

JUÇAÍRA STELLA MARTINS GIUSTI

**AVALIAÇÃO DAS DIMENSÕES E ASPECTOS
MORFOLÓGICOS DA CAVIDADE PROMOVIDA PELA
ABLAÇÃO DO ESMALTE DE DENTES DECÍDUOS
IRRADIADOS PELO LASER DE Er:YAG**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP, para obtenção do Título de Mestre em Odontologia – Área de Odontopediatria.

Orientadora: *Profa. Dra. Lourdes dos Santos Pinto*

Co-Orientador: *Prof. Dr. Vanderlei Salvador Bagnato*

ARARAQUARA

2002

Giusti, Juçáira Stella Martins

Avaliação das dimensões e aspectos morfológicos da cavidade promovida pela ablação do esmalte de dentes decíduos irradiados pelo laser de Er:Yag / Juçáira Stella Martins Giusti – Araraquara : [s.n.], 2002.

104 f. ; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia.

Orientadora : Profa. Dra. Lourdes dos Santos Pinto

1. Lasers 2. Preparo da cavidade dentária 3. Dente decíduo
I. Título.

DADOS CURRICULARES

JUÇÁIRA STELLA MARTINS GIUSTI

NASCIMENTO 29.05.1965 – SÃO CARLOS – SP

FILIAÇÃO Osvaldo Gonçalves Martins
Edna Stella Martins

1984/1987 Curso de Graduação em Odontologia Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP

1991/1993 Curso de Especialização em Odontopediatria, na Associação Paulista de Cirurgiões Dentistas, Regional Araraquara - SP

1999/2001 Curso de Pós-Graduação em Odontologia, Área de Odontopediatria, Nível de Mestrado, na Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP – SP

DEDICATÓRIA

Aos meus pais Osvaldo e Edna, a meu marido e companheiro André Luiz e aos meus filhos André e Lorenzo.

Se existe amor, há também esperança de existirem verdadeiras famílias, verdadeira fraternidade, verdadeira igualdade e verdadeira paz. Se não há mais amor dentro de você, se você continua a ver ou outros como inimigos, não importa o conhecimento ou o nível de instrução que você tenha, não importa o progresso material que alcance, só haverá sofrimento e confusão no cômputo final.

Dedico a vocês este trabalho.
Com amor...

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

A Deus

“Agradeço-te, Senhor, por permitires que a minha fé nutrisse os meus ideais mantendo viva a chama do crescimento espiritual e intelectual. E pelas pessoas queridas que me fazem feliz. Agradeço-te por cada afeição querida, pela alegria e a esperança, pelo entendimento e amor presentes em minha vida”.

Aos Meus pais, Oswaldo e Edna

Que me ensinaram os verdadeiros valores da vida, tornando-me o ser humano que sou hoje. Em casa, foram os primeiros mestres, ensinando-me os primeiros passos da vida.

Ao meu marido e companheiro André Luiz

Pelo amor, carinho, incentivo e apoio sempre presentes, que foram fundamentais para que eu chegasse até aqui. Pela tolerância e paciência, assim como por suprir minha ausência acumulando as funções familiares.

Aos meus filhos André e Lorenzo

Pela alegria de viver que me proporcionam e pela resignação carinhosa diante da minha ausência.

A minhas irmãs Janaína, Maria Júlia e Ana Paula e meu irmão Osvaldo, que mesmo estando distantes, sei que vocês sempre estiveram torcendo por mim.

A minha avó Maria

Por todo amor e carinho que sempre me deu.

Aos meus sogros Edson e Neuda

Pela atenção, carinho e incentivo que nunca deixaram faltar.

À Profa. Dra. Lourdes dos Santos Pinto

Amiga e orientadora pela amizade sincera, confiança e paciência, assim como pela sua orientação competente e segura. Pessoa fundamental na minha formação profissional.

Ao Prof. Dr. Vanderlei Salvador Bagnato

Co-orientador dedicado e paciente que abriu meus horizontes para o então desconhecido para mim, “mundo da física”.

À Profa. Rosane de Fátima Z. Lizarelli

Incansável pesquisadora, sem sua ajuda esse trabalho não se teria realizado.

À Profa. Cristina Kurachi

Pela disposição em colaborar com paciência e dedicação quando foi necessário.

A Lílian Tan Moriyama

Aluna da graduação do curso de física do IFSC, pela sua disponibilidade e boa vontade em ajudar sempre, que com certeza conduzirão seus passos muito além no mundo da ciência.

Ao Prof. Dr. Heraldo Gallo

Pela competência e seriedade com que desvenda para nós o mundo da microscopia eletrônica.

Aos funcionários Mário Sérgio Fantini e Sebastião Anésio Dameto, respectivamente da disciplina de Dentística e do Instituto de Química

Pelo auxílio na execução da metodologia e pela boa vontade e disposição.

Ao Sr. Brás José Muniz

Pela alegria e descontração com que documentou, através de suas lentes, a metodologia do trabalho.

AGRADECIMENTOS

À FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, representada pelos Profs. Drs. Ricardo Samih Georges Abi Rached (Diretor) e Roberto Miranda Esberard (Vice-diretor).

À COORDENADORIA DO CURSO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOPEDIATRIA, representada pela Profa. Dra. Rita de Cássia Loiola Cordeiro e À EX-COORDENADORA Profa. Dra. Elisa Maria Aparecida Giro.

AOS PROFESSORES DO CURSO DE PÓS-GRADUAÇÃO, em especial aos de Odontopediatria, representados pelos Drs. *Cyneu Aguiar Pansani, Elisa Maria Aparecida Giro, Rita de Cássia Loiola Cordeiro, Fábio César de Abreu e Lima, Josimeri Hebling Costa e Ângela Cristina Cilense Zuanon*, pelos conhecimentos transmitidos.

À CNPQ, pela concessão da bolsa de estudos.

AO INSTITUTO DE FÍSICA DA USP SÃO CARLOS – IFSC, pela disponibilidade da realização da parte experimental deste trabalho.

AO INSTITUTO DE QUÍMICA – UNESP, pela disponibilidade da realização da parte experimental.

À PROF.A EDNA STELLA MARTINS, pelas correções gramaticais.

ÀS BIBLIOTECÁRIAS *Maria Helena e Maria José* e aos demais FUNCIONÁRIOS da biblioteca da FOAR - UNESP, *Adriano, Eliane, Inês, Odete, Sílvia e Vera*, pelo grande auxílio que prestaram durante a realização deste trabalho.

ÀS BIBLIOTECÁRIAS *Maria Neusa e Ana Maria* e aos demais FUNCIONÁRIOS da biblioteca do IFSC, pelo grande auxílio que prestaram durante a realização deste trabalho.

AOS COLEGAS DO CURSO DE PÓS-GRADUAÇÃO *Cristiana, Paula e Paulo*, pela convivência da qual surgiu a amizade, pelo companheirismo e pelos bons momentos de que desfrutamos.

ÀS COLEGAS DO CURSO DE MESTRADO EM DENTÍSTICA, *Liz, Laura e Cris*, pelo agradável convívio partilhando dúvidas e conhecimentos.

AOS FUNCIONÁRIOS DO DEPARTAMENTO DE CLÍNICA INFANTIL, *Sônia, Célia, Sílvia, Dulce, Odete, Tânia, Pedro, Toninho, Edson*, pelo carinho e atenção com que sempre me trataram.

AOS FUNCIONÁRIOS DA SEÇÃO DE PÓS-GRADUAÇÃO, *Mara, Rosângela, Sílvia e Vera*, pela simpatia e atenção prestada.

AS SECRETÁRIAS DO IFSC *Isabel e Gláucia*, pela simpatia e atenção prestada.

“Minha eterna gratidão”

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS	10
INTRODUÇÃO	13
REVISÃO DA LITERATURA	18
PROPOSIÇÃO	45
MATERIAL E MÉTODO	48
RESULTADO	61
DISCUSSÃO	72
CONCLUSÃO	86
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	88
ANEXOS	98
RESUMO	100
ABSTRACT	102

LISTA DE ABREVIATURAS E
SÍMBOLOS

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

nm = nanômetros

Er:YAG = érbio-ítrio-alumínio-granada

Nd:YAG = neodímio-ítrio-alumínio-granada

CO₂ = dióxido de carbono

mW = milliwatts

mm = milímetros

μm = micrômetros

μ = micrón

pps = pulsos por segundo

Mpa = MegaPascal

J= joules

cm² = centímetros quadrados

W= watts

Hz = hertz (pulsos por segundo)

FDA = Food and Drug Administration

°C = graus centígrados

s = segundo

μs = microssegundo

ms = milissegundo

h = hora

mJ = milijoule

MEV = microscopia eletrônica de varredura

INTRODUÇÃO

Introdução

O grande avanço da ciência médica, nos últimos tempos, proporcionou o desenvolvimento dos mais variados aparelhos que contribuíram para melhorar a qualidade de diagnóstico, precisão de procedimentos e redução de intervenções traumáticas. Também os profissionais da área odontológica buscam alternativas mais eficazes e menos traumáticas para o tratamento odontológico.

Embora o laser seja há muito tempo empregado no campo da física e na área biológica, é uma terapia pouco utilizada junto à classe odontológica.

A palavra laser tem sua origem num acrônimo da língua inglesa e significa “Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation”,⁴⁶ ou Amplificação da Luz por Emissão Estimulada de Radiação. Os aparelhos de laser são constituídos por uma cavidade, com espelhos planos ou esféricos nas extremidades e podem ter, na sua constituição, como meio ativo, um sólido (cristal, vidro), um líquido (corante) ou um gás (CO₂).⁴¹

Os meios ativos são capazes de se excitarem a um estado semi-estável através de uma fonte de luz como uma lâmpada “flash” ou por uma descarga elétrica. A luz emitida por um átomo ao oscilar entre os espelhos planos é amplificada emitindo um feixe de luz altamente colimado, ou seja, um feixe paralelo que não produz o espalhamento da energia (Chess, 1991)⁸. Essa luz também é coerente, isto é, todos os fótons estão na mesma fase, e monocromática, onde todos os fótons têm um único comprimento de onda.³⁵

A primeira emissão estimulada da luz visível utilizando um cristal de rubi foi obtida por Maiman³⁷ em 1960 e, a partir daí, tem sido empregada em numerosas áreas da indústria e também na medicina.

Os primeiros estudos referentes à utilização do laser em odontologia foram realizados por Goldman et al.¹⁷ em 1964, que analisaram os componentes inorgânicos de tecidos calcificados irradiados com laser de rubi. Stern & Sognnaes⁵¹ no mesmo ano, também relataram as alterações como fusão e vitrificação no esmalte e cavitações com indícios de carbonização na dentina irradiada.

Atualmente, os lasers são classificados em duas categorias: os lasers de baixa intensidade que estimulam a circulação e atividade celular, usados para promover a redução da inflamação, edema e dor e os lasers de alta intensidade, para aplicações cirúrgicas, utilizados na modificação dos tecidos duros dentais, preparos cavitários, cirurgias de tecido mole e também para a polimerização de materiais compósitos (Miller & Truhe, 1993).⁴¹

Assim sendo, cada tipo particular de laser produz um efeito específico¹⁰. Os primeiros lasers a serem liberados pela “Food and Drug Administration”, para utilização na cavidade bucal, foram os lasers utilizados em tecido mole (CO₂, Nd:YAG, argônio e lasers diodo). Estes lasers são utilizados em gengivectomias, frenectomias, aumento de coroa clínica, remoção de lesões de tecido mole, entre outros procedimentos utilizados no tecido gengival.⁴¹

No dia sete de maio de 1997 a “Food and Drug Administration” aprovou o primeiro laser para ser utilizado na remoção de tecido cariado e preparo cavitário, o laser de Er:YAG (Cozean et al., 1997).⁹ Desde então, estudos vêm demonstrando a capacidade de ablação dos lasers de ER:YAG, tanto em tecidos sadios como em cariados, sem danos térmicos aos tecidos adjacentes.^{19,20,32}

Dentre as vantagens reportadas no tratamento com laser em crianças e adultos, foram reportadas a não necessidade de anestésico local^{7,11} e o menor desconforto durante o preparo cavitário,^{34,40} principalmente devido à eliminação de fatores como a vibração, pressão e ruídos presentes durante os preparos com motores convencionais.

Em 1991, Morioka et al.⁴² em um estudo que irradiaram o esmalte com laser de Er:YAG, observaram que o esmalte irradiado havia se tornado mais resistente ao ácido produzido pelas bactérias.

Inúmeros estudos continuam sendo realizados, no entanto, acreditamos que ainda há muito a ser pesquisado, para que o laser em breve se torne uma realidade acessível nos consultórios odontológicos, proporcionando à comunidade um atendimento que venha ao encontro de seus anseios, tornando o tratamento mais rápido, menos invasivo e menos traumático.

Assim sendo, a necessidade de se conhecer melhor a ação do laser de Er:YAG sobre os dentes decíduos, associada à escassez de trabalhos referentes ao preparo cavitário nestes dentes, motivaram-nos para o desenvolvimento deste estudo.

REVISÃO DA LITERATURA

Revisão da literatura

Com o objetivo de avaliar o efeito do laser de Er:YAG em esmalte e dentina por meio da medida de taxa de ablação Hibst & Keller¹⁹ em 1989, irradiaram com energia de 30 a 360 mJ e 1 Hz de frequência, superfícies cariadas e híginas de dentes humanos. O diâmetro da cavidade produzida foi determinado por micrometria ocular e a profundidade, pela focalização da superfície adjacente e da base da cavidade com micrômetro aferidor do microscópio óptico. Os autores observaram que o laser de Er:YAG foi efetivamente absorvido nas estruturas duras do dente, pela água e pelos componentes inorgânicos, causando um aquecimento pequeno e rápido. O esmalte e a dentina foram removidos pelo processo contínuo de vaporização e em forma de microexplosão, promovendo uma boa qualidade das paredes da cavidade, ou seja, sem a presença de zonas de carbonização ou fusão. O diâmetro das cavidades aumentou à medida que a energia aplicada foi aumentada, mas não foi afetado pelo número de pulsos. Quando utilizaram uma mesma quantidade de energia, as cavidades produzidas em esmalte foram menores que as produzidas em dentina. A distribuição da energia da luz laser teve influência não só no

tamanho da cavidade, como também na geometria, as cavidades feitas em esmalte e dentina tiveram forma cônica. A profundidade da cavidade obtida apresentou uma função linear, em relação à energia para o esmalte, dentro da variação medida, enquanto em dentina ocorrem desvios em exposições menores que 10 J/ cm^2 . A profundidade da cavidade aumentou em tecido cariado, porque as características da cárie são diferentes nos vários espécimes, não sendo possível estabelecer uma correlação específica. Quanto às medidas de temperatura, observou-se que durante a irradiação com o laser Er:YAG uma quantidade mínima de aquecimento foi transmitida aos tecidos adjacentes por difusão térmica.

