

ANDRÉA SOARES DE OLIVEIRA ORTOLAN

INFLUÊNCIA DA ENERGIA E FREQUÊNCIA DE PULSOS DO LASER ER:YAG
NA CAPACIDADE DE ABLAÇÃO DA DENTINA DE DENTES DECÍDUOS –
ANÁLISE IN VITRO DA MORFOLOGIA SUPERFICIAL

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do Grau de Mestre em Odontopediatria.

Orientadora: Profa. Dra. Maria Cristina Borsatto

Ribeirão Preto - SP
2006

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

Ortolan, Andréa Soares de Oliveira

Influência da energia e frequência de pulsos do laser Er:YAG na capacidade de ablação da dentina de dentes decíduos – análise in vitro da morfologia superficial. Ribeirão Preto, 2006.

61 p. : il. ; 30cm

Dissertação de Mestrado, apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão de Preto/USP – Programa: Odontopediatria.

Orientadora: Maria Cristina Borsatto

1. Laser Er:YAG 2. Microscopia eletrônica de varredura 3. Ablação 4. Dentina 5. Dentes decíduos

ANDRÉA SOARES DE OLIVEIRA ORTOLAN

INFLUÊNCIA DA ENERGIA E FREQUÊNCIA DE PULSOS DO LASER ER:YAG NA
CAPACIDADE DE ABLAÇÃO DA DENTINA DE DENTES DECÍDUOS – ANÁLISE
IN VITRO DA MORFOLOGIA SUPERFICIAL

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do Grau de Mestre em Odontopediatria.

Data da defesa: __/__/__

Banca Examinadora

Prof.Dr. _____	
Julgamento: _____	Assinatura: _____
Prof.Dr. _____	
Julgamento: _____	Assinatura: _____
Prof.Dr. _____	
Julgamento: _____	Assinatura: _____

DADOS CURRICULARES

Andréa Soares de Oliveira Ortolan

Nascimento	04/09/1973 – Ribeirão Preto – SP
Filiação	Guilherme Ortolan Junior Maria Dulce B. Soares de Oliveira
1992-1997	Curso de Graduação Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de Ribeirão Preto – UNAERP
2000-2002	Especialização em Odontopediatria Associação Odontológica de Ribeirão Preto – AORP
2004-2006	Curso de Pós-Graduação em Odontopediatria, nível de Mestrado Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo – FORP/USP

A VIDA SÓ SE DÁ PARA QUEM SE DEU.

VINÍCIUS DE MORAES

DEDICO ESTE TRABALHO

A Deus, pelo dom da vida, pela saúde de minha família, e pela bênção de ter uma vida sendo gerada dentro de mim.

Aos meus pais Guilherme e Maria Dulce, pelo amor incondicional, pela paciência, carinho, doação, amizade. Vocês são minha força, minha crença, minha inspiração, minha estrela. Sinto-me abençoada por ser sua filha. Não podia ter exemplos de pais melhores que vocês. Que dupla! (mesmo não sendo mais uma dupla). Amo vocês demais! Obrigada por acreditar e por apoiar. Essa conquista é de vocês também!

Ao meu marido Fernando, "você é assim, um sonho pra mim, e quando eu não te vejo, eu penso em você, desde o amanhecer, até quando eu me deito, eu gosto de você, e gosto de ficar com você, meu riso é tão feliz contigo, o meu melhor amigo é o meu amor...". Obrigada pela paciência, confiança, compreensão, e por ter ficado ao meu lado sempre. Você faz parte desta conquista! Te amo imensamente!

Ao meu filho (ou filha), sopro divino de amor e luz, que vem para alegrar ainda mais nossos corações. O ser que cresce dentro de meu ventre, me enche de esperança e coragem para continuar a viver intensamente. Já o (a) amo infinitamente. Não vejo a hora de tê-lo em meus braços.

Ao meu irmão Guilherme e minha irmã Rebeca, que compartilham comigo todos os tipos de emoções. Tenho orgulho de vocês, e não poderia desejar irmãos mais amorosos e compreensivos. Amo vocês!

Ao meu sobrinho e afilhado, Guilherme, que apesar dos seus 5 anos de vida, já nos mostrou a que veio. Inteligente, esperto, doce, torna nossa vida melhor e mais alegre. O amor que sinto por você é tão grande que muitas vezes a saudade

se torna insuportável. Obrigada pelo seu carinho, pela sua risada, e pelas lições de amor que nos dedica a cada dia.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

A Profa. Dra. Maria Cristina Borsatto, minha orientadora. O que dizer desta pequena-Grande mulher?! Exemplo de profissional, ética, honesta, "zen", amiga, companheira, preocupada com suas orientadas como uma mãe com seus filhos. Agradeço a Deus por tê-la conhecido, e por ter sido sua orientada durante estes trinta meses. Obrigada pela paciência, disposição, ternura e bom-humor com os quais você sempre me tratou. Tenho muito orgulho de ser sua orientada, sua aluna, sua amiga, sua "filha". Maria, obrigada pelos ensinamentos e por me deixar fazer parte da "família". Você mora dentro do meu coração. Para sempre!

A Profa. Dra. Regina Guenka Palma Dibb, pela oportunidade de tê-la conhecido, e por não ter medido esforços para me ajudar. Obrigada por ter me acompanhado neste trabalho. Serei sempre grata!

A Carolina Paes Torres Mantovani, uma verdadeira amiga! Obrigada pelo seu tempo, por toda a ajuda que você me deu durante estes anos. Se todos fossem dedicados e comprometidos com a carreira profissional, como você, teríamos um mundo muito melhor. "Amigo é coisa pra se guardar do lado esquerdo do peito, dentro do coração...". É onde você está, e estará sempre, dentro do meu coração!

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Paulo Nelson Filho, pelo carinho e incentivo para que possamos, um dia, quem sabe, nos tornarmos um pouco do que você é. Exemplo de Mestre e pesquisador. Obrigada pelos ensinamentos.

A Michelle Alexandra Chinelatti, pela agradável convivência, e pela ajuda na parte experimental deste trabalho. Pessoa dedicada, sempre pronta a ajudar. Obrigada, Mi, pelo seu bom-humor!

A Jaciara Miranda Gomes da Silva, que desde o princípio se mostrou uma verdadeira amiga, preocupada, dedicada, solícita e “acelerada”, e que se não fosse o seu ritmo, talvez não tivesse conseguido chegar até aqui “tão rápido”. Obrigada pelo apoio e ajuda na parte experimental deste trabalho. Você é uma amiga para sempre!

As amigas Fernanda Campos Rosetti Lessa e Juliana Machado Barroso, pelo exemplo de perseverança e dedicação. Obrigada pelo apoio e incentivo durante a realização deste trabalho. Podem contar comigo sempre!

Aos amigos Fátima Rizóli e Rodrigo Galo, pela disponibilidade, e por tornar minha estadia em Ribeirão tão divertida e agradável. Obrigada por tudo!

Ao Sr. Reginaldo Santana da Silva, do Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, pela disponibilidade em auxiliar na utilização do equipamento de Laser e pela alegre convivência.

A Kranya Victoria Diaz Serrano e Alexandra Mussolino de Queiroz, obrigada pela amizade, orientação, convivência e apoio.

Aos colegas de Mestrado em Odontopediatria da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, Adriana Sasso Stuani, Francisco Wanderlei Garcia de Paula e Silva, Fumio Matoba Junior, Raquel Assed Bezerra da Silva, Valéria Pontelli Navarro, Carolina de Souza Guerra, Cristhiane Ristum Bagatin Rossi, Cristiane Tomaz Rocha, Iza Teixeira Alves Peixoto, Jaciara Miranda Gomes da Silva, Maria Stella Gaspar Gomes Raffaini, Patrícia Maria Monteiro, Patrícia Motta Fernandes, Regina Aparecida Segatto Saiani, Soraya Cheier Dib Gonçalves, Thaís Helena Andreolli do Amaral, pela agradável convivência.

Aos docentes do Departamento de Clínica Infantil, Odontologia Preventiva e Social da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, Profa. Dra. Lea Assed Bezerra da Silva, Profa. Dra. Aldevina Campos de Freitas, Profa. Dra. Maria Cristina Borsatto, Profa. Dra. Kranya Victoria Díaz Serrano, Prof. Dr. Paulo Nelson Filho, Profa. Alexandra Mussolino de Queiroz, Profa. Dra. Maria Conceição Pereira Saraiva, Prof. Dr. Adilson Thomazinho, Prof. Dr. José Tarcísio Lima Ferreira, Profa. Dra. Mirian Aiko Nakame Matsumoto, Profa. Dra. Maria Bernadete Sasso Stuani, pela orientação e ensinamentos.

Aos funcionários do Departamento de Clínica Infantil, Odontologia Preventiva e Social da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, Benedita Viana Rodrigues, Carmo Eurípedes Terra Barreto, Dorival Gaspar, Fátima Aparecida Jacinto Daniel, Fátima Aparecida Rizóli, Gisele Faria, José Augusto Paciência, José Aparecido Neves do Nascimento, Marco Antônio dos Santos, Nadir das Dorres G. Felício, Nilva Aparecida Afonso Ruggiero, Osvaldo Aparecido Pinheiro, Rejane Gomes Cavalheiro Mazer, Renata Aparecida Fernandes Rodrigues e Vera Ribeiro do Nascimento. Obrigada pela dedicação.

As funcionárias da Seção de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, Isabel Cristina Galino Sola e Regiane Cristina Moi Sacilotto, pelo carinho e atenção.

A Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, no nome da atual Diretora Profa. Dra. Marisa Semprini e da Vice-Diretora Profa. Dra. Sada Assed.

A Coordenação do Curso de Pós-Graduação em Odontopediatria da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, na pessoa da Profa. Dra. Lea Assed Bezerra da Silva, pela oportunidade de ser aluna deste programa.

Ao Departamento de Engenharia de Materiais da UFSCAr pela realização das imagens de Microscopia Eletrônica de Varredura.

A todos que, de alguma forma, contribuíram para a concretização dessa pesquisa. Muito Obrigada!

Resumo

Ortolan ASO. Influência da energia e frequência de pulsos do laser Er:YAG na capacidade de ablação da dentina de dentes decíduos – análise in vitro da morfologia superficial [dissertação]. Ribeirão Preto: FORP-Univ. São Paulo; 2006.

Este estudo teve como objetivo avaliar in vitro a influência da energia e frequência de pulsos do laser Er:YAG na capacidade de ablação da dentina de dentes decíduos, por meio de perda de massa (mg), e analisar a morfologia superficial do substrato dental irradiado, por meio de microscopia eletrônica de varredura. Foram utilizados 48 molares decíduos humanos hígidos seccionados no sentido mesio-distal, totalizando 96 espécimes. Estes foram fixados em matriz cilíndrica de Teflon, levados à politriz para desgaste do esmalte e planificação da dentina, e em seguida removidos da matriz. A seguir, foram armazenados em água destilada a 4 °C, durante 24 horas, mantidos em temperatura ambiente por 2 horas e secos de maneira uniforme para a obtenção da massa inicial. Na sequência, os espécimes foram hidratados durante 1 hora, fixados com cera utilidade em uma lâmina de acrílico para a delimitação de uma área de 4 mm². As superfícies de dentina foram divididas em 12 grupos, de acordo com a interação da energia (160, 200, 250, 300 mJ) e da frequência de pulsos (2, 3 e 4 Hz) empregadas para o preparo de cavidades. A irradiação do laser Er:YAG foi realizada varrendo-se a superfície, a uma distância de 12 mm, sob refrigeração, durante 20 segundos. Após a irradiação, os espécimes foram armazenados em água destilada durante 1 hora, para então serem submetidos à pesagem final. Para a análise morfológica das superfícies, após a obtenção da massa dos espécimes irradiados, estes foram preparados para observação em MEV. Os dados obtidos pela subtração da massa final da inicial foram analisados estatisticamente por ANOVA e teste de Fischer. Observou-se que a frequência de pulsos de 4 Hz propiciou maior perda de massa, sendo diferente de 2 Hz e 3 Hz ($p < 0,05$). A energia de 300 mJ promoveu maior perda de massa, sendo semelhante à 250 mJ, e diferente de 200 mJ e 160 mJ. Para todos os espécimes, com o aumento dos parâmetros de energia e frequência, houve maior obliteração dos túbulos dentinários, aparecimento de fendas e irregularidades superficiais da dentina.

