fenwal Electronic, Milford, MA) ao lado de uma régua milimetrada. B) - Termístor e pasta térmica (Implastec, Votorantim – São Paulo) posicionados e feixe focalizado no centro da superfície da amostra de resina composta, pronto para irradiação.....24
- Figura 12 - Aparato experimental para mapeamento térmico.25
- Figura 13 - Três zonas definidas para observar as características resultantes da irradiação laser na resina composta.26
- Figura 14 - Microcavidades resultantes da irradiação com laser de Er:YAG com 5Hz de freqüência e energia por pulso de 100mJ (A, E, I e M), 200mJ (B, F, J e N), 300mJ (C, G, K e O) e 400mJ (D, H, L e P) durante 10s, para os fluxos de água de zero (A, B, C e D), 0.01ml/s (E, F, G e H), 0.23ml/s (I, J, K e L) e 0.87ml/s (M, N, O e P).....28
- Figura 15 – Superfícies internas das microcavidades resultantes da irradiação com laser de Er:YAG sob 5Hz de freqüência e energias por pulso de 100mJ (A, E, I e M), 200mJ (B, F, J e N), 300mJ (C, G, K e O) e 400mJ (D, H, L e P) durante 10s, para os fluxos de água de zero (A, B, C e D), 0.01ml/s (E, F, G e H), 0.23ml/s (I, J, K e L) e 0.87ml/s (M, N, O e P). . **Erro!**
Indicador não definido.

Figura 16 - Microcavidades resultantes da irradiação com laser de Er:YAG com 10Hz de freqüência e energia por pulso de 100mJ (A, E, I e M), 200mJ (B, F, J e N), 300mJ (C, G, K e O) e 400mJ (D, H, L e P) durante 10s, para os fluxos de água de zero (A, B, C e D), 0.01ml/s (E, F, G e H), 0.23ml/s (I, J, K e L) e 0.87ml/s (M, N, O e P).....30

Figura 17 - Superfícies internas das microcavidades resultantes da irradiação com laser de Er:YAG sob 10Hz de freqüência e energias por pulso de 100mJ (A, E, I e M), 200mJ (B, F, J e N), 300mJ (C, G, K e O) e 400mJ (D, H, L e P) durante 10s, para os fluxos de água de zero (A, B, C e D), 0.01ml/s (E, F, G e H), 0.23ml/s (I, J, K e L) e 0.87ml/s (M, N, O e P).31

Figura 18 - Microcavidades resultantes da irradiação com laser de Er:YAG com 15Hz de freqüência e energia por pulso de 100mJ (A, D, G e J), 200mJ (B, E, H e K) e 300mJ (C, F, I e L) durante 10s, para os fluxos de água de zero (A, B e C), 0.01ml/s (D, E e F), 0.23ml/s (G, H e I) e 0.87ml/s (J, K e L). ...32

Figura 19 - Superfícies internas das microcavidades resultantes da irradiação com laser de Er:YAG sob 15Hz de freqüência e energias por pulso de 100mJ (A, D, G e J), 200mJ (B, E, H e K) e 300mJ (C, F, I e L) durante 10s, para os fluxos de água de zero (A, B e C), 0.01ml/s (D, E e F), 0.23ml/s (G, H e I) e 0.87ml/s (J, K e L).....33

Figura 20 – Perfil da seção longitudinal da cavidade em resina composta irradiada com laser de Er:YAG (300mJ, 10Hz) durante um tempo de 10s. 38

Figura 21 - Diâmetro das cavidades em função do fluxo de água, em comparação para os 4 valores de energia por pulso utilizados, para freqüência de 5Hz.	39
Figura 22 - Diâmetro das cavidades em função do fluxo de água, em comparação para os 4 valores de energia por pulso utilizados, para freqüência de 10Hz.	39
Figura 23 - Diâmetro das cavidades em função do fluxo de água, em comparação para os 3 valores de energia por pulso utilizados, para freqüência de 15Hz.	40
Figura 24 - Profundidade das cavidades em função do fluxo de água, em comparação para os 4 valores de energia por pulso utilizados, para freqüência de 5Hz.	41
Figura 25 - Profundidade das cavidades em função do fluxo de água, em comparação para os 4 valores de energia por pulso utilizados, para freqüência de 10Hz.	41
Figura 26 - Profundidade das cavidades em função do fluxo de água, em comparação para os 3 valores de energia por pulso utilizados, para freqüência de 15Hz.	42
Figura 27 - Volume das cavidades em função do fluxo de água, em comparação para os 4 valores de energia por pulso utilizados, para freqüência de 5Hz.	44

Figura 28 - Volume das cavidades em função do fluxo de água, em comparação para os 4 valores de energia por pulso utilizados, para freqüência de 10Hz.	44
Figura 29 – Volume das cavidades em função do fluxo de água, em comparação para os 3 valores de energia por pulso utilizados, para freqüência de 15Hz.	45
Figura 30 - Curvas da variação da temperatura em função do tempo, durante a irradiação na ausência de água para freqüência de 5Hz, em comparação para três diferentes energias por pulso (80, 200 e 300mJ).....	46
Figura 31 - Curvas da variação da temperatura em função do tempo, durante a irradiação com ausência de água para freqüência de 10Hz, em comparação para três diferentes energias por pulso (80, 200 e 300mJ). ...	47
Figura 32 - Curvas da variação da temperatura em função do tempo, durante a irradiação na ausência de água para freqüência de 15Hz, em comparação para três diferentes energias por pulso (80, 200 e 300mJ).....	47
Figura 33 - Curvas da variação da temperatura em função do tempo, durante a irradiação na presença de água (0.34ml/s) para freqüência de 5Hz, em comparação para três diferentes energias por pulso (80, 200 e 300mJ). ...	48
Figura 34 - Curvas da variação da temperatura em função do tempo, durante a irradiação na presença de água para freqüência de 10Hz, em comparação para três diferentes energias por pulso (80, 400 e 500mJ).....	49

Figura 35 - Curvas da variação da temperatura em função do tempo, durante a irradiação na presença de água para frequência de 15Hz, em comparação para três diferentes energias por pulso (80, 200 e 300mJ).....49

LISTA DE TABELAS

Tabela I – Classificação dos compósitos segundo tamanho médio das partículas.[47, 49].....	14
Tabela II – Propriedades das resinas compostas. [47].....	15
Tabela III – Combinação dos parâmetros do laser de Er:YAG utilizados para o estudo da quantidade de material removido.....	20

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

Er:YAG – ítrio-alumínio-granada dopado com érbio

nm – nanômetros

Nd:YAG – ítrio-alumínio-granada dopado com neodímio

CO₂ – dióxido de carbono

CW – continuous wave

fig. – figura

°C – graus Celsius ou centígrados

TEG-DMA – trietileno glicol dimetacrilato

EDGMA – etileno glicol dimetacrilato

BIS-GMA – bisfenol A glicidil metacrilato

μm – micrometros

% - porcentagem

MPa – mega-Pascal

GPa – giga-Pascal

mg – miligramas

cm² - centímetros quadrados

mm – milímetros

μs – microssegundos

Hz – Hertz

mJ – milijoules

mm² - milímetros quadrados

ml – mililitros

s – segundos

π - pi (3,1415)

d – diâmetro

p – profundidade

MEV – Microscopia Eletrônica de Varredura

N – número inteiro

Z1 – zona um (do material removido)

Z2 – zona dois (intermediária)

Z3 – zona três (ao redor da cavidade)

X – vezes (de aumento)

RESUMO

O uso do laser na Odontologia é bastante variado. O laser de Er:YAG tem se mostrado como um instrumento eficiente na remoção de restaurações de resina composta. É sabido que a falta ou excesso de água podem atrapalhar o processo de ablação com este laser, pois seu comprimento de onda de emissão (2940nm) coincide com o principal pico de absorção da água. Este trabalho tem como finalidade investigar o efeito da variação do fluxo de água, de forma controlada, no processo de ablação de resina composta restauradora com laser de Er:YAG, através da avaliação dos aspectos morfológicos da superfície irradiada sob microscopia eletrônica de varredura, da quantidade de material removido e das alterações de temperatura durante a irradiação na presença e na ausência de água. Os experimentos foram conduzidos utilizando um sistema laser de Er:YAG, pulsado no regime de microssegundos, já de uso clínico-odontológico. Foram confeccionadas amostras em resina composta do tipo híbrida e diferentes condições de trabalho foram utilizadas para analisar a real influência da água: diferentes energias por pulso (100, 200, 300 e 400mJ), frequências (5Hz, 10Hz e 15Hz) e fluxos de água (zero, 0.01, 0.06, 0.23, 0.32, 0.64 e 0.87ml/s). Os resultados mostram que o fluxo de água influencia no mecanismo de ablação de resinas compostas com laser de Er:YAG, tornando a ablação mais eficiente. Há dois mecanismos envolvidos neste processo: a vaporização explosiva e a interação termo-mecânica mediada por água, onde há ejeção hidrodinâmica das partículas. A água, além de resfriar o campo de interação, evita a fusão e ressolidificação e facilita a ablação, tornando-a mais precisa.

ABSTRACT

Laser in Dentistry is used in several ways. Er:YAG laser has proved to be an efficient tool for removal of composite resin restoration. It is well-known that the lack or the excess of water may make difficulties for the ablation process with this laser, due to its emission wavelength (2940nm) to coincide with the main water absorption peak. The aim of the present work is to investigate the effect of water flow rate variation on composite resin ablation process using Er:YAG laser, through the evaluation of morphological aspects of irradiated surface under scanning electron microscopy; the amount of removed material and the temperature variations during the irradiation with and without water. The experiments were performed using a microsecond pulsed Er:YAG laser system, that is already used in clinical Dentistry. Hybrid composite resin samples were prepared and different conditions of irradiation were used to analyze water real influence: different energy per pulse (100, 200, 300 e 400mJ), pulse repetition rate (5Hz, 10Hz e 15Hz) and water flow rate (zero, 0.01, 0.06, 0.23, 0.32, 0.64 e 0.87ml/s). The results show that the water flow rate influences the ablation mechanism of composite resins using Er:YAG laser, providing a more efficient ablation. There are two mechanisms involved in this process: the explosive vaporization and the thermal-mechanical interaction through water, on which particles are ejected hydrodynamically. Water not only cools the interaction site, but also prevent from melting and resolidification and provides an easier and more precise ablation.

1.INTRODUÇÃO

As áreas da saúde têm sofrido um grande avanço devido a sua conexão com as áreas das ciências exatas.

O uso do laser na Odontologia é bastante variado, desde sua utilização para promover uma analgesia até como instrumento de corte em cirurgias. Diversas pesquisas vêm sendo desenvolvidas para estabelecer os melhores parâmetros e técnicas de irradiação, para viabilizar seu emprego em diferentes procedimentos odontológicos, principalmente no caso dos lasers de alta intensidade, como instrumento preciso de remoção (ablação), preparo de cavidades, entre outros.

As características da interação da luz laser com o tecido biológico são geralmente determinadas por duas variáveis dependentes: o comprimento de onda específico da emissão laser e as características ópticas do tecido-alvo. Fatores, que estão sob o controle do operador e devem ser levados em consideração, incluem o nível de potência aplicado (densidade de potência), energia total fornecida a uma dada superfície (densidade de energia ou fluência), taxa de duração da exposição (repetição e duração do pulso) e o modo de liberação da energia no tecido-alvo (i.e, contínuo *versus* pulsado; contato *versus* não-contato). A manipulação destas quatro variáveis (potência de saída, diâmetro do feixe, fluência e modo de operação) permite que o

operador tenha controle preciso sobre o laser, para alcançar o efeito desejado sobre o tecido.

Grandes avanços já foram feitos na aplicação de lasers em materiais dentários, mas ainda há grande espaço para o desenvolvimento da técnica com relação a sua metodologia. Existe uma enorme variabilidade de aplicação com instrumentos já disponíveis no mercado, no entanto, ainda é necessário melhorar o entendimento dos mecanismos básicos de sua interação e a busca por novas metodologias de controle.

O uso do laser como instrumento de corte e desgaste ainda precisa de maiores desenvolvimentos em muitas aplicações, incluindo avanços na parte estética. É comum o procedimento de remoção de resinas dentais devido às várias formas de sua degradação.

Torna-se interessante e necessário investigar a ablação de materiais restauradores, e as resinas compostas representam muito bem o material mais comumente empregado em clínicas odontológicas.

Esta Dissertação de Mestrado busca contribuir para o estabelecimento da Dentística Fotônica Ultra-Conservadora, que teve seu início em nosso grupo de pesquisa, em trabalhos anteriores. Esta dentística consiste em utilizar parâmetros laser capaz de identificar o material que deve ser removido ou modificado, sem resultar em danos colaterais prejudiciais ao órgão dental e aos tecidos saudáveis que devem ser sempre conservados íntegros no meio bucal. Vê-se, então, a relevância da continuidade dos trabalhos nesta linha de pesquisa tão inovadora.

Os experimentos foram conduzidos utilizando um sistema laser de Er:YAG pulsado no regime de microssegundos com comprimento de onda de 2940nm já de uso clínico-odontológico capaz de remover com efetividade e através da ablação-fria mediada por água. É sabido que a falta ou o excesso de água podem atrapalhar este

processo de ablação, pois o comprimento de onda do laser de Er:YAG coincide com o pico principal de absorção da água. Esta característica propicia um efeito de ablação termicamente não invasiva aos tecidos duros dentais, produzido por uma vaporização seletiva da água. A expansão da água gera alta pressão, ocasionando a remoção do tecido duro dental por meio de micro-explosões. O uso de água durante o processo de ablação é importante, tanto para evitar aumento de temperatura, quanto para prevenir o ressecamento do material e subsequente diminuição na eficácia da ablação.

O objetivo principal deste trabalho é variar o fluxo de água, controladamente para avaliar, através da quantidade de material removido e da análise da superfície irradiada, de que forma a água envolvida no processo de ablação de resinas compostas restauradoras, pode contribuir ou não para uma remoção mais eficiente (maior quantidade de material por tempo). Estas observações permitirão entender os mecanismos envolvidos no processo de remoção das resinas devido à ação do laser de Er:YAG.

2.REVISÃO DO TEMA

O primeiro laser data de 1960, quando T. H. Maiman anunciou ao mundo o funcionamento, cujo meio ativo era um cristal de rubi. Foi na década de 60 que começaram as primeiras pesquisas envolvendo interação laser-material, incluindo vários aspectos do processo de ablação a laser. Em 1963 começaram a ser publicados os primeiros trabalhos sobre ablação de material biológico [1] e em 1964 Stern e Sognnaes publicaram seus estudos sobre os efeitos do laser de rubi em tecidos duros dentais. No entanto, seus resultados não foram promissores, principalmente devido aos danos térmicos observados.[2]

Desde o início de sua existência, vários sistemas lasers têm sido pesquisados intensivamente no que se refere à remoção (ablação) e reparo dos tecidos duros dentais.

Remover tecido dental cariado não constitui o único procedimento clínico, em que instrumentos de corte e remoção são requisitados. Hibst e Keller [3] mostraram que a ablação a laser de todos os materiais restauradores é possível, com eficiência suficiente para aplicações clínicas. Com isto, surge a idéia de uma outra aplicação, a remoção ou modificação de restaurações antigas, em resina composta, que se apresentem insatisfatórias por algum motivo, tais como manchamento, cárie recorrente, fratura, entre outros. Apesar dos instrumentos convencionais empregados

atualmente serem bem adaptados a essas situações, não deixam de ser procedimentos mecânicos incômodos, além de não serem seletivos para o material restaurador, causando inevitável perda de tecido sadio.

O uso dessa energia luminosa, como substituta dos instrumentos mecânicos em muitas aplicações envolvendo tecidos duros dentais, é ainda fortemente debatido e uma das objeções mais fortes se constitui na lenta taxa de remoção de material. Porém, a possibilidade de ablação seletiva, com preservação do tecido sadio, durante seu uso, torna o laser um instrumento altamente pesquisado hoje. [4-6]

2.1. O LASER DE ER:YAG

Devido às suas características de interação com a matéria, os lasers se desenvolveram rapidamente, como uma ferramenta prática para o uso na clínica odontológica. Possivelmente o maior avanço em sua aceitabilidade, como instrumento clínico, foi o desenvolvimento do laser de Er:YAG e similares híbridos de érbio operando na região do infravermelho do espectro eletromagnético.

O laser de Er:YAG constitui-se num laser de estado sólido, cujo meio ativo é um “garnet” (material que localmente tem alguma ordem estrutural e depois vai perdendo) de ítrio e alumínio, dopado com érbio, sendo assim sua principal linha de emissão se dá em 2940nm. Esta emissão está próxima de um forte pico no espectro de absorção da água ao redor de 3 μ m que conduz a uma ablação eficiente. O laser de érbio é o único dispositivo capaz de acessar essa região do espectro[7]. A figura 1 mostra um

gráfico do coeficiente de absorção da água em função do comprimento de onda[8]. É possível observar que a água possui forte absorção para radiação infravermelha e ultravioleta e mais baixa absorção para região visível, com mínima absorção ao redor de 400nm.

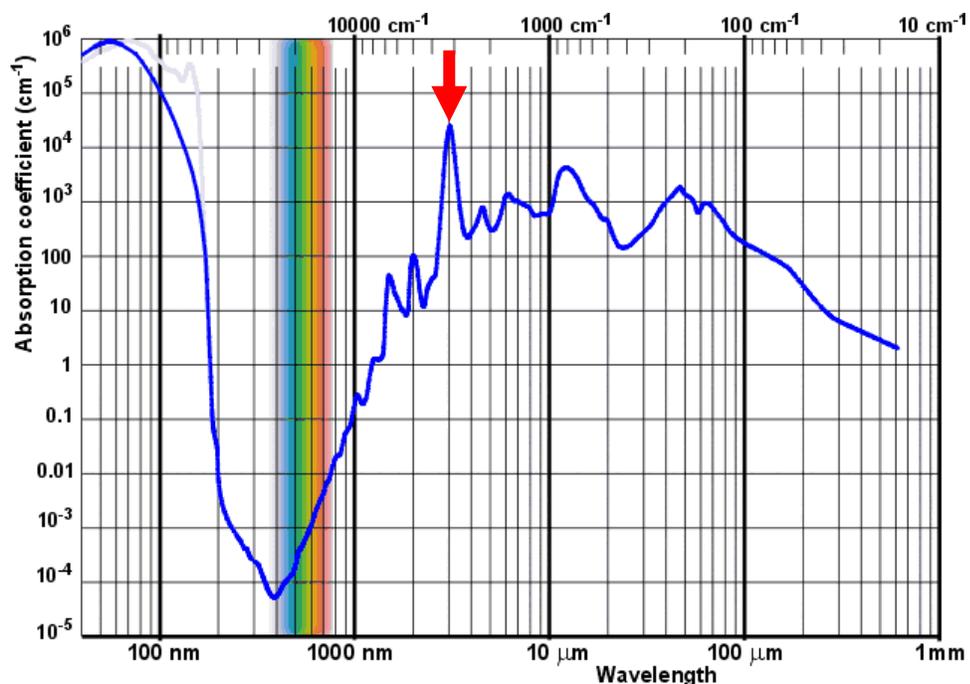


Figura 1 – Espectro de absorção da água. Seta vermelha indicando o pico máximo de absorção da água ao redor de a $3\ \mu\text{m}$, muito próximo do comprimento de onda de emissão do laser de Er:YAG ($2,94\ \mu\text{m}$).