Keller & Hibst,²⁹ ainda no mesmo ano (1989), irradiaram dentes humanos extraídos com laser de CO_2 com uma distância focal de 125 mm e de 1 J de energia total aplicado, em combinação de potências e tempo de exposição de 20 W / 50 ms e 2 W / 500 ms e, com laser de Er:YAG com energia de 30 a 360 mJ e 1 Hz de frequência. Os espécimes foram avaliados em microscopia óptica e mostraram que as cavidades tiveram aproximadamente as mesmas dimensões para os dois sistemas lasers. As cavidades resultantes da irradiação pelo laser de Er:YAG não apresentaram

zonas de carbonização ou fusão e, em microscopia eletrônica de varredura apresentavam aspecto rugoso, sem sinais de injúrias térmicas sérias e sem modificações na disposição dos cristais de hidroxiapatita do esmalte e dentina. As cavidades produzidas pelo sistema laser de CO₂, apresentaram prismas de esmalte fundidos e dentina com aparência de bolhas estouradas e fragmentos derretidos. De acordo com os autores, para as cavidades irradiadas com o laser de Er:YAG, as imagens sugeriam que a substância dura do dente havia sido eliminada por um processo de explosão.

Paghdiwala⁴⁴ (1991), irradiou com laser Er:YAG por 4 segundos cavidades preparadas com brocas. A irradiação laser produziu dois efeitos distintos na superfície dental: orifícios estreitos e crateras. Em alguns dentes, o orifício media de 0,24 a 0,55 mm de diâmetro e aproximadamente 2,5 mm de profundidade. A observação desses orifícios em microscópio binocular evidenciou uma margem de esmalte ao redor dos mesmos, sem trincas e apenas levemente esbranquiçada e carbonizada. Uma das explicações para o sucesso da utilização do laser de Er:YAG na remoção de tecido duro se deve ao fato de que a produção do laser de Er:YAG de 2,9 μm, coincide com o pico de absorção pela água, que é de 3,0 μm. A absorção do laser de

Er:YAG pela água é aproximadamente dez vezes maior que a do CO₂ e 20.000 vezes maior que a do Nd:YAG. A produção de orifícios finos ou crateras, está na dependência de usarmos o laser de modo focado ou não. A duração do pulso do laser utilizada nesse estudo foi de 250 μ s, enquanto a percepção dolorosa pelo cérebro humano é de aproximadamente 200 ms. Isso significa que esse método pode ser praticamente indolor, reduzindo a utilização de anestésicos.

Kayano et al.²⁸ (1991), estudaram em microscópio de dissecação e microrradiografia o efeito da irradiação do laser de Er:YAG sobre o esmalte de dentes permanentes, a resistência ácida do esmalte marginal adjacente à área irradiada e o efeito da utilização de uma sonda de contato sobre a ablação do esmalte, dentina e cimento. Os parâmetros de radiação utilizados no primeiro e no segundo experimento, foram de 500 mJ de energia e a frequência de 1 ou 3 Hz. No terceiro experimento, o esmalte e o cimento foram irradiados com 39 ou 74 mJ de energia e 10 Hz de frequência e a dentina foi irradiada com 211 mJ e 10 Hz. Os autores observaram que o laser de Er:YAG removia, por ablação, o tecido duro dental, sem promover trincas, tanto pelo método de contato ou não contato. A profundidade de ablação ficou limitada ao esmalte, quando foi utilizado 1 e 3 pps e 3

“shots”. A forma da ablação apresentou forma cilíndrica nos incisivos e cônica nos caninos e pré-molares. Nas irradiações feitas com sonda de contato, a ablação apresentava-se oval, rasa e com presença de fragmento de esmalte e cimento. A dentina estava carbonizada e com bordas irregulares. Quanto à resistência ácida, o esmalte adjacente à ablação se mostrou resistente exceto para as irradiações de 1 Hz e 3 pulsos.

A profundidade de ablação produzida pelo laser de Er: YAG no esmalte e dentina foi avaliada por Li et al.³⁶ (1992). Irradiaram molares permanentes com energias entre 25 a 365 mJ e 2 a 5 Hz de frequência, com uma distância focal de 63 mm e irrigação para minimizar os efeitos térmicos. As cavidades produzidas foram analisadas em microscopia ocular avaliando-se a profundidade da ablação e fotografadas para comprovação de danos térmicos. Os resultados indicaram que quando foram utilizadas energias de 10 a 140 J/cm² e taxa de repetição de 2 Hz a profundidade de ablação variou entre 36 e 78 µm em dentina de 35 a 75 µm em esmalte. Quando se utilizou energia de 50 a 115 J/cm² com uma taxa de repetição de 5 Hz a profundidade de ablação em dentina variou entre 67 e 80 µm e 50 a 74 µm em esmalte. O efeito térmico observado foi

mínimo quando foram utilizadas energias inferiores a 80 J/cm^2 em esmalte e 74 J/cm^2 em dentina. Os autores concluíram que o laser de Er:YAG promoveu ablação do esmalte e dentina com mínimo efeito térmico quando se utilizam taxas de repetição de 2 a 5 Hz.

Hibst & Keller ²¹ (1992) avaliaram o efeito de uma fina camada de água na temperatura e na eficiência de ablação de dentina e esmalte de dentes humanos extraídos, cujas superfícies eram secas ou umedecidas e irradiadas com laser de Er:YAG. Os autores observaram que a ablação da dentina e do esmalte sofre muito pouca influência da umidade quando se utilizam pulsos únicos. A camada de água é evaporada pela porção inicial do pulso, mas a maior parte da energia é consumida pela ablação do tecido. Quando foram utilizados pulsos múltiplos, observou-se um aumento na eficiência de ablação em esmalte; isto pode ser explicado por uma melhor ejeção dos fragmentos remanescentes no fundo da cavidade antes do pulso seguinte. A camada de água promoveu redução do aumento da temperatura, tanto para pulsos únicos, como para múltiplos, sendo que neste último caso a redução foi mais pronunciada.

A estrutura dental e a elevação da temperatura pulpar em dentes humanos extraídos, submetidos a irradiação com laser de Er:YAG foi observada por Burkes et al.⁶ em 1992. Termopares acoplados a um monitor digital de temperatura foram inseridos no interior da cavidade pulpar. Dois dentes foram submetidos a irradiação de 58 mJ e mantidos secos. Três dentes foram submetidos a irradiações de 56 mJ, 60 mJ e 95 mJ e mantidos úmidos por um fino jato de água na superfície que sofreu ablação. Os autores observaram, por meio de microscopia eletrônica de varredura, que a irradiação com 58 mJ a seco não foi suficiente para promover ablação, sendo que a mesma densidade de energia foi capaz de promover ablação no dente umedecido. A superfície de esmalte localizada na margem da ablação apresentou esmalte fraturado com margem delimitada e, em muitos pontos, houve a formação de crateras quando múltiplos pulsos eram dirigidos para a mesma região. Não foi observada fusão ou arredondamento das cristas de esmalte remanescentes e a dentina sofreu ablação mais rapidamente que o esmalte. As diferenças de temperatura quando foi usado o laser de Er:YAG com e sem jato de água foram significantes. Os autores concluíram que a utilização do jato de água no momento da irradiação aumenta a eficiência de

ablação e resulta num menor aumento da temperatura na câmara pulpar.

Hibst & Keller²² (1993) estudaram o mecanismo de ablação por meio de fotografias realizadas num sistema óptico que permite a observação de partículas, bem como a detecção da energia emitida. Suas observações revelaram que a ablação de substâncias duras dentais com laser de Er:YAG, se processava inicialmente sem fusão dos componentes sólidos do tecido. A superfície rugosa das cavidades foi reportada como resultado da fragmentação do tecido e pequenos efeitos térmicos bem como, de depósitos de resíduos amorfos e considerável consumo de energia que podem ser explicados pelo aquecimento de resíduos secundários, provavelmente devido à absorção da hidroxiapatita. A temperatura de ablação e a pressão foram classificadas como baixas, mas outros estudos foram sugeridos para quantificá-las.

Os efeitos de três tipos de laser: CO₂, Nd:YAG e Er:YAG em tecidos duros dentais e na polpa, foram avaliados por Wigdor et al.,⁵⁴ em 1993, num estudo “in vitro”. Para a análise em tecidos duros, utilizaram dentes humanos extraídos, que tiveram o esmalte removido na superfície lingual por uma fresa de alta rotação,

criando-se uma janela de 3mm de diâmetro e 2 mm de profundidade. Cada dente foi na seqüência tratado da seguinte maneira: 1) laser de CO₂ 5 Hz, 4W; 2) laser de Nd:YAG 12.5 W, pulso contínuo; 3) laser de Er:YAG 500 mJ, 3Hz ; 4) fresa carbide de baixa rotação. O tempo utilizado para cada laser variou de 15 a 30 segundos, até que o mesmo conseguisse produzir o defeito na superfície. Para a investigação “in vivo” foram utilizados incisivos, caninos e pré-molares de dois cães adultos. Nos dentes controles foram feitas pequenas janelas em esmalte com uma fresa em alta rotação na superfície vestibular e lingual até a junção amelo-dentinária. Os demais dentes foram tratados da mesma forma, e em seguida aplicados os lasers da mesma maneira que no estudo “in vitro” e, num deles, a fresa em baixa rotação. Os autores observaram em microscopia eletrônica de varredura, que os lasers de CO₂ e Nd:YAG causaram maior destruição da dentina “in vitro”, com carbonização da mesma, enquanto o Er:YAG causou menor destruição. No estudo “in vivo”, os cortes histológicos evidenciaram que os lasers de CO₂ e o Nd:YAG produziram efeitos térmicos na polpa, o que não ocorreu com o laser de Er:YAG, onde pode ser observada a manutenção da camada odontoblástica e da pré-dentina, assim como a ausência de infiltrado

inflamatório. Além disso, houve a formação de dentina reparadora na região imediatamente adjacente ao preparo com laser de Er:YAG em apenas 4 dias.

Paghdiwala et al.⁴⁵ (1993), avaliaram a temperatura e as alterações estruturais causadas pelo laser de Er:YAG em dentes humanos, aplicados com e sem jato de água. Os autores observaram que o diâmetro das cavidades produzidas a seco aumentava com o aumento da potência, mas não com o aumento do tempo de exposição. Além disso, o diâmetro obtido com 1,1 W foi semelhante, independente da superfície estar seca ou úmida. A profundidade das cavidades aumentou à medida que a potência também foi aumentada. A análise estatística dos dados mostrou significativa interação entre o tempo de exposição e os níveis de potência. Para uma exposição de 1 segundo não houve diferenças de profundidade quando se alterou a potência, no entanto para exposições de 2 e 3 segundos, a profundidade foi significativamente diferente nos vários níveis de potência. Quando se utilizou 1,1 W o diâmetro da cavidade foi de 0,31 mm; com 2,2 W de 0,41 mm e com 3,3 W de 0,47 mm. A análise estrutural revelou cavidade com margens bem definidas, biseladas em alguns casos. O esmalte da periferia apresentou-se opaco,

esbranquiçado, em escamas e com ausência de carbonização. Foram encontradas trincas e microfissuras na superfície adjacente à cavidade dos dentes que foram irradiados a seco, em contraste com as superfícies que foram irradiadas na presença de água, onde as presenças de trincas e fissuras foram raras. Em relação ao fundo da cavidade, observou-se que quando o término era em esmalte, este não apresentava trincas nem mudança na orientação dos prismas de esmalte e a junção amelo-dentinária pareceu íntegra. Quando o fundo da cavidade estendia-se até a dentina, sua estrutura pareceu inalterada, com os túbulos dentinários claramente visíveis.

A avaliação clínica da eficiência do laser de Er:YAG no tratamento de sulcos e fissuras, remoção da cárie e condicionamento do esmalte, foi avaliada clinicamente por Gimble et al.¹⁵ (1994). Tratamentos com laser (165) de Er:YAG e convencional (137) foram realizados em pacientes entre 12 e 60 anos de idade. Os parâmetros do laser de Er:YAG para selamento de fissuras foram: frequência de 5 a 10 Hz; energia e tempo de 47 mJ e 59 s. Para a remoção de tecido cariado e preparo cavitário de fissuras, utilizou-se 159 mJ e 71 s e para condicionamento de esmalte de 118 mJ e 43 s. Todos os procedimentos foram realizados aleatoriamente em estudo

cego. Os dentes foram extraídos imediatamente, 48 horas e 1 mês após o tratamento, analisados clínica e radiograficamente e também mediante microscopia eletrônica de varredura, exame histológico e teste mecânico de tração. Os resultados mostraram que o laser foi tão efetivo quanto a broca na remoção do tecido cariado. A análise em microscopia eletrônica de varredura evidenciou túbulos dentinários abertos sem evidências de carbonização. Nos testes mecânicos de tração, em dentes condicionados pelo laser, a resistência média encontrada foi de 12 Mpa e quando o laser foi combinado com o condicionamento com ácido fosfórico, a resistência elevou-se para 31 Mpa. Quanto aos achados histológicos, não foram observados danos significativos nos dentes tratados com laser, revelando que não houve diferença estatística entre o preparo convencional e aquele com laser.

Sakakibara et al.⁴⁷ (1994) observaram diferenças de tamanho e morfologia em cavidades produzidas pelo laser de Er:YAG utilizando-se 50 mJ, 100 mJ e 150 mJ de energia, com e sem água em esmalte e dentina de dentes bovinos. Os autores relataram que o diâmetro e a profundidade aumentaram com o aumento da energia, tanto no preparo a seco quanto com água. Em esmalte não houve diferença significativa entre os diâmetros das cavidades produzidas na

presença ou na ausência de água. No entanto, em dentina o diâmetro das cavidades produzidas na ausência de água, foi maior que aquele produzido na presença da mesma. Em microscopia eletrônica de varredura, um aspecto de favo de mel foi observado na região dos prismas de esmalte. Comparando os espécimes, o tamanho da cavidade foi menor e a margem de esmalte mais definida quando se utilizou água durante a aplicação do laser. Os espécimes irradiados a seco mostraram uma superfície rugosa e cavidades mais profundas. Em ambas as condições, os túbulos dentinários permaneceram abertos e não havia presença de smear layer.

Jelinková et al.²⁷ (1996) estudaram a superfície e a forma das cavidades após a aplicação do laser de Er:YAG com energia variando entre 70 e 500mJ (10 pulsos para cada energia); 1 a 30 pulsos para uma energia constante e em ambos os casos a taxa de repetição de 1 ou 2 Hz. A análise da superfície e forma dos preparos foi realizada em microscopia eletrônica de varredura e fotografias obtidas em microscópio de luz. Os autores relataram que a profundidade da cavidade aumentava com o aumento da energia e do número de pulsos. Entretanto, a velocidade de ablação não é diretamente proporcional a esse aumento. Quando se aumentou a

energia, o aumento na profundidade foi limitado, demonstrando haver um efeito de saturação. A profundidade das cavidades variou de 0,2 mm a 0,6 mm em esmalte e 0,4 mm a 1,5 mm em dentina. O diâmetro variou de 0,17 mm a 0,63 mm em dentina e 0,08 mm a 0,52 mm em esmalte.