Palavras-chave: Laser Er:YAG, Microscopia Eletrônica de Varredura, Ablação, Dentina, Dentes decíduos.

Abstract

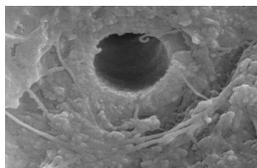
Ortolan ASO. Influence of power output and pulse frequency of Er:YAG laser on primary dentin ablation capability and surface morphologic analysis. In vitro evaluation. [dissertation]. Ribeirão Preto: FORP-Univ. São Paulo; 2006.

The purpose of the present study was to evaluate the influence of power output and pulse frequency of Er:YAG laser on ablation ability of primary dentin, using mass loss (mg), and to analyze the surface morphology by scanning electron microscopy (SEM). Forty-eight crowns of sound human primary molars were bisected on a mesiodistal direction totalizing 96 halves. The specimens were fixed in a cylindrical polytetrafluoroethylene matrix, taken to a water-cooled polishing machine for flattening of the enamel and exposure of the dentin surface and afterwards removed from the matrix and stored in distilled water at 4°C for 24 hours. Thereafter, the specimens were maintained in distilled water at room temperature for 2 hours, thoroughly dried, and the initial mass was obtained. Next, the specimens were rehydrated for 1 hour, fixed with wax in acrylic slides, and a 4 mm² area was delimited. The enamel surfaces were assigned to 12 groups according the power output (160, 200, 250, and 300 mJ) and the pulse frequency (2, 3 and 4 Hz) employed for cavity preparations. Er:YAG laser irradiation of the delimited area was uniformly performed at a distance of 12 mm, under water-spray cooling, for 20 seconds. After irradiation, specimens were stored in distilled water at room temperature for 1 hour, and the final mass was obtained. After obtaining the final mass, specimens were prepared for SEM observation. The data obtained by subtracting the final mass from the initial mass were statistically analyzed by ANOVA and Fischer test. The analysis showed that the 4 Hz pulse frequency yielded greater mass loss, and it was statistically different from 2 Hz and 3 Hz ($p < 0.05$). The 300 mJ power output resulted in greater mass loss, being similar to 250 mJ and different from 200 mJ and 160 mJ. For all specimens, with the increasing of power output and pulse frequency was observed dentinal tubules obliteration, structural alterations and the presence of cracked areas in primary dentin.

Key-words: Er:YAG Laser, Scanning Electron Microscopy, Ablation, Dentin, Primary teeth

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	13
2 PROPOSIÇÃO.....	20
3 MATERIAL E MÉTODO.....	22
3.1 OBTENÇÃO DOS DENTES.....	23
3.2 ANÁLISE DA PERDA DE MASSA.....	23
3.3 ANÁLISE EM MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA.....	31
4 RESULTADOS.....	33
4.1 ANÁLISE DA PERDA DE MASSA.....	34
4.2 ANÁLISE EM MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA.....	38
5 DISCUSSÃO.....	43
6 CONCLUSÃO.....	52
REFERÊNCIAS.....	54
ANEXO.....	60



Introdução

1 INTRODUÇÃO

Nas últimas décadas, a Odontologia passou por grandes transformações e experimentou avanços científicos e tecnológicos altamente significativos em todas as áreas. No entanto, o desconforto causado pela vibração, pressão e ruído associados ao emprego de alta e baixa-rotação não desapareceram apesar do aprimoramento destes instrumentos rotatórios. Em Odontopediatria, estes fatores são considerados de fundamental importância uma vez que afetam desfavoravelmente o comportamento de pacientes infantis. Assim, métodos alternativos para o preparo de cavidades e tratamento do substrato dental têm sido propostos com o intuito de diminuir os efeitos indesejáveis do procedimento restaurador.

Uma destas novas tecnologias é a irradiação a laser, que tem sido amplamente utilizada e difundida na Odontologia Moderna. A descoberta da tecnologia laser se deve à teoria atômica proposta por Einstein em 1917, que afirmou ser a luz laser produzida a partir da emissão estimulada de radiação (Sulewski, 2000). O sistema foi denominado por Goldman em 1964 com a palavra LASER, acrônimo para a expressão inglesa Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation, que viria a propiciar ao mundo a abertura de novas fronteiras, revolucionando a ciência em diversos campos. (Brugnera Júnior e Pinheiro, 1998).

A formação da luz laser ocorre após a estimulação de um meio ativo, e a energia liberada é absorvida pelos elétrons presentes nas órbitas ao redor do núcleo dos átomos, estimulando-os, e excitando-os. Entretanto, este estado é transitório, de forma que os elétrons retornam rapidamente ao seu estado original ocorrendo, assim, liberação de energia em forma de fóton. Esta energia tem comprimento de onda específico e, então, se amplifica por meio de lentes. (Brugnera Júnior e Pinheiro, 1998).

Em 1960, Maiman desenvolveu a emissão estimulada de energia luminosa a partir da excitação de um cristal de rubi, que foi empregada por Goldman em dente vital. E, em 1964 Stern e Sognaes estudaram o possível uso do laser rubi

para reduzir a desmineralização da superfície dentária, e verificaram a presença de áreas fusionadas no esmalte com reduzida birrefringência (aspecto vitrificado), alterações cristalográficas, e na dentina crateras mais definidas com evidências de carbonização devido ao maior conteúdo orgânico. Assim, danos térmicos significativos foram observados após a irradiação (Burkes et al., 1992; Li et al., 1992; Hossain et al., 1999).

Existe, atualmente, diversos tipos de lasers que são utilizados na Odontologia para alterar ou preparar o substrato dentário como dióxido de carbono, argônio, Hélio-Neônio e lasers YAG, e suas características variam de acordo com o seu meio ativo (gasoso, sólido ou líquido), que determina principalmente o comprimento de onda a ser trabalhado, distinguindo-se assim a maneira de interação com cada tecido (Coluzzi, 2000). Os lasers YAG possuem como meio ativo uma granada de ítrio-alumínio dopada com íons Neodímio, Érbio ou Hólmio.

A interação laser-tecido é controlada pelos parâmetros de radiação, como o comprimento de onda, densidade de energia, duração de pulso, propriedades dos tecidos como absorção, reflexão, transmissão e dispersão, ritmo de repetição, energia do pulso, características espaciais e temporais, e as propriedades ópticas do tecido (Gimbel, 2000). Geralmente, as propriedades ópticas do tecido são caracterizadas pelo índice de refração, e coeficientes de difusão e absorção e a anisotropia da difusão. No entanto, os efeitos finais da irradiação do laser no tecido dependem da distribuição da energia depositada no interior do tecido. O concomitante aumento da temperatura em cada ponto do tecido exposto é o resultado desta distribuição bem como qualquer condução de calor para longe da fonte. O aumento da temperatura é o efeito fundamental determinante da extensão das mudanças na morfologia e estrutura química do tecido irradiado (Wigdor et al., 1993).

Dentre os lasers existentes o Er:YAG apresenta a melhor interação com os tecidos dentais duros que é atribuída à emissão do seu comprimento de onda de 2.94 μm , que coincide com a principal banda de absorção da água. Esta emissão é também bem absorvida pelo grupo OH⁻ nos cristais de hidroxiapatita (Hibst et al.,

1988; Morioka, 1994; Eduardo et al., 1996; Kumazaki, 1998), garantindo uma alta absorção para todos os tecidos biológicos, incluindo esmalte e dentina. Sendo assim, o laser Er:YAG foi o primeiro laser a ser aprovado pelo FDA em 1997 para remoção de cárie, preparo cavitário e modificação do esmalte e dentina previamente ao condicionamento ácido (Sakakibara et al., 1998), embora também possa ser usado para procedimentos em tecidos moles (Dunn et al., 2005). E somente a partir de 1999, para utilização em crianças (Parkins, 2000).

Os primeiros estudos com laser Er:YAG empregado na Odontologia foram realizados por Paghdwala (1988) e Hibst e Keller (1989). O primeiro autor observou que resultados favoráveis para a remoção de esmalte e dentina, sem o aparecimento de fendas ou carbonização, quando empregou baixa densidade de energia, com pequeno aumento de temperatura (4,3 °C), mesmo sem a utilização de refrigeração. Hibst e Keller (1989) demonstraram a interação deste laser com os tecidos dentários duros, observando uma boa capacidade de ablação dos tecidos e remoção de materiais restauradores. Desde a sua aprovação diversas aplicações vêm sendo indicadas como remoção conservadora e inibição da cárie (Frentzen et al., 1992), preparo de cavidades, tendo como vantagens, redução da necessidade de anestesia (Keller e Hibst, 1992; Cozean et al., 1997; Evans et al., 1998), alta aceitabilidade do paciente, redução do estresse e da fadiga do profissional (Sulewski, 2000).

A absorção do laser Er:YAG na água é 10 vezes maior do que o laser de CO₂, e 20.000 vezes maior do que o laser de Nd:YAG. Estudos com os lasers de dióxido de carbono e Nd:YAG mostraram uma adequada ablação empregando-se altas energias, o que resultava em significante, e geralmente irreversíveis danos térmicos à polpa e tecidos moles adjacentes e/ou estruturas duras (Keller e Hibst, 1989; Armengol et al., 1999; Gimbel, 2000). Ao contrário do laser Nd:YAG, a ablação da estrutura dentária pelo laser de Er:YAG é alcançada via interação fotomecânica, pela desintegração do tecido em fragmentos, por meio de vaporização, sendo que a maioria da radiação incidente é consumida no processo da ablação, deixando pouca energia residual e, desta forma, evitando causar danos térmicos aos tecidos (Armengol et al., 1999; Tokonabe et al., 1999).

Durante a irradiação, a energia incidente é prontamente e altamente absorvida pelos componentes inorgânicos e moléculas de água presentes nas estruturas cristalinas do esmalte e dentina, o que ocasiona um repentino aquecimento e vaporização da água. A pressão resultante da corrente elétrica dentro do tecido irradiado leva à ocorrência de microexplosões sucessivas, o que constitui o maior princípio da ablação do laser Er:YAG e promove uma destruição não-uniforme da estrutura dentária e a expulsão das partículas teciduais orgânicas e inorgânicas (Li et al., 1992; Gimbel, 2000), deixando o esmalte com crateras e a dentina com túbulos dentinários abertos (Dostálová et al., 1998; Hossain et al., 2000; Gonçalves et al., 2002).

A área ablacionada é sempre maior para a dentina que para o esmalte, devido ao maior conteúdo de água, facilitando a ação do laser Er:YAG (Mercer et al. 2003). Em relação a dentina, a intertubular é mais ablacionada seletivamente do que a peritubular, deixando uma banda de dentina altamente mineralizada ao redor dos orifícios dos túbulos dentinários (Aoki et al., 1998; De Munck et al., 2002). No entanto, a ablação do laser Er:YAG sobre o esmalte e a dentina sadia e cariada e compósitos, varia de acordo com o conteúdo de água do material a ser preparado (Dunn et al., 2005).