Em 1988 o laser de Er:YAG, foi primeiramente descrito como um laser capaz de ablacionar esmalte e dentina através do efeito fotomecânico, ou seja, a luz promovendo um efeito mecânico através do aquecimento da água do tecido irradiado, que expande, e vaporizando, remove partes desse tecido[9]. É bem absorvido pela água e pela hidroxiapatita[10], sendo, portanto o laser mais indicado para os tecidos

duros dentais quando a intenção primeira for a confecção de preparos cavitários seletivos e pontuais[11-13].

O sistema laser de Er:YAG está estabelecido como um instrumento capaz de promover uma remoção seletiva e precisa de tecidos dentais cariados, minimizando a perda de tecido sadio e promovendo uma sessão mais confortável aos pacientes, pela ausência de vibração e aquecimento. O dano térmico excessivo é um dos maiores problemas associados com outros sistemas laser como Nd:YAG e CO₂, quando usados para preparos cavitários, devido à baixa absorção destes lasers pelo tecido[7]. Porém, a taxa de ablação com laser de érbio é mais baixa do que a resultante do uso de brocas em canetas de alta rotação [9, 14-19]

A presença de água em conjunto com um laser de érbio tem mostrado melhorar a qualidade histológica da interação laser-tecido e evitar aumentos indesejados de temperatura.[7, 20-26]

2.2. ABLAÇÃO A LASER E O PAPEL DA ÁGUA

Por definição, ablação a laser é um processo de ejeção de partículas de uma superfície, induzido pela absorção de energia de um feixe laser, onde a taxa de remoção de material excede um décimo de monocamada por pulso [1]. Ablação, de modo geral, é a remoção de material causada pela radiação incidente.

A capacidade do material de absorver a energia do laser limita a profundidade que esta energia pode penetrar e se transformar em ablação efetiva. A profundidade é

também uma função do calor de vaporização do material, da densidade de energia do feixe, da duração do pulso do laser e do comprimento de onda do laser[27].

Há vários parâmetros-chave a se considerar quando se trata de ablação a laser:

- primeiro, a seleção de um comprimento de onda com uma profundidade de absorção mínima. Isso ajudará a assegurar uma alta deposição de energia em um pequeno volume para uma rápida e completa ablação;
- segundo, uma duração de pulso curta para maximizar a potência de pico e minimizar a condução térmica para os arredores do material irradiado. A combinação desses dois fatores reduzirá a amplitude da resposta;
- terceiro, a taxa de repetição de pulsos. Se ela é muito baixa, toda energia não utilizada para ablação será convertida em aquecimento. Se o calor residual pode ser retido, limitando o tempo de condução, para uma rápida taxa de repetição de pulsos, a ablação será mais eficiente. Mais energia incidente irá para remoção e menos será perdida para os arredores do material e para o ambiente;
- quarto, a qualidade do feixe, que é medida pela potência (ou energia), a focalização e a regularidade do perfil. A energia do feixe não é devidamente usada se ela não for apropriada e eficientemente entregue à região de ablação. Além disso, se o diâmetro do feixe não possui tamanho controlado, a região de interação pode ser muito maior que o desejado[27].

No processo de ablação a laser, mudanças nas propriedades do material podem ser causadas, devido à alta temperatura gerada no local da interação laser-material. Uma fragilização pode ocorrer como resultado da fusão e ressolidificação do material, onde este foi suficientemente aquecido e resfriado rapidamente. Estas mudanças nas propriedades do material podem acarretar alterações no seu desempenho e também na subsequente ablação. A extensão destas alterações

dependem das propriedades do material, tais como condutividade térmica e calor específico, e também varia com a duração do pulso e o comprimento de onda do laser[27].

Segundo Fried (2000)[28], há três mecanismos de interação entre lasers de alta intensidade e tecido duro dental: vaporização explosiva, ejeção hidrodinâmica e ablação explosiva termo-mecânica mediada por água, descritos a seguir:

1 - Por **Vaporização Explosiva** entende-se uma vaporização térmica e expulsão de gotas fundidas de material aquecido, acima do ponto de fusão e vaporização à pressão atmosférica. A fusão é quase instantânea, ocorre em escalas de tempo menores do que picossegundos, uma vez que o ponto de fusão tenha sido atingido. A vaporização, em contraste, tem uma taxa cinética limitada, e ocorre somente na interface, durante o rápido aquecimento pelos lasers pulsados e apenas na área restritamente irradiada. Se o sólido não é poroso, a temperatura internamente se eleva acima da temperatura de vaporização, resultando em uma expansão explosiva. O tecido duro dental é poroso e a pressão aumenta nos poros, pela liberação de vapores na subsuperfície, podendo exceder o estresse de fratura do material e remover explosivamente partes dele. São exemplos os lasers de CO₂ e de Nd:YAG nos regimes CW e pulsado em microssegundos;

2 - O mecanismo de **Ejeção Hidrodinâmica** é tipicamente observado quando metais são ablacionados por lasers de pulsos curtos. A rápida fusão cria grandes forças de expansão devido à mudança de volume do material sob fusão. A expansão do líquido vai em oposição à energia e tensão de superfície do líquido;

3 - Enfim, a **Ablação Explosiva Termo-Mecânica (mediada por água)** (Fig. 2) é o mecanismo mais comum de ablação dos tecidos duros dentais. Durante o rápido aquecimento, a água confinada pode criar pressões subsuperficiais enormes que

resultam em uma remoção explosiva da matriz mineral. Esse fato pode ocorrer a temperaturas abaixo do ponto de fusão da fase mineral do esmalte, portanto, é provável não ocorrer mudança da estrutura cristalina do tecido irradiado e pouco dano térmico. O laser de Er:YAG é um exemplo desse tipo de interação. Vários estudos sobre ablação de tecidos duros indicam que, grandes partículas são ejetadas em alta velocidade a partir do tecido irradiado, o que grandemente suporta o mecanismo explosivo mediado por água.

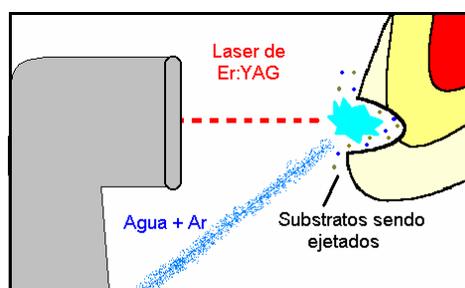


Figura 2 - Ablação de esmalte e dentina, permitindo a ejeção da fase mineral sem modificação.

Um laser de alta intensidade atua através do aquecimento do tecido alvo, seja interagindo com ele através de efeitos fototérmicos ou fotomecânicos. Vários estudos, analisando a elevação da temperatura pulpar durante a irradiação com lasers indicados para tratamentos de tecidos duros dentais, esmalte e dentina, têm contribuído para estabelecer parâmetros seguros de operação clínica [29-34], porém nenhum desses relatos explorou o uso de um laser de alta intensidade para ablação de resinas compostas restauradoras.

Segundo Zach e Cohen[35], a termogênese pulpar, durante os procedimentos restauradores, depende das variações de temperatura. Até um aumento da temperatura pulpar de 2,2^oC, nenhuma mudança histológica aparente foi observada,

com relação ao grupo controle. Até uma variação de 5,5^oC, aspiração de núcleos odontoblásticos para dentro dos túbulos dentinários, vasos sanguíneos intensamente hiperêmicos e estroma edemaciado puderam ser observados, denotando uma intensa inflamação pulpar podendo evoluir para uma necrose do tecido. Com uma variação de 11^oC, ocorre completa destruição pulpar. Portanto, segundo esse clássico estudo de 1965, a elevação de temperatura pulpar durante os procedimentos em tecidos duros, esmalte e dentina, não deve ultrapassar 5,5^oC. Assim, qualquer aplicação envolvendo laser e elemento dental, precisa de um estudo térmico prévio.

Vários estudos descrevem o aumento da temperatura na câmara pulpar durante a aplicação de lasers sob várias condições [29-32, 36-41]. O efeito do calor excessivo no tecido pulpar dental tem sido demonstrado como causador de injúrias à polpa[35].

Visto que a maior parte do tempo de interação de um laser com um material é um processo térmico, pesquisadores têm proposto métodos variados de resfriamento para controlar a temperatura e o dano térmico. Para lasers pulsados, o uso de um líquido para refrigeração foi justificado, não apenas para evitar o aumento de temperatura produzido por cada pulso de laser, mas também para evitar a expansão de calor entre os pulsos[42].

Em 1975, Boehm e Chen recomendaram o uso de refrigeração e pré-refrigeração da área irradiada para otimização de tratamentos a laser minimizando danos térmicos. Desde então, outros pesquisadores compreenderam o benefício de usar um meio de refrigeração na zona de ablação.[42]

A proposta de se utilizar uma mistura de ar e água à pressões ajustáveis veio em 1991 com Levy [43], empregando este tipo de refrigeração em conjunto com o laser de Nd:YAG pulsado. Em 1992, E. Jeff Burkes [26] mostra que a aplicação de um fino

spray de água, para irradiação da superfície do dente, aumenta a eficiência da ablação e resulta num aquecimento menor do que quando o laser é usado sobre o dente seco.

Posteriormente, foi demonstrado que um meio líquido não é apenas um modo de controlar a expansão de calor durante a exposição ao laser, mas também um indutor de processos mecânicos de interação[44]. Estudos mais recentes demonstraram que a água tem um efeito intenso na taxa de ablação com laser de Er:YAG, tanto na eficiência quanto na morfologia da superfície das paredes das cavidades. Mostram que a relação do fluxo de água com a energia por pulso e taxa de repetição de pulsos é fator determinante para uma ablação efetiva, ou seja, um fluxo de água apropriado é requerido, dependendo das condições (parâmetros) de irradiação [21, 45].

2.3. RESINAS COMPOSTAS

As resinas sintéticas são empregadas como materiais restauradores em procedimentos odontológicos, quando há perda de tecido duro do elemento dental por variados motivos (cáries, traumas, defeitos congênitos, e outros). As resinas compostas fotopolimerizáveis são materiais muito utilizados atualmente em clínicas odontológicas. As principais propriedades destes compósitos são: baixa contração de polimerização, baixa sorção de água, coeficiente de expansão térmica similar ao da estrutura dental, alta resistência à fratura e ao desgaste, radiopacidade, alta força de adesão ao esmalte e à dentina, boa combinação de cor com a estrutura dental, fácil manipulação, acabamento e polimento. [13, 46]

O termo material composto ou compósito pode ser definido como um composto de dois ou mais materiais diferentes com propriedades superiores ou intermediárias

àquelas dos constituintes individuais. O esmalte dentário e a dentina são exemplos de compósitos naturais.[47]

Apresentadas por Bowen na década de 60 [48] as resinas compostas têm sido o material restaurador mais utilizado dentro dos consultórios odontológicos. Os compósitos modernos contêm inúmeros componentes, sendo que os principais são a matriz de resina e uma carga de partículas inorgânicas. Além destes dois componentes, várias substâncias são incorporadas para melhorar a eficácia e a durabilidade do material. Um agente de união (silano) é necessário para promover a adesão entre a carga inorgânica e a matriz de resina, e um ativador-inibidor, para polimerizar a resina. O compósito necessita, também, conter pigmentos para aproximar-se da cor das estruturas dentárias.

Cada marca comercial apresenta uma composição diferente e sigilosa, contudo a maioria das resinas compostas tem sua matriz orgânica composta por BIS-GMA (bisphenol glicidil metacrilado) ou uma poliuretana, que compõe o corpo da resina, TEG-DMA (trietileno glicol dimetacrilato) e EDGMA (etileno glicol dimetacrilato) para diminuir a viscosidade do sistema resinoso. Quando houver poliuretana no lugar do BIS-GMA, são outros compostos que poderão ser encontrados na matriz, tais como, os oligoetilenoglicóis de metacrilato. Quanto à parte inorgânica, as cargas, diferem muito quanto à forma e dimensão. Além do agente silânico de união (metacriloxi-propil-trimetoxi-silano) que cobre a superfície das cargas permitindo sua união à matriz, outros componentes tais como ativadores e inibidores de fotopolimerização, radiopacificadores e estabilizadores também fazem parte das resinas compostas, porém em quantidades bem menores [47].

Um dos sistemas de classificação das resinas compostas é baseado no tamanho médio das partículas e encontra-se na Tabela I.

Tabela I – Classificação dos compósitos segundo tamanho médio das partículas.[47, 49]

Categoria	Tamanho Médio das Partículas
Compósito tradicional	8-12 μm
Compósito de partículas pequenas	1-5 μm
Compósito microparticulado	0,04 μm
Compósito híbrido	8,8 μm
Compósito micro-híbrido	0,4 μm
Compósito nanoparticulado	40 nm

A resina composta utilizada para a realização deste trabalho é do tipo híbrido (Z100-3M), que foi escolhido, seguindo trabalhos prévios realizados por nosso grupo de pesquisa e por ser de uso clínico universal [13, 50]. (Fig. 3)

As resinas compostas híbridas foram desenvolvidas com intuito de obter melhor lisura de superfície do que os compósitos de partículas-pequenas. Como o próprio nome já indica, há dois tipos de partículas nestes compósitos. Os mais modernos consistem de sílica coloidal e partículas de vidro contendo metais pesados, representando de 75 a 80% do peso. As partículas de vidro têm um tamanho médio de cerca de 0.6 a 1.0 μm .

Esta resina composta é fotopolimerizável e radiopaca. Segundo informa o fabricante, foi desenvolvido para restaurações de dentes anteriores e posteriores. Possui tamanho máximo de partículas de 4,5 μm . O “filler” é Zircônia/Sílica representando 71% em volume e contém parte orgânica com Bis-GMA e TEGDMA.

Algumas propriedades físicas e mecânicas das resinas compostas híbridas estão listadas na Tabela II abaixo; essas propriedades podem variar de produto para produto devido diferenças de composição.

Tabela II – Propriedades das resinas compostas. [47]

Propriedade	Valor
Resistência à compressão (MPa)	300-350
Resistência à tensão (MPa)	70-90
Módulo de Elasticidade (GPa)	7-12
Coefficiente de expansão térmica ($10^{-6} / ^\circ\text{C}$)	30-40
Sorção de água (mg/cm^2)	0,5-0,7
Dureza Knoop	50-60

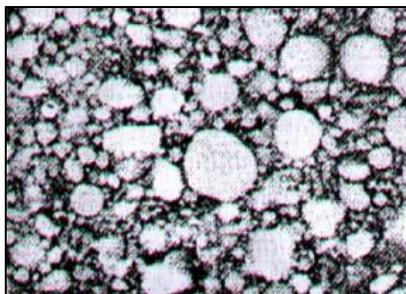


Figura 3 – Fotomicrografia de exemplo de microestrutura de resina composta do tipo híbrida utilizada neste experimento. [51]

3. MATERIAIS E MÉTODOS

Visando entender os aspectos básicos de interação laser de Er:YAG com resinas compostas, alguns aspectos básicos foram analisados:

1º - Estudo micromorfológico: análise micromorfológica das superfícies de resina composta, após irradiação com laser de Er:YAG. A avaliação foi realizada sob microscopia eletrônica de varredura, através de fotografias digitais dos aspectos micromorfológicos das cavidades resultantes após irradiação. Foram analisadas bordas e superfícies internas quanto às características de definição de corte, rugosidade e região estrutural de ablação;

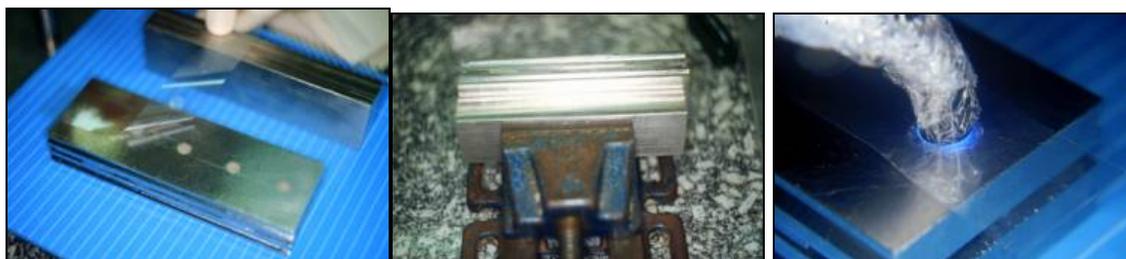
2º - Geometria da região ablacionada: análise da geometria da cavidade confeccionada com laser de Er:YAG, para determinar o modo de se calcular o volume do material removido;

3º - Quantidade de material ablacionado: cálculo da quantidade ablacionada após irradiação com laser de Er:YAG. Uma comparação entre diâmetro, profundidade e volume das cavidades resultantes da irradiação com laser foi executada, e na forma de gráficos foi possível a discussão efetiva dos resultados; e,

4º - Mapeamento térmico: para complementar o estudo do processo de ablação com laser de Er:YAG de resinas compostas, tanto na presença quanto na ausência de água, procedeu-se a uma investigação das mudanças de temperatura em amostras de resina composta, durante irradiação com laser de Er:YAG, tendo como objetivo final determinar os parâmetros seguros de operação a serem utilizados na confecção de microcavidades.

Utilizando um molde metálico, 24 pastilhas de formato cilíndrico (diâmetro de 8,0mm e espessura de 2,0mm) foram confeccionadas. O material escolhido foi uma resina do tipo híbrido (Z100, 3M, USA) cor A2 (lote 3XH). Este tipo de resina é composto por matriz e por cargas. Sua matriz é composta por Bis-GMA e TEG-DMA. As cargas são de sílica e zircônia com 0,01-3,5 μm de diâmetro.

O procedimento para preparar as pastilhas foi completamente descrito em um trabalho prévio [50] e está resumidamente representado na figura 4.



A **B** **C**

Figura 4 – Seqüência operacional para confecção das pastilhas: A) – placa metálica com 5 moldes com 2,0mm de profundidade e 8,0mm de diâmetro; B) – morsa para prensar e acomodar a resina sem excessos; e, C) – fotopolimerização com lâmpada halógena.

As pastilhas de resina foram polimerizadas convencionalmente com um aparelho fotopolimerizador dotado de uma lâmpada halógena (KM200R, K&M, São Carlos, Brasil), cuja ponta ativa possui 8mm de diâmetro e sua potência de saída é de 400mW. O tempo de foto-ativação foi de 40 segundos. Este tempo, seguindo as instruções do fabricante, promove adequada e homogênea cura da resina.