Os efeitos do jato de água durante a aplicação do laser foram estudados por Dostálová et al.¹² (1996). Superfícies linguais de dentes permanentes humanos extraídos foram irradiadas com laser de Er:YAG a 200mJ e 0,5 Hz, com e sem jato de água, e os espécimes foram observados por meio de microscopia eletrônica de varredura. Numa segunda fase do experimento, os dentes, após a irradiação sem refrigeração e com refrigeração usando jato ou spray de água, foram observados em um microscópio óptico utilizando luz polarizada e convencional. Efeitos indesejáveis tais como: defeitos nas margens em esmalte, trincas e microtrincas foram frequentemente observadas quando foi realizada a ablação a seco. Os autores reportaram que a ocorrência de trincas estava diretamente relacionada com o aumento de temperatura na ablação a seco. A ablação com jato de água foi menos efetiva, pois a água absorve a energia laser durante a ablação. O sistema de laser Er:YAG com spray de água foi o que produziu

melhores resultados, ablacionando o esmalte e a dentina sem causar danos à polpa e efeitos indesejáveis como as trincas em esmalte e dentina.

A aplicação do laser de Er:YAG na remoção de tecido cariado, bem como a resposta dos pacientes ao tratamento, foram estudados por Keller e Hibst³¹ (1997). Os autores realizaram um estudo clínico prospectivo iniciado em 1991, envolvendo 67 dentes de 33 pacientes adultos. Utilizaram o Laser de Er:YAG com um comprimento de onda de 2,94 μm , com braço articulado posicionado em 90^0 , focado e utilizado no modo não contato e jato de água contínuo. A energia selecionada variou de 250 a 350 mJ para aplicação em esmalte e de 150 a 250 mJ para a dentina, e a frequência utilizada foi de 2 Hz. Após o tratamento, o dente era restaurado com uma camada de cimento de ionômero de vidro e preenchido com resina composta sem ataque ácido. Para avaliar a reação pulpar foram feitos testes de vitalidade e percussão previamente e imediatamente após o tratamento. O procedimento clínico contou ainda com o controle radiográfico por meio de radiografias interproximais antes do tratamento e 6 meses após. Os resultados demonstraram que não houve perda da vitalidade pulpar em nenhum caso, nem patologias

periapicais foram observadas nas radiografias. Os pacientes foram questionados sobre a sensibilidade dolorosa durante o tratamento e os resultados mostraram que 36% relataram ausência de dor, 57% dor leve e 6% sentiram dor moderada. Foi utilizada anestesia em apenas um caso. Como a sensibilidade dolorosa depende da profundidade da cavidade, em cavidades rasas, 61,5% não relataram sintomatologia dolorosa e 34,5% dor leve. Para preparos próximos à polpa, 19,5% não relataram dor e 70,7% dor leve. Os autores sugerem que o laser de Er:YAG pode promover a remoção do tecido cariado e preparo cavitário num tempo clínico adequado e com o mínimo desconforto para o paciente.

O laser, como um sistema alternativo e confortável de preparos cavitários, foi estudado por Keller & Hibst²⁹ em 1989. Os autores avaliaram a percepção e reação dos pacientes durante o tratamento com este sistema. Foram realizadas 206 cavidades em 194 dentes, onde a metade dos procedimentos foi realizada com laser de Er:YAG e a outra metade serviu como grupo controle, tendo sido utilizado o alta rotação. Os parâmetros de energia utilizados foram de 150 e 300 mJ, com uma taxa de repetição de 1 e 3 Hz. A ordem seqüencial do tratamento foi aleatória e os parâmetros clínicos como a

profundidade e a localização das cavidades cuidadosamente balanceados. O tempo de preparo quando se utilizou o laser foi de $7,5 \pm 4,6$ minutos, comparados com $4,3 \pm 3,9$ minutos para os preparos com o alta rotação, sendo a média de tempo $7,3$ minutos para o laser e 3 minutos para o preparo mecânico. Foi observada, por meio de testes, vitalidade positiva antes e após ambos os tratamentos. O tratamento com laser foi considerado mais confortável por 80% dos pacientes e 82% deles preferiram utilizar o sistema laser para o preparo cavitário num futuro tratamento de cárie.

No dia 7 de maio de 1997 a “Food and Drug Administration” (FDA) dos Estados Unidos permitiu a utilização do laser de Er:YAG que foi o primeiro a ser utilizado na remoção de tecido cariado e preparos cavitários. Com a finalidade de explorar os dados fornecidos por esta entidade para a aceitação do uso clínico desse laser, Cozean et al.⁹ em 1997 avaliaram clinicamente a eficiência desse sistema na remoção do tecido cariado, preparos cavitários, assim como a necessidade de anestesia em comparação com o alta rotação. O estudo foi dividido em duas partes: na primeira foram analisados dentes indicados para extração de 60 pacientes, sendo que 24 pacientes realizaram o tratamento com laser em 62

dentes e 36 pacientes realizaram o tratamento convencional em 63 dentes. Um terço dos dentes foram extraídos imediatamente após o tratamento, outro terço 48 horas após e o restante um mês após o procedimento operatório. Tanto o grupo tratado com laser quanto o grupo que recebeu tratamento convencional foram analisados histologicamente e não foi observada diferença estatística quanto às alterações histológicas observadas. Na segunda parte do experimento 53 pacientes foram tratados com laser e 54 pacientes eram do grupo controle, sendo que 168 dentes foram irradiados e 146 tratados com o alta rotação. Neste estudo avaliou-se a vitalidade pulpar por 18 meses. Os resultados mostraram que não houve diferença estatisticamente significativa na eficácia do sistema laser e na resposta pulpar quando comparada ao preparo convencional.

Dostálová et al.¹³ (1998) compararam a qualidade da ablação produzida pelo laser com o preparo clássico com fresa, analisando também o tempo de preparo e a influência do formato da cavidade na retenção do material restaurador, quando utilizou resina composta e ionômero de vidro. Utilizaram o laser de Er:YAG com refrigeração a água, programado com 100 a 400 mJ de energia e frequência de 1 a 4 Hz. As cavidades preparadas com laser ou com

fresa tinham em torno de 3 x 5 mm. Os autores observaram que a ablação promovia uma cavidade rugosa e na sua parte mais profunda os túbulos dentinários estavam abertos e sem a presença de “smear layer”. Nos retornos realizados com 12, 18 e 24 meses observaram que a retenção do cimento de ionômero de vidro ou da resina composta, usados após o tratamento com laser, foi similar à retenção observada quando foi feito preparo clássico.

Khan et al.,³³ em 1998 compararam o grau de microinfiltração em cavidades de Classe I restauradas com amálgama, resina composta e ionômero de vidro após o preparo com laser de Er:YAG e com fresas. Foram utilizados 96 prémolares recentemente extraídos onde 48 foram preparados com laser e 48 com alta rotação. Os parâmetros de energia utilizados foram 400 mJ e 6 Hz, sob refrigeração. Após a realização dos preparos, cada grupo foi subdividido em três sub-grupos de 16 dentes para cada material a ser avaliado. Nos dentes preparados com laser não foi realizado nenhum tipo de condicionamento ácido. Os dentes foram imersos em rodamina B a 0,6 % por 48 h a 36⁰C, seccionados e analisados em microscopia eletrônica de varredura e lupa . Não houve diferença estatisticamente significativa, para os dois tipos de preparo com relação à infiltração

marginal. Na análise em microscopia eletrônica de varredura, observou-se uma boa adaptação para resina composta e ionômero de vidro e uma pobre adaptação para o amálgama nas cavidades preparadas pelos dois métodos. Os autores sugeriram que o laser de Er:YAG pode ser usado no preparo de cavidade classe I.

A profundidade de ablação e a morfologia da área irradiada pelo laser Er:YAG com ou sem irrigação, foi estudada por Houssain et al²⁴ (1999). Foram utilizados 40 incisivos para o estudo em esmalte e 40 molares para o estudo em dentina que foram divididos em quatro grupos: 1) irradiação do esmalte com irrigação; 2) irradiação do esmalte sem irrigação; 3) irradiação da dentina com irrigação; 4) irradiação da dentina sem irrigação. Cada espécime foi irradiado em quatro locais diferentes com 100, 200, 300 e 400 mJ de energia, com uma frequência de 2 Hz durante 5s. As larguras das cavidades foram semelhantes em todos os espécimes e variaram de 190 a 200 μm , com exceção para 100 mJ de energia, quando a variação foi de 80 a 90 μm . De acordo com os resultados encontrados, os autores concluíram que a taxa de ablação e energia utilizada mantém uma correlação linear, sendo mais eficiente em

dentina que em esmalte e que a adição de irrigação não diminui a ablação e não causou carbonização.

Brugnera Jr. et al.⁵ (1999) estudaram o efeito da irradiação do laser de Er:YAG em dentes decíduos, utilizando frequência de 4 Hz, energia de 140 mJ por pulso e 14 a 20 pulsos no preparo da cavidade. Os autores reportaram que as cavidades obtidas tinham formato aproximadamente oval, com bordas definidas e em alguns casos a margem parecia biselada, porém não observaram sinais de fusão, recristalização ou carbonização. O fundo da cavidade apresentava aparência rugosa, com a presença de escamas ao longo das paredes. Observou-se também a presença de trincas na área irradiada, vaporização parcial dos prismas de esmalte e evidenciação da substância interprismática. A aparência de favo de mel também foi reportada em regiões com o corte transversal dos prismas de esmalte. Mediante essas observações os autores concluíram que a aplicação do laser de Er:YAG em esmalte de dentes decíduos promoveu os mesmos padrões relatados para o esmalte de dentes permanentes.

Segundo Majaron & Lukac³⁸ (1999) a predição de um modelo analítico de ablação termomecânica do laser vem tentando limitar a questão da intensidade constante do laser em uma geometria

unidimensional com uma insignificante difusão de calor e sem resíduos. A dispersão e absorção da radiação laser ejeta resíduos, e é tratada usando um modelo que permita a extinção dos resíduos mediante um dinâmico coeficiente de variação durante o processo de ablação, resultando da fluência, da duração do pulso e a dependência da condutibilidade. A influência da difusão de calor sobre a deficiência da ablação e os efeitos térmicos, são analisados semi quantitativamente, direcionando as fórmulas que predizem o regime de ablação para um processo geral de ablação, a partir da influência e duração do pulso do laser, assim como as propriedades térmicas do tecido tratado. A influência do laser sobre o perfil de ablação, profundidade e forma da cratera , é discutida através de um caso de perfil Gaussiano. Os resultados demonstraram que a eficiência da ablação aumenta significativamente quando se estabelece uma distância entre a ponta da fibra e a superfície do esmalte, alcançando-se larguras de 0,3 a 0,7 mm com pulso único e potências acima de 15 J/cm^2 . Em contraste, os valores encontrados em dentina mostraram diminuição da profundidade da cavidade com o aumento da distância com larguras acima de 1,0 mm. Esse fato pode ser explicado levando-

se em consideração a divergência do feixe laser existente na ponta da fibra, que reduz a potência no local de interação.

Armengol et al.³ (1999), com o objetivo de tratar lesões de cárie, dentina sadia e esmalte, por meio de método convencional e do laser de Er:YAG utilizaram trinta dentes humanos cariados que foram extraídos e divididos em dois grupos. O primeiro grupo foi tratado com fresa e o segundo com Laser de Er:YAG (250 mJ e 2 Hz em dentina cariada, 300 mJ e 2 Hz em dentina sadia e 350 mJ e 3 Hz em esmalte). Após o tratamento, os dentes foram analisados em microscopia eletrônica de varredura e os resultados mostraram que após a irradiação com laser de Er:YAG, a dentina cariada apresentou uma superfície sem trincas, com pouco “smear layer” e com uma volatilização maior da dentina intertubular que da dentina peritubular. Na dentina sadia, observou-se uma superfície rugosa, sem trincas, com túbulos abertos e com dentina intertubular mais ablacionada que a dentina peritubular. No esmalte sadio foram encontradas fendas, escamas, margens com ângulos definidos, mais sugestivos de microexplosões do que de fusão. Durante o preparo com laser observou-se a diferença de penetração entre o esmalte e a dentina.

Para uma mesma energia, a profundidade de penetração era menor em esmalte que em dentina.

Hossain et al.²⁵ (2000) avaliaram o efeito da radiação de laser Er:YAG no aumento da resistência ácida dos tecidos duros dentais sadios e formação de cárie artificial. Foram utilizados 40 molares humanos extraídos e os parâmetros da irradiação foram: 400 mJ (com e sem jato de água), 2 Hz e 5 s. Após a irradiação, foi realizada a espectrometria de absorção atômica para avaliar a quantidade de Ca^{2+} perdido, e as alterações morfológicas foram observadas através da microscopia eletrônica de varredura. Os resultados evidenciaram que as menores perdas de Ca^{2+} ocorreram nos espécimes irradiados sem jato de água, seguidas dos irradiados com água e dos não irradiados. As áreas irradiadas apresentavam fusão e pareciam degeneradas pelo efeito térmico quando a água não era usada. Após a desmineralização ácida, as superfícies degeneradas termicamente do esmalte ou da dentina, não apresentavam modificação. Os autores concluíram que a irradiação com laser Er:YAG com e sem jato de água, parece ser efetiva para a prevenção de cárie.

A remoção de tecido cariado com laser em crianças foi estudado por DenBesten et al.¹¹ em 2000. Pacientes, num total de 92, foram divididos em dois grupos que receberam preparo convencional e preparo com laser. A energia média utilizada para remoção de cárie em dente decíduo foi de 147 mJ e para preparo de cavidades 170 mJ, e a frequência 10 Hz. Os autores verificaram que o preparo com laser de Er:YAG é equivalente ao preparo mecânico e restauração nos dentes decíduos e na dentadura mista em crianças. Porém, a energia necessária para o preparo foi menor nos dentes decíduos que nos permanentes, provavelmente devido ao maior conteúdo de água do esmalte dos dentes decíduos. Os autores sugeriram que novos estudos deveriam ser realizados para a determinação da energia e frequência ideais na remoção de tecido cariado e preparo cavitário em dentes decíduos. Quanto à sensibilidade dolorosa, não observaram diferenças significativas entre os dois tipos de tratamento.