A ação do laser Er:YAG é melhorada quando combinada com spray de água (Burkes et al., 1992; Pagdiwala et al., 1993; Hossain et al., 1999; Kim et al., 2003; Lee et al., 2004) que proporciona menores alterações estruturais e limita a elevação da temperatura pulpar a níveis aceitáveis, levando a efeitos térmicos mínimos no dente durante seu preparo, em comparação com outros lasers dentários (Wigdor et al., 1993; Cozean et al., 1997; Armengol et al. 2000). Além disso, Takamori (2000) demonstrou que o preparo dentário com o laser Er:YAG pode levar ao reparo pulpar mais rapidamente do que o preparo com rotatório.

A resposta dos tecidos dentários à irradiação do laser de Er:YAG pode ser influenciada por diversos parâmetros, incluindo o modo de irradiação, a distância focal e a taxa de repetição de pulsos. Os melhores resultados para o preparo cavitário são alcançados quando o feixe laser é empregado no modo não-contato e focado, pois proporcionam uma maior intensidade de ablação e melhor

habilidade do laser produzir uma estrutura superficial microretentiva. Em relação à frequência esta é considerada o parâmetro que mais influencia no acúmulo de calor nos tecidos (Keller e Hibst, 1995) e na capacidade de ablação do tecido (Corona, 2003).

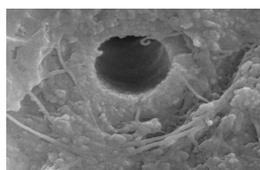
A irradiação do esmalte e dentina pelo laser tem produzido superfícies sem trincas e túbulos abertos, ambos aparentemente ideais para adesão (Visuri et al., 1996). Superfícies dentinárias irregulares (Gross et al., 1992), com túbulos dentinários abertos, sem produção de smear layer, também foi reportado por outros autores (Aoki et al., 1998; Dostálová et al., 1998; Armengol et al., 1999; Hossain et al., 2000; Shigetani et al., 2002).

Alguns trabalhos de pesquisa (Hirayama et al., 1986; Ruschel et al., 1996; Sumikawa et al., 1999) evidenciaram diferenças morfológicas entre a dentina de dentes decíduos e permanentes, sendo que tais diferenças estruturais podem interferir no mecanismo de ação do laser. Dentre elas destaca-se que a dentina peritubular em dentes decíduos é cerca de 2 a 5 vezes mais espessa do que em dentes permanentes (Hirayama et al., 1986) e que a densidade numérica dos túbulos é maior em dentes decíduos, com diminuição na área de dentina intertubular disponível (Sumikawa et al., 1999), podendo causar diferença significativa na capacidade de ablação.

Lizarelli et al. (2003) avaliaram comparativamente a ablação das estruturas dentárias de dentes decíduos e permanentes utilizando laser Er:YAG e observaram que o esmalte mostrou uma superfície mais lisa e regular para os dentes decíduos, e rugosa para os permanentes. Estes resultados devem-se às diferenças na composição de cada tipo de dente. As características orgânicas dominantes nos dentes decíduos permitem a remoção uniforme deste substrato. Para os dentes permanentes, as estruturas rígidas prismáticas modificam a resistência oferecida para ablacionar a superfície, produzindo uma área não uniforme. Para a dentina, os dois tipos de dentes mostraram aspectos equivalentes, apenas com uma penetração do feixe de laser mais pronunciada nos dentes decíduos.

Em vista do conhecimento das diferenças estruturais e morfológicas entre os dentes decíduos e permanentes, há necessidade de se investigar as variáveis

envolvidas no uso da tecnologia do laser Er:YAG em esmalte e dentina de dentes decíduos para se estabelecer os parâmetros apropriados do laser para preparo cavitário envolvendo estes substratos.

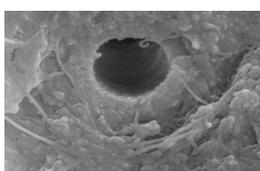


Proposição

2 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi avaliar in vitro a influência da variação da energia e da frequência de pulsos do laser Er:YAG na:

- Capacidade de ablação da dentina de dentes decíduos, por meio da perda de massa;
- Morfologia superficial do substrato dental irradiado, por meio de microscopia eletrônica de varredura (FEG-SEM).



Material e
Método

3 MATERIAL E MÉTODO

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (Anexo A).

3.1 OBTENÇÃO DOS DENTES

A amostra foi constituída de 48 molares decíduos humanos hígidos, selecionados por meio de exame visual sob lupa estereoscópica (Nikon Inc. Instrument Group, Melville, NY 11747, USA) com 10X de aumento, sendo descartados aqueles que apresentaram trincas, fraturas, lesões de cárie ou anomalias de estrutura, para que não comprometessem o estudo. Os dentes, provenientes de estoque, e armazenados à temperatura de 4°C em solução azida de sódio a 0,4% (Fotos et al., 1990), no Departamento de Clínica Infantil, Odontologia Preventiva e Social da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP. Os dentes foram submetidos a um processo de limpeza e profilaxia e, então, armazenados em solução salina a 4°C até a sua utilização.

3.2 ANÁLISE DA PERDA DE MASSA

Para a avaliação da capacidade de ablação foram utilizados 48 dentes. A porção radicular, quando presente, foi removida a 2mm abaixo da junção amelo-cementária por meio de um disco diamantado adaptado em máquina de corte (Miniton, Struers A/S, Copenhagen, Dinamarca), sob refrigeração (Figuras 1A e B). A seguir, as coroas foram fixadas com cera utilidade em lâminas de plexiglass e com auxílio de disco diamantado (KG Sorensen, 7015, Barueri, 06454-920, Brasil) montado em baixa-rotação, foram seccionadas longitudinalmente no sentido mesio-distal, totalizando 96 espécimes. Os fragmentos tiveram suas dimensões padronizadas por meio de um paquímetro (Figuras 2A e B), de tal forma a apresentarem dimensões externas de 5mm. Foram obtidos dois fragmentos de cada coroa dental, os quais foram aleatoriamente distribuídos para receber a irradiação a laser. Os fragmentos foram cuidadosamente identificados e

armazenados separadamente em frascos de Eppendorff com água destilada a 4°C (Figura 3).

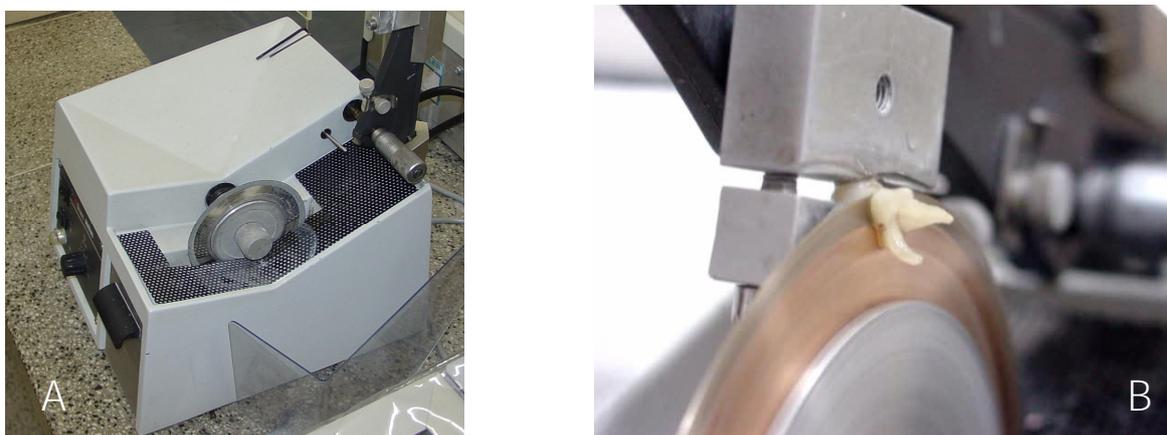


Figura 1– A: Máquina de corte Miniton, Struers A/S; B: Molar decíduo hígido durante a remoção da porção radicular 2mm abaixo da junção amelo-cementária.

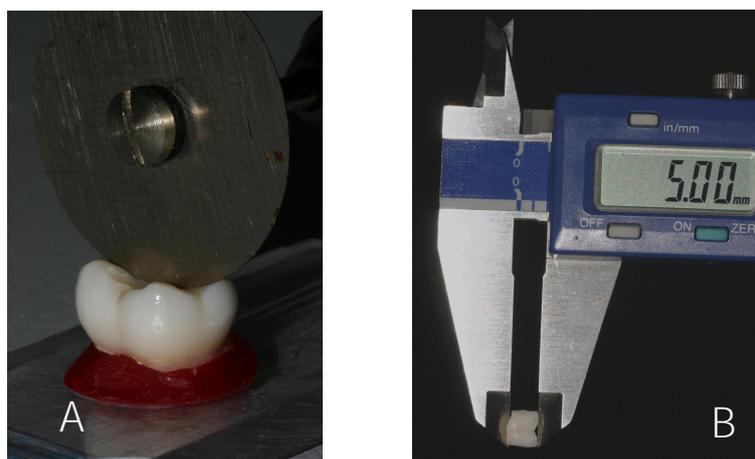


Figura 2– A: Secção no sentido méso-distal da coroa dental com auxílio de disco diamantado montado em baixa-rotação; B: Padronização das dimensões dos fragmentos (5mm) com auxílio de paquímetro.

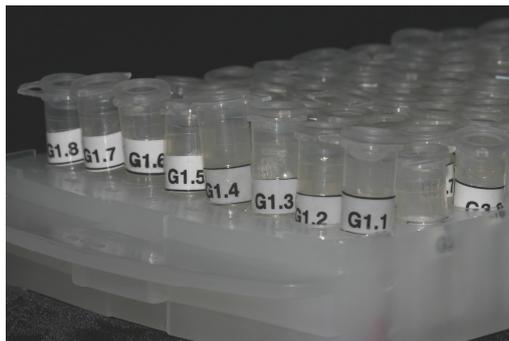


Figura 3– Armazenamento e identificação dos fragmentos em frascos de Eppendorff.

A seguir, os espécimes foram fixados com cera fundida para escultura (Pasom, São Paulo, Brasil) em uma matriz cilíndrica de Teflon[®] (politetrafluoretileno), utilizando-se um gotejador elétrico (Figuras 4A e B) (Guelfi Equipamentos, São Paulo, G211709, Brasil) e levados a uma Politriz (DP-9U2, Struers, A/S, Copenhagen, DK-2610, Denmark) (Figura 5) para serem submetidos a um desgaste com discos de lixa de carbeto de silício (Norton/Saint-Gobain Abrasivos Ltda, Guarulhos-SP, 07111-150, Brasil) com granulação de #320 - #600, aplicados em ordem decrescente de abrasividade, sob refrigeração abundante, até o desgaste do esmalte e planificação da dentina com uma área mínima de 3mm de diâmetro para a análise da capacidade de ablação do laser Er:YAG neste substrato.

A seguir, os espécimes foram removidos da matriz de Teflon[®], limpos e novamente armazenados em água destilada a 4°C, durante 24 horas, com o objetivo de reumidificar o substrato.

Os espécimes foram retirados da geladeira, mantidos em temperatura ambiente por duas horas, para então serem obtidas as massas utilizando-se uma balança analítica de precisão (Figura 6), com 6 dígitos (Mettler, H54, Switzerland). Para a obtenção da massa inicial dos espécimes, estes foram cuidadosamente secos de maneira uniforme utilizando papel absorvente durante 10 segundos. Após o registro das massas, os espécimes foram hidratados durante 1 hora em temperatura ambiente.