O laser empregado neste experimento foi o sistema laser de Er:YAG (Twin Light, Fotona Medical Lasers, Slovenia) (Fig. 5A), que é pulsado e opera na região infravermelha do espectro eletromagnético, tendo comprimento de onda de 2940nm. A luz-guia é produzida por um laser de diodo semiconductor que trabalha em um comprimento de onda de 670nm. A energia deste laser é produzida em uma cavidade óptica contendo uma barra de cristal de ítrio, alumínio e granada dopado com érbio, que está colocada entre dois espelhos. Uma lâmpada fornece energia para a barra de cristal que excita os íons de érbio para obter a emissão estimulada dos fótons, ou seja, a energia laser, que sai, então, através de um espelho parcialmente transmissor. A duração dos pulsos deste sistema vai de 200 a 400 μ s. A frequência dos pulsos (até 15Hz) e a energia fornecida por pulso (até 500mJ) são ajustáveis pelo operador.

O laser de Er:YAG é transmitido através de um braço articulado com 5 espelhos, que termina em uma peça de mão, que direciona o feixe laser por um sistema de espelhos e lentes, cuja função é transmitir com segurança a energia laser até o local do tratamento e também para resfriamento simultâneo, com ar e/ou água. Esta peça de mão contém óptica de focalização, uma janela de safira (Fig.5B), através da qual ambos, feixe de tratamento e o guia são transmitidos, e um encaixe para água e ar, que são utilizados para resfriar e impar o local de tratamento. A área de "spot" é de aproximadamente 0,466mm².

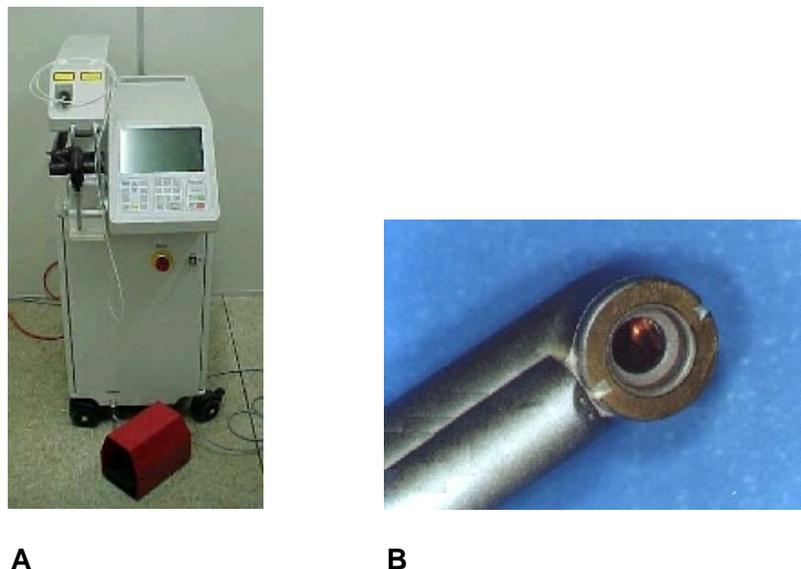


Figura 5 - A) Laser de Er:YAG (Twin Light – Fotona Medical Lasers, Slovenia); e, B) ponta ativa não-contato (janela em safira).

Para proceder à variação do fluxo de água durante a irradiação das amostras, utilizou-se um sistema a base de água e ar comprimido, e a medida do fluxo de água, em ml/s, foi feita através do uso de um cronômetro e uma balança analítica. Com o auxílio de um béquer, foi coletada a água expelida pelo sistema durante um certo intervalo de tempo, logo após, procedeu-se à medida da massa de água contida nele (Fig.6). Através destes dados e das propriedades da água, determina-se o fluxo de água em ml/s.

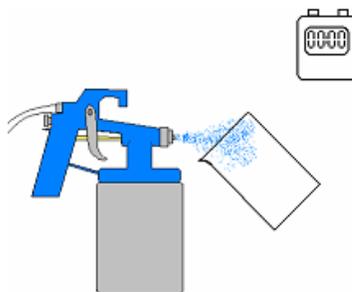


Figura 6 - Esquema da medida do fluxo de água com auxílio de um béquer para coletar a água e um cronômetro para medir o tempo de coleta da água.

Os parâmetros escolhidos para a execução deste trabalho, seguem trabalhos anteriores de nosso grupo de pesquisa nesta área, que se referem à ablação de substratos dentais com laser de Er:YAG. Foram usados quatro valores diferentes de energia por pulso e três valores diferentes de repetição de pulsos. Segue abaixo uma tabela ilustrando as combinações de energia por pulso e frequência utilizadas (Tabela III).

Tabela III – Combinação dos parâmetros do laser de Er:YAG utilizados para o estudo da quantidade de material removido.

Energias por Pulso	100mJ	200mJ	300mJ	400mJ
Frequências				
5Hz	X	X	X	X
10Hz	X	X	X	X
15Hz	X	X	X	-

Nota-se que não foi utilizada a combinação 400mJ e 15Hz, isso ocorre devido à limitação do sistema laser de Er:YAG utilizado. Quando se seleciona 400mJ de energia por pulso no sistema, não é possível selecionar a frequência de 15Hz. O tempo de irradiação foi de 10 segundos para todo o experimento.

Foram utilizados 7 valores de fluxo de água, começando em zero ml/s, ou seja, correspondendo à ausência de água, e variando até 0.87ml/s. Os valores de fluxo de água utilizados foram: zero, 0.01ml/s, 0.06ml/s, 0.23ml/s, 0.32ml/s, 0.64ml/s e 0.87ml/s. Foram realizadas três repetições para cada combinação de parâmetros (energia por pulso – frequência – fluxo de água).

A figura abaixo (Fig. 7) mostra um esquema de como as amostras foram irradiadas. Para cada valor de fluxo de água, foram irradiadas três amostras, sendo

uma para cada frequência. Nas amostras com 5 e 10Hz, foram confeccionadas 12 cavidades, sendo três repetições para cada valor de energia por pulso; e naquelas com 15Hz, foram confeccionadas 9 cavidades, já que neste caso, não foi possível utilizar 400mJ de energia por pulso.

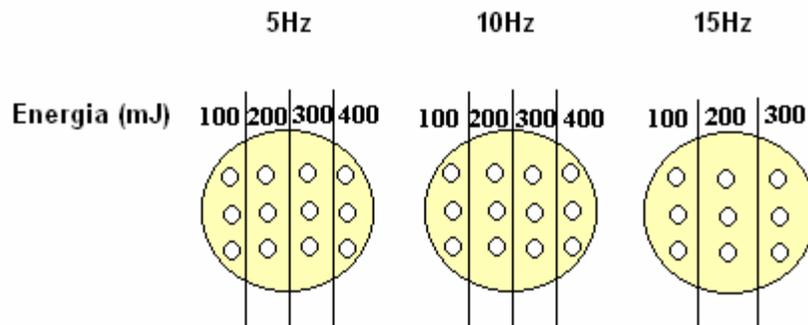
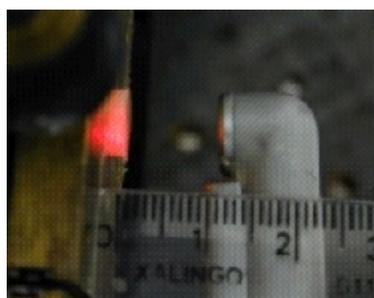
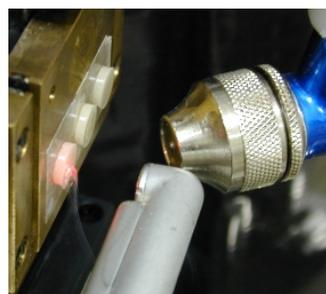


Figura 7 - Esquema das amostras irradiadas mostrando 3 repetições para cada valor de energia por pulso.

Durante toda a execução deste trabalho, para a irradiação das amostras de resina composta, o feixe laser de Er:YAG foi posicionado perpendicularmente à amostra e focado sobre a superfície da amostra à distância de 12mm (Fig.8A).



A



B

Figura 8 - A) Amostra na distância focal do laser (12mm). B) Posicionamento laser - amostra - água.

O diâmetro das cavidades foi medido com auxílio de um microscópio de reflexão de luz, com um aumento de 40 vezes, através de micrômetros a ele acoplados. As profundidades foram medidas com auxílio de um relógio comparador, com escala micrométrica, acoplado ao microscópio, medindo-se a distância percorrida entre a focalização da superfície da amostra, seguida da focalização do fundo da cavidade resultante da irradiação. Os valores do diâmetro e da profundidade de cada cavidade foram utilizados para a determinação do volume ablação.

Para determinar o volume de material removido pelo laser, a observação da geometria da cavidade, resultante da irradiação com laser de Er:YAG, foi necessária. Uma amostra de resina composta foi preparada utilizando uma matriz metálica de 5mm de diâmetro e 2 mm de espessura. A amostra foi irradiada durante 10 segundos sob 300mJ de energia por pulso e 10Hz de frequência. Foi, então, semi-seccionada com disco diamantado e o perfil da cavidade foi observado e fotografado em microscópio óptico, pelo contraste.

Para a realização da análise micromorfológica das microcavidades, após a irradiação, as amostras foram preparadas para análise em Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV). O disco ou amostra com os corpos-de-prova (Fig. 9) foi confeccionado, unindo as pastilhas com resina epóxica (Cristal Plus, São Paulo, Brasil), e então recebeu uma cobertura com 20nm de ouro, para observações no microscópio eletrônico de varredura (Digital Scanning Microscope-DSM 960, Zeiss Jena, Alemanha). Dois aumentos foram utilizados para a observação das cavidades: um aumento menor (70X), para observar a cavidade como um todo e um aumento maior (1000X ou 2000X), para observação de detalhes da superfície interna das cavidades.



Figura 9 - Pastilhas após a irradiação sendo preparadas para avaliação sob MEV.

Para a realização do mapeamento térmico durante a irradiação com laser de Er:YAG, foram preparadas 16 amostras de resina composta do tipo híbrido (Z100, 3M, USA) cor A2 (lote 3XH), utilizando-se uma matriz metálica cilíndrica de 5mm de diâmetro por 4mm de espessura e polimerizadas convencionalmente, com um aparelho fotopolimerizador à lâmpada halógena (KM200R, K&K, São Carlos, Brasil)

Com o auxílio de brocas esféricas longas (Fava, Brasil) em baixa velocidade (Dabi Atlante, Brasil), confeccionou-se uma cavidade de cerca de 2mm de diâmetro e 2mm de profundidade na base de cada amostra (Fig.10).

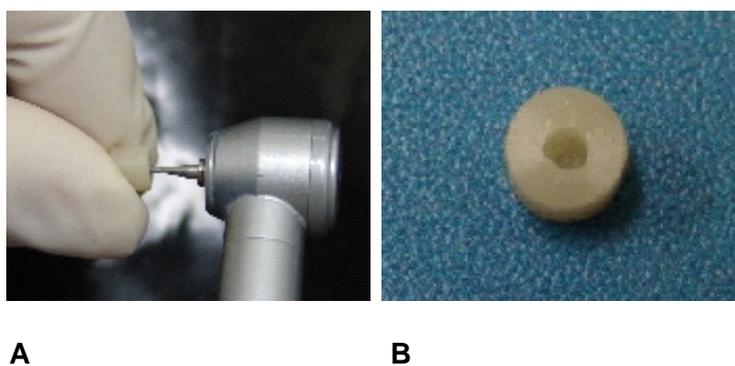


Figura 10 - Confeção de cavidade na base da amostra de resina composta para mapeamento térmico durante irradiação com laser de Er:YAG. A) Cavidade sendo preparada com brocas; B) Amostra já com cavidade confeccionada.

Visando promover um contato térmico satisfatório, durante a transferência de calor da amostra de resina composta para o dispositivo de captação de mudanças de temperatura, uma pasta térmica (Implastec, Votorantim – São Paulo) foi colocada nas cavidades das amostras. Esse dispositivo, um termistor de alta precisão (Model 120-202 EAJ, Fenwal Electronic, Milford, MA) (Fig. 11A), que tem um tempo de resposta da ordem de microssegundos, foi então adaptado, de forma a ficar envolvido por essa pasta térmica e localizado bem no centro da cavidade na base da amostra, como indicado na figura 11B.

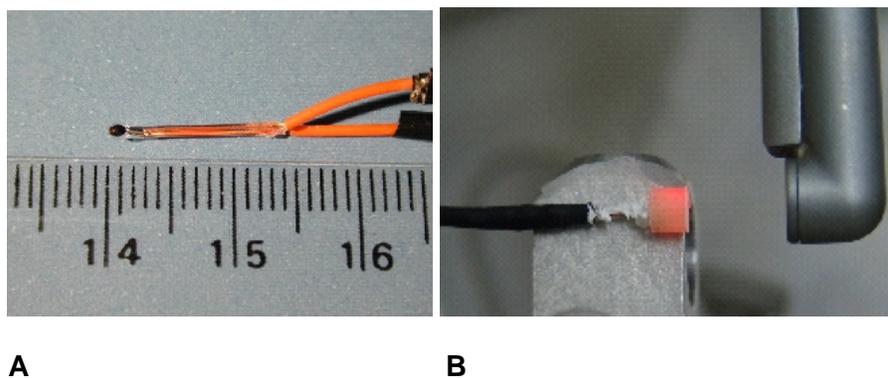


Figura 11 - A) - Termistor de alta precisão (Model 120-202 EAJ, Fenwal Electronic, Milford, MA) ao lado de uma régua milimetrada. B) - Termistor e pasta térmica (Implastec, Votorantim – São Paulo) posicionados e feixe focalizado no centro da superfície da amostra de resina composta, pronto para irradiação.

Na presença de água, sob fluxo de 0.34ml/s, os parâmetros de irradiação foram: energia por pulso nos valores variando de 80mJ, 200mJ e 300mJ para frequências de 5Hz e 15Hz. Para 10Hz, a energia por pulso foi variada nos valores de 80mJ, 400mJ e 500mJ. O tempo de irradiação foi de 10 segundos e foram realizadas 3 repetições para cada combinação dos parâmetros.

Na ausência de água, os parâmetros de irradiação foram: energia por pulso nos valores variando de 80mJ, 200mJ e 300mJ para frequências de 5Hz, 10Hz e 15Hz. O tempo de irradiação foi de 10 segundos.

As variações de temperatura para cada nível de energia por pulso foram obtidas através do registro de sinais elétricos gerados no termistor de alta precisão, em intervalos de tempo de 1 segundo. A aquisição dos dados foi feita com auxílio de um microcomputador, através de um programa especialmente desenvolvido para o experimento(Fig.12).Para cada combinação dos parâmetros de irradiação (energia por pulso e frequência), tanto na presença quanto na ausência de água, três leituras (repetições) foram realizadas, para posterior cálculo de médias.

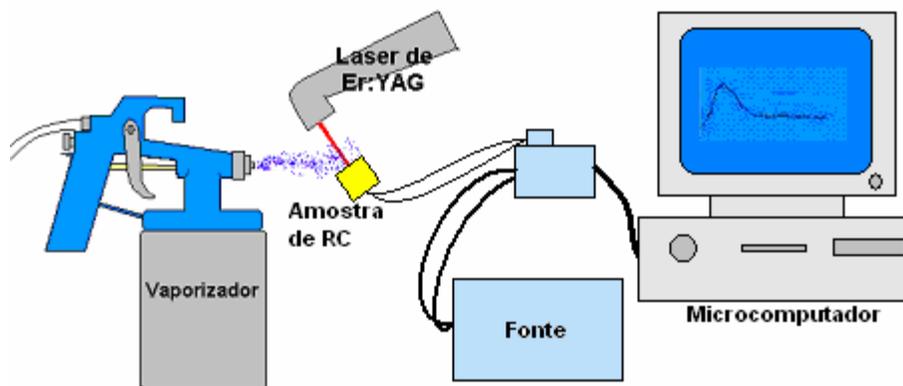


Figura 12 - Aparato experimental para mapeamento térmico.

4. RESULTADOS:

4.1. Aspectos Morfológicos:

Para facilitar a apresentação dos resultados, foi adotada uma metodologia previamente utilizada por nosso grupo[12], que divide o efeito da interação laser-material em três zonas (Fig. 13): a primeira zona (Z1) correspondendo à área de tecido removido pela ablação-laser; a segunda (Z2) à região intermediária entre a porção removida (Z1) e a região onde o material não foi afetado e finalmente, a terceira (Z3) correspondendo à superfície original. A extensão e os aspectos de cada zona são uma importante caracterização da interação do laser com o material alvo.

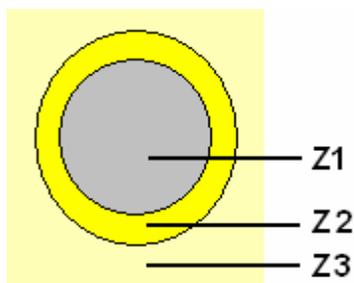


Figura 13 - Três zonas definidas para observar as características resultantes da irradiação laser na resina composta.

Os diferentes parâmetros, aqui empregados, mostram padrões morfológicos bem distintos, que podem sugerir aspectos importantes das interações laser-material bem caracterizadas.

Como os aspectos micromorfológicos são bastante semelhantes, para as amostras irradiadas na presença de água, serão apresentadas aqui apenas as micrografias daquelas irradiadas com fluxo de água nulo, 0,01ml/s, 0,23ml/s e 0,87ml/s. Características da ablação, tais como regularidade e formato das microcavidades, podem ser obtidas a partir das observações das figuras a seguir.