Com o objetivo de estudar a efetividade da remoção de tecido cariado utilizando o laser de Er:YAG associado ou não ao Carisolv, Yamada et al.⁵⁷ (2001) aplicaram o Carisolv por 1 minuto seguido pela irradiação com laser de Er:YAG, utilizando energia de 60 a 100 mJ, 2 Hz por 1 minuto em metade dos dentes. A outra

metade foi tratada apenas com o laser de Er:YAG. As cavidades foram avaliadas pelo DIAGNOdent. Cada lesão foi fotografada antes e após o tratamento, e a cavidade tratada foi observada em microscópio óptico e por microscópio eletrônico de varredura. Os autores relataram que a aplicação de Carisolv, seguida da irradiação por laser, removeu efetivamente dentina cariada. Quanto ao aspecto morfológico, a dentina tratada apenas com Carisolv, esta se apresentava coberta com “smear layer”, que ocluía os túbulos dentinários e a dentina irradiada não apresentava “smear layer”, frequentemente acompanhada de orifícios expostos dos túbulos dentinários. A dentina intertubular foi mais ablacionada que a dentina peritubular, mostrando a protrusão dos túbulos dentinários. Além disso, o fundo da cavidade apresentava vários padrões de microirregularidades, frequentemente acompanhadas pela propagação de microfissuras. Os autores concluíram que os cloretos do Carisolv degeneram parcialmente as fibras colágenas e dissolvem a dentina cariada que é então facilmente vaporizada pela irradiação laser, portanto o laser de Er:YAG e o Carisolv, podem ser uma técnica alternativa para remoção de cárie.

PROPOSIÇÃO

Proposição

Foi proposta deste estudo, avaliar o diâmetro, a profundidade e o volume das cavidades produzidas pela ablação após a utilização do laser de Er:YAG em esmalte de dentes decíduos, quando se variou a energia de irradiação, assim como, descrever os aspectos morfológicos produzidos na superfície do esmalte por essa irradiação.

As hipóteses testadas foram:

Diâmetro:

H_0 = Não existe diferença no diâmetro das cavidades promovidas pela ablação da superfície de dentes decíduos irradiadas pelo laser de Er:YAG com energia de 200 e 300 mJ.

H_1 = Existe diferença no diâmetro das cavidades promovidas pela ablação da superfície de dentes decíduos irradiadas pelo laser de Er:YAG com energia de 200 e 300 mJ.

Profundidade:

H_0 = Não existe diferença na profundidade das cavidades promovidas pela ablação da superfície de dentes decíduos irradiadas pelo laser de Er:YAG com energia de 200 e 300 mJ.

H_1 = Existe diferença na profundidade das cavidades promovidas pela ablação da superfície de dentes decíduos irradiadas pelo laser de Er:YAG com energia de 200 e 300 mJ.

Volume:

H_0 = Não existe diferença no volume das cavidades promovidas pela ablação da superfície de dentes decíduos irradiadas pelo laser de Er:YAG com energia de 200 e 300 mJ.

H_1 = Existe diferença no volume das cavidades promovidas pela ablação da superfície de dentes decíduos irradiadas pelo laser de Er:YAG com energia de 200 e 300 mJ.

MATERIAL E MÉTODO

Material e método

Para o presente estudo, foram utilizados 14 molares decíduos esfoliados ou extraídos e cedidos por pacientes da Clínica infantil da FOA - UNESP, com carta de consentimento assinada pelos pais ou responsáveis e aprovação da comissão de ética (Anexo A).

Os dentes foram armazenados em soro fisiológico acrescido de cristal de timol até o momento do experimento. As raízes remanescentes foram removidas com um disco de carborundum em baixa rotação e as coroas incluídas com resina acrílica (Ortocril), em um aro plástico de 12,7 mm de diâmetro, ficando apenas a superfície vestibular exposta. Quando a resina tomou presa, os corpos de prova foram recortados em recortador de Gesso (Metalvander), até que obtivéssemos corpos de prova no formato de um cubo com a finalidade no controle do posicionamento dos espécimes durante o experimento (Figuras 1A, 1B, 1C).



Figura 1A - Corpo de prova: coroa do dente decíduo com a face vestibular exposta incluído em resina acrílica



Figura 1B - Recorte do corpo de prova no recortador de gesso



Figura 1C - Formato final do corpo de prova

Os espécimes foram então colocados em aparelho de ultra-som (Thornton T 14) por 10 minutos, para a remoção de possíveis resíduos produzidos no processo de inclusão e recorte dos mesmos. A aplicação do laser (dois preparos em cada dente) foi realizada na porção média da face vestibular da coroa (região mesial e região distal), mantendo-se constantes o tempo de aplicação de 10 s, a frequência de 10 Hz, a distância de 13 mm entre a superfície dental e o aparelho emissor de laser, variando apenas a energia aplicada

(200 mJ e 300 mJ). Para receber a irradiação, os espécimes foram fixados em uma placa de vidro por meio de uma fita adesiva e o aparelho laser foi fixado por meio de um braço metálico à distância pré-determinada. Sucção de alta potência foi utilizada durante a aplicação, com a finalidade de remover os resíduos produzidos durante a ablação para que os mesmos não interferissem na ação das irradiações subseqüentes. (Figuras 2A, 2B e 2C).



Figura 2A - Corpo de prova fixado na placa de vidro e ponta ativa do laser fixado pelo braço metálico

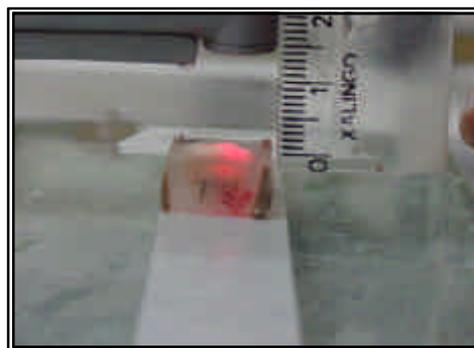


Figura 2B - Ajuste do braço metálico na distância focal do laser (13 mm)



Figura 2C - Corpo de prova após irradiação

O aparelho de laser utilizado foi o TWINLIGHT LASER DENTAL, Model S Er:YAG e Nd:YAG da Fotona Medical Lasers pertencente ao Instituto de Física de São Carlos – USP. O laser de Er:YAG é um laser de estado sólido, constituído pelo elemento químico érbio, que é utilizado como dopante de uma matriz hospedeira composta pelos elementos ítrio-alumínio-granada (YAG). Tem um comprimento de onda de 2,94 μm que está localizado na região do infravermelho do espectro eletromagnético, um laser diodo funciona como feixe guia. Esse aparelho irradia no modo não-contato, por meio de um contra-ângulo dotado de refrigeração na forma de um spray de água, semelhante a uma caneta de alta rotação. Sua distância focal ideal fica entre 12 e 15 mm, distância entre a saída do feixe laser e o tecido alvo. O diâmetro do feixe é de 0,77 mm.



Figura 3A - Vista frontal do aparelho de laser de Er:YAG. A seta indica o painel computadorizado



Figura 3B - Extremidade ativa do laser de Er:YAG, com spray de água

Os parâmetros selecionados para este estudo foram inseridos no painel computadorizado do aparelho momentos antes da aplicação e calibrado toda vez que a energia aplicada era alterada.

Uma vez feita a aplicação, as amostras foram fixadas em pedaços de madeira (45x45 mm) com auxílio de godiva plastificada para que cada região irradiada fosse cortada no sentido cérvico-oclusal da coroa, utilizando-se de um disco de diamante, passando no centro da região irradiada. Um terceiro corte, entre as regiões irradiadas, foi realizado para que fosse possível visualizar os

preparos separadamente. Os cortes foram realizados na máquina de cortes seriados Isomet 1000 (Buher Ltda., Lake Bluff, IL,EUA) e o disco de diamante série 15 LC, sob refrigeração (Figuras 4 A, 4 B, e 4C).



Figura 4A - Vista frontal da máquina de corte

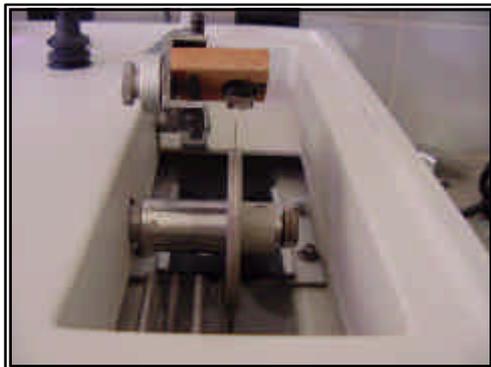


Figura 4B - Disco em movimento no momento do corte



Figura 4C - Corpo de prova após a realização dos cortes

Obtivemos então duas metades do preparo realizado que foram mantidas em dissecador por uma semana e preparadas para análise em microscopia eletrônica de varredura (Figura 5).



Figura 5 - Dissecador

As amostras foram cobertas com uma camada de 25-30 nm de espessura de ouro por 120s (Baltec SCD 050 Sputter Coater) e a análise feita sob microscopia eletrônica de varredura (JEOL JSM- T330A), por meio de fotografias obtidas com um aumento de 50x (Figuras 6 e 7).

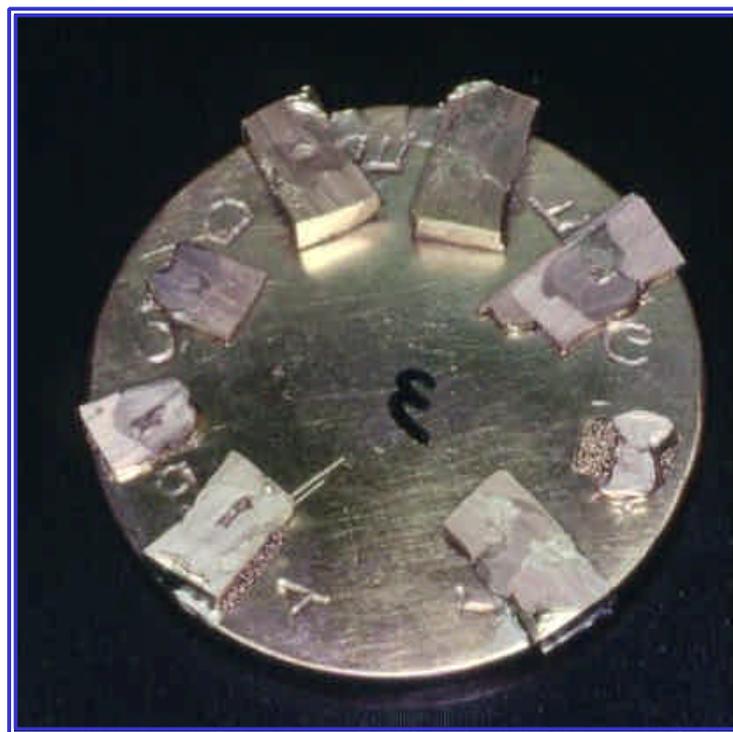


Figura 6 – Amostras após cobertura com ouro, em posição para análise sob MEV

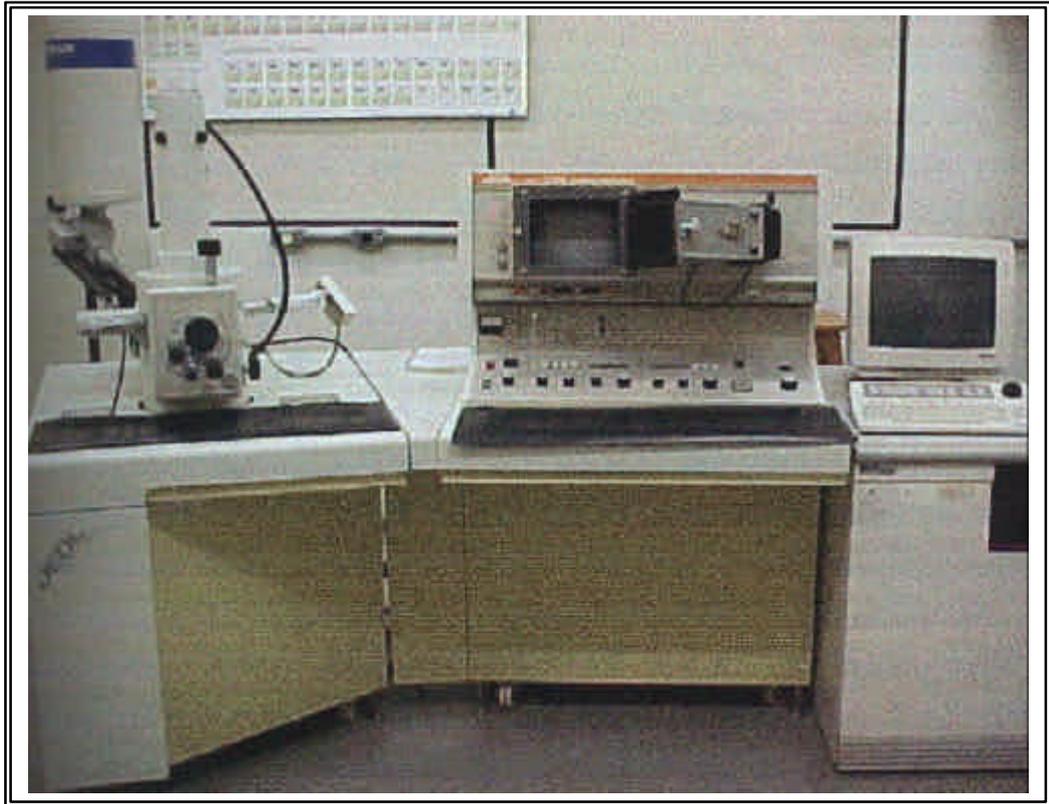


Figura 7 - Vista frontal do microscópio eletrônico de varredura

Sobre cada fotografia foi fixada uma folha de papel para traçado cefalométrico (CGA – International Inc.) e com uma lapiseira (Pentel 129 A3 DX) com grafite 0,3 mm (Pentel) foram traçadas as linhas e os pontos selecionados no preparo (mesial e distal da borda superficial da cavidade e também o ponto mais profundo da mesma) para o cálculo das medidas analisadas (Figura 8).