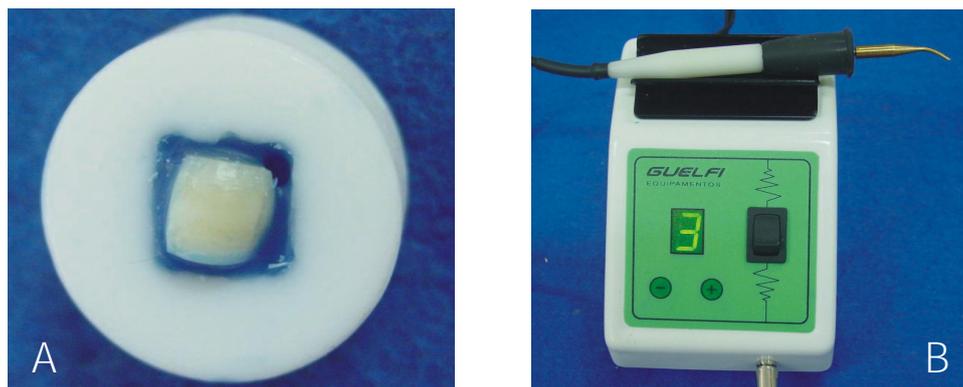


Figura 4– A: Espécime incluído com cera fundida em matriz de Teflon®; B: Gotejador elétrico Guelfi.



Figura 5– Politriz DP-9U2, Struers.



Figura 6- Balança Analítica de Precisão com 6 dígitos Mettler H54.

Decorrido este período, os espécimes foram fixados com cera utilidade em lâminas de plexiglass e acomodados com o auxílio de um paralelômetro (ElEquip, São Carlos-SP, Brasil) (Figuras 7A e B), possibilitando que a superfície a ser irradiada ficasse paralela ao plano horizontal. Em seguida, realizou-se a delimitação da área a ser irradiada com uma tira de fita isolante dotada de uma área central recortada apresentando 2mm de altura e 2mm de comprimento.

As superfícies da dentina foram divididas aleatoriamente em 12 grupos (n=8), de acordo com as energias e taxas de repetição dos pulsos do laser Er:YAG empregadas para o preparo de cavidades (160mJ/2Hz, 160mJ/3Hz, 160mJ/4Hz, 200mJ/2Hz, 200mJ/3Hz, 200mJ/4Hz, 250mJ/2Hz, 250mJ/3Hz, 250mJ/4Hz, 300mJ/2Hz, 300mJ/3Hz, 300mJ/4Hz).

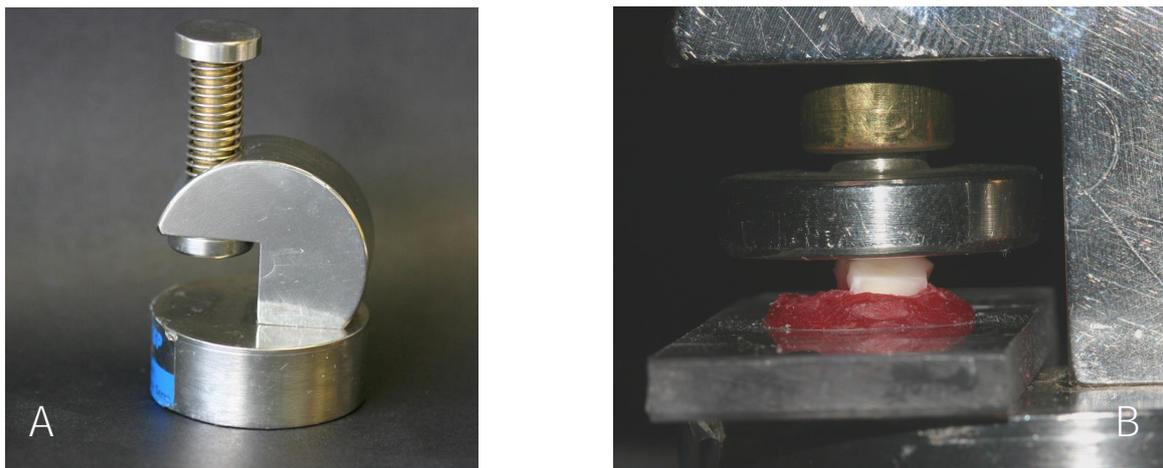


Figura 7– A: Paralelômetro EIQuip; B: Espécime acomodado com o auxílio do paralelômetro, para ficar paralelo ao plano horizontal.

A irradiação com laser Er:YAG foi realizada no modo não-contato, focado, varrendo-se a superfície, a uma distância de 12mm (Figuras 8A, B e C), sob irrigação constante com fluxo de 1,5mL/minuto. O spray água/ar foi ativado e a regulação do fluxo de água para refrigeração do tecido dental foi ajustada por meio de uma válvula localizada na parte superior da caneta conectada ao equipamento laser por meio de uma fibra óptica. O contra-ângulo utilizado foi o 2051, cujo diâmetro de saída, com o feixe focalizado, é de 0,63 mm. Para a padronização da distância de irradiação foi empregado um dispositivo que promove a fixação do contra-ângulo a uma altura pré-estabelecida. A placa de Plexiglass ficou posicionada numa base que se movimenta para a direita e esquerda, para cima e para baixo, para frente e para trás (Figura 9), permitindo uma varredura completa e uniforme da superfície dental irradiada pelo feixe laser, sempre mantendo a distância de irradiação constante. O tempo foi padronizado em 20 segundos para cada espécime, que é o tempo suficiente para se varrer a superfície da área delimitada, passando-se duas vezes sobre a mesma superfície.

Para aplicação do laser Er:YAG foi empregado o modelo Kavo Key Laser 2 (Kavo Dental GmbH & Co. KG, Bismarckring 39, 88396, Biberach, Germany), de alta densidade de energia, com comprimento de onda de 2,94 μ m, localizado na região do infravermelho do espectro eletromagnético, portanto não visível ao olho humano, sendo assim, apresenta um feixe-guia (laser de diodo, $\lambda = 635\text{nm}$ e

potência= 1mW) que possibilita a emissão do laser Er:YAG na área desejada. A energia pode ser ajustada entre 60 e 500mJ, a frequência de 1 a 15Hz, a duração do pulso de 250 a 500 μ s e a refrigeração com fluxo de água regulável entre 0 e 10mL/mim (Figura 10).

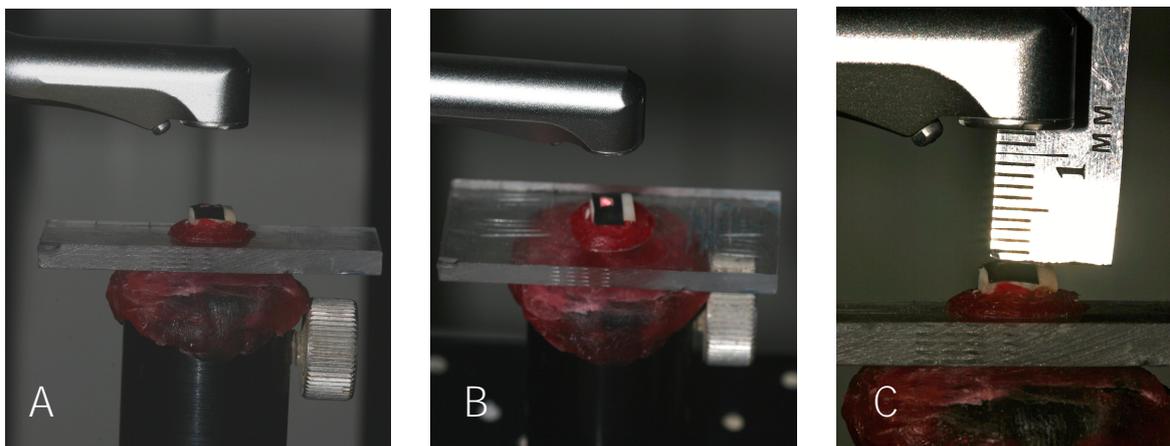


Figura 8– A e B: Superfície irradiada no modo não-contato, focado; C: Padronização da distância de atuação do Laser (12mm).

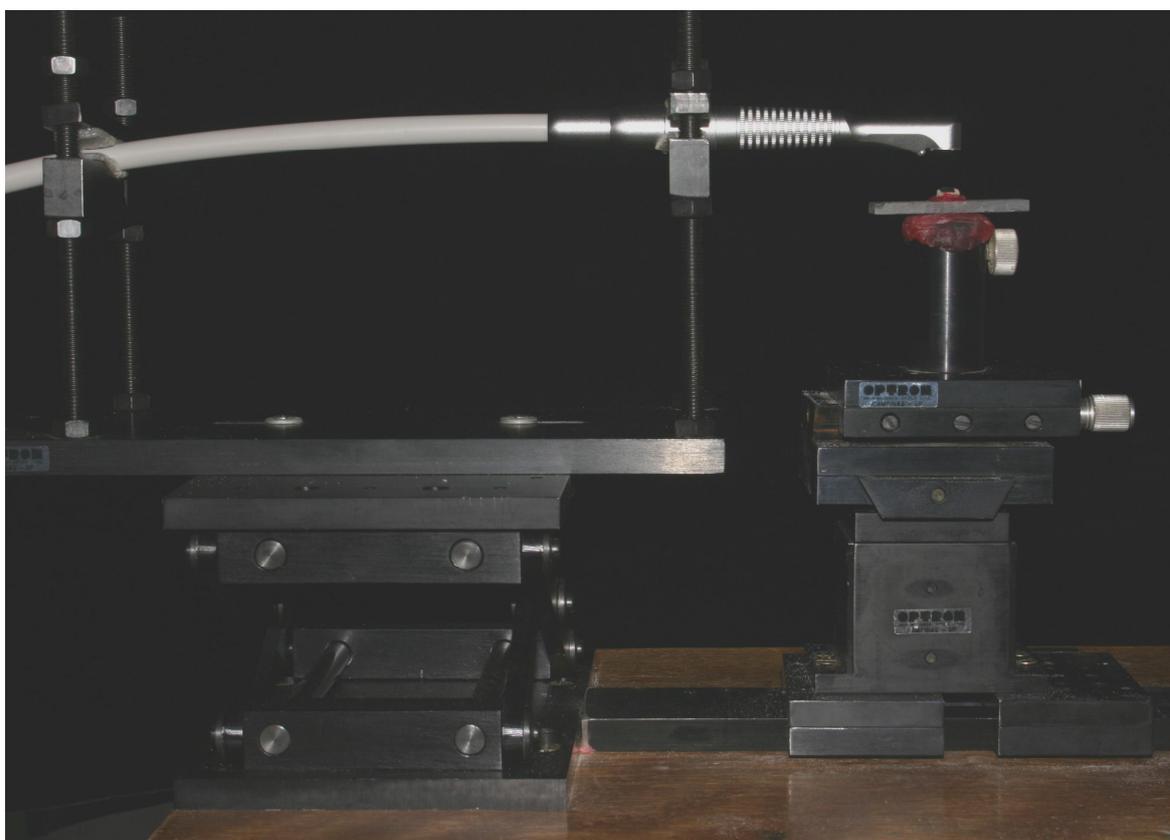


Figura 9- Dispositivo para padronizar a distância de atuação do Laser Er:YAG.



Figura 10- Laser Er:YAG modelo Kavo Key Laser 2.