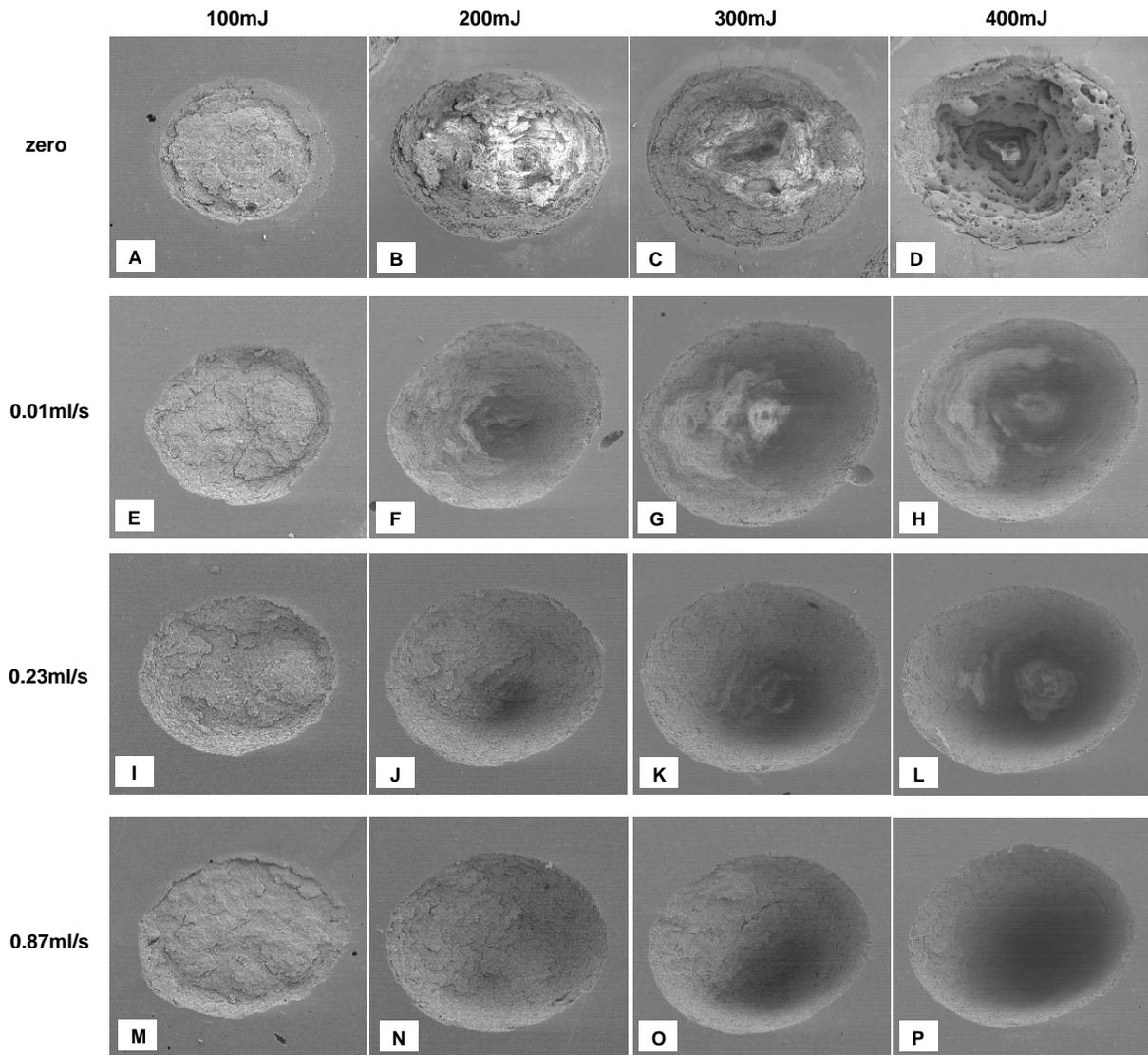


Figura 14 - Microcavidades resultantes da irradiação com laser de Er:YAG com 5Hz de frequência e energia por pulso de 100mJ (A, E, I e M), 200mJ (B, F, J e N), 300mJ (C, G, K e O) e 400mJ (D, H, L e P) durante 10s, para os fluxos de água de zero (A, B, C e D), 0.01ml/s (E, F, G e H), 0.23ml/s (I, J, K e L) e 0.87ml/s (M, N, O e P).

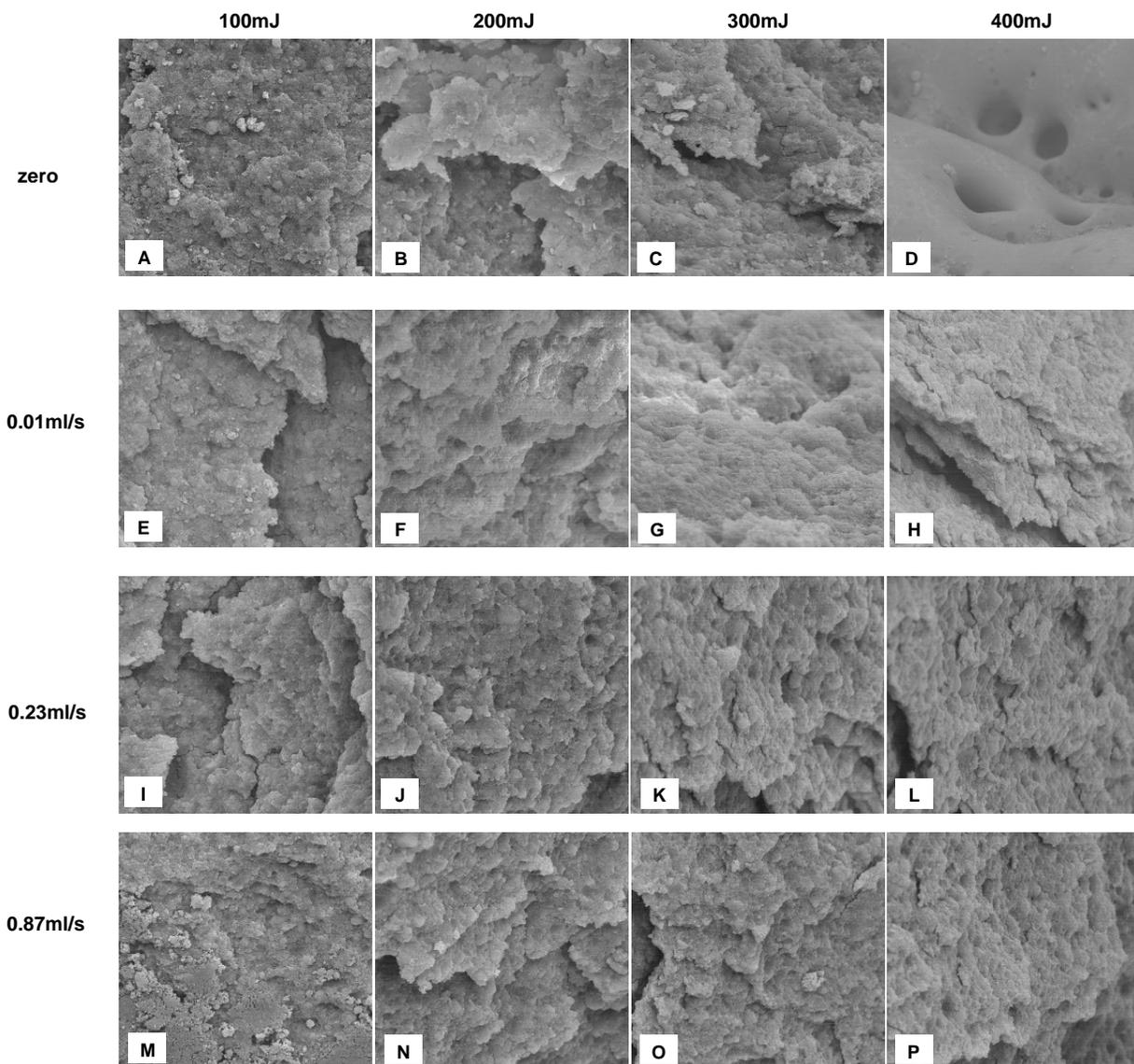


Figura 15 – Superfícies internas das microcavidades resultantes da irradiação com laser de Er:YAG sob 5Hz de frequência e energias por pulso de 100mJ (A, E, I e M), 200mJ (B, F, J e N), 300mJ (C, G, K e O) e 400mJ (D, H, L e P) durante 10s, para os fluxos de água de zero (A, B, C e D), 0.01ml/s (E, F, G e H), 0.23ml/s (I, J, K e L) e 0.87ml/s (M, N, O e P).

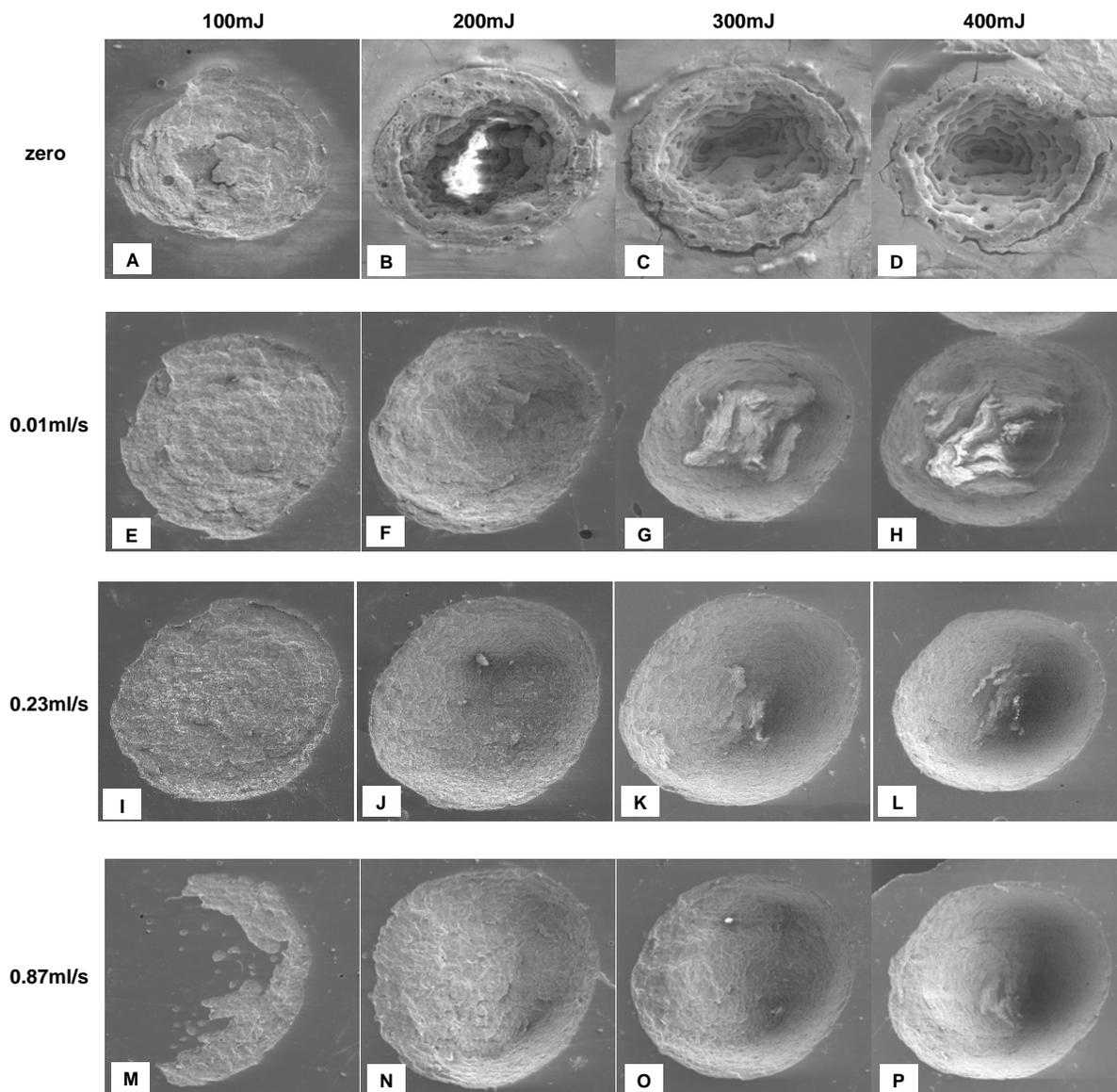


Figura 16 - Microcavidades resultantes da irradiação com laser de Er:YAG com 10Hz de frequência e energia por pulso de 100mJ (A, E, I e M), 200mJ (B, F, J e N), 300mJ (C, G, K e O) e 400mJ (D, H, L e P) durante 10s, para os fluxos de água de zero (A, B, C e D), 0.01ml/s (E, F, G e H), 0.23ml/s (I, J, K e L) e 0.87ml/s (M, N, O e P).

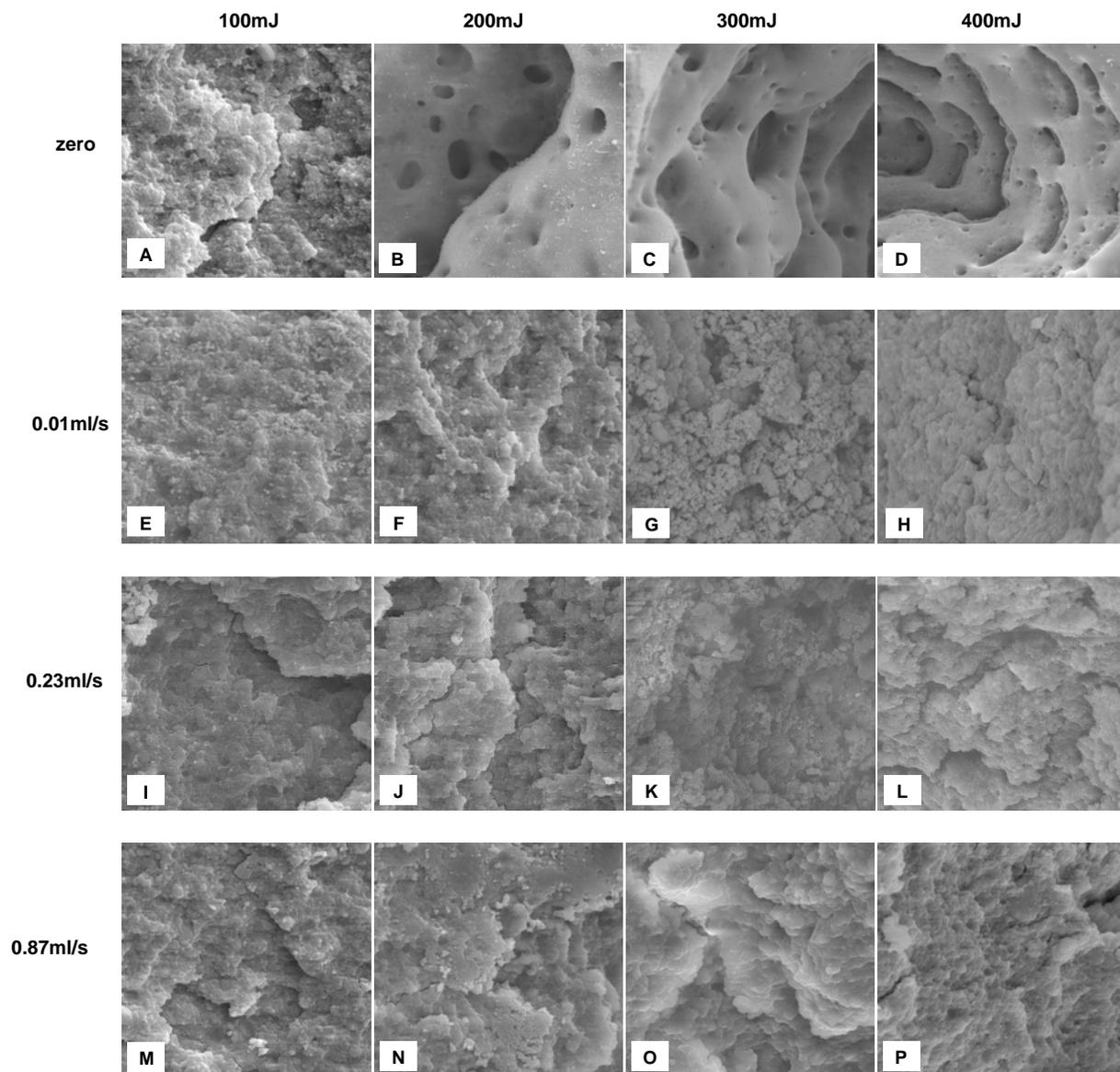


Figura 17 - Superfícies internas das microcavidades resultantes da irradiação com laser de Er:YAG sob 10Hz de frequência e energias por pulso de 100mJ (A, E, I e M), 200mJ (B, F, J e N), 300mJ (C, G, K e O) e 400mJ (D, H, L e P) durante 10s, para os fluxos de água de zero (A, B, C e D), 0.01ml/s (E, F, G e H), 0.23ml/s (I, J, K e L) e 0.87ml/s (M, N, O e P).

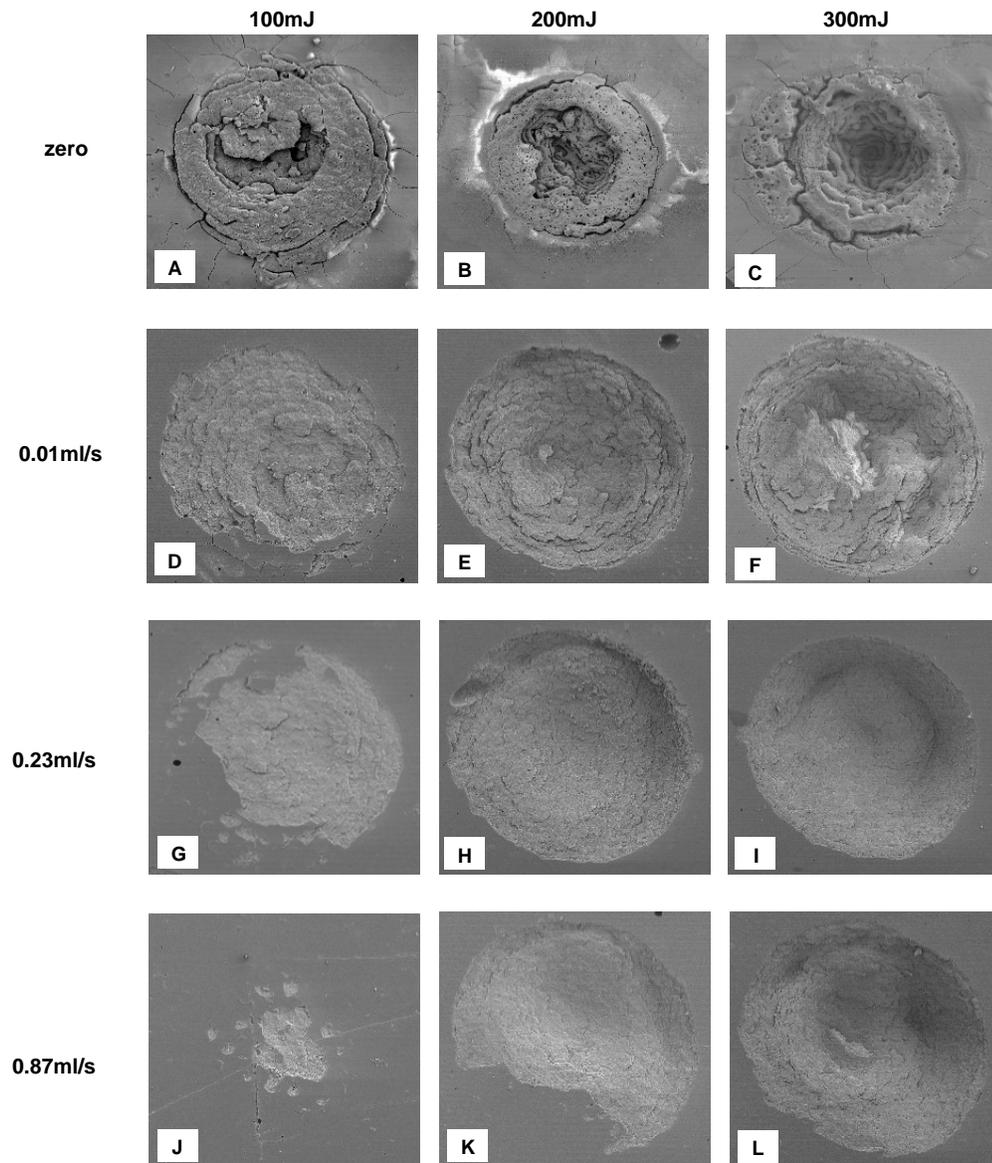


Figura 18 - Microcavidades resultantes da irradiação com laser de Er:YAG com 15Hz de frequência e energia por pulso de 100mJ (A, D, G e J), 200mJ (B, E, H e K) e 300mJ (C, F, I e L) durante 10s, para os fluxos de água de zero (A, B e C), 0.01ml/s (D, E e F), 0.23ml/s (G, H e I) e 0.87ml/s (J, K e L).