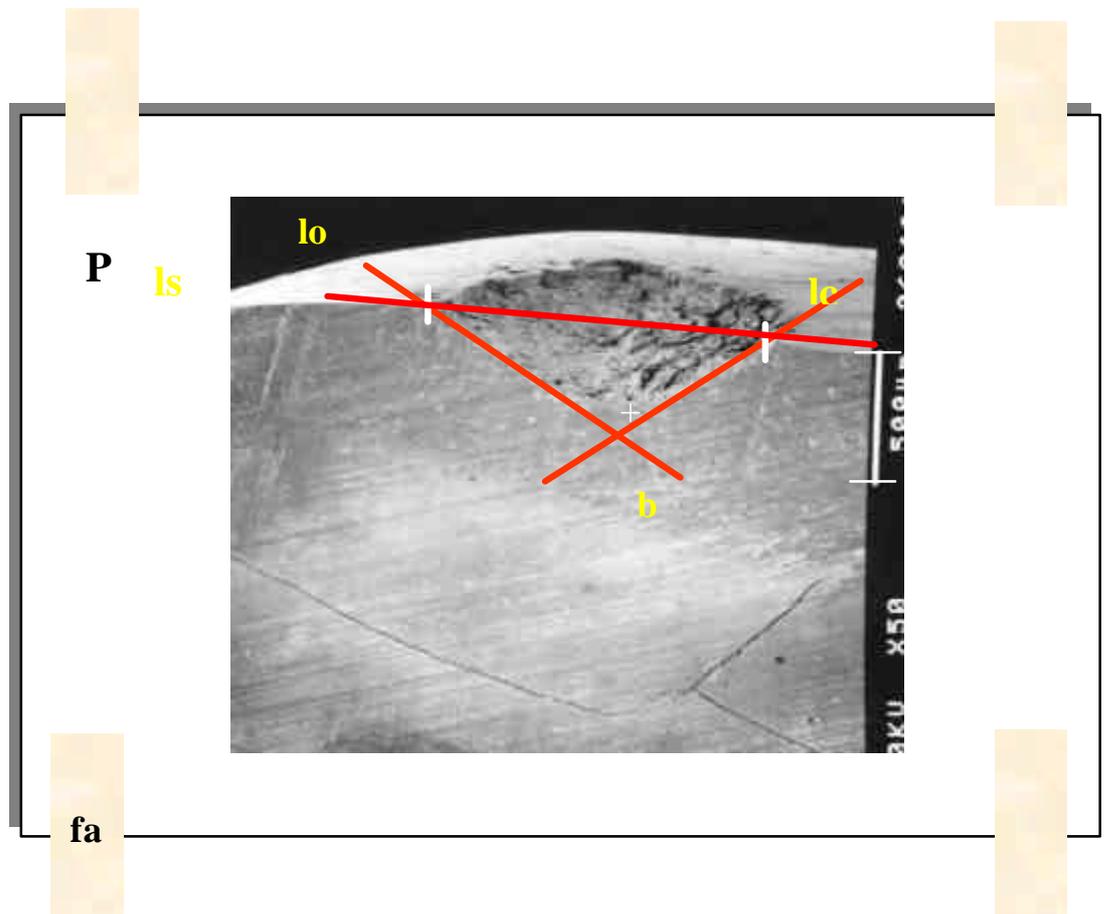


Figura 8 – Papel de acetato (P) sobrepondo a fotomicrografia e fixado em posição com fita adesiva (fa)

lo – linha que tangencia a superfície interna do corte, correspondente à parede oclusal

lc – linha que tangencia a superfície interna do corte, correspondente à parede cervical

ls – linha que tangencia a superfície do dente

b – ponto mais profundo da cavidade

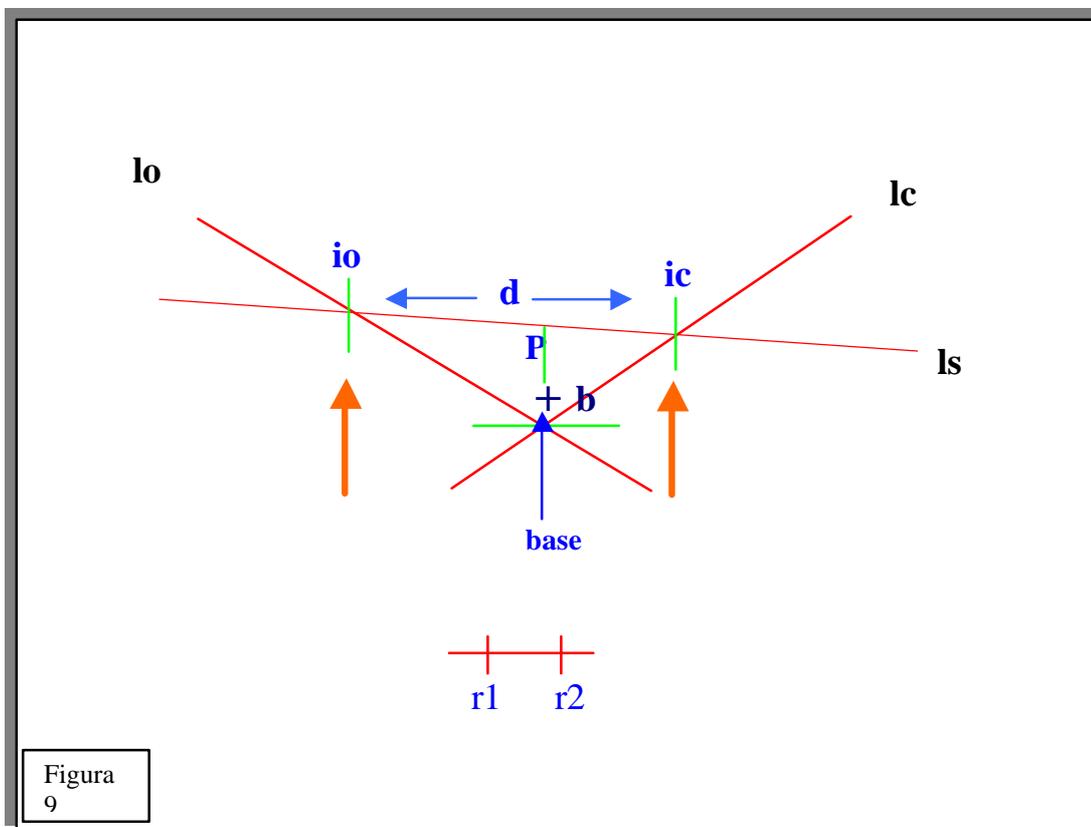


Figura 9 - Papel de acetato com os pontos que foram digitados, e distâncias calculadas.

- ic – intersecção das linhas ls e lc
- io – intersecção das linhas ls e lo
- d – diâmetro do corte (distância entre o ponto ic e io)
- p – profundidade do corte (distância do ponto b à linha ls)
- r1 e r2 – referências em μm das medidas em MEV.
- b- ponto mais profundo da cavidade

Os traçados obtidos foram posicionados sobre uma mesa digitalizadora (TLP 1212 – Kurta) e os pontos foram digitalizados com auxílio do programa DFPlus, versão 6.5, 1995 (Dentofacial Software Inc.), de acordo com a figura 9. A digitação foi realizada por um mesmo examinador, previamente calibrado e os valores foram registrados e transferidos para o programa SPSS for Windows, versão 8.0 (SPSS Inc.,1997), de acordo com a metodologia descrita por Santos-Pinto et al.⁴⁹ em 2001.

A verificação de que a variável independente (energia de 200 e 300 mJ) tinha induzido efeitos iguais sobre o diâmetro, profundidade e volume dos preparos realizados com o laser de Er:YAG, foi realizada com auxílio do modelo estatístico de análise de variância e nível de significância de 0,05.

RESULTADO

Resultado

Tabela 1- Estatística descritiva dos valores médios, desvio padrão, valores mínimos e máximos, bem como os limites inferior e superior dos dados obtidos.

Variável	Energia (mJ)	Média (um)	DP	Min.	Max.	Intervalo de confiança 95%	
						Lim. Inf.	Lim. sup.
Diâmetro (um)	200	1033,37	113,33	855,63	1225,16	967,94	1098,80
	300	1083,75	71,81	978,59	1229,93	1042,29	1125,21
Profundidade (um)	200	153,69	49,69	83,86	230,44	125,00	182,38
	300	296,67	48,42	201,05	358,19	268,72	324,63
Volume (um ³)	200	45083082	2,1E+07	16074147	89779704	3,3E+07	5,7E+07
	300	91713372	2,0E+07	63813033	1,26E+08	8,0E+07	1,0E+08

A análise dos dados:

A aplicação do modelo de análise de variância aos dados obtidos para as variáveis diâmetro, profundidade e volume resultou na Tabela 2.

Tabela 2 - Resumo da análise de variância

	SQ	GL	QM	Fo	p<
Diâmetro	17767,748	1	17767,748	1,974	,172
Profundidade	143114,0	1	143114,033	59,458	,000 ^a
Volume	1,52E+16	1	1,522E+16	34,531	,000 ^b

a. significância estatística

b. significância estatística

Na análise do efeito do fator energia sobre o diâmetro dos cortes pudemos verificar que não houve diferença significativa entre os valores obtidos. Para a energia de 200 mJ obtivemos valores médios de 1033,37 μm e para 300 mJ a média obtida foi de 1083,75 μm (Gráficos 1e2).

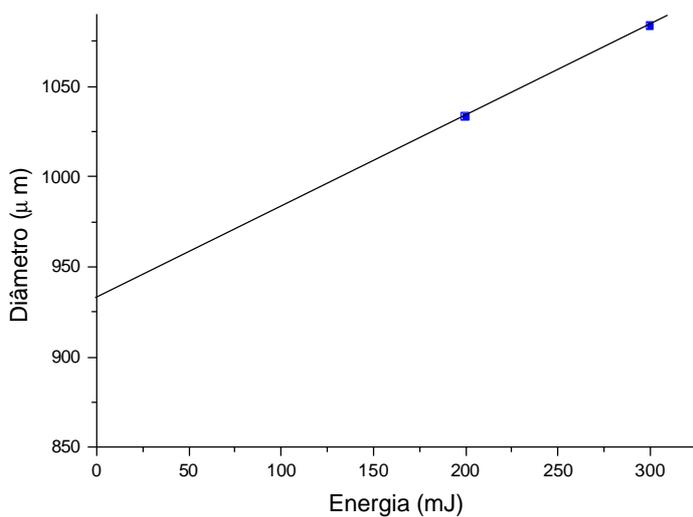


Gráfico 1- Aumento do diâmetro das cavidades em função do aumento de energia.

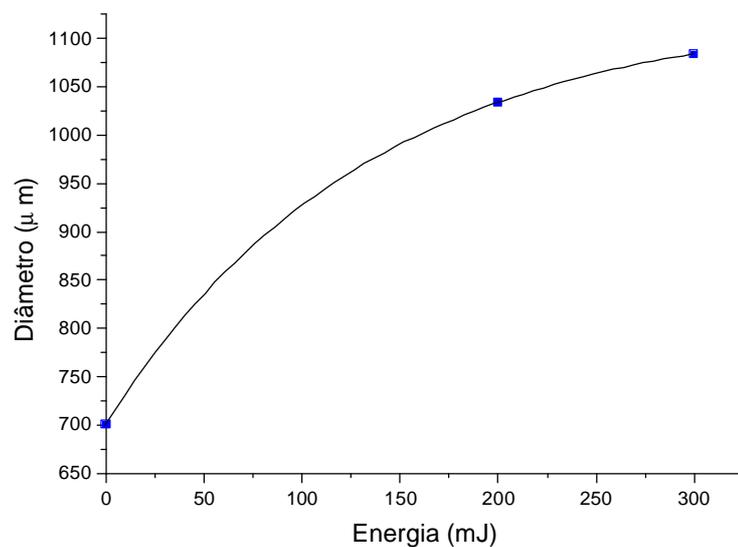


Gráfico 2 - Diâmetro estimado do feixe quando $E=0$, mostrando que o mesmo segue uma curva de concavidade negativa.

Quando analisamos o efeito do fator energia sobre a profundidade das cavidades, observamos que para 300 mJ a profundidade foi aproximadamente o dobro da obtida para 200 mJ (153,69 e 296,57 μm respectivamente) como demonstrado no gráfico 3.

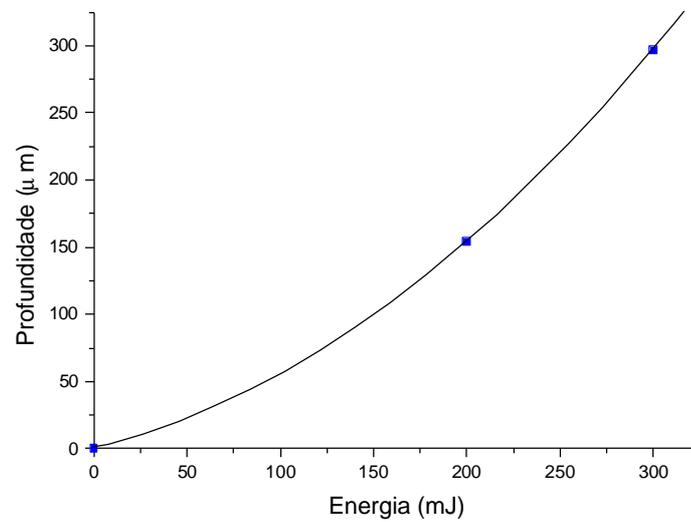


Gráfico 3 - Aumento da profundidade das cavidades em função do aumento de energia.

Na análise do volume removido em função do aumento de energia observamos que o mesmo foi estatisticamente superior na maior energia sendo de $4,5081E7\mu\text{m}^3$ para 200 mJ e $9,47893E7\mu\text{m}^3$ para 300 mJ. O volume foi calculado de acordo com a fórmula:

$$\text{Volume de cone: } \frac{\pi \varphi^2 \rho}{12}$$

12

Onde ρ = profundidade e φ = diâmetro

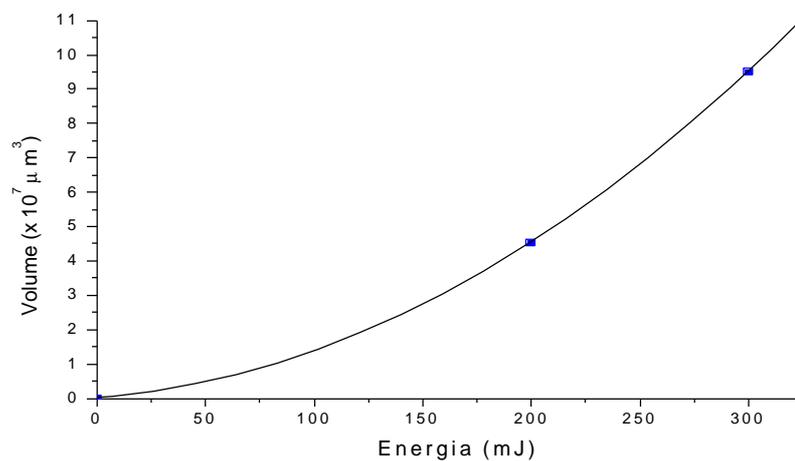


Gráfico 4 - Aumento do volume de material removido em função do aumento de energia.

As fotografias representativas dos preparos realizados pelo laser de Er:YAG em dentes decíduos estão representadas nas Figuras de 10 a 20.