Considerando-se que no presente estudo o feixe utilizado foi focado do laser (12mm), admite-se que toda a energia que sai da fibra atinge o substrato dental. Assim o cálculo da densidade de energia do laser Er:YAG foi realizado, obtendo-se que 160 mJ, 200 mJ, 250 mJ e 300 mJ correspondem a $51,3 \text{ J/cm}^2$, $64,2 \text{ J/cm}^2$, $80,2 \text{ J/cm}^2$, $96,23 \text{ J/cm}^2$, respectivamente.

Após a irradiação, os espécimes foram removidos das lâminas de Plexiglass, retirou-se a fita de delimitação, e foram cuidadosamente limpos e armazenados em água destilada, durante 1 hora, para em seguida serem submetidos ao registro da massa final da mesma maneira que descrito para a massa inicial.

Para o cálculo da perda de massa subtraiu-se do valor da massa inicial o valor final, obtendo-se a quantidade de massa removida em miligramas (mg), avaliando assim a capacidade de ablação do laser Er:YAG. Estes valores foram submetidos a testes preliminares, com a finalidade de verificar a normalidade e a homogeneidade da distribuição amostral.

Realizou-se o teste de aderência da curva experimental à curva normal matemática, indicando que a amostra foi normal (Quadro 1). Em seguida, os dados foram submetidos ao teste de Cochran, que revelou uma amostra

homogênea, visto que o valor obtido foi menor que o valor estimado disponível na tabela de Cochran de 95% (Quadro 2).

Quadro 1. Resultado da análise da amostra quanto à distribuição

Teste de aderência à curva normal: valores originais							
Frequências por intervalos de classe							
Intervalos de classe	M-3s	M-2s	M-1s	Méd.	M+1s	M+2s	M+3s
Curva normal	0,44	5,40	24,20	39,89	24,20	5,40	0,44
Curva experimental	0,00	6,25	27,08	39,58	20,83	5,21	1,04
Cálculo do Qui quadrado				Interpretação			
Graus de liberdade:	4			A distribuição amostral testada			
Valor do Qui quadrado:	0,95			é normal			
Probabilidade de H0:	91,6600%						

Quadro 2. Resultado da análise da amostra quanto à homogeneidade

Teste de homogeneidade de Cochran	
Número de variâncias testadas:	12
Número de graus de liberdade:	7
Variância maior:	3,0216
Soma das variâncias:	16,1167
Valor calculado pelo teste:	0,1875

Valor tabelado de Cochran: 0,2439

Diante deste resultado, pôde-se realizar o teste paramétrico Análise de Variância, para um modelo experimental envolvendo dois fatores de variação independentes (frequência e energia) e pelo teste de Tukey ($p < 0,05$) para verificar as diferenças entre as médias.

3.3 ANÁLISE MORFOLÓGICA EM MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA

Para a análise morfológica das superfícies de dentina, após a pesagem dos espécimes irradiados, estes foram submetidos ao seguinte protocolo: limpeza em cuba ultra-sônica (Ultrasonic Cleaner T-1449-D. Odontobrás Ind. E Com., Ribeirão Preto, Brasil) contendo água destilada durante 10 minutos; imersão em glutaraldeído a 2,5% (Sigma-Aldrich Corp., St. Louis, MO, USA) tamponado com solução de cacodilato de sódio a 0,1M com pH 7,4 (Merck KGaA, Frankfurter Str. 250, D-64293 Darmstadt, Germany) à temperatura de 4°C por 12 horas; lavagem com água destilada por 3 minutos; desidratação em graus ascendentes de etanol: 25% (20 min), 50% (20 min), 75% (20 min), 95% (30 min) e 100% (60 min).

Após a desidratação os espécimes foram submetidos a um processo de secagem química, com o objetivo de minimizar as alterações da superfície a ser examinada, favorecendo a deposição subsequente da camada de ouro, a fim de tornar o campo a ser visto mais nítido. Para a secagem química, os espécimes foram imersos em solução de HMDS (Merck KGaA, Frankfurter Str. 250, D-64293 Darmstadt, Germany) durante 10 minutos. Todos estes procedimentos foram realizados no interior de uma capela de exaustão de gases.

Depois da secagem, os corpos-de-prova foram fixados em stubs com auxílio de uma fita adesiva dupla-face de carbono (Electron Microscopy Sciences, Washignton, PA 19034, USA) e a cobertura com ouro foi realizada em aparelho de metalização à vácuo (SDC 050, Bal-Tec AG, Foehrenweg 16, FL-9496 Balzers, Liechtenstein), com pressão de 0,01mbar, corrente de 40mA, distância de trabalho de 50mm, tempo de cobertura de 120 segundos e espessura média de deposição de 20 a 30nm (Figura 11).



Figura 11- Espécimes metalizados.

Após concluída a etapa de preparação, os espécimes foram levados ao microscópio eletrônico de varredura de alta resolução (Philips-FEG, Laboratório de Caracterização Estrutural do DEMa – LCE-DEMa/UFsCAR-SP, Brasil) pertencente ao Laboratório do Departamento de Engenharia de Materiais da Universidade Federal de São Carlos, São Paulo/Brasil (Figura 12). Os achados microscópicos não foram analisados estatisticamente, tendo em vista que o intuito da análise morfológica foi a comparação visual e qualitativa das superfícies irradiadas de dentina.

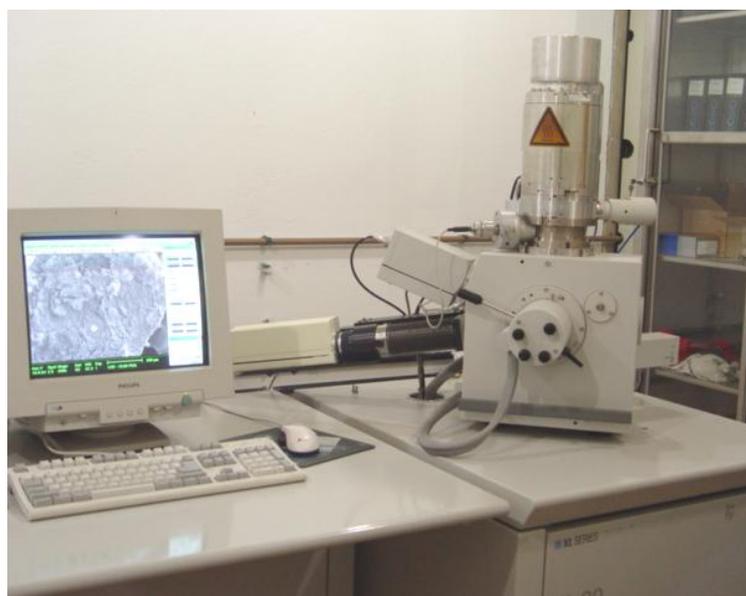
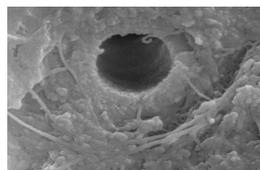


Figura 12- Microscópio Eletrônico de Varredura (Philips) por canhão de emissão de campo (Field Emission Gun Scanning Electron Microscope – FEG-SEM).



Resultados

4 RESULTADOS

4.1 Análise da Perda de Massa

Após análise da distribuição amostral, verificou-se que a mesma apresentou-se normal e homogênea. Assim, os dados foram submetidos à Análise de Variância, para dois fatores de variação (Frequência e Energia) (tabela 1).

Tabela 1. Análise de Variância: valores originais

Fonte de variação	Soma de Quadrados	Graus de Liberdade	Quadrados Médios	(F)	Prob. (H0)
Frequência	61,3619	2	30,6809	22,84	0,000 %*
Energia	52,9865	3	17,6622	13,15	0,001 %*
Interação FxE	11,9008	6	1,9835	1,48	19,527%

* significativa em nível de 5%

Na tabela 1 observa-se que as variáveis estudadas, bem como as suas interações, apresentaram diferença significativa. Sendo assim, empregou-se o teste de Tukey em nível de 5% para a diferenciação das médias.

A análise dos dados evidenciou que o fator de variação Frequência apresentou diferença estatisticamente significativa entre as médias de perda de massa. A frequência de 4 Hz apresentou maior capacidade de ablação quando comparada às frequências de 3 Hz e 2 Hz (tabela 2). Assim:

4 Hz > 3 Hz > 2 Hz

Tabela 2. Valores médios (mg) da perda de massa e desvios-padrão após variação da frequência.

Substrato		Frequência		
		2 Hz	3 Hz	4 Hz
Dentina		2,19 ± 1,18 ^c	3,19 ± 1,47 ^b	4,15 ± 1,46 ^a

Letras distintas indicam diferença estatística

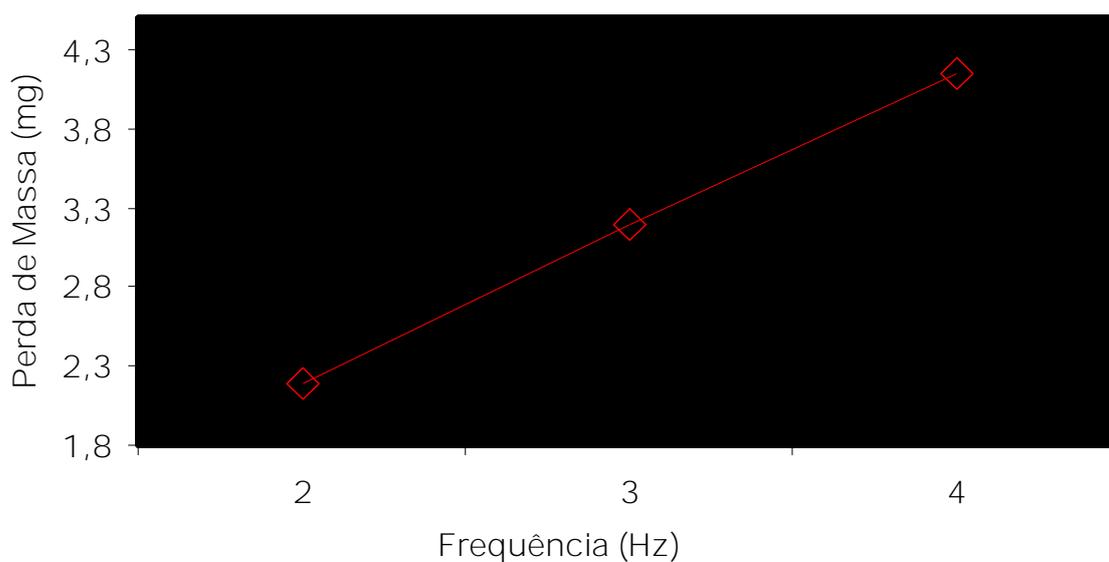


Figura 13 - Valores médios (mg) da perda de massa das diferentes frequências estudadas.

Em relação ao fator de variação Energia, constatou-se que a energia de 300 mJ proporcionou maior ablação que as energias de 200 mJ e 160 mJ, sendo semelhante à energia de 250 mJ, que por sua vez foi maior que a energia de 160 mJ e semelhante à energia de 200 mJ, e esta última foi semelhante à energia de 160 mJ (tabela 3).

Assim, resumidamente, obteve-se que:

300 mJ > 200 mJ ~ 160 mJ

300 mJ ~ 250 mJ

250 mJ ~ 200 mJ

Tabela 3. Valores médios (mg) da perda de massa e desvios-padrão após variação da energia.