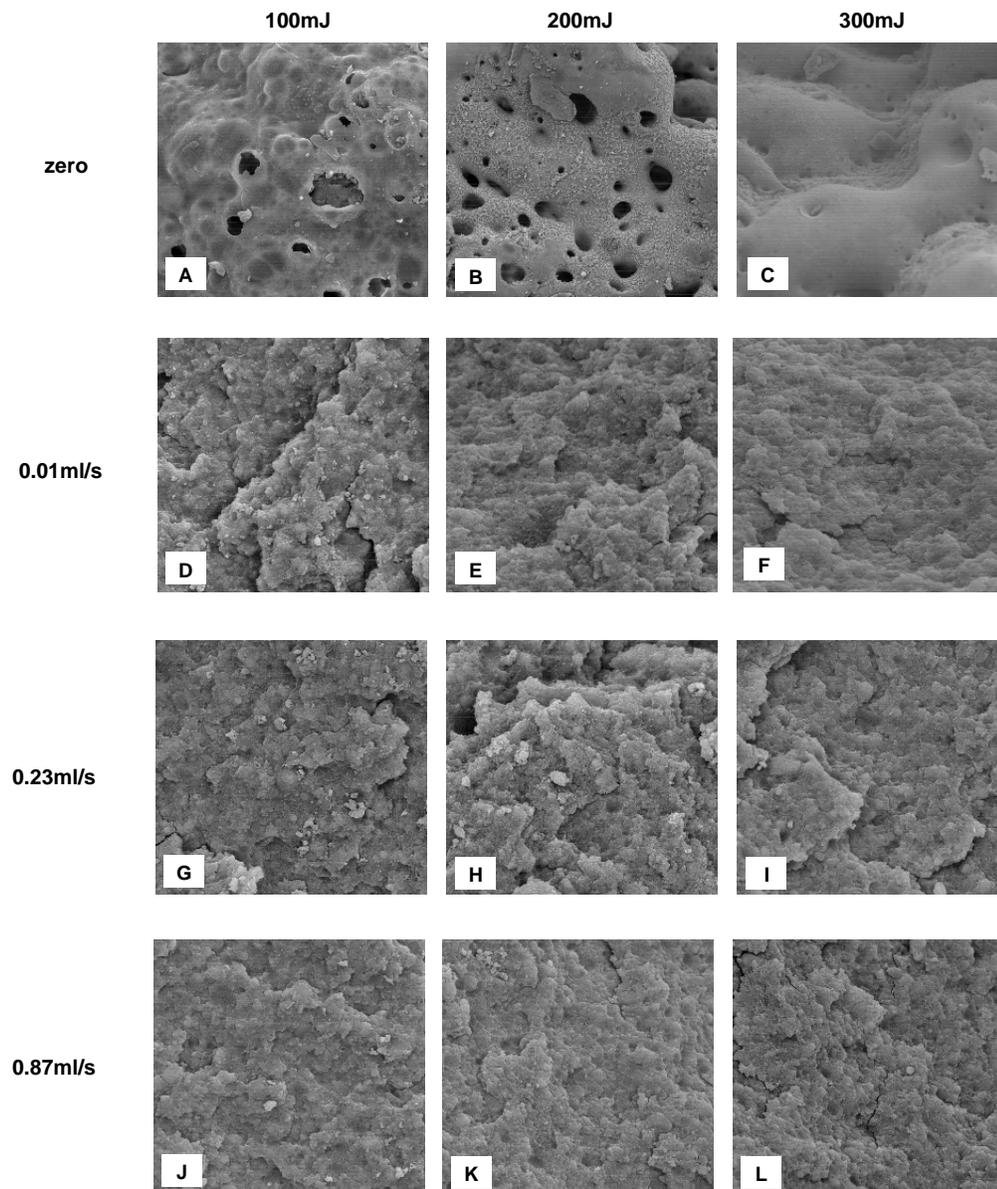


Figura 19 - Superfícies internas das microcavidades resultantes da irradiação com laser de Er:YAG sob 15Hz de frequência e energias por pulso de 100mJ (A, D, G e J), 200mJ (B, E, H e K) e 300mJ (C, F, I e L) durante 10s, para os fluxos de água de zero (A, B e C), 0.01ml/s (D, E e F), 0.23ml/s (G, H e I) e 0.87ml/s (J, K e L).

Comparando as microcavidades resultantes da ablação, considerando a energia por pulso mais baixa, de 100mJ, com relação às três zonas pré-determinadas, Z2 está presente, sempre que a irradiação foi realizada na ausência de água (Figs. 14A, 16A e 18A), sendo caracterizada por mudança de tonalidade de cinza, que poderia denotar alteração térmica do material original. Essa Z2, provavelmente já representa um aquecimento indesejado do material, descaracterizando-o além da região de fato ablacionada (Z1). Por outro lado, apesar do feixe laser ter sobreaquecido o material, não há energia por pulso suficiente para removê-lo com eficiência, como pode ser observado na Z1.

Para as frequências de 5Hz e 10Hz, a Z1 apresenta-se irregular, com lascas do material, apresentando região de menor resistência à irradiação, e não há fusão e ressolidificação (Figs. 14A e 16A). Sob maior aumento (2000X), é possível observar as partículas maiores que compõem a resina (Fig. 15A e 17A). Com 15Hz, Z1 apresenta fusão, ressolidificação e trincas que se estendem para Z2 (Fig. 18A). Também é possível observar uma certa irregularidade em Z1 e Z2, mostrando a ocorrência de grandes flutuações, que devem advir da grande complexidade da interação do material removido com a radiação incidente.

À medida que a água passa a fazer parte do processo de interação laser de Er:YAG – resina, desaparece a Z2, que é a região que representa o quão precisa é a interação e a ablação. Para as frequências de 5Hz e 10Hz observamos nas figuras 14E, e 16E onde o fluxo de água é de 0,1ml/s e nas figuras 14 I e 16 I com o fluxo de 0,23ml/s, que ocorre ablação com boa definição das bordas das microcavidades. A Z1 não é tão irregular, estando mais bem polida, que é o resultado da aceleração do material ablacionado e ejetado pela água e pelo laser, atritando nas paredes internas das microcavidades, polindo as mesmas. Na figura 14M, onde o fluxo de água é maior,

quando a frequência é mais baixa, Z1 apresenta irregularidades, com bordas não tão definidas.

Para 5 Hz de frequência, à medida que o fluxo de água e a energia por pulso aumentam, Z1 apresenta-se mais definida (Figs. 14E a 14P), com maior uniformidade na superfície interna das cavidades (Figs. 15E a 15P).

Para 10Hz, é possível observar na figura 16M, que é difícil visualizar a microcavidade: o feixe laser com o maior fluxo de água (0.87ml/s) não foi capaz de remover efetivamente o material.

Quando a frequência foi de 15Hz, na presença de água, não houve uma ablação precisa do material para a energia de 100mJ (Figs. 18D, 18G, e 18J). As microcavidades se apresentam irregulares quanto à Z1, e com o maior fluxo de água, a quantidade de ablacionada é muito pequena, sendo possível ver apenas alguns pontos, onde a interação do laser com a resina foi capaz de promover remoção (Fig. 18J).

Comparando as microcavidades confeccionadas na ausência de água, observa-se que quanto maior a frequência, maiores são os efeitos térmicos ocorridos na interação do laser com a resina composta, e que são intensificados com o aumento das energias por pulso.

Considerando a frequência de 5Hz, vê-se claramente a ocorrência da descaracterização do material original, danos colaterais e a presença de Z2. Com menores energias (100 e 200mJ), ocorre alteração térmica das cadeias poliméricas. Aumentando a energia por pulso, Z1 passa a apresentar fusão, ressolidificação e trincas (300 e 400mJ), porém em quantidade muito menor para 300mJ do que para 400mJ. As trincas, para 300mJ de energia por pulso, têm sentido radial (do centro da

cavidade para fora) em Z1 e para 400mJ, umas têm sentido radial, enquanto outras circundam a microcavidade (Fig. 14A a 14D).

Considerando 10Hz de freqüência na ausência de água, também é possível observar a descaracterização do material original, danos colaterais e presença de Z2 (Fig. 16A a 16D). Sob menor energia, apenas alteração térmica das cadeias poliméricas, e com aumento, Z1 passa a apresentar fusão e ressolidificação (200, 300 e 400mJ) e trincas para 300 e 400mJ (umas radiais e outras circundando as cavidades).

Considerando 15Hz de freqüência, os danos térmicos são bastante intensos para os três valores de energia por pulso (Fig. 18A a 18C). A camada de material, que se apresenta fundida e ressolidificada, é bastante espessa e as trincas são mais extensas. Observando a figura 19A, é possível constatar que para energia mais baixa, há presença de bolhas em Z1, decorrentes de um processo térmico de interação. Aumentando a energia por pulso, Z1 apresenta clara evidência de que o material sofreu fusão e ressolidificação.

Com fluxo de água baixo (0,01ml/s) já é possível perceber que Z2 não está mais nitidamente presente, como demonstram as figuras 14E, 16E e 18D. Para cada uma das freqüências, à medida que a energia aumenta, também a microcavidade aumenta em termos de profundidade. Entretanto, para 10Hz de freqüência e 300mJ de energia por pulso (Fig. 16G), parte do material ablacionado passa a ser redepositado no fundo da microcavidade; e aumentando a energia para 400mJ (Fig.16H), maior quantidade dessa porção redepositada é encontrada. Deste modo, 0.01ml/s parece ser um fluxo eficiente, porém não é capaz de remover todo o material que sofreu interação com o laser.

Isso é confirmado, quando observamos as figuras 14 (I, J, K e L), 16 (I, J, K e L) e 18 (G, H e I), onde o fluxo de água aumentou para 0,23ml/s. Em nenhuma das microcavidades, independente da energia por pulso, é possível visualizar o material redepositado, demonstrando ser esse o fluxo capaz de efetuar uma ablação precisa e “limpa”, ou seja, não há Z2 em nenhuma microcavidade, com boa definição das bordas, e Z1 além de se apresentar regular e bem polida, não possui material redepositado e nem indícios de fusão e ressolidificação.

Aumentando ainda mais o fluxo de água, para 0.87ml/s, nas figuras 16M, 18J e 18K, nota-se que Z1 se apresentou bastante reduzida. À medida que a energia vai aumentando, a microcavidade torna-se mais cônica e mais profunda; Z1 vai apresentando um aspecto cada vez mais regular e polido.

4.2. Geometria da Região Ablacionada:

Observando o perfil da cavidade (Fig. 20), vê-se claramente que ela possui formato cônico. Isto prevalece ao longo de nosso estudo. Deste modo, o cálculo do volume de material removido deve ser feito a partir da seguinte fórmula, que nada mais é, do que a expressão matemática para o volume de um cone:

$$Volume = \frac{\pi d^2 p}{12}$$

onde “d” é o diâmetro da cavidade e “p” sua profundidade.



Figura 20 – Perfil da seção longitudinal da cavidade em resina composta irradiada com laser de Er:YAG (300mJ, 10Hz) durante um tempo de 10s.

4.3. Quantidade de Material Ablacionado:

Inicialmente, os diâmetros superficiais das regiões ablacionadas de cada corpo-de-prova, foram medidos e das repetições de cada condição de irradiação foi tirada a média e calculados os desvios-padrão. Os resultados foram colocados sob forma de gráficos. Para simplificar a comparação, nas figuras 21, 22 e 23 estão apresentados os diâmetros em função do fluxo de água.

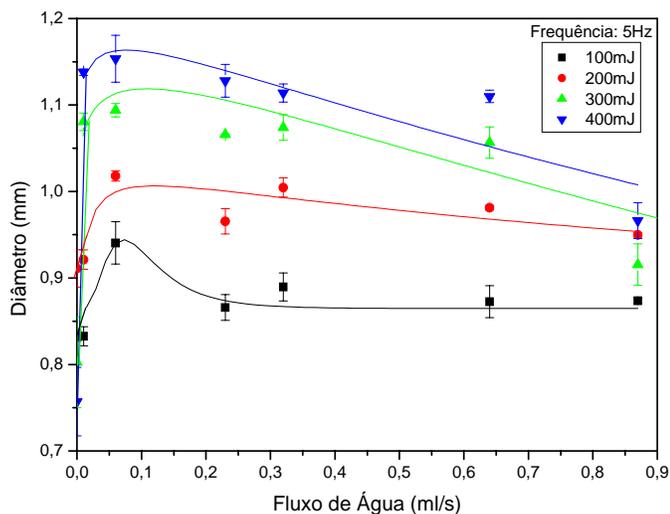


Figura 21 - Diâmetro das cavidades em função do fluxo de água, em comparação para os 4 valores de energia por pulso utilizados, para frequência de 5Hz.

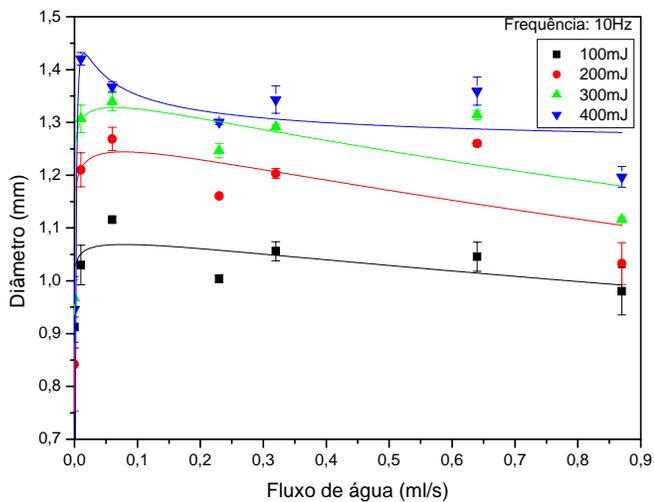


Figura 22 - Diâmetro das cavidades em função do fluxo de água, em comparação para os 4 valores de energia por pulso utilizados, para frequência de 10Hz.

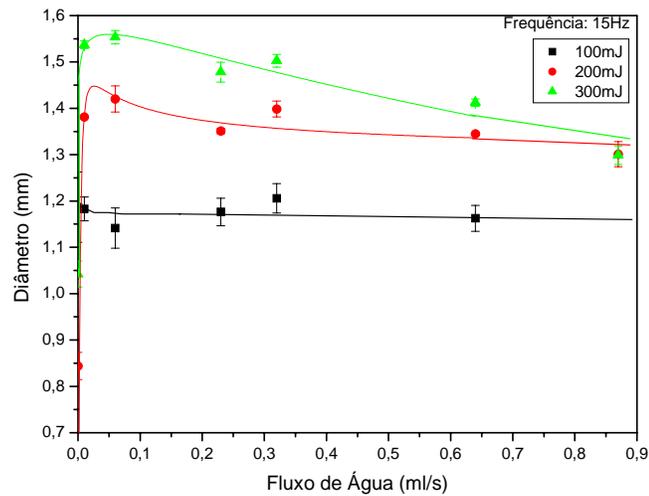


Figura 23 - Diâmetro das cavidades em função do fluxo de água, em comparação para os 3 valores de energia por pulso utilizados, para frequência de 15Hz.

O comportamento típico observado corresponde a um pequeno diâmetro para baixo fluxo, aumentando rapidamente, atingindo um valor máximo e diminuindo lentamente. O aumento rápido corresponde ao efetivo estabelecimento do mecanismo termo-mecânico. Depois, para fluxos maiores o diâmetro passa a diminuir. É possível observar também, que o diâmetro aumenta com a energia por pulso, para todos os valores de frequência.

Os resultados das medidas das profundidades das microcavidades são mostrados em função do fluxo de água nas figuras 24, 25 e 26.

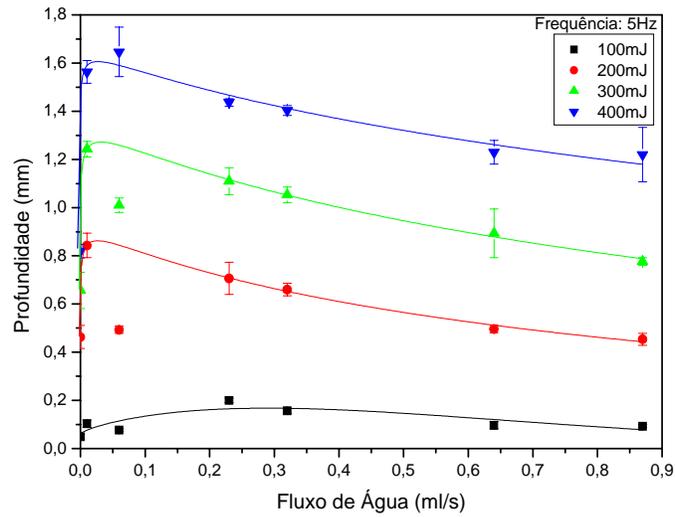


Figura 24 - Profundidade das cavidades em função do fluxo de água, em comparação para os 4 valores de energia por pulso utilizados, para frequência de 5Hz.

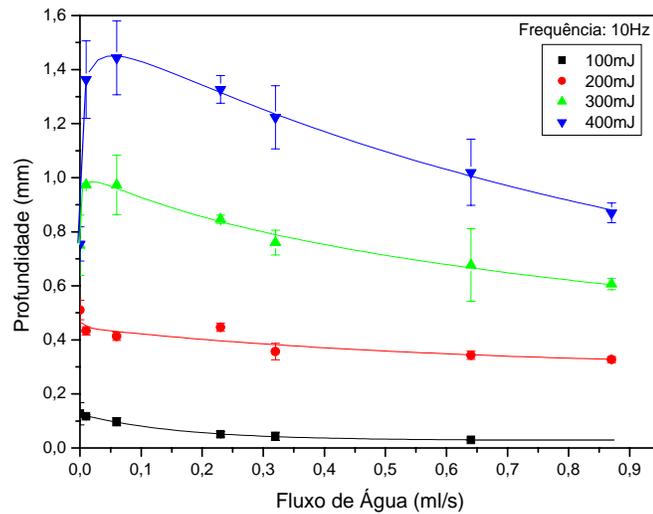


Figura 25 - Profundidade das cavidades em função do fluxo de água, em comparação para os 4 valores de energia por pulso utilizados, para frequência de 10Hz.

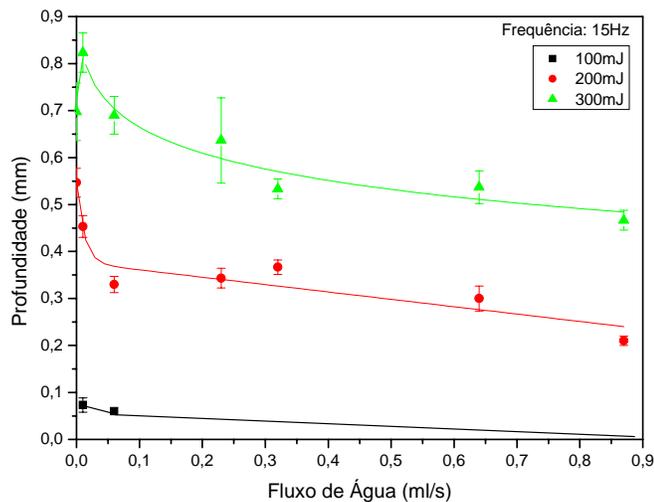


Figura 26 - Profundidade das cavidades em função do fluxo de água, em comparação para os 3 valores de energia por pulso utilizados, para frequência de 15Hz.