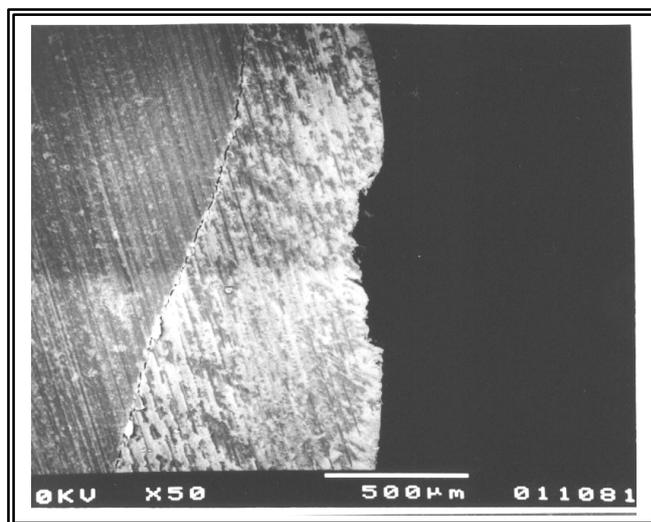


Figura 10 - 200 mJ.
MEV 50x

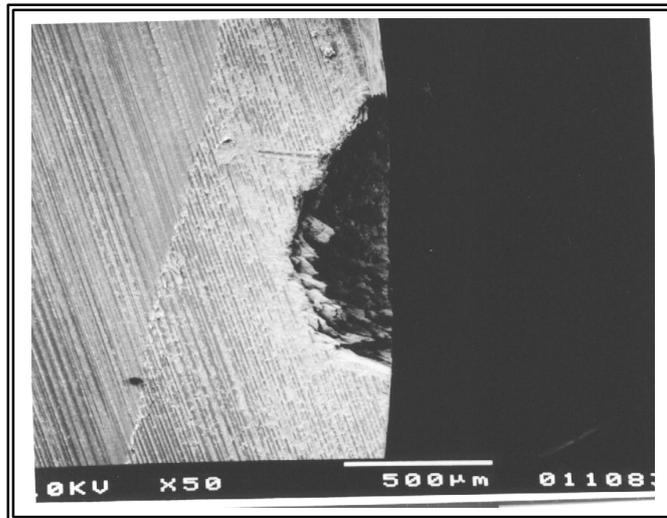


Figura 11 - 300 mJ.
MEV 50x

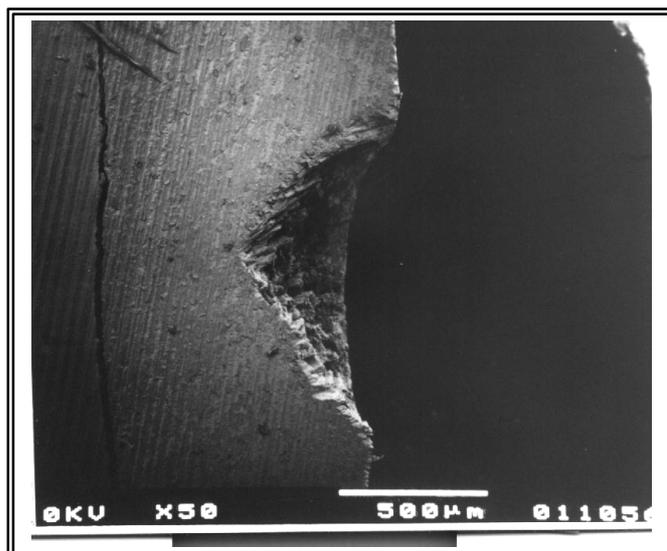


Figura 12 - 300 mJ.
MEV 50x

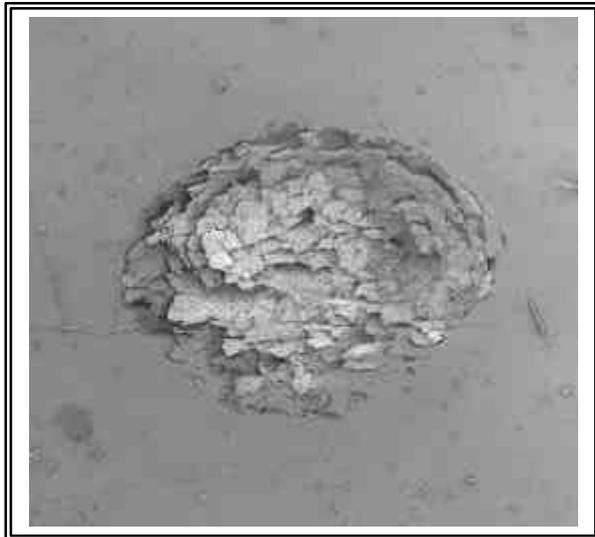


Figura 13 - Cavityde
preparada com 200 mJ de
energia – vista frontal.
MEV 50 x

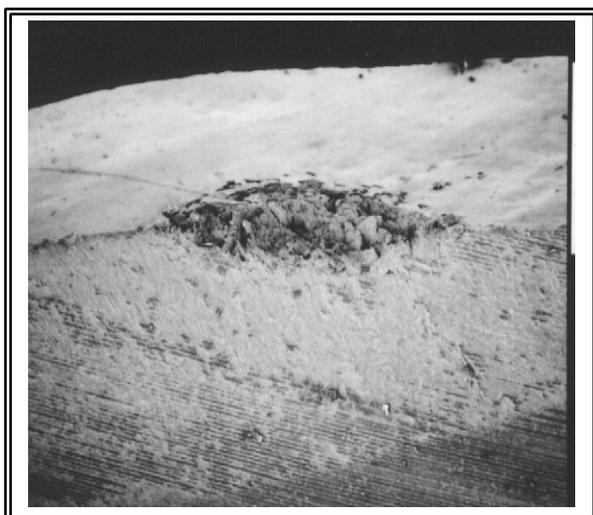


Figura 14 - Cavityde
preparada com 200 mJ de
energia – vista lateral.
MEV 50 x

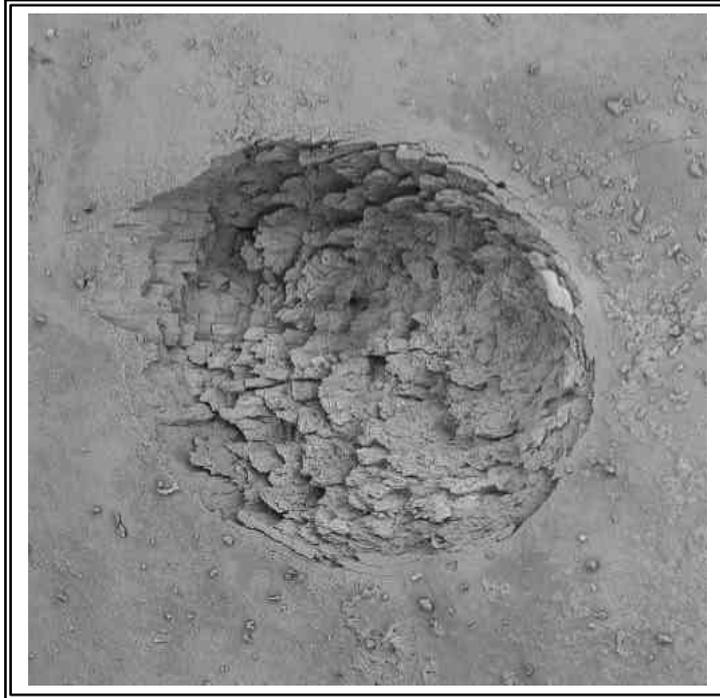


Figura 15 - Cavidade preparada com 300 mJ de energia – vista frontal.
MEV 50 x



Figura 16 - Cavidade preparada com 300 mJ de energia – vista lateral.
MEV 50 x

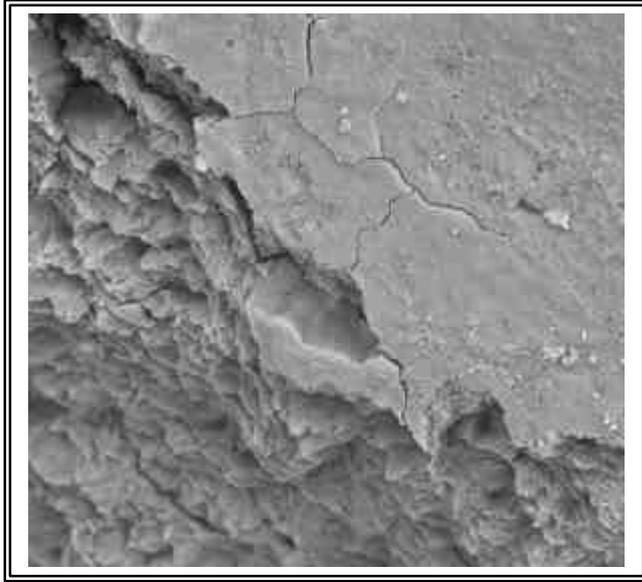


Figura 17 - Margem da cavidade realizada com 200 mJ de energia.
MEV 1000x

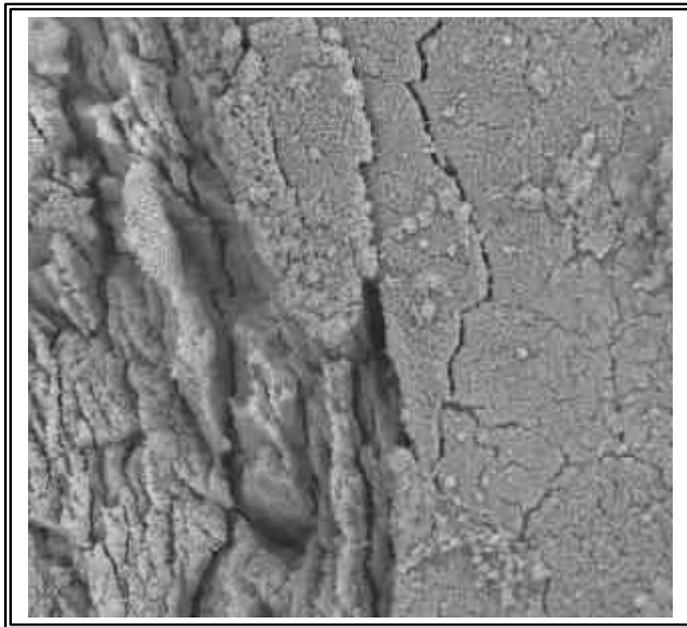


Figura 18 - Margem da cavidade realizada com 300 mJ de energia.
MEV 1000x

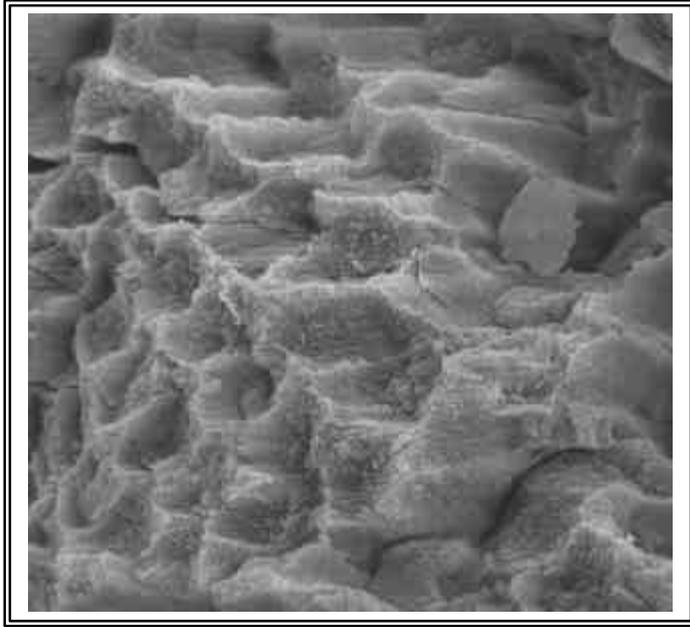


Figura 19 - Base da cavidade realizada com 200 mJ de energia.
MEV 2000 x

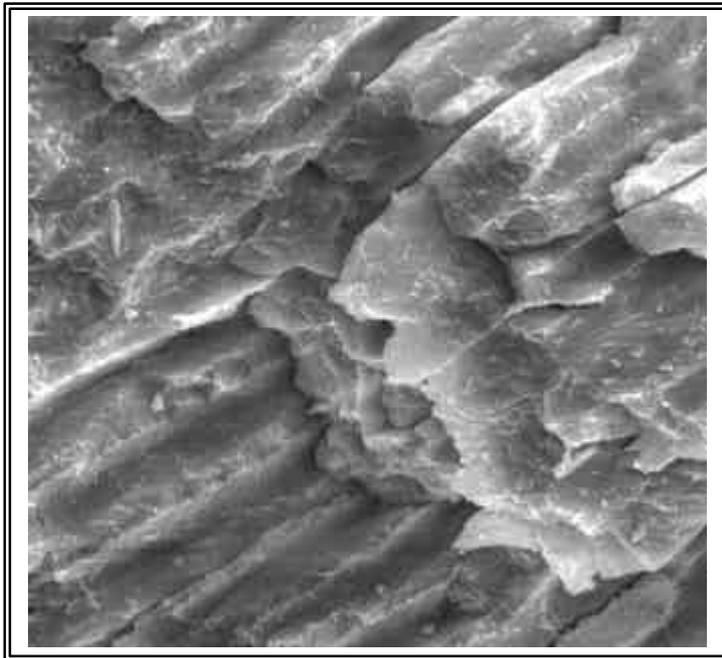


Figura 20 - Base da cavidade realizada com 300 mJ de energia.
MEV 2000 x

DISCUSSÃO

Discussão

A chave do sucesso na utilização da luz laser como instrumento de corte, está no fato de o coeficiente de absorção dos tecidos ser o mesmo que o do laser. O comprimento de onda de 2,94 μm do laser de Er:YAG coincide com o pico de absorção da água, aproximadamente 3,0 μm . Embora no esmalte dental apenas 8% da sua composição seja água, como a energia do laser de Er:YAG é bem absorvida, não são necessárias altas densidades de energia para que ocorra a ablação, produzindo assim pequenos aumentos de temperatura e ausência de carbonização ou trincas no esmalte, segundo Paghdiwala⁴⁴ (1991).