Substrato	Energia			
	160 mJ	200 mJ	250 mJ	300 mJ
Dentina	2,17 ± 1,22 ^c	2,92 ± 1,26 ^{bc}	3,38 ± 1,53 ^{ab}	4,22 ± 1,61 ^a

Mesma letra indica similaridade estatística

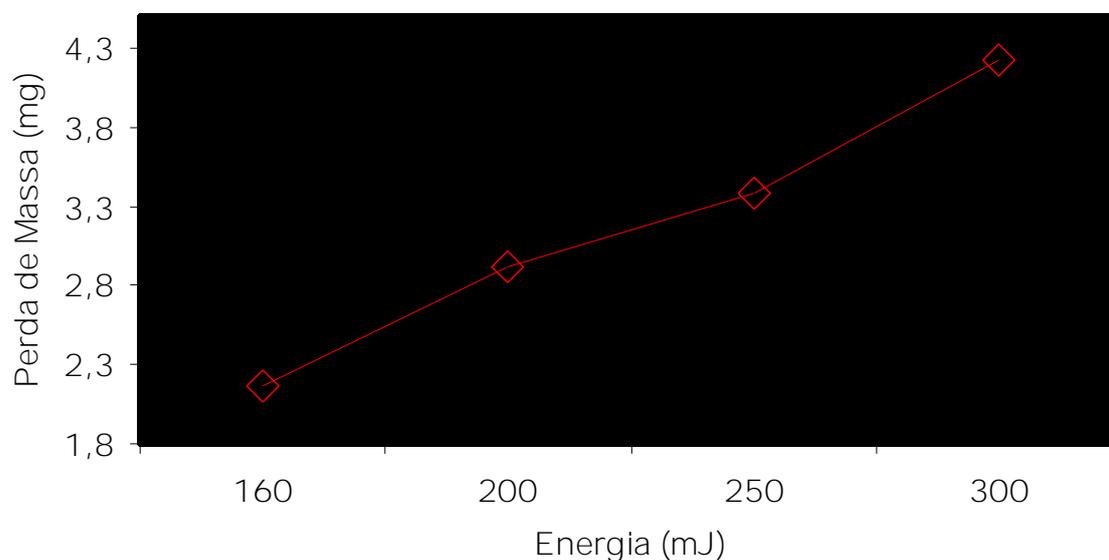


Figura 14 - Valores médios (mg) da perda de massa das diferentes energias estudadas.

Após a análise dos fatores, na interação Freqüência X Energia, fez-se a análise de comportamento empregando a Análise Variância a um critério, e o Teste de Fischer LSD para comparações individuais. Observou-se que com os

parâmetros de 300 mJ/4 Hz houve maior ablação da dentina, apresentando média diferente estatisticamente de todos os grupos (tabela 4).

Tabela 4. Valores médios (mg) da ablação e desvios-padrão nos diferentes grupos estudados.

Energia	Frequência		
	2 Hz	3 Hz	4 Hz
160 mJ	1,39 ± 0,85 ^d	1,78 ± 1,03 ^d	3,37 ± 0,78 ^{bc}
200 mJ	2,09 ± 0,71 ^{cd}	3,47 ± 0,96 ^{bc}	3,22 ± 1,60 ^{bc}
250 mJ	2,13 ± 0,98 ^{cd}	3,66 ± 1,73 ^{bc}	4,37 ± 0,90 ^{bc}
300 mJ	3,16 ± 1,48 ^{bcd}	3,88 ± 1,21 ^{bc}	5,64 ± 1,09 ^a

Mesma letra indica similaridade estatística

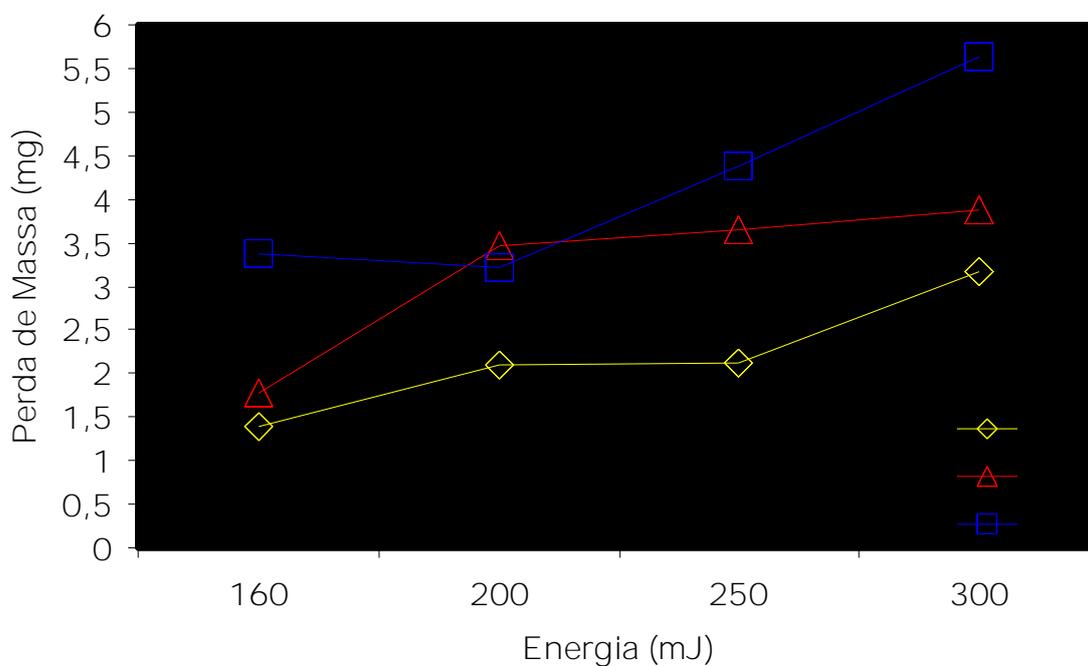


Figura 15 - Valores médios (mg) da perda de massa das diferentes grupos estudados.

4.2 Análise da Morfologia Superficial em Microscopia Eletrônica de Varredura

Na análise da morfologia superficial da dentina irradiada com laser Er:YAG empregando o parâmetro 160 mJ/2 Hz pôde-se observar que ocorreu remoção não seletiva da dentina proporcionando uma topografia irregular e túbulos dentinários abertos (figuras 16A e 16B). Com o aumento da frequência notou-se o aumento de irregularidades superficiais e maior evidência de protrusão da dentina peritubular (figuras 16C, 16D, 16E e 16F).

Com o aumento da energia de irradiação do laser Er:YAG para 200 mJ, pôde-se observar um aumento da irregularidade topográfica, com túbulos abertos e protrusão da dentina peritubular (figuras 17A – 17D). Aumentando a frequência, foi possível notar que a topografia superficial ficou mais irregular, com túbulos dentinários obliterados, e presença de pequenas fendas. Nas figuras 17E e 17F a morfologia da dentina apresenta-se amorfa.

Para a energia de 250mJ e as três taxas de repetição de pulso estudadas, observa-se o aumento gradativo das irregularidades superficiais e presença de smear plug nas embocaduras dos túbulos dentinários, presença de fendas e alteração da dentina, ficando com padrão amorfo. (figuras 18A – 18F).

Quando foi utilizada energia de 300 mJ, pôde-se verificar uma diminuição do lúmen dos túbulos dentinários, com presença de fendas e protrusão das embocaduras (19A – 19D). Considerando a energia de 300 mJ/4 Hz (figura 19F), constatou-se uma maior intensidade de ablação, a dentina apresentou superfície irregular com padrão amorfo, além de trincas e fendas.

Assim sendo, observou-se que com o aumento dos parâmetros de energia e principalmente da frequência do laser Er:YAG, houve a tendência de ocorrência da presença de smear plug obliterando parcialmente ou totalmente os túbulos dentinários, o aparecimento de fendas e irregularidades superficiais da dentina.

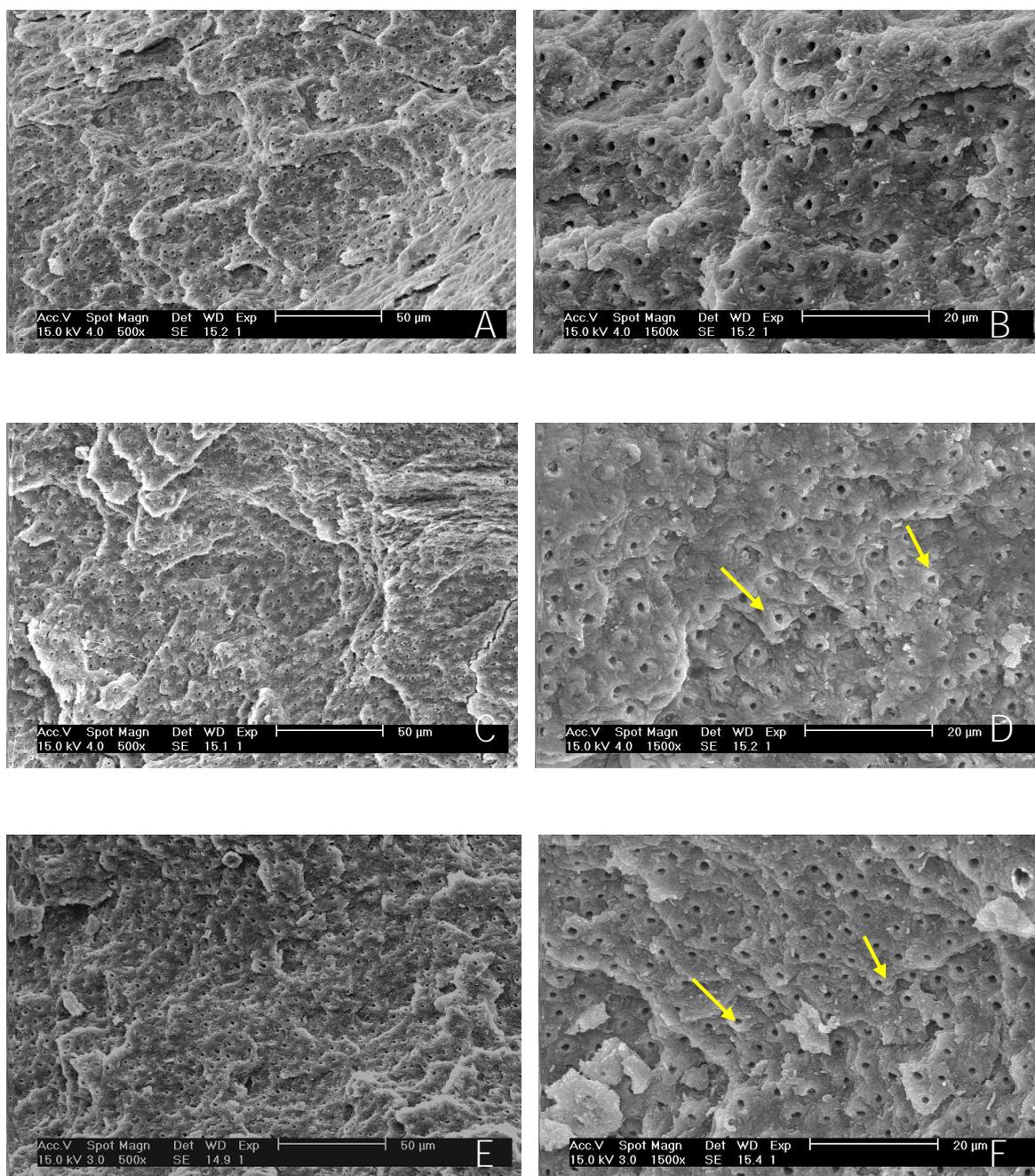


Figura 16 - Superfície de dentina irradiada com laser Er:YAG energia de 160 mJ.

A e B) Freqüência de 2 Hz - Remoção não seletiva da dentina, com túbulos dentinários abertos e topografia irregular.