O comportamento observado para as profundidades é bastante semelhante àquele dos diâmetros, uma menor profundidade é obtida para baixo fluxo, aumentando rapidamente, atingindo um valor máximo e diminuindo lentamente. O aumento rápido corresponde ao efetivo estabelecimento do mecanismo termo-mecânico. Depois, para fluxos maiores os valores de profundidade passam a diminuir.

Quando a frequência foi de 5Hz, as curvas do gráfico de profundidade, em função do fluxo de água (Fig. 24), apresentam comportamentos semelhantes para energia por pulso nos valores de 100mJ, 200mJ e 300mJ, com maior valor de profundidade para o fluxo de água de 0,01ml/s. Já para a curva de 400mJ, o maior valor de profundidade é encontrado para o fluxo de água de 0,06ml/s. Duas regiões de comportamentos distintos podem ser observadas: para fluxos de água menores que

0,06ml/s, a remoção aumenta com o aumento de água e para fluxos de água maiores que 0,06ml/s, a quantidade removida diminui com o aumento de água.

Quando a frequência foi de 10Hz e a energia por pulso foi de 100mJ ou 200mJ, as profundidades das cavidades não foram muito influenciadas pela variação do fluxo de água. As curvas, conforme o gráfico da figura 25, decrescem suavemente com o aumento do fluxo de água. Para energias mais altas, um comportamento diferente pode ser observado para as curvas de profundidade *versus* fluxo de água. Na figura 25, é possível ver que o intervalo de fluxo de água mais eficiente está entre 0,01ml/s e 0,05ml/s. Neste caso, duas regiões de comportamentos distintos também podem ser observadas: para fluxos de água menores que 0,01ml/s, a remoção aumenta com o aumento do fluxo de água e para fluxos de água maiores que 0,01ml/s, a quantidade removida diminui com o aumento de água.

Para a frequência de 15Hz, as curvas de profundidade (Fig. 26), mostram que somente com 300mJ de energia por pulso é possível observar um fluxo de água capaz de ablacionar mais em profundidade do que em sua ausência. Este fluxo é o de 0,01ml/s. Para os demais valores de energia, a profundidade diminui com o aumento do fluxo de água. Para a curva de 300mJ de energia por pulso, também é possível observar a existência de uma região onde a remoção aumenta com o fluxo de água e outra, onde ela diminui.

Do resultado da geometria da cavidade, considerando seu formato cônico, foram calculados os volumes de material removido, e estes estão apresentados nas figuras 27, 28 e 29, em função do fluxo de água.

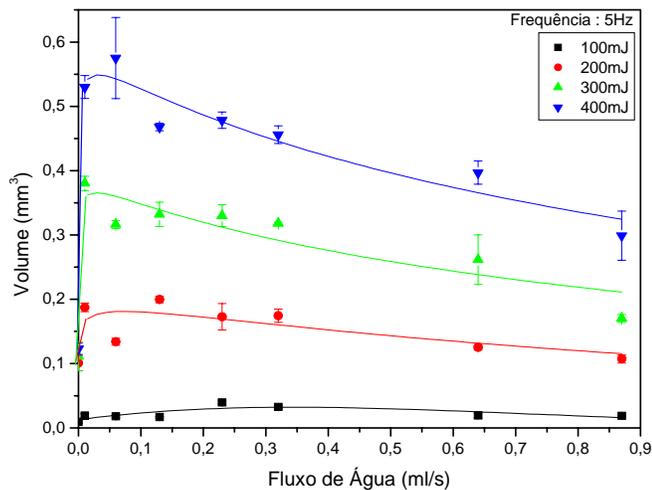


Figura 27 - Volume das cavidades em função do fluxo de água, em comparação para os 4 valores de energia por pulso utilizados, para frequência de 5Hz.

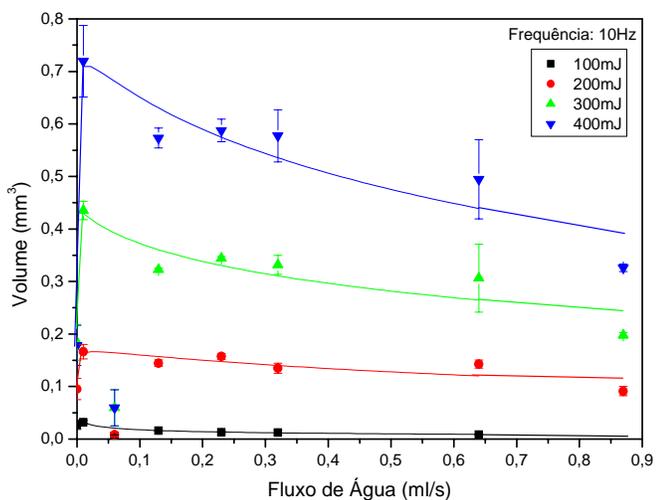


Figura 28 - Volume das cavidades em função do fluxo de água, em comparação para os 4 valores de energia por pulso utilizados, para frequência de 10Hz.

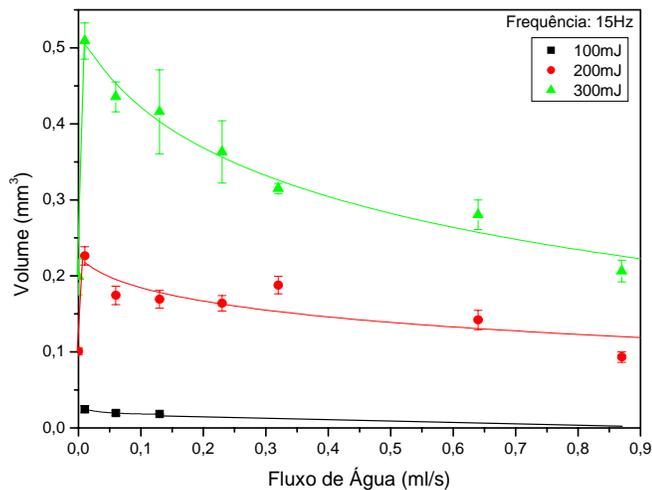


Figura 29 – Volume das cavidades em função do fluxo de água, em comparação para os 3 valores de energia por pulso utilizados, para freqüência de 15Hz.

Conforme esperado, os comportamentos observados, nas curvas dos gráficos de volume em função do fluxo de água, são os mesmos das curvas de diâmetro e profundidade.

Quando consideramos o volume de material removido, observamos que para freqüência de 5Hz, o comportamento das curvas de volume em função do fluxo de água, é o mesmo das de profundidade *versus* fluxo de água. Porém, para 10 e 15Hz as curvas de 100 e 200mJ, que, nos gráficos de profundidade *versus* fluxo de água não apresentaram um valor máximo na presença de água, aqui passam a apresentar, em 0,01ml/s, maior quantidade de material removido.

4.4. Mapeamento Térmico:

Os resultados do mapeamento térmico, durante a irradiação de amostras de resina composta com laser de Er:YAG, foram colocados em forma de gráficos, onde as variações de temperatura são mostradas como função da evolução temporal do experimento.

Os gráficos das figuras 30, 31 e 32 mostram as variações de temperatura quando as amostras foram irradiadas na ausência de água, durante um tempo de 10 segundos.

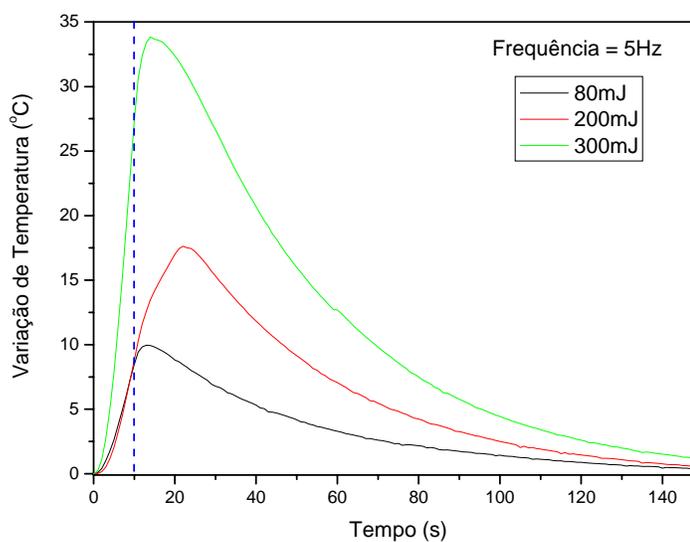


Figura 30 - Curvas da variação da temperatura em função do tempo, durante a irradiação na ausência de água para frequência de 5Hz, em comparação para três diferentes energias por pulso (80, 200 e 300mJ).

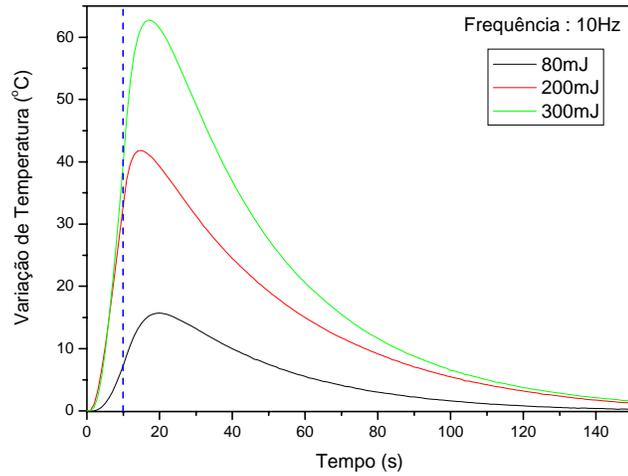


Figura 31 - Curvas da variação da temperatura em função do tempo, durante a irradiação com ausência de água para frequência de 10Hz, em comparação para três diferentes energias por pulso (80, 200 e 300mJ).

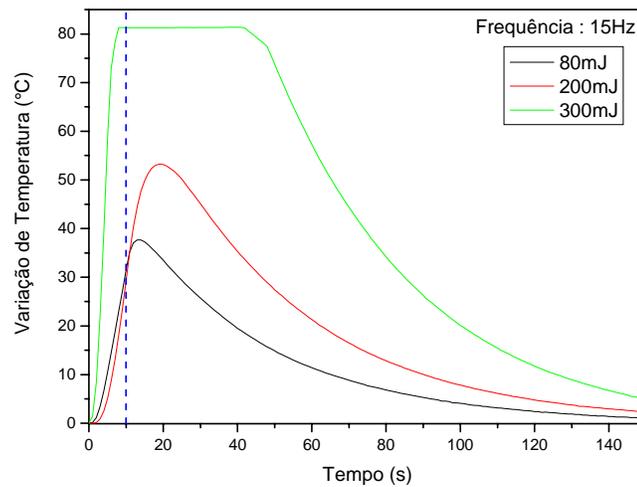


Figura 32 - Curvas da variação da temperatura em função do tempo, durante a irradiação na ausência de água para freqüência de 15Hz, em comparação para três diferentes energias por pulso (80, 200 e 300mJ).

Os gráficos das figuras 33, 34 e 35 mostram as alterações da temperatura quando as amostras foram irradiadas sob fluxo de 0,34ml/s, durante um tempo de 10 segundos.

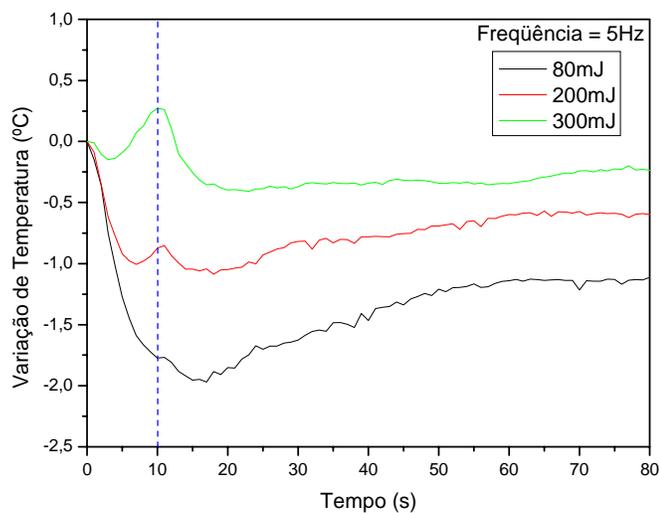


Figura 33 - Curvas da variação da temperatura em função do tempo, durante a irradiação na presença de água (0,34ml/s) para frequência de 5Hz, em comparação para três diferentes energias por pulso (80, 200 e 300mJ).

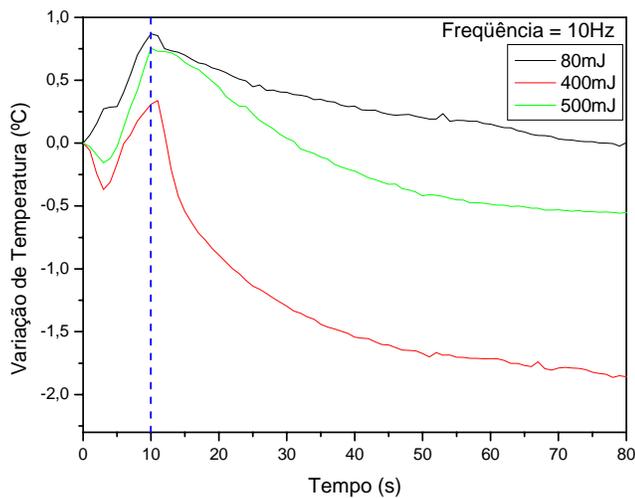


Figura 34 - Curvas da variação da temperatura em função do tempo, durante a irradiação na presença de água para frequência de 10Hz, em comparação para três diferentes energias por pulso (80, 400 e 500mJ).

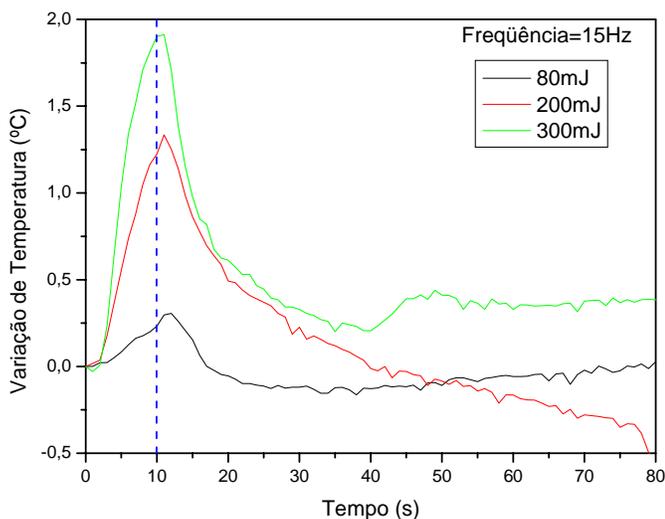


Figura 35 - Curvas da variação da temperatura em função do tempo, durante a irradiação na presença de água para frequência de 15Hz, em comparação para três diferentes energias por pulso (80, 200 e 300mJ).

É possível notar que o aumento de temperatura é maior, quanto maiores são a energia por pulso e a frequência.

Os gráficos mostram que na ausência de água, o aquecimento supera 10° C para quaisquer valores de frequência e de energia por pulso, chegando a ser superior a 80°C quando a energia foi de 300mJ e a frequência de 15Hz.

Ainda em relação à irradiação na ausência de água, observa-se que o calor gerado no material continuou a ser dissipado, mesmo após os 10 segundos de exposição da amostra ao laser. Isto se deve ao fato de que o termistor foi posicionado cerca de 2mm abaixo da superfície irradiada, de modo que o aumento de temperatura gerado na superfície, só foi captado pelo equipamento após ser dissipado pelo incremento acima do mesmo.

Já na presença de água, verifica-se que no início da interação do laser com o material, há um resfriamento, com posterior aquecimento. Porém este aquecimento não supera 2°C para nenhum valor de energia por pulso ou frequência utilizados.

5. DISCUSSÃO:

A microestrutura da superfície irradiada não apresenta modificação radical entre as frequências, nem entre a menor e a maior energia empregadas por pulso, exceto quando da ausência de água durante a irradiação. Sob fluxo de água nulo, a única situação em que não é observado o efeito de carbonização é com baixa energia por pulso de laser (100mJ). Neste caso, há apenas alteração térmica do material. Sob maiores energias, as superfícies internas das cavidades mostram um evidente aquecimento, capaz de promover fusão e posterior ressolidificação do material.

O excesso de água, combinado com uma baixa energia por pulso (100mJ) e frequências mais altas (10 e 15Hz), produz efeito apenas sobre a água. Provavelmente, a energia do feixe é gradualmente consumida, acelerando a água que apresenta um forte pico de absorção pelo comprimento de onda deste laser, praticamente não restando energia para atingir a interface resina-água, onde de fato se gera o efeito termo-mecânico de ablação.

À medida que a energia vai aumentando, a microcavidade torna-se mais cônica e mais profunda; Z1 vai apresentando um aspecto cada vez mais regular e polido. Entretanto, para que esse fluxo mais alto de água seja eficiente, altas energias (300 e 400mJ) e frequências mais baixas precisam ser empregadas, de forma que não haja excesso de água impedindo que a energia do feixe atinja o material alvo.

Da análise da quantidade de material ablacionado, é possível constatar que o fluxo de água, que influencia no mecanismo de ablação, é capaz de modificar este mecanismo, promovendo um salto imediato, da condição de pouca ablação para uma ablação eficiente.

Dois mecanismos de interação podem ser utilizados para explicar este salto nas curvas de diâmetro, profundidade e volume em função do fluxo de água, onde é possível observar a existência de duas regiões de comportamentos distintos. Na primeira, a quantidade ablacionada aumenta rapidamente com o fluxo de água, e na segunda, ela diminui.

Na ausência da água, toda energia do laser entregue ao material interage com ele. A temperatura no local da irradiação torna-se bastante alta, capaz de fundir o material e vaporizá-lo. Como a resina composta é um material pouco poroso, o que parece ocorrer, neste caso, é a “ablação por vaporização explosiva” descrita por Fried (2000)[28].

Através da análise morfológica é possível perceber que na ausência de água, o mecanismo que prevalece é o térmico. Havendo, em algumas circunstâncias, a formação de bolhas que indicam que o material foi aquecido a ponto de transformar-se em vapor; em outros casos, é possível observar uma superfície bastante característica de interação térmica, com formação de “poros” no material, indicando que o material que ali estava foi ejetado por vaporização explosiva, e o que não foi ejetado foi altamente aquecido, fundido, sofrendo posterior ressolidificação. O mecanismo é essencialmente evaporativo e por esta razão, o aspecto da região ablacionada é bastante dependente da energia e da frequência. Para baixas frequências e altas energias, há tempo suficiente para ressolidificação.