A capacidade de ablação de tecidos sadios e cariados pelo laser de Er:YAG foi demonstrada há mais de uma década.^{23,29} O mecanismo de ablação ocorre devido ao fato do laser de Er:YAG ser absorvido tanto pela água como pelos componentes inorgânicos do dente, causando um rápido aquecimento de um pequeno volume. O esmalte e a dentina são removidos em parte pelo contínuo processo de aquecimento da água ligada ao tecido e, em parte, em forma de microexplosões. A vaporização contínua ocorre na extensão da alta exposição à radiação e explica a necessidade de uma alta energia para

a ablação e a relação linear entre a profundidade da cavidade e a exposição à radiação nessa extensão. Para exposições com menor intensidade, a vaporização da dentina é dominada por outro processo que necessita de uma quantidade muito menor de energia. O grande aumento da pressão interna faz com que o material seja removido por microexplosões.¹⁹

A utilização de uma fina camada de água no momento da irradiação com a finalidade de reduzir o aumento da temperatura e aumentar a capacidade de ablação, se deve ao fato de que uma vez que a água disponível no esmalte já foi vaporizada e uma pequena porção de esmalte foi removida pela ablação, não há mais água disponível para absorver energia e dar continuidade ao processo.^{6,12,21,24,53} Segundo Visuri et al.⁵³ (1996) a utilização do spray de água reduz a temperatura no dente irradiado, limitando o aumento da temperatura na cavidade pulpar a menos de 3⁰ C. Assim sendo, baseado nos estudos que demonstram as vantagens da utilização do spray de água no momento da irradiação, o laser utilizado para a realização desse trabalho apresentava esse recurso.

As razões apontadas na literatura para a utilização do laser de Er:YAG em preparos cavitários, salientam que ocorre um

aumento da resistência ácida do esmalte dental ao ataque ácido bacteriano, como foi demonstrado por Morioka et al.⁴² (1991) e Hossain et al.²⁵ (2000).

Apesar do comprovado aumento da resistência à cárie do esmalte irradiado, com relação à microinfiltração, não foram observadas diferenças entre os preparos realizados com laser e com brocas.^{14,33,43}

O condicionamento da superfície favorecendo a adesão foi demonstrado por Keller & Hibst³⁰ (1993) que comentaram que a superfície de esmalte condicionada pelo laser evitaria o possível efeito tóxico do ácido fosfórico em relação à polpa. No entanto, Gimble et al.¹⁵ (1994) encontraram uma resistência a adesão de 12Mpa, quando somente o laser era utilizado como método para condicionamento e 31 Mpa, quando sua utilização era combinada com ácido fosfórico.

A resposta pulpar ao tratamento com laser de Er:YAG foi reportada como similar ao preparo cavitário com alta velocidade.^{4,39,50} Glockner et al.¹⁶ (1998) e Armengol et al.² (2000) salientaram no entanto, a importância do spray de água para controlar o aumento da temperatura durante o processo de ablação. Jayawardena et al.²⁶ (2001) relataram que o tecido pulpar exposto pelo laser de Er:YAG

demonstrou uma boa capacidade de reparo, com formação de ponte dentinária e dentina reparadora. Gouw-Soares et al.¹⁸ (2001) testaram os parâmetros de 10 Hz, 500 mJ e 10 Hz, 850mJ e concluíram que os mesmos não causam danos pulparem quando utilizados no preparo de cavidades classe V em dentes humanos.

Quanto à microinfiltração em cavidades realizadas com laser de Er:YAG, esta parece ser (Niu et al. 1998⁴³; Khan et al. 1998³³ e Falcinelli et al.¹⁴ 2001) similar àquela que ocorre quando se utiliza a turbina de alta rotação.

Wilson & Beynon⁵⁵ (1989) preocupados com o fato do esmalte dos dentes decíduos ser menos mineralizado e mais fino que os dentes permanentes, apontaram a necessidade de conhecer melhor a ação do laser de Er:YAG nestes dentes, cientes da influência da composição do tecido irradiado na interação laser/tecido e conhecedores das diferenças da composição entre o esmalte dos dentes decíduos e a dos dentes permanentes.

A escassez de trabalhos referentes ao preparo cavitário com laser em dentes decíduos motivou o desenvolvimento desse estudo. Quando utilizamos o laser de Er:YAG ajustado com 200 mJ ou 300 mJ, 10 Hz e 10 s, sob MEV com 50 x de aumento, observamos

que os preparos apresentavam forma arredondada, com margens bem delimitadas e afiladas, sem sinais de carbonização, vitrificação ou fusão . No fundo das cavidades notou-se a presença de escamas (Figuras 13 e 15).

Formas arredondadas ou ligeiramente ovaladas foram reportadas por Brugnera et al.⁵ (1999) quando aplicaram em dentes decíduos o mesmo tipo de laser com parâmetros que incluíam energia de 140 mJ por pulso e 4 Hz de frequência.

Trabalhos realizados em dentes permanentes com parâmetros de ajuste do aparelho que variam energia, frequência e tempo de aplicação, também demonstraram que a aplicação do laser resulta em formação de uma cratera no esmalte com formas arredondadas, ligeiramente oval ou em forma de rim.^{29,36,44,52}

Quando seccionamos os preparos no sentido cérvico-oclusal, a cavidade promovida pelo laser apresentava o formato semelhante a um cone, com sua base localizada na superfície externa do esmalte (Figuras 12 e 16).

Uma das possíveis explicações para o formato cônico da região ablacionada tem relação com o formato Gaussiano do feixe de raio laser. Assim sendo, à medida que o feixe penetra no dente a

região mais central sofre uma ablação mais efetiva, resultando na forma cônica.

Kaiano et al.²⁸ (1991) reportou em estudo realizado em dentes permanentes, a ablação na forma cilíndrica em incisivos superiores e cônica em prémolares.

Li et al.³⁶ (1992) observaram a correlação entre a profundidade de ablação e a energia aplicada por pulso, e relacionaram o formato cônico das cavidades com a convergência do feixe laser.

Na análise das margens das cavidades, sob MEV com aumento de 1000 x , observamos que o limite entre a área irradiada e a adjacente ao preparo permaneceu íntegra, com a presença de trincas esparsas (Figuras 17 e 18). A análise das trincas é bastante complicada, pois trabalhos que analisaram substratos contendo água na sua composição, reportaram a presença de trincas que foram atribuídas ao processo de metalização e ao tempo que o espécime ficou na câmara do equipamento de microscopia eletrônica de varredura, cujo vácuo é em torno de 10^{-5} mmHg.⁴⁸ Outros autores relacionam a presença de trincas à duração e ao número de pulsos usados durante a ablação^{12,45} e, segundo Paghdiwala et al.⁴⁵ (1993), seria possível

diferenciar as trincas pré-existentes à exposição a irradiação daquelas produzidas durante o processo, pois estas teriam forma semelhante a raios de sol, partindo da região irradiada.

Cavidades bem delimitadas, com bordas afiladas, foram reportadas por vários pesquisadores quando irradiaram dentes permanentes,^{6,29,45} com diferentes parâmetros de energia e potência, apenas Paghdiwala et al.⁴⁵ descreveu a ocorrência de margens biseladas, sendo que esse tipo de margem não foi observado nesse estudo.

Na análise da base do preparo em microscopia eletrônica de varredura sob um maior aumento (2000 x) através das fotomicrografias obtidas, a aparência de “favo de mel” dos prismas de esmalte foi observada (Figuras 19 e 20). Esta aparência foi descrita também por Sakakibara et al.⁴⁷ (1994) e Balin et al.⁴ (1996). Segundo Keller & Hibst³⁰ (1993) que acreditam que esta característica pode favorecer a adesão dos materiais restauradores. Esse aspecto é característico da ablação fotomecânica, que se constitui no mecanismo de interação dos lasers dopados com érbio, ou seja, ocorre ablação seletiva dos contornos dos prismas.

Na área odontológica é de particular importância a forma do preparo na decisão clínica do tipo de material utilizado. As principais formas de cavidades encontradas nesse estudo estão representadas nas Figuras 10, 11 e 12. Quando analisamos as cavidades produzidas, num corte longitudinal, pudemos observar que com o aumento da energia aplicada, houve um aumento significativo da profundidade e do volume das cavidades e que não houve aumento significativo do diâmetro dos preparos (Tabela 1).

O diâmetro médio observado quando utilizamos 300 mJ de energia, foi de 1083,75 μm . Tokonabe et al.⁵² (1999), utilizando parâmetros do laser semelhantes aos nossos (300 mJ e 5s), observaram, em dentes permanentes, que o diâmetro médio das cavidades foi de 1120 μm .

Com relação ao tamanho da cavidade, sabemos que fixando a posição entre a superfície dental e a saída do laser, estamos sempre irradiando com um mesmo diâmetro. O diâmetro da região ablacionada é um parâmetro importante para o entendimento de vários aspectos do mecanismo de ablação. Variando a energia do pulso laser (200 e 300 mJ), notamos pequeno crescimento no diâmetro da cavidade com o aumento de energia. Como o tamanho do spot

iluminado não aumenta com o aumento de energia, concluímos que maior energia no pulso laser está promovendo uma maior abrangência de ablação. O aumento da abrangência na região investigada é aproximadamente dado pela expressão:

$$\phi (\mu\text{m}) \cong 0,5 E(\text{mJ}) + 940$$

O aumento do diâmetro da região irradiada, à medida que aumentamos a energia, apesar de não ter sido significante, tem várias contribuições. Primeiramente devemos lembrar que o laser de Er:YAG age através de uma eficiente transferência de energia para partículas de água. Essa eficiente absorção promove explosões das gotículas de água, acelerando partículas de vapor, que chocando com a superfície, removem material.

Maior energia promove maior quantidade de explosões e, conseqüentemente, com maior alcance de ablação. Este é, certamente, um dos motivos do aumento do diâmetro com a energia. Também, aumentando a energia, efeitos ópticos não lineares no vapor são cada vez mais importantes. Os efeitos ópticos não lineares fazem com que o meio se comporte como uma lente, possivelmente desfocando a luz, e, conseqüentemente, promovendo um maior diâmetro de ablação. Um outro aspecto importante é que, se

extrapolarmos o Gráfico 1 para $E=0$, em princípio teríamos o diâmetro inicial do feixe. No presente caso obtemos:

$$\text{Lim } \phi (E) = \phi_0 \sim 940 \mu\text{m}$$

Este diâmetro é, no entanto, muito maior que o diâmetro estimado do feixe (cerca de $700\mu\text{m}$). Isto mostra que o diâmetro da região ablacionada não deve seguir uma reta em todo intervalo de energia. A dependência do diâmetro com energia deve ser uma curva de concavidade negativa, como mostrado no Gráfico 2.

Esta dependência é esperada em vista do fato de que a região ablacionada é aquela atingida pelas moléculas aceleradas de água e não somente pela região iluminada. Em energias muito baixas, apenas elas devem coincidir.

A profundidade dos preparos realizados com 300 mJ de energia foi estatisticamente superior àquela onde se utilizou 200 mJ. O aumento na profundidade, em função do aumento de energia, foi também reportado por Sakakibara et al.⁴⁷ (1994) e Li et al.³⁶ (1992) em dentes permanentes.

O Gráfico 3 mostra claramente que o avanço da profundidade com energia não é linear, aumentando sua taxa à medida que a energia aumenta. Por esta razão, o ponto $P=0$, $E=0$ pertence ao

gráfico. A relação da profundidade com a energia parece depender da forma $P = \alpha E^n$, com $n > 1$.

A provável razão para isto é que maior energia permite superar a barreira de gotículas de água presente, atingindo moléculas mais internas da região ablacionada.

Esse fato tem conseqüências importantes no processo de ablação com Er:YAG. O aumento da energia pode promover uma rápida penetração, atingindo a polpa mais rapidamente do que se espera.

Outra possível explicação está relacionada à geometria do spot do laser associada ao vapor (gotículas de água aceleradas) podendo promover focalização do feixe (efeito óptico não linear) que automaticamente aumenta a taxa de penetração.

A média de profundidade observada em nosso estudo foi de 296,67 μm , enquanto que Tokonabe et al.⁵² (1999) encontraram em dentes permanentes também irradiados com 300 mJ de energia, profundidade de 136 μm . A discrepância dos valores pode ser explicada pela diferença na composição do esmalte de dentes decíduos que contém mais água e maior teor de sais minerais.⁵⁵

Wigdor et al.⁵⁴ (1993) relataram que a profundidade em esmalte aumentou com o aumento da energia e do número de pulsos. Porém, a velocidade da ablação não é diretamente proporcional a esse aumento. Ocorre um efeito de saturação por volta de 300 mJ quando se utiliza 1Hz em esmalte. Esse efeito também aparece quando se utilizam mais de 10 pulsos.

Conhecendo-se diâmetro, profundidade e forma da cavidade resultante da remoção do material, podemos calcular o volume removido como função da energia, resultado este, demonstrado pelo gráfico 4 . Aqui novamente o volume ablacionado cresce com a energia, como esperado, já que maior energia produz maiores microexplosões e maior aceleração das moléculas que agora aumentam seu poder de ablação. Além disso, a taxa com que o aumento ocorre, também aumenta com a energia. Isto mostra que a velocidade de ablação aumenta com a energia. Os números obtidos, certamente dependem muito do fato de estarmos trabalhando com dentes decíduos e não foi possível a comparação com dados obtidos por outros autores, pois não foram encontrados na literatura trabalhos anteriores que tivessem estudado o volume de material removido nesses dentes .

A maior parte dos trabalhos foi realizada em dentes sadios, no entanto o laser é também utilizado na remoção de tecido cariado^{1,2,4,56}. Mais recentemente a associação do laser com produtos químicos (Carisolv) tem sido testada.⁵⁸

Apesar dos vários estudos sobre o assunto, muitas perguntas necessitam ser respondidas antes da implementação do laser como instrumento de rotina em consultório, principalmente no que se refere ao fator custo benefício.

CONCLUSÃO

Conclusão

De acordo com as condições experimentais em estudo e com a metodologia proposta, julgou-se válido concluir que:

- 1- Os aspectos morfológicos das cavidades após a irradiação com laser de Er:YAG em dentes decíduos foram: formas arredondadas, ligeiramente ovaladas, margens bem delimitadas, presença de escamas no fundo da cavidade e aparência de favo de mel quando observadas em maior aumento, ausência de sinais de carbonização, vitrificação ou fusão.
- 2- Não houve alteração significativa no diâmetro das cavidades quando se aumentou a energia de 200 mJ para 300 mJ.
- 3- A profundidade da cavidade foi significativamente superior para a energia de 300 mJ.
- 4- O volume de tecido removido também aumentou, acredita-se que seja em razão do aumento da profundidade.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Referências Bibliográficas¹

- 1 AOKI, A. et al. Comparison between Er:YAG Laser and conventional technique for root caries treatment in vitro. *J. Dent. Res.*, v.6, p.1404-14, 1998.
- 2 ARMENGOL, V., JEAN, A., MARION, D. Temperature rise during Er:YAG and Nd:YAG laser ablation of dentin. *J. Endod.*, v.26, p. 138-41, 2000.
- 3 ARMENGOL, V. et al. Scanning electron microscopic analysis of diseased and healthy dental hard tissues after Er:YAG laser irradiation: In vitro study. *J. Endod.*, v.25, p.543-6, 1999.
- 4 BALIN, V. N. et al. Experimental caries treatment using pulsed erbium laser. *Spie*, v.2672, p.103-5, 1996.
- 5 BRUGNERA Jr., A., BORGES, D. G., WATANABE, L. Ultra structural effects caused by the irradiation of Er:YAG laser on smooth surfaces of deciduous teeth enamel. *Spie*, v. 3593, p.226-32, 1999.
- 6 BURKES, E. J. et al. Wet versus dry enamel ablation by Er:YAG laser. *J. Prosthet. Dent.*, v.67, p.847-51, 1992.
- 7 CHAIYAVEJ, S. et al. Response of feline intradental nerve fibers to tooth cutting by Er:YAG laser. *Lasers Surgery and Medicine*, v. 27, p. 341-9, 2000.