C e D) Freqüência de 3 Hz - Maior evidência da dentina peritubular (setas amarelas), e irregularidades superficiais.

E e F) Freqüência de 4 Hz - Maior profundidade das irregularidades superficiais e a protrusão evidente da dentina peritubular (setas amarelas).

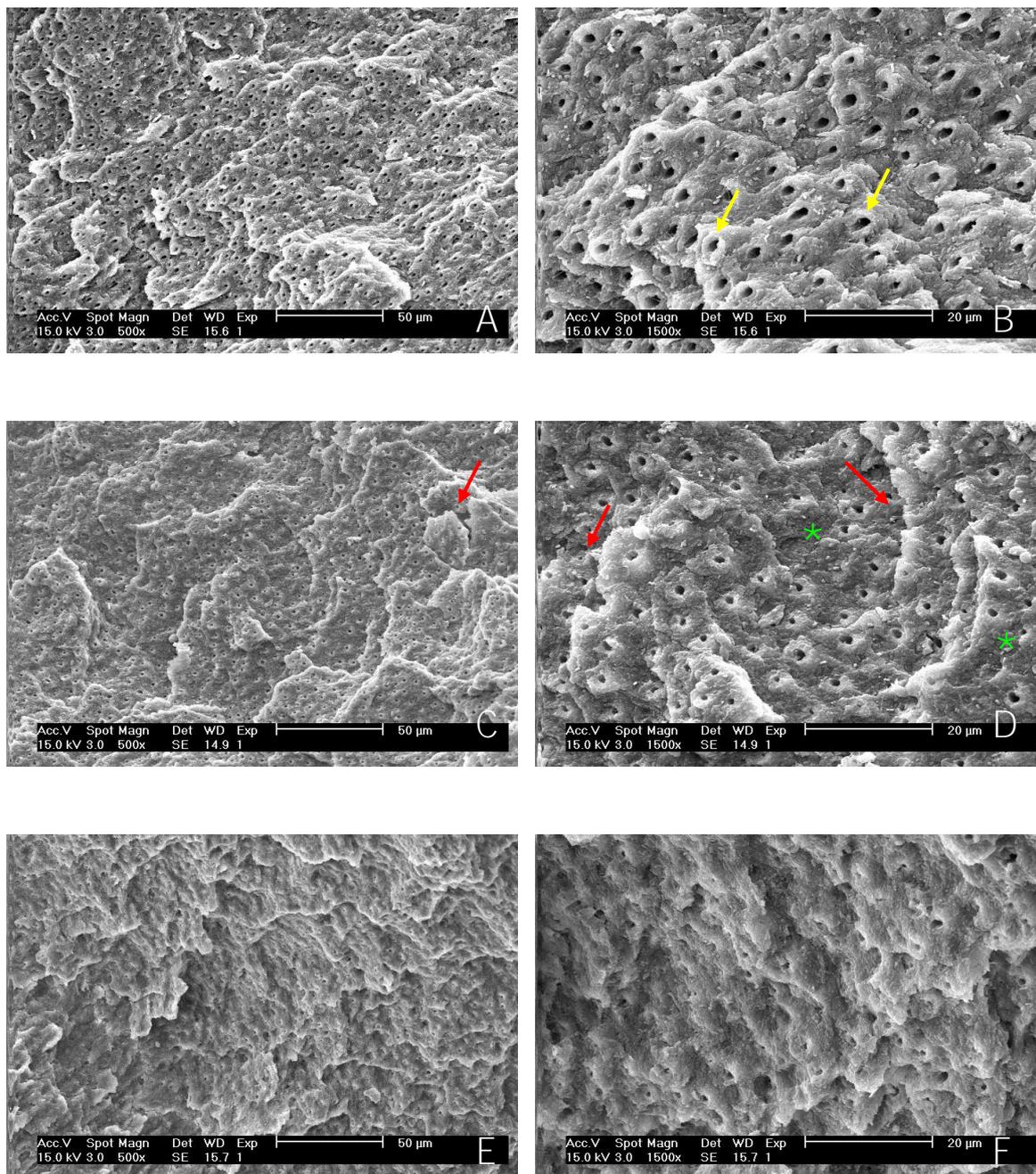


Figura 17 - Superfície de dentina irradiada com laser Er:YAG energia de 200 mJ.

A e B) Freqüência de 2 Hz - Topografia irregular, com túbulos abertos e protrusão da dentina peritubular (setas amarelas).

C e D) Freqüência de 3 Hz - Pequenas fendas (setas vermelhas), presença de alguns túbulos obliterados (asterisco) e irregularidade superficial.

E e F) Freqüência de 4 Hz - Topografia irregular, com túbulos dentinários obliterados e morfologia amorfa.

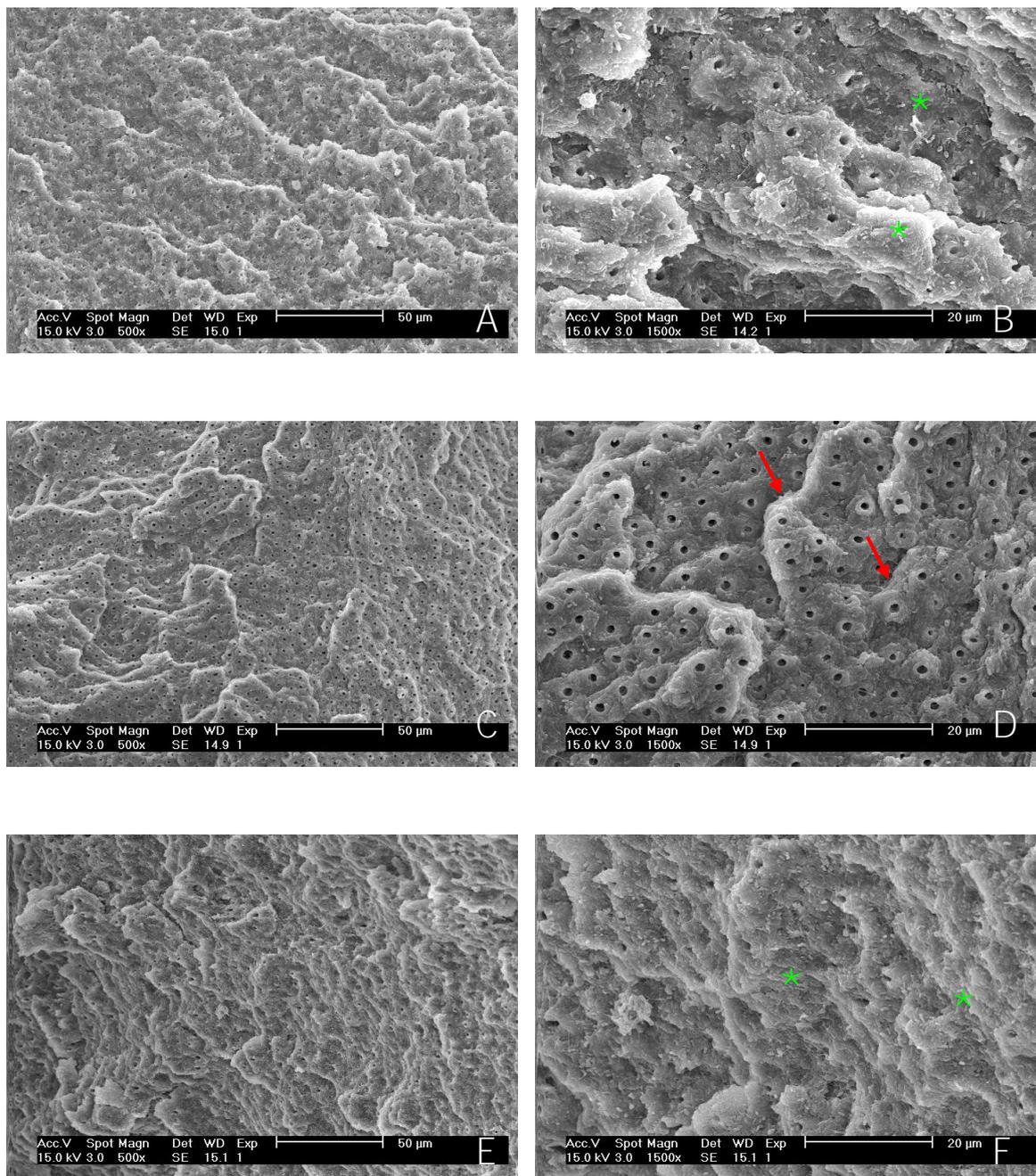


Figura 18 - Superfície de dentina irradiada com laser Er:YAG energia de 250 mJ.

A e B) Freqüência de 2 Hz - Irregularidades superficiais, obliteração de algumas embocaduras de túbulos (asteriscos).

C e D) Freqüência de 3 Hz - Protrusão dos túbulos dentinários, fendas (setas vermelhas).

E e F) Freqüência de 4 Hz - Superfície irregular, amorfa com os túbulos obliterados (asteriscos).

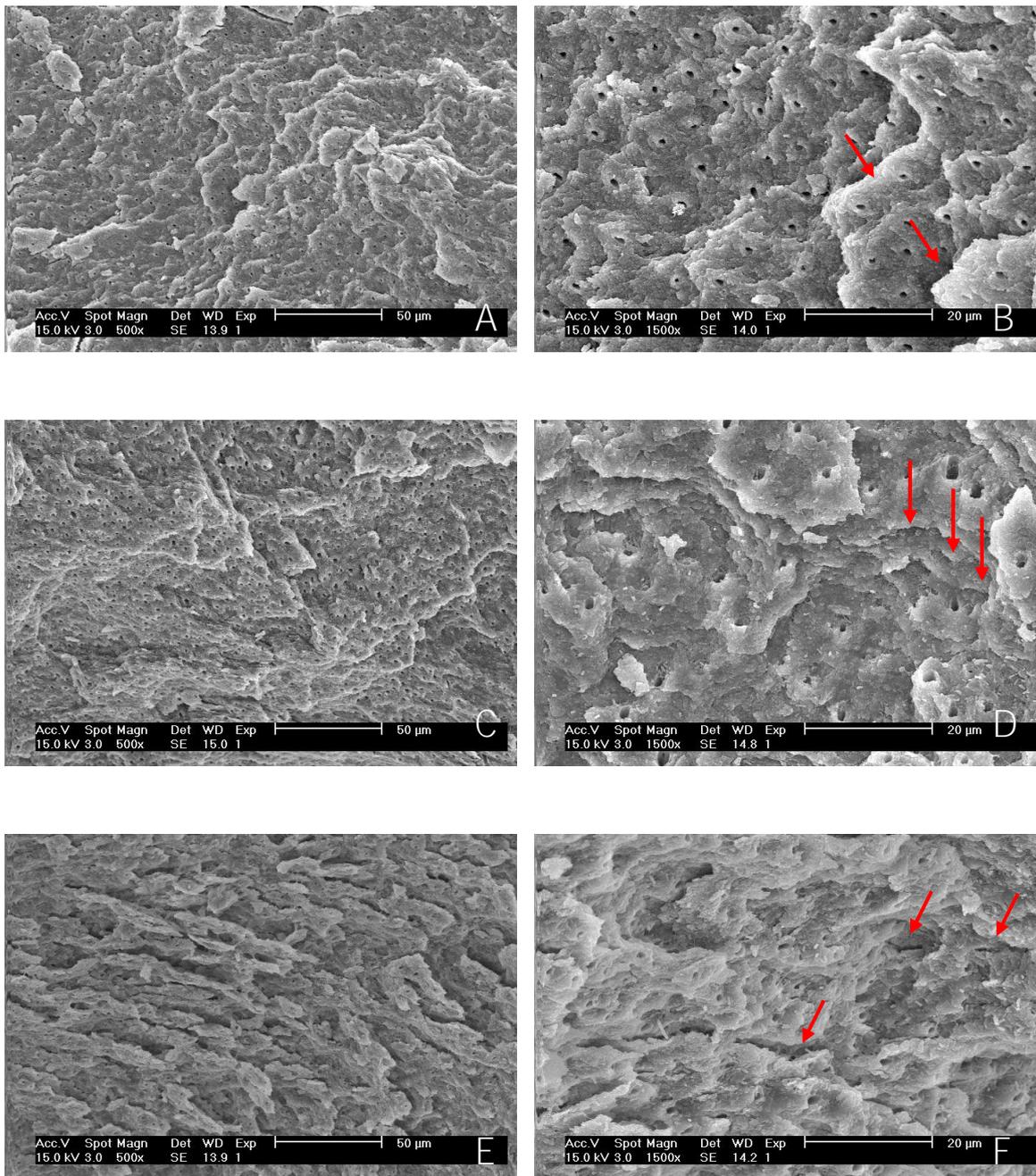
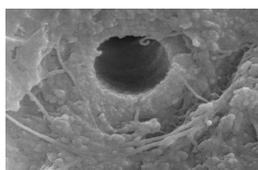