À medida que a água passa a fazer parte do processo, a quantidade de material removida aumenta e os sinais de efeitos térmicos não estão mais presentes, não havendo sinais de carbonização, de fusão e de ressolidificação. Neste caso, a ablação explosiva termo-mecânica (mediada por água) é o processo dominante. A água passa a ser mediadora no processo de remoção. As gotículas do spray de água absorvem parte da energia do pulso do laser e a parte remanescente interage com o material. A energia que chega ao material se transforma em calor, fragilizando-o, que é então removido pelo pulso subsequente do laser. Este tipo de interação gera mínimos efeitos térmicos colaterais ao material adjacente, fato este que pôde ser comprovado através do experimento de mapeamento térmico. Os efeitos térmicos, necessários para promover a ablação, são bastante localizados e pouco calor gerado, na interação do laser de Er:YAG com o compósito, é difundido através da amostra.

No entanto, conforme a quantidade de água no local de irradiação aumenta, mais energia do laser é absorvida pela água e a porção de energia que chega ao material não é suficiente para interagir de modo a promover uma ablação eficiente.

Vê-se então que existe uma “competição” entre dois mecanismos de interação neste processo de ablação mediada por água. Porém, é possível notar que esta coexistência é importante para promover uma ablação eficiente. Não só é necessário que o material seja suficientemente aquecido, a ponto de torná-lo mais frágil para os pulsos subsequentes, mas também que haja água em quantidade suficiente para que esta interagindo com o laser sofra expansão e vaporização e de fato auxilie na remoção, atuando em conjunto com o material acelerado pela interação com o laser, atritando-se com as paredes internas das cavidades, removendo mais material, tornando-as mais polidas e lixadas, com consequente aumento na taxa de ablação.

Deste modo, o máximo observado nas curvas dos gráficos de diâmetro, profundidade e volume em função do fluxo de água, pode ser interpretado como a combinação ideal de energia e fluxo de água, onde os efeitos térmico e mecânico contribuem um com o outro.

A adição de água durante a irradiação não apenas permite uma rápida remoção do material, como também oferece condições de irradiação seguras, do ponto de vista clínico.

6. CONCLUSÃO:

Com a proposta de investigar a taxa de ablação e os aspectos morfológicos resultantes do uso do laser de Er:YAG em resinas compostas do tipo híbrida quando da variação do fluxo de água durante a irradiação, diferentes condições foram estabelecidas buscando simular as influências reais na ablação de resinas compostas restauradoras com o laser de Er:YAG, tais como: diferentes energias por pulso, diferentes taxas de repetição de pulsos e diferentes fluxos de água.

Os resultados deste trabalho permitem concluir que:

- O fluxo de água influencia no mecanismo de ablação de resinas compostas com laser de Er:YAG, sendo capaz de modificar este mecanismo tornando a ablação mais eficiente.

- Há dois mecanismos envolvidos no processo de ablação de resinas compostas com laser de Er:YAG: ablação por vaporização explosiva e a ablação termo-mecânica mediada por água, onde há ejeção hidrodinâmica das partículas que sofreram interação com o laser.

- O aumento de temperatura está diretamente ligado ao aumento da energia entregue ao material. A irradiação na ausência de água não ofereceu parâmetros seguros para aplicação clínica. Sendo assim, a água é um fator importante para evitar danos térmicos durante a remoção de restaurações de resinas compostas.

- A água além de resfriar o campo de interação, evita a fusão e ressolidificação e facilita a ablação, tornando-a mais precisa.

O estudo da variação do fluxo de água, de forma controlada, é um complemento àqueles iniciados por Lizarelli (2002)[13], contribuindo para o aprimoramento desta técnica tão promissora, que é a ablação seletiva e comprova que a utilização do fluxo de água, adequada aos parâmetros do laser de Er:YAG, possibilita a promoção de uma ablação eficiente de restaurações de resina composta, sem danos térmicos.

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS:

1. Miller, J.C., H. Jr, and R. F., *Laser ablation and desorption*. Experimental methods in the physical sciences, ed. R.L. Celotta, Thomas. Vol. 30. 1998, San Diego: Academic Press.
2. Stern, R.H.S., R. F, *Laser beam effect on dental hard tissue*. Journal of Dental Research, 1964. **43**(5): p. 873.
3. Hibst, R. and U. Keller. *Removal of dental filling materials by Er:YAG laser radiation*. in *SPIE - Lasers in Orthopedic, Dental, and Veterinary Medicine*. 1991.
4. Lizarelli Rde, F., L.T. Moriyama, and V.S. Bagnato, *Ablation of composite resins using Er:YAG laser--comparison with enamel and dentin*. Lasers Surg Med, 2003. **33**(2): p. 132-9.
5. Dumore, T. and D. Fried, *Selective ablation of orthodontic composite by using sub-microsecond IR laser pulses with optical feedback*. Lasers Surg Med, 2000. **27**(2): p. 103-10.
6. Sheth, K.K., et al., *Selective targeting of protein, water, and mineral in dentin using UV and IR pulse lasers: the effect on the bond strength to composite restorative materials*. Lasers Surg Med, 2004. **35**(4): p. 245-53.

7. Attrill, D.C., et al., *Thermal effects of the Er:YAG laser on a simulated dental pulp: a quantitative evaluation of the effects of a water spray*. J Dent, 2004. **32**(1): p. 35-40.
8. www.lsbu.ac.uk/water/vibrat.html, *Molecular Vibration and Absorption*. capturado em 06/2005.
9. Hibst, R., U. Keller, and R. Steiner, *Die wirkung gepulster Er:YAG - laserstrahlung aufzahnngewebe*. Laser in Medicine and Surgery, 1988. **4**: p. 163-165.
10. Young, D.A., D. Fried, and J.D.B. Featherstone. *Treating occlusal pit and fissure surfaces by IR laser irradiation*. in SPIE. 2000.
11. Lizarelli, R.F.Z.T., E. Y.; Ciconelli, K. P. C.; Palucci, M. A, *Tratamento de cárie inicial com laser de alta densidade de energia de Er:YAG*. Jornal Brasileiro de Odontopediatria e Odontologia do Bebê, 1998. **1**(4): p. 73-76.
12. Lizarelli, R.F., et al., *Characterization of enamel and dentin response to Nd:YAG picosecond laser ablation*. J Clin Laser Med Surg, 1999. **17**(3): p. 127-31.
13. Lizarelli, R.d.F.Z., *Ablacao a laser de substratos dentais: esmalte, dentina e resinas compostas*, in *Ciencia e Engenharia dos Materiais. Programa Interunidades: EESC/IFSC/IQSC-USP*. 2002, Universidade de São Paulo: São Carlos. p. 253.
14. Paghdiwala, A.F., T.K. Vaidyanathan, and M.F. Paghdiwala, *Evaluation of erbium:YAG laser radiation of hard dental tissues: analysis of temperature changes, depth of cuts and structural effects*. Scanning Microsc, 1993. **7**(3): p. 989-97.

15. Pelagalli, J., et al., *Investigational study of the use of Er:YAG laser versus dental drill for caries removal and cavity preparation--phase I*. J Clin Laser Med Surg, 1997. **15**(3): p. 109-15.
16. Dostalova, T., et al., *Dentin and pulp response to Erbium:YAG laser ablation: a preliminary evaluation of human teeth*. J Clin Laser Med Surg, 1997. **15**(3): p. 117-21.
17. Tokonabe, H., et al., *Morphological changes of human teeth with Er:YAG laser irradiation*. J Clin Laser Med Surg, 1999. **17**(1): p. 7-12.
18. Hadley, J., et al., *A laser-powered hydrokinetic system for caries removal and cavity preparation*. J Am Dent Assoc, 2000. **131**(6): p. 777-85.
19. Yamada, Y., et al., *Removal of carious dentin by Er:YAG laser irradiation with and without carisolv*. J Clin Laser Med Surg, 2001. **19**(3): p. 127-31.
20. Staninec, M., et al., *Influence of an optically thick water layer on the bond-strength of composite resin to dental enamel after IR laser ablation*. Lasers Surg Med, 2003. **33**(4): p. 264-9.
21. Kim, M.E., D.J. Jeoung, and K.S. Kim, *Effects of water flow on dental hard tissue ablation using Er:YAG laser*. J Clin Laser Med Surg, 2003. **21**(3): p. 139-44.
22. Hossain, M., et al., *Caries-preventive effect of Er:YAG laser irradiation with or without water mist*. J Clin Laser Med Surg, 2000. **18**(2): p. 61-5.
23. Visuri, S.R., J.T. Walsh, Jr., and H.A. Wigdor, *Erbium laser ablation of dental hard tissue: effect of water cooling*. Lasers Surg Med, 1996. **18**(3): p. 294-300.
24. Walsh, J.T., Jr. and J.P. Cummings, *Effect of the dynamic optical properties of water on midinfrared laser ablation*. Lasers Surg Med, 1994. **15**(3): p. 295-305.

25. Loertscher, H., W.Q. Shi, and W.S. Grundfest, *Tissue ablation through water with erbium:YAG lasers*. IEEE Trans Biomed Eng, 1992. **39**(1): p. 86-8.
26. Burkes, E.J., Jr., et al., *Wet versus dry enamel ablation by Er:YAG laser*. J Prosthet Dent, 1992. **67**(6): p. 847-51.
27. <http://www.me.mtu.edu/~microweb/content-g.htm>, *Laser Ablation*.
28. Fried, D. *IR laser ablation of dental enamel*. 2000.
29. White, J.M., et al. *Surface temperature and thermal penetration depth of Nd:YAG laser applied to enamel and dentin*. in SPIE. 1992.
30. White, J.M., M.C. Fagan, and H.E. Goodis, *Intrapulpal temperature during pulsed Nd:YAG laser treatment of dentin, in vitro*. Journal of Periodontology, 1994. **65**: p. 255-259.
31. Glockner, K., et al., *Intrapulpal temperature during preparation with the Er:YAG laser compared to the conventional burr: an in vitro study*. J Clin Laser Med Surg, 1998. **16**(3): p. 153-7.
32. Kurachi, C., et al., *Human teeth exposed to argon laser irradiation: determination of power-time-temperature working conditions*. J Clin Laser Med Surg, 1999. **17**(6): p. 255-9.
33. Fried, D., J. Ragadio, and A. Champion, *Residual heat deposition in dental enamel during IR laser ablation at 2.79, 2.94, 9.6, and 10.6 microm*. Lasers Surg Med, 2001. **29**(3): p. 221-9.
34. Gouwn-Soares, S., et al., *Temperature rise in cavities prepared in vitro by Er:YAG laser*. The Journal of Oral Laser Applications, 2001. **1**(1): p. 119-123.
35. Zach, L. and G. Cohen, *Pulp Response to Externally Applied Heat*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 1965. **19**: p. 515-30.

36. Renneboog-Squilbin, C., et al., *Measurement of pulp temperature increase to externally applied heat (argon laser, hot water, drilling)*. J Biol Buccale, 1989. **17**(3): p. 179-86.
37. Goodis, H.E., et al., *Measurement of temperature generated by visible-light-cure lamps in an in vitro model*. Dent Mater, 1989. **5**(4): p. 230-4.
38. Anic, I., et al., *Laser induced molar tooth pulp chamber temperature changes*. Caries Res, 1992. **26**(3): p. 165-9.
39. Arrastia, A.M., et al., *Comparative study of the thermal effects of four semiconductor lasers on the enamel and pulp chamber of a human tooth*. Lasers Surg Med, 1994. **15**(4): p. 382-9.
40. Niccoli-Filho, W., et al., *Intrapulpar temperature during continuous CO2 laser irradiation in human molars: an in vitro study*. J Laser Appl, 1997. **9**(6): p. 291-4.
41. Powell, G.L., J.R. Anderson, and R.J. Blankenau, *Laser and curing light induced in vitro pulpal temperature changes*. J Clin Laser Med Surg, 1999. **17**(1): p. 3-5.
42. Miserendino, L.J. and R. PICK, *Lasers in Dentistry*. 1998: Quintessence.
43. Levy, G., *A new laser for soft and hard tissue applications*. Alpha Omegan, 1991. **84**(4): p. 51-2, 54.
44. Arens, D.L., G.C. Levy, and I.M. RizoIU, *A comparison of dentin permeability after bur and laser apicoectomies*. Compendium, 1993. **14**(10): p. 1290, 1292, 1294 passim; quiz 1298.
45. Fried, D., et al., *Mechanism of water augmentation during IR laser ablation of dental enamel*. Lasers Surg Med, 2002. **31**(3): p. 186-93.
46. CRAIG R.G., P.J.M., WATAHA J.C., *Materiais Dentários-Propriedades e Manipulação*. 2002. p. p.57-78.

47. Anusavice, K.J., *Restorative Resins*, in *Phillip's science of dental materials*. 1996, W B Saunders: Philadelphia. p. 273-299.
48. Bowen, R.L., *Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidyl acrylate*. 1962, 3.066.122: U.S.A.
49. Busato, A.L.S., *Capítulo 12 : Restaurações de classe IV e atípicas em dentes anteriores*, in *Dentística: filosofia, conceitos e prática clínica*. 2005, Artes Médicas: São Paulo. p. 348.
50. Kurachi, C., *Estudo comparativo do laser, do led azul e da lampada convencional no processo de polimerização da resina composta dental.*, in *Ciencia e Engenharia dos Materiais. Programa Interunidades: EESC/IFSC/IQSC-USP*. 2000, Universidade de São Paulo: São Carlos. p. 82.
51. *3M restaurador Z100 - perfil técnico do produto*. 199?: Campinas: 3M do Brasil. p. 34p. il.

APÊNDICE

Artigos publicados relacionados:

Lasers in Surgery and Medicine 31:177–185 (2002)

Ablation Rate and Micromorphological Aspects With Nd:YAG Picosecond Pulsed Laser on Primary Teeth

Rosane de F.Z. Lizarelli, DDS, MSc,* Lilian T. Moriyama, and Vanderlei S. Bagnato, PhD
Instituto de Física de São Carlos- USP, Av. Trabalhador Sancarlene, 400, São Carlos-SP, Brazil

Background and Objectives: We have investigated the fundamental aspects of Nd:YAG laser at the picosecond pulse regime interacting with primary teeth. Because little is present in the literature concerning specific laser ablation for primary teeth with respect to enamel and dentin, this work may open perspectives for new investigations.

Study Design/Materials and Methods: Using a picosecond Nd:YAG laser, different power levels (200, 300, and 350 mW) and different exposition times (5, 10, and 15 seconds) were considered.

Results: Micro-morphological aspects of the laser-tooth interaction showed collateral effects in enamel more accentuated than in dentin. Penetration depth in dentin seems to scale up in rate as the time of application progresses, for enamel the behavior is the opposite. The overall ablated volume is higher in dentin when compared with enamel, which results in a higher ablated rate as well.

Conclusions: Specific ablation characteristics are observed in either dentin or enamel. *Lasers Surg. Med.* 31:177–185, 2002. © 2002 Wiley-Liss, Inc.

Key words: dentin; enamel; features; material; removal; short pulses; volume

INTRODUCTION

Laser is now established as a suitable tool for the selective and precise removal of carious dental tissue. It minimizes the loss of healthy tissue and promotes a great deal of comfort to patients. Laser procedure is normally well tolerated and there is reduced pain due to noise and vibration, normally associated with the high-speed drill [1–7].

Today, the most used laser in dentistry operates in the pulsed regime with pulse duration ranging from millisecond to nanosecond. Q-switched Nd:YAG normally operates in 300 nanoseconds while Nd:YAG free-running presents operation in the 1 millisecond regime. Down to nanosecond pulse duration is normally referred to as short-pulsed laser. In this regime of operation, the main mechanism of ablation occurs through vaporization. Larger pulses up to microsecond range generate much heat during the ablation process and normally find application in dentistry with constraints and limitations. Collateral damaged material by thermal effects is commonly present. The laser pulse duration is an important parameter due to the fact that in this time frame heat diffusion plays a very

important role in the interaction mechanism involving light and tissue. The excess heating may have strong side effects, since the temperature in the inner part of tooth can reach values superior to 10 C of variation with a great chance of permanent damage. Shortening the pulses minimizes heating effects and introduces new mechanisms like plasma-mediated ablation [8,9].

Below nanosecond pulse duration, the regime is called ultra-short pulses. In this category lies the picosecond lasers. Niemz [10] first reported experiments as the dental tissue ablation with picosecond laser pulses, showing that Nd:YLF were a viable alternative for caries removal. As demonstrated by our group in recent publication [11], picosecond Nd:YAG mode-locked laser has enabled new approaches to ablating dental hard tissues.

Comparative work between nano and picosecond laser pulses operating in equivalent condition shows very different aspects related to ablation [8,12]. First of all, the morphology of the ablated region shows to be better controlled with picosecond than with nanosecond. Due to absence of damage on the adjacent areas, drilling with picosecond shows to be a promising tool in dentistry. In special, it could be seen as an important application for the treatment of primary teeth. In this sense, little is presented in the literature concerning specific laser ablation for primary teeth with respect to enamel and dentin. Due to the different constitution of primary teeth, it is not obvious that one can use existent data available for permanent teeth to be applied for primary ones.

Following our line of work [11,12], we present here the ablation rate and micromorphology aspects of Nd:YAG laser irradiation in the picosecond regime when primary teeth are considered.

To simplify our analysis, we have considered enamel and dentin separately. This work together with previously done work considering permanent teeth shall provide the

Rosane de F.Z. Lizarelli is PhD Student in Material Science, Lilian T. Moriyama (lilian_tm@yahoo.com.br) is an Undergraduate Student in Physics, and Vanderlei S. Bagnato (vander@if.sc.usp.br) is PhD in Physics, Material Science Engineering.

*Correspondence to: Rosane de F.Z. Lizarelli, DDS, MSc, Instituto de Física de São Carlos-USP, Av. Trabalhador Sancarlene, 400, São Carlos-SP, Brazil.

E-mail: lizarelli@if.sc.usp.br

Accepted 21 May 2002

Published online in Wiley InterScience

(www.interscience.wiley.com).

DOI 10.1002/lsm.10092

Ablation of Composite Resins Using Er:YAG Laser—Comparison With Enamel and Dentin

Rosane de F.Z. Lizarelli, DDS, MSc, PhD,* Lilian T. Moriyama,** and Vanderlei S. Bagnato, PhD***
Instituto de Física de São Carlos, USP, Av. Trabalhador Sancarlenense, 400, São Carlos, SP, Brazil

Objectives: The purpose of this work is to investigate comparative ablation rate between composite resins and dental hard tissues (enamel and dentin) after Er:YAG laser irradiation to verify possible development of an ultra-conservative dentistry to with minimum effect for the teeth tissue.

Methods: We have used 11 extracted or exfoliated primary anterior and posterior teeth and six extracted permanent molar teeth. Three different types of composite resin were chosen (microfiller, hybrid, and condensable) in terms of chemical and structural composition. Composite tablets and the teeth were irradiated with a Er:YAG laser at different laser beam energy level per pulse (100, 200, 300, and 400 mJ). Diameter and depth of each resulted microcavity were measured and the material removed volumes were calculated. The resulted values were plotted and fitted to allow a comparative observation of the material removed as a function of energy level per pulse.