¹ UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA. Coordenadoria Geral de Bibliotecas, Editora UNESP. Normas para publicações da UNESP. São Paulo: Editora UNESP, 1994. 4v., v.2. Referências Bibliográficas.

- 8 CHESS, J. T. Laser dentistry. *Calif. Dent. Assoc. J.*, v.19, n.p. 19-23, 1991.
- 9 COZEAN, C. et al. Dentistry for the 21st century? Erbium:YAG laser for teeth. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.128, p.1-6, 1997.
- 10 DEDERICH, D. N. Laser / tissue interaction: what happens to laser light when it strikes tissue? *J. Am. Dent. Assoc.*, v. 124, p. 57-61, 1993.
- 11 DENBESTEN, P. K. et al. A randomized prospective parallel controlled study of the safety and effectiveness of Er:YAG laser use in children for caries removal. *Spie*, v. 3910, p.171-4, 2000.
- 12 DOSTÁLOVÁ, T. et al. Evaluation of the surface changes in enamel and dentin due to possibility of thermal overheating induced by erbium:YAG laser radiation. *Scanning Microscopy*, v. 10, p.285-91, 1996.
- 13 DOSTÁLOVÁ, T. et al. Noncontact Er:YAG laser ablation: clinical evaluation. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, v. 16, p. 273-82, 1998.
- 14 FALCINELLI, M. L. P. et al. Microfiltración en restauraciones de clase 5. Estudio comparativo *in vitro* entre preparaciones realizadas con láser Er:YAG e instrumentos rotatorios utilizando diferentes materiales restauradores. *Rev. Asoc. Odontol. Argent.*, v. 89, p. 270-3, 2001.

- 15 GIMBLE, C. R. et al. Er:YAG clinical studies for hard tissue applications. IN: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 4, 1994, Singapore. *Proceedings of the third International Congress on Laser in Dentistry*, Singapore, 1994. p. 267-71.
- 16 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.*, v. 16, p.153-7, 1998.
- 17 GOLDMAN, H. M., RUBEN, M. P., SHERMAN, D. The application of laser spectroscopy for the qualitative and quantitative analyses of inorganic components of calcified tissues. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*, v. 17, p. 102-3, 1964.
- 18 GOUW-SOARES, S. et al. Temperature rise in cavities prepareds *in vitro* by Er:YAG laser. *J. Oral Laser Applications*, v. 1, p. 119-23, 2001.
- 19 HIBST, R., KELLER, U. Experimental Studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard Substances: I. Measurement of the ablation rate. *Lasers Surg. Med.*, v. 9, p. 338-44, 1989.
- 20 HIBST, R., KELLER, U. Dental Er:YAG application: evaluation of thermal side effects. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASER IN DENTISTRY, 3 1992, Salt Lake City, Utah, USA.. *Proceedings of the third International Congress on Laser in Dentistry*, Salt Lake City, Utah, USA., 1992. p. 231-32.

- 21 HIBST, R., KELLER, U. Dental Er:YAG laser application: effect of water spray on ablation. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASER IN DENTISTRY, 3, 1992, Salt Lake City, Utah, USA.. *Proceedings of the third International Congress on Lasers in Dentistry*, Salt Lake City, Utah, USA., 1992. p.229-30.
- 22 HIBST, R., KELLER, U. The mechanism of Er:YAG laser induced ablation of dental hard substances. *Spie*, v. 1880, p. 156-62, 1993.
- 23 HIBST, R., WIESHAMMER, S., STEINER, R. Er:YAG and excimer laser induced ablation of biologic tissue. A quantitative study. *Lasers in Sur. And Med.*, v. 8, p.144, 1988.
- 24 HOSSAIN, M. et al. Ablation depths and morphological changes in human enamel and dentin after Er:YAG laser irradiation with or without water mist. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, v.17, p. 105-9, 1999.
- 25 HOSSAIN, M. et al. caries-preventive effect of Er:YAG laser irradiation with or without water mist. *J. Clin. Laser. Med. Surg.*, v. 18, p.61-5, 2000.
- 26 JAYAWARDENA, J. A. et al. Pulpal response to exposure with Er:YAG laser. *Oral Surg. Oral Med. Oral Patol.*, v. 91, p. 222-9, 2001.
- 27 JELINKOVÁ, H. et al. The influence of Er:YAG laser ablation on cavity surface and cavity shape. *Spie*, v. 2672, p. 193-9, 1996.

- 28 KAYANO, T. et al. Effect of Er:YAG laser irradiation on human extracted teeth. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, p. 147-50, 1991.
- 29 KELLER, U., HIBST, R. Experimental Studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: II light microscopic and SEM investigations. *Lasers Surg. Med.*, v. 9, p. 345-51, 1989.
- 30 KELLER, U., HIBST, R. Effects of Er:YAG laser on enamel bonding of composite materials. *Spie*, v. 1880, p. 163-8, 1993.
- 31 KELLER, U., HIBST, R. Effects of Er:YAG laser in caries treatment: a clinical pilot study. *Lasers Surg. Med.*, v. 20, p. 32-8, 1997.
- 32 KELLER, U. et al. Erbium:YAG laser application in caries therapy. Evaluation of patient perception and acceptance. *J. Dent.*, v. 26, p. 649-56, 1998.
- 33 KHAN, M. F. R. et al. Study of Microleakage at class I cavities prepared by Er:YAG laser using three types of restorative materials. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, v. 16, p. 305-8, 1998.
- 34 KUMAZAKI, M. Removal of hard dental tissue (cavity preparation) with the Er:YAG laser. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASER IN DENTISTRY, Singapore. *Proceedings of the third International Congress on Lasers in Dentistry, Singapore*, 1994. p.151-7.

- 35 KUTSCH, V. M. Lasers in dentistry: comparing wavelengths. *J. Am. Dent. Assoc.*, v. 124, p. 49-54, 1993.
- 36 LI, Z., CODE, J. E., VAN DE MERWE, W. P. Er:YAG laser ablation of enamel and dentin of human teeth: determination of ablation rates at various fluences and pulse repetition rates. *Lasers Surg. Med.*, v. 12, p.625-30, 1992.
- 37 MAIMAN, T. H. Stimulated optical radiation in ruby. *Nature*, v. 187, p. 493-4, 1960.
- 38 MAJARON, B., LUKAC, M. Thermo-mechanical laser ablation of hard dental tissues: an overview of effects, regimes, and models. *Spie*, v. 3593, p. 184-15, 1999.
- 39 MAJARON, B. et al. Heat diffusion and debris screening in Er:YAG laser ablation of hard biological tissues. *Applied Physics B*, v.66, p. 479-87, 1998.
- 40 MATSUMOTO, K. Tooth pain control by laser. IN: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, Singapore, *Proceedings of the third International Congress on Lasers in Dentistry, Singapore*, v. 4, 1994. p.287-291.
- 41 MILLER, M., TRUHE, T. Lasers in dentistry: an overview. *J. Am. Dent. Assoc.*, v. 124, p. 32-5, 1993.
- 42 MORIOKA, T., TAGOMORI, S., OHO, T. Acid resistance of lased human enamel with Erbium:YAG laser. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, p. 215-7, 1991.

- 43 NIU, W. et al. A study on microleakage after resin filling of class V cavities prepared by Er:YAG laser. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, v. 16, p. 227-31, 1998.
- 44 PAGHDIWALA, A. F. Does the laser work on hard dental tissue? . *J. Am. Dent. Assoc.*, v. 122, p. 79-80, 1991.
- 45 PAGHDIWALA, A. F., VAIDDYANATHAN, T. K., PAGHDIWALA, M. F. Evaluation of Erbium:YAG laser radiation of hard dental tissues: analysis of temperature changes, depth of cuts and structural effects. *Scanning Microscopy*, v.7, p.989-97, 1993.
- 46 PICK, R. M. Using lasers in clinical dental practice. *J. Am. Dent. Assoc.*, v. 124, p. 37-47, 1993.
- 47 SAKAKIBARA, Y. K. et al. Morphological change of tooth surface irradiated by Er:YAG laser. IN: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, Singapore. *Proceedings of the third International Congress on Lasers in Dentistry, Singapore*, 1994. p.163-5.
- 48 SANTOS-PINTO, L. A., ZUANON, A . C. C .C, CILENSE, M. Análise das alterações produzidas pelo processo de metalização (MEV) em superfícies de cimento de ionômero de vidro. *Revista ABO Nac*, v. 1, p.159 – 63, 1993.
- 49 SANTOS-PINTO et al. Evaluation of cutting patterns produced with air-abrasion systems using different tip designs. *Oper. Dent.*, v.26, p.308 – 12, 2001.

- 50 SONNTAG, K. D. et al. Pulpal response to cavity preparation with the Er:YAG and Mark III free electron lasers. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*, v. 81, p. 695-702, 1996.
- 51 STERN, R. H. , SOGNAES, R. F. Laser beam effect on dental hard tissues. *J. Dent. Res.*, v. 43, p. 873, 1964.
- 52 TOKONABE, H. et al. Morphological changes of human teeth with Er:YAG laser irradiation. *J.Clin. Laser Med. Surg.*, v. 17, p. 7-12, 1999.
- 53 VISURI, S. R., WALSH, J. T., WIGDOR, H. A. Erbium laser ablation of dental hard tissue: effect of water-cooling. *Laser Surg. Med.*, v. 18, p. 294-300, 1996.
- 54 WIGDOR, H. A. et al. The effect of lasers on dental hard tissues. *J. Am. Dent. Assoc.*, v. 124, p. 65-70, 1993.
- 55 WILSON, P. R., BEYNON, A. D. Mineralization differences between human deciduous and permanent enamel measured by quantitative micro radiography. *Archs Oral Biol.*, v. 34, p. 85-8, 1989.
- 56 WITTSCHIER, M. Lasers in caries therapy: a report on clinical experience. *J. Oral Laser Appli.*, v. 1, p. 125-32, 2001.
- 57 YAMADA, Y. et al. Removal of carious dentin by mechanical, chemo mechanical and Er:YAG laser in deciduous teeth. *J. Oral Laser Applications*, v. 1, p. 109-14, 2001.

- 58 YAMADA, Y. et al. Removal of carious dentin by Er:YAG laser irradiation with and without Carisolv. . *J.Clin. Laser Med. Surg.*, v. 19, p.127-31, 2001.

ANEXOS

Anexo A – Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa

unesp  **UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA**
CÂMPUS DE ARARAQUARA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA 

Rua Humaitá, 1688 - 14001-905 Araraquara-SP - FONE: (0xx16) 2010434 - FAX: (0xx16) 2016433

Araraquara, 28 de maio de 2001

Ofício CEP-FO/C.Az. nº 132/2001

Senhora Pesquisadora:

O Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia, reunido em sessão de 28.05.2001, após apreciar a avaliação final do Projeto de sua responsabilidade intitulado *"Taxa de ablação e aspectos morfológicos das superfícies de dentes deciduos irradiados com laser de Er: YAG e Nd: YAG"*, considerou-o **APROVADO**, devendo o relatório ser apresentado em Maio/2002.

Atenciosamente


Prof. Dr. MÔNICA DA COSTA SERRA
Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa
da Faculdade de Odontologia

Emul. Sra.
C. D. JUÇÁIRA STELLA MARTINS GIUSTI
Pesquisadora Responsável

MCA/ces

RESUMO

GIUSTI, J.S.M. Avaliação das dimensões e aspectos morfológicos da cavidade promovida pela ablação do esmalte de dentes decíduos irradiados pelo laser de Er:YAG. Araraquara, 2002. 104p. Dissertação (Mestrado em Odontopediatria) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista.

RESUMO

O propósito desse estudo *in vitro* foi analisar as características morfológicas das cavidades em esmalte promovidas pela irradiação de dentes decíduos com laser de Er:YAG, bem como avaliar as dimensões das cavidades de acordo com a variação de energia aplicada, 200 mJ e 300 mJ, mantendo-se constante a frequência de 10 Hz e 10 s o tempo de aplicação. Foram utilizados quatorze dentes decíduos esfoliados, que foram irradiados e tiveram seu diâmetro e profundidade medidos por meio de fotomicrografias obtidas após microscopia eletrônica de varredura, utilizando um programa de análise cefalométrica. Pudemos observar que as características morfológicas são as mesmas observadas por outros autores em dentes permanentes: cavidades arredondadas com bordas delimitadas e presença de escamas ou flocos no fundo da cavidade. Quanto às dimensões dos preparos observou-se que o diâmetro das cavidades não aumentou significativamente com o aumento da energia (média de 1033,37 μm para 200 mJ e 1083,75 μm para 300 mJ), enquanto a profundidade teve um aumento estatisticamente significativo em relação ao aumento da energia aplicada (média de 153,69 μm para 200 mJ e 296,67 μm para 300 mJ). O volume foi estatisticamente superior nos preparos realizados com 300 mJ de energia.

Palavras-Chave: Lasers; preparo da cavidade dentária; dente decíduo

ABSTRACT

GIUSTI, J.S.M. Dimensions avaluation and morphological aspects of the cavity preparation in deciduous teeth enamel using Er:YAG Laser. Araraquara, 2002. 104p. Dissertação (Mestrado em Odontopediatria) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista.

ABSTRACT

The aim of this “in vitro” study was to analyze the morphology, diameter, depth and volume of the cavities prepared in deciduous teeth enamel using laser. Fourteen exfoliated teeth were irradiated by Er:YAG laser set at 200 and 300 mJ of energy and 10Hz of frequency, applied during 10 seconds. The morphology, diameter and depth of the cavities were measured on scanning electron micrographs using a cephalometric program and the volume was calculated. The cavities presented round shape and flakes or scales pattern were observed in the bottom. There was no significant statistical difference in the diameter of the cavities when 200 mJ (1033,37 μm) or 300 mJ (1083,75 μm) were used. The depth was statistically greater when energy was increased (153,69 μm and 296,67 μm to 200 and 300 mJ respectively). The volume also increased when 300 mJ was use.

Keywords: Lasers; dental cavity preparation; tooth deciduous

Autorizo a reprodução deste trabalho.

Araraquara, 07 de março de 2002.

JUÇÁIRA STELLA MARTINS GIUSTI