Results: While the idea of ultra-conservative dentistry seems to apply well for enamel of primary and permanent teeth, at the present stage it does not apply well for primary or permanent dentin. For dentin, the composition and content of water makes the Er:YAG laser ablation equal or superior in rate compared with the three used resins.

Significance: This work presents of a comparative study of Er:YAG laser ablation, allowing to analyze the possible selective ablation between composite resin placed and cured and dental hard tissues, with the goal to propose a new clinical technique: differential ablation for composite resin restorations using Er:YAG laser. *Lasers Surg. Med.* 33:132–139, 2003. © 2003 Wiley-Liss, Inc.

Key words: Er:YAG laser; composite resin; enamel; dentin; ablation

INTRODUCTION

The use of laser in dentistry has been firmly established as a powerful technique to the removal of carious dental tissue [1–7]. Many laser systems for the removal and preparation of dental hard tissues constitute the goal of many investigations all around the world. The main question concerning the replacement of mechanical procedures to laser based procedures in cavity preparation is still under debate and more research is necessary to subsidize possible answers. Clear observed limitations are the relatively slow removing rate of laser when compared

to drill techniques, also the undesirable collateral effect caused by overheating during laser ablation.

One could think about an advantage in the use of laser ablation if it would be possible to develop a conservative cavity preparation involving the removal of old applied resin preserving the original dental tissue: dentin or enamel. That type of procedure could be possible if a faster removal of resin would be achieved compared with the one for dental tissue. The first necessary step towards this proposal is to investigate, in a comparative way, the ablation rate and properties of existent resins relative to enamel and dentin. After having an overall understanding of the situation, we shall propose variations on the standard procedure to allow the differential ablation technique.

In a recent work [8], we have investigated ablation rate and morphological aspects of Er:YAG laser on different types of composite resin (microfiller, hybrid, and condensable). In that work, we find that micromorphological aspects and rate of penetration and overall ablation rate are dependent on the chemical composition and structure of composite resin as well as laser parameters.

At this time, the study has the goal to compare the laser ablation characteristics involving dentin and enamel of permanent and primary teeth with three different types of resins: microfiller, hybrid, and condensable. With this work, we shall give the first steps to verify the possibilities to conservative cavity preparation in which resin can be removable with minimal effect in dental tissue.

MATERIALS AND METHODS

For the teeth ablation study, we have used 11 extracted or exfoliated primary anterior and posterior teeth and six extracted permanent molar teeth. The samples were excluded from the study if they had any alteration on surfaces (like caries, restoration, stains, etc.).

*Laser Researcher in Dentistry.

**Undergraduate Student in Physics.

***PhD in Physics, Material Science Eng.

Contract grant sponsor: FAPESP.

*Correspondence to: Rosane de F.Z. Lizarelli, DDS, MSc, PhD, Instituto de Física de São Carlos, USP, Av. Trabalhador Sancarlenense, 400, São Carlos, SP, Brasil.

E-mail: lizarelli@ifsc.usp.br

Accepted 17 April 2003

Published online in Wiley InterScience

(www.interscience.wiley.com).

DOI 10.1002/lsm.10196

Ultraconservative Ablation in Operative and Esthetic Dentistry

Rosane de Fátima Zanirato Lizarelli^a, Lillian Tan Moriyama^b,
Vanderlei Salvador Bagnato^c

^a Professor, Faculty of Odontology, Araraquara University, São Carlos USP, São Carlos, SP, Brazil.

^b Physicist, Instituto de Física de São Carlos USP, São Carlos, SP, Brazil.

^c Professor, Instituto de Física de São Carlos USP, São Carlos, SP, Brazil.

Purpose: To investigate comparative ablation rate and morphological aspects of different composite resins and dental hard tissues after Er:YAG laser irradiation, with the aim of developing a new clinical technique for the selective removal of restorations and tooth substance.

Materials and Methods: We used 11 exfoliated primary anterior and posterior teeth and 6 extracted permanent molars. Three different types of composite resin were chosen (microfilled, hybrid, and condensable) in terms of chemical and structural composition. Composite disks and the teeth were irradiated with an Er:YAG laser under different conditions and energy levels per pulse (100, 200, 300, and 400 mJ). The resulted values were plotted and fitted to allow a comparative observation of the material removed as a function of energy level per pulse.

Results: While selective ablation seems to be applicable for the enamel of primary and permanent teeth, it does not apply well to primary or permanent dentin. For dentin, the composition and content of water makes the Er:YAG laser ablation rate equal or superior to that found for the three resins used.

Conclusion: The goal of this study, ie, to propose a new clinical technique, was met. It is clear from our results that differential ablation of composite resin restorations using Er:YAG is practicable where enamel surfaces are involved, because their more mineralized composition makes the tissue more resistant to this laser system. Clinically, this new technique presents the Er:YAG laser as an interesting and unique tool in esthetic procedures which also preserves healthy dental hard tissues.

Key words: differential enamel/dentin ablation, Er:YAG, composite resin.

J Oral Laser Applications 2003; 3: 73-78.

Submitted for publication:18.02.03; accepted for publication:18.03.03.

In operative dentistry, it is important to search for alternative tools more suitable to each kind of clinical situation. Decayed tissues and damaged restorations must be removed or modified to reestablish dental function and esthetics, with different clinical situations requiring different treatments. Currently, there are new tools and techniques under in vitro and in vivo investigation.

Research on many laser systems for the removal and preparation of dental hard tissues is being conducted all around the world.¹⁻⁷ The feasibility of replacing mechanical procedures with laser-based procedures in cav-

ity preparation is still under debate and more research is necessary to provide answers.

A possible advantage of laser ablation would be a conservative cavity preparation technique to remove old resin restorations while preserving the original dental tissue, ie, dentin or enamel. In other words, laser would have an advantage over mechanical methods if it were possible to develop a laser technique which removed resin faster than it did dental hard tissue.⁸⁻⁹

In the present study, the aim was to compare Er:YAG laser ablation characteristics on dentin and enamel of permanent and primary teeth with three differ-

Temperature Response of Permanent Teeth Bleached with a Blue LED System

Rosane de Fátima Zanirato Lizarelli^a, Lílian Tan Moriyama^b,
José Eduardo Pelizon Pelino^c, Vanderlei Salvador Bagnato^d

^a Professor, Faculty of Odontology of Araraquara, State University of São Paulo (UNESP), Brazil.

^b Postgraduate Student, Physics Institute of São Carlos, University of São Paulo (USP), Brazil.

^c Professor, Professional Master Course of Lasers in Dentistry (LELO), University of São Paulo (USP), Brazil.

^d Professor, Dept. of Physics and Material Science, Physics Institute of São Carlos, University of São Paulo (USP), Brazil.

Purpose: Bleaching procedures photoactivated by blue LED devices are commonly used. Since there are no scientific reports about pulp chamber temperature changes during blue LED use for bleaching agent activation, the purpose of this study is to quantify the intrapulpal temperature changes following irradiation at the enamel surface with a new blue LED system.

Materials and Methods: Nine extracted permanent teeth (3 central maxillary incisors, 3 central mandibular incisors, 3 canines) were used. A high-precision thermocouple was inserted into the pulp chamber with a thermal conducting paste, and temperature changes were plotted.

Results: The temperature increased by as much as 9°C, which would probably cause permanent pulpal damage.

Conclusion: With the data obtained, it is possible to program the bleaching procedure accordingly to avoid thermal sensitivity and damage.

Key words: LED, bleaching agent, human enamel, temperature response, photo activation.

J Oral Laser Applications 2004; 4: 257-261.

Submitted for publication: 02.02.04; accepted for publication: 08.07.04.

Several research papers¹⁻⁴ have reported that blue LED systems represent a new light source for curing resin composites, offering better use of energy, compact size, low wattage, low heat production, mechanical resistance, and highly selective absorption by camphoroquinone activation.

Since the history of bleaching agents has shown that heat is a responsible agent for the activation of chemical reactions,^{5,6} different lasers – infrared, CO₂, diodes, Nd:YAG – have been employed to improve the bleaching of teeth. Even argon laser has been used, but mainly as a source of heat. Using thermal sources, such as halogen lamps, lasers, and arc plasma systems, teeth and their supporting structures are exposed to an unnecessary stress, possibly inducing damage as a consequence of the treatment.

Because wavelengths close to the ultraviolet and blue range can be absorbed by most materials, some reports²⁻⁴ tested blue LED systems and showed that this is an interesting light source for curing dental composites since temperature increase during the curing process is only slight. Thus, it seems logical to consider such a light source for photoactivating bleaching agents.

Clinically, blue LED systems have proven effective in activating red bleaching agents;⁷ however, the use of a high-power blue LED device can increase the temperature in the target tissue. The harmful effects of excessive heat on dental pulp tissue have been demonstrated.⁸ Pulpal temperature increases of 5.6°C and higher in monkey teeth resulted in irreversible damage to the dental pulp to various extents, depending on the

TAXA DE ABLAÇÃO, ASPECTOS MORFOLÓGICOS E MAPEAMENTO TÉRMICO DE DECÍDUOS APÓS LASER DE Nd:YAG OPERANDO EM PICOSSEGUNDOS

ABLATION RATE, MORPHOLOGICAL ASPECTS AND THERMAL MAPING OF PRIMARY TEETH AFTER Nd:YAG LASER OPERATING IN PICOSECOND

Rosane de Fátima Zanirato Lizarelli

Pós-Doutoranda e Pesquisadora em Laser em Odontologia do Laboratório de Biofotônica do Instituto de Física de São Carlos - Universidade de São Paulo, Professora Responsável pela Disciplina de Laser em Odontologia - Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP

Lilian Tan Moriyama

Mestranda em Física do Instituto de Física de São Carlos - Universidade de São Paulo

Vanderlei Salvador Bagnato

Professor Titular em Física Atômica do Instituto de Física de São Carlos - Universidade de São Paulo

Resumo

A eficiência da ablação com laser, através de um regime de picossegundos, minimiza a destruição do material adjacente devido à formação de plasma e ataque. Utilizamos um laser de Nd:YAG em picossegundo com chaveamento Q e acoplamento de modos (Antares 76-s, Coherent, Palo Alto, CA). Treze decíduos foram utilizados nesse estudo. Os parâmetros de irradiação foram: frequência fixa de 100Hz e potência médias de 200, 300 e 350mW. Os resultados mostraram que os efeitos colaterais foram observados mais acentuadamente em esmalte; o volume de material removido é maior em dentina que existem parâmetros previamente determinados para utilização segura do laser de Nd:YAG em picossegundos. O laser de picossegundos é um instrumento seguro para dentes decíduos e resulta em micropreparos cavitários com margens bem definidas, tanto em esmalte quanto em dentina.

Palavras Chave: laser; microcavidades; Nd:YAG; esmalte; dentina; picossegundos; decíduos; temperatura; ablação.

Abstract

Ablation efficiency using laser through picosecond pulsed regime decreases collateral damage to surrounding tissues. We have used Nd:YAG laser operating in picosecond regime Q-switched and mode-locked (Antares 76-s, Coherent, Palo Alto, CA). Three teeth to drill microcavities in enamel and dentin, and ten to map out temperature response intra pulpal chamber when Nd:YAG picosecond laser was focused in enamel and in dentin. Operative parameters were fixing repetition rate in 100Hz and changing average power in 200, 300 and 350mW. Results show collateral effects more accentuated in enamel; ablation rate was larger in dentin than enamel; and, there are safety parameters previously determined to this Nd:YAG picosecond laser system. The picosecond laser to primary teeth is a safe tool and promotes microcavity preparations with defined edges in enamel and dentin.

Key Words: laser; Nd:YAG; enamel; dentin; picosecond; primary; temperature; ablation

Introdução

Vários experimentos têm demonstrado que pulsos ultracurtos no domínio de subpicossegundos promovem uma combinação de efeitos termomecânicos que superam algumas das objeções ao uso de um laser como instrumento removedor. Usando os parâmetros apropriados de operação, lasers com pulsos ultracurtos podem se comportar melhor do que instrumentos convencionais, incluindo alguns dos lasers pulsados comercialmente já disponíveis na Odontologia.

Os experimentos de ablação, da substância dental, realizados com laser com pulsos no regime de picossegundos (10^{-12} segundos) foram primeiramente reportados por Niemi (1995). Neste

estudo foi mostrado que lasers de Nd:YLF são alternativas viáveis para remoção de cáries. A diferença na taxa de ablação para esmalte cariado e sadio conduz a uma remoção seletiva de cárie. Nesse caso, o uso de pulsos em picossegundos claramente minimiza os efeitos colaterais normalmente observados quando laser com pulsos longos são usados.

Pulsos curtos e ultracurtos têm um tipo de interação, com o material-alvo, através do efeito fotoelétrico. A excitação de pulsos curtos resulta em menor volume aquecido que também induz à diminuição da energia limiar necessário para ablação. Essa é a principal razão pela qual se obtém uma razoável taxa de ablação para picossegundos utilizando fluências menores do que aquelas

Ablation Rate and Morphological Aspects of Composite Resins Exposed to Er:YAG Laser

Rosane de Fátima Zanirato Lizarelli^a, Lílían Tan Moriyama^b,
José Eduardo Pelizon Pelino^c, Vanderlei Salvador Bagnato^d

^a Professor, Physics Institute of São Carlos (IFSC), University of São Paulo (USP), Brazil.

^b Physicist, Postgraduate Student, Physics Institute of São Carlos, University of São Paulo (USP), Brazil.

^c Professor, IPEN/FO, University of São Paulo (USP), Brazil.

^d Professor, Physics Institute of São Carlos, University of São Paulo (USP), Brazil.

Purpose: The aim of this work was to investigate the ablation rate and the morphological aspects of three composite resins using Er:YAG laser irradiation.

Materials and Methods: Three different types of composite resins were chosen (microfilled, hybrid, condensable) regarding their chemical and structural composition. Composite tablets were irradiated with an Er:YAG laser at different energy levels per pulse (100, 200, 300, and 400 mJ). The diameter and depth of each composite resin tablet were measured, as was the microcavity produced by laser ablation, and from this the overall volume removed was calculated. Observations of morphological aspects were performed using electron microscopy. The ANOVA and Tukey tests were used to statistically analyze the volume results.

Results: The only variable that influenced the ablation rate of the composite resins tested was the energy level per pulse.

Conclusion: Examining the basic features of laser ablation of composite resin represents the first step to understanding the mechanism of composite resin ablation by Er:YAG laser and the numerous differences due to resin composition and structure.

Keywords: ablation rate, morphological aspects, Er:YAG laser, composite resin.

J Oral Laser Applications; 5: 151-160.

Submitted for publication:10.08.04; accepted for publication:05.02.05.

Laser is now established as a suitable tool for the selective and precise removal of carious dental tissue, as well as for many other applications.¹⁻⁸ If correctly used, laser ablation minimizes healthy tissue removal and increases patient comfort. The reduced noise and mechanical vibration result in less pain, making the procedure tolerable for the majority of patients.^{9,10} Aside from removal of carious dental tissue, the removal or modification of composite resin restorations is also quite a common procedure. The conventional tools employed in these cases are the low- and high-speed rotating instruments, and in some cases, an aluminum

oxide micro-etcher jet. As described previously,¹¹⁻¹² advantages such as the possibility of selective resin removal and preserving healthy tissue are important issues to be considered. The use of laser for this purpose requires knowledge of the basic features of composite resin laser ablation. Such information is basically absent from the literature, making clinical application progress difficult in this area. The knowledge of the basic aspects of resin laser ablation can lead to the development of procedures that allow the selective removal of composite resin, preserving the dental tissue.¹² Basically, all high-intensity laser systems available

Temperature Analysis during Bonding of Brackets Using LED or Halogen Light Base Units

PAULO CÉSAR GOMES SILVA, D.D.S., Ph.D.,¹
 ROSANE DE FÁTIMA ZANIRATO LIZARELLI, D.D.S., Ph.D.,² LÍLIAN TAN MORIYAMA, B.S.,³
 SIZENANDO DE TOLEDO PORTO NETO, D.D.S., Ph.D.,⁴ and
 VANDERLEI SALVADOR BAGNATO, Ph.D.⁵

ABSTRACT

The purpose of our investigation is to compare the intrapulpal temperature changes following blue LED system and halogen lamp irradiation at the enamel surface of permanent teeth. The fixation of brackets using composite resin is more comfortable and faster when using a photo-curable composite. Several light sources can be used: halogens, arc plasma, lasers, and recently blue LED systems. An important aspect to be observed during such a procedures is the temperature change. In this study, we have used nine human extracted permanent teeth: three central incisors, three lateral incisors, and three canines. Teeth were exposed to two light sources: blue LED system (preliminary commercial model LEC 470-II) and halogen lamp (conventional photo-cure equipment). The surface of teeth was exposed for 20, 40, and 60 sec at the buccal and lingual enamel surface with an angle of 45 degrees. Temperature values measured by a thermistor placed at pulpar chamber were read in time intervals of 1 sec. We obtained plots showing the temperature evolution as a function of time for each experiment. There is a correlation between heating quantity and exposition time of light source: with increasing exposition time, heating increases into the pulpal chamber. The halogen lamp showed higher heating than the LED system, which showed a shorter time of cooling than halogen lamp. The blue LED system seems like the indicated light source for photo-cure of composite resin during the bonding of brackets. The fixation of brackets using composite resin is more comfortable and faster when using a photo-curable composite. Blue LED equipment did not heat during its use. This could permit a shorter clinical time of operation and better performance.

INTRODUCTION

PRESENTLY, the search for an ultra-conservative cosmetic and aesthetic treatment is a common concern in modern dentistry. Sometimes the use of orthodontic appliances is very significant to improve teeth alignment in arc. The fixation of brackets using composite resin is more comfortable and faster when using a photo-curable composite. Several light sources can be used: halogens, arc plasma, lasers, and recently blue LED systems.

Some papers^{1,2} using blue LED systems have shown that this is a interesting light source to cure dental composite, since there is no risk of damaging temperature increase during polymerization. Using thermal sources—such as halogen lamp, lasers, and arc plasma—teeth and their supporting structures are under a differential thermal contraction, causing unnecessary stress, which could be considered as collateral damage produced by treatment.^{3–10}

Besides the other important considerations of blue LED sources, there is better utilization of energy, compact size, low

¹Esthetic Dentistry, Faculty of Ribeirão Preto, University of São Paulo (FORP-USP), São Paulo, Brazil.

²Laser in Dentistry, Physics Institute of São Carlos, University of São Paulo (USP), and Laser in Dentistry, Faculty of Odontology of Araraquara, University of State of São Paulo (UNESP), São Paulo, Brazil.

³Physics Institute of São Carlos, University of São Paulo (USP), São Paulo, Brazil.

⁴Operative Dentistry, Faculty of Odontology of Araraquara, University of State of São Paulo (UNESP), São Paulo, Brazil.

⁵Physics and Material Science, Physics Institute of São Carlos, University of São Paulo (USP), São Paulo, Brazil.