Figura 19 - Superfície de dentina irradiada com laser Er:YAG energia de 300 mJ.
 A e B) Freqüência de 2 Hz - Observa-se lúmen reduzido dos túbulos dentinários, com presença de fendas (setas vermelhas) e protrusão das embocaduras.
 C e D) Freqüência de 3 Hz - Fendas (setas vermelhas).
 E e F) Freqüência de 4 Hz - Superfície irregular com padrão amorfo da dentina, além de trincas e fendas (setas vermelhas).



Discussão

5 DISCUSSÃO

Na Odontologia, atualmente, vem sendo proposta a utilização de novas tecnologias como métodos alternativos para preparo cavitário e tratamento superficial do substrato dentário, entre eles a irradiação com o laser Er:YAG. A terapia laser vem contribuir para um tratamento mais rápido e eficaz, diminuindo as dificuldades operatórias, principalmente, em pacientes com necessidades especiais e crianças (Wanderley et al., 2005). Além disso, proporciona preparos cavitários mais conservativos, visando a preservação da estrutura dentária. Contudo, os parâmetros empregados são essenciais para uma adequada ablação, sem causar injúrias térmicas à polpa e/ou alterar acentuadamente a morfologia tecidual (Keller e Hibst, 1989; Hibst e Keller, 1989; Burkes et al., 1992; Li et al., 1992), propiciando uma segurança clínica na aplicação do laser Er:YAG.

Várias pesquisas utilizando o laser Er:YAG têm comparado os diferentes tempos de irradiação (Mehl et al., 1997), da energia (Moritz et al., 1998; Palma Dibb et al., 2001; Palma Dibb, 2002; Corona, 2003; Monghini et al., 2004; Borsatto, 2005; Wanderley et al., 2005), da taxa de repetição de pulsos emitidos por segundo (Li et al., 1992; Corona, 2003; Borsatto, 2005), a duração de cada pulso (Brugnera Júnior et al., 2001; Camerlingo et al., 2004) e a distância de irradiação (Souza, 2005) com o objetivo de padronizar e, desta forma, indicar mais precisamente os parâmetros que devem ser empregados para cada situação clínica.

Existem poucos trabalhos na literatura que relatam a utilização do laser Er:YAG em dentes decíduos, fato este que dificulta a comparação dos resultados da presente pesquisa. Associado a isto, a impossibilidade de se comparar os resultados se baseia, também, em pesquisas nas quais comprovam as diferenças estruturais e morfológicas entre o substrato dentinário de dentes decíduos e permanentes. Assim, Hirayama et al., 1986 e Ruschel et al., 1996, relataram que a dentina peritubular em dentes decíduos, é cerca de 2 a 5 vezes mais espessa, do que em dentes permanentes, resultando, conseqüentemente, em túbulos alargados e menos retentivos, quando esta é removida pela ação do

condicionamento ácido. Sumikawa et al., 1999, ressaltaram que, como a densidade numérica dos túbulos é maior em dentes decíduos, ocorre diminuição na área de dentina intertubular disponível. Estas características diferenciais na composição de cada tipo de dente e as características orgânicas dominantes nos dentes decíduos indicam que parâmetros do laser Er:YAG diferentes deveriam ser usados para os dentes decíduos.

No presente estudo, observou-se que a capacidade de ablação da dentina de dentes decíduos avaliada por meio da perda de massa foi diretamente proporcional ao aumento da taxa de pulsos empregada para uma aplicação de 20 segundos. Isto possivelmente ocorreu, pois, com o aumento da taxa de repetição de pulsos, maior foi a densidade de energia, por unidade de tempo, que atingiu o substrato dental, proporcionando maior número de microexplosões, e, conseqüentemente, maior quantidade de substrato foi removido. Resultados semelhantes foram obtidos em dentes permanentes por Li et al. (1992), Brugnera Júnior et al. (2001) e Corona (2003) que verificaram maior eficiência na ablação com o aumento da frequência de pulsos por segundo. Este fato pode ser explicado uma vez que a ablação causada por pulsos sucessivos de mesma densidade de energia promove um aumento da profundidade da cratera, pois sucessivos pulsos não proporcionam aumento significativo no diâmetro das crateras, mas existe uma relação linear entre a profundidade da cratera e o volume removido em função da energia aplicada (Mercer et al., 2003).

Em relação à morfologia ocorreu um aumento das irregularidades superficiais da dentina irradiada sendo que frequências de 4Hz proporcionaram um substrato mais irregular e, alguns casos, com áreas com padrão amorfo e reduzido lúmen do túbulo dentinário. Diferentemente de Corona (2003) que observou um aumento da protusão da dentina peritubular e presença de túbulos dentinários abertos em dentes permanentes. Este fato provavelmente ocorreu em função do dente decíduo apresentar menor quantidade de dentina intertubular, maior número de túbulos e com maior diâmetro sendo mais permeável que a dentina de dentes permanentes (Sumikawa et al., 1999), e conseqüente a ação do laser ocorre de forma distinta. Como o laser Er:YAG atua sobre a água dos

tecidos, ocorrerá uma diferenciação entre os substratos, pois uma maior ablação da dentina intertubular ocorre devido ao maior porcentual de constituintes orgânicos, principalmente de fibras colágenas, e de um maior conteúdo de água, apresentando desta forma, ablação mais efetiva do que a dentina peritubular (Sakakibara et al., 1994; Visuri et al., 1996; Aoki et al., 1998; Kataumi et al., 1998; Armengol et al., 1999).

Em relação à quantidade de energia utilizada, pôde-se observar que houve uma relação direta entre a energia empregada e o aumento das alterações morfológicas superficiais da dentina, embora tenham tido menor influência no substrato quando comparada à taxa de frequência. Corona (2003) observou resultados semelhantes no qual observou uma relação direta entre o aumento da densidade de energia e a quantidade de tecido ablacionado, pois o aumento da densidade de energia proporciona o surgimento de crateras de diâmetros e profundidades maiores (Hibst & Keller, 1989; Sakakibara et al., 1994). Entretanto, Li et al. (1992) encontraram que a densidade de energia e a eficiência de ablação obedecem a uma curva logarítmica.

Por outro lado, Keller & Hibst (1995) observaram que após exceder o limiar de ablação, ocorre um aumento linear da perda de massa com a energia total aplicada ao tecido, sendo que no presente estudo o pequeno incremento da densidade de energia utilizada não proporcionou aumento significativo na perda de massa. Por sua vez, Jelinková et al. (1997) não observaram diferenças significativas na ablação do tecido entre as energias de pulso de 344 e 578mJ. Em contrapartida, Shigetani et al. (2002) obtiveram diferenças significantes entre 50mJ e 100mJ, e entre 150mJ e 200mJ. Assim sendo, pôde-se observar semelhantemente a Corona (2003) que o aumento na taxa de repetição dos pulsos parece influenciar mais intensamente na efetividade de ablação do substrato dental do que o aumento da densidade de energia.

Os trabalhos realizados com dentes permanentes visando esclarecer as alterações ocasionadas pelo aumento de energia do laser Er:YAG, se assemelham aos resultados obtidos no presente estudo. Neste sentido, Palma Dibb (2002) constatou que quanto maior a energia empregada, maiores as fendas formadas na

superfície da dentina. Da mesma forma, a análise da morfologia superficial, neste estudo, demonstrou haver uma relação direta entre o aumento da frequência de pulsos e a densidade de energia, com o aparecimento de protrução dos túbulos dentinários, fendas, superfície irregular com padrão amorfo e túbulos obliterados. Isto possivelmente ocorreu em função da taxa de repetição de pulsos ser um parâmetro importante para a determinação do acúmulo de calor no tecido, pois quanto maior a frequência, menor será o resfriamento do tecido entre os pulsos, e conseqüentemente, maior será a temperatura no tecido irradiado (Keller e Hibst, 1995; Fried et al., 2001). Assim, Monghini et al. (2004), empregando parâmetros inferiores ao presente estudo (60, 80 e 100 mJ/2Hz), observaram, em dentina de dentes decíduos, aumento das crateras superficiais com o aumento da energia.

Outros autores (Visuri et al., 1996; Tanji et al., 1997; Aoki et al., 1998; Armengol et al., 1999; Hossain et al., 1999; Tokonabe et al., 1999; Shigetani et al., 2002; Hossain et al., 2003; Delme et al., 2005; Dunn et al., 2005) comprovaram modificações estruturais semelhantes ocorridas na dentina de dentes permanentes, com o efeito da ablação pelo laser Er:YAG, na qual apresentava uma superfície escamosa, com ausência de smear layer e exposição parcial dos túbulos. Neste estudo, a ablação da dentina intertubular foi seletivamente mais intensa do que a da dentina peritubular, resultando em um aspecto de "túbulos protruídos", no qual se pode observar apenas em taxa de repetição de 2 e 3 Hz. Jelinková et al. (1996) analisaram o formato da cavidade obtida com a ablação utilizando laser Er:YAG, variando a energia de 70 a 500 mJ e com frequência de 1 ou 2 Hz na superfície dental. Verificaram que a profundidade das crateras aumentou com a energia e com o número de pulsos, entretanto a velocidade de ablação não foi diretamente proporcional a isto. Constataram a existência de um efeito de saturação em torno de 300 mJ de energia por pulso na dentina (para 1 e 2 Hz) e no esmalte (1 Hz). O efeito de saturação surge quando mais de 10 pulsos são usados para preparação da dentina e esmalte. Na análise por MEV encontraram que as cavidades eram limpas, muito bem definidas, sem danos aos tecidos adjacentes e sem carbonização da dentina. Indicaram que

parece haver uma energia e uma dose ideal de pulsos para tornar o processo de ablação realmente efetivo.

Outro aspecto a ser considerado que pode promover um aumento de temperatura no tecido dental, é a vazão de água empregada durante a refrigeração. Hibst e Keller (1996) recomendaram uma vazão de água de 1-2 mL/min para baixas frequências (2-4 Hz) e energias que variam de 150 - 250 mJ. De forma semelhante, Armengol et al. (2000) relataram que uma vazão de água de 1,4 mL/min, para uma energia de 140 mJ e frequência de 4 Hz, seria ideal para uma efetiva ablação, sem causar alterações térmicas na estrutura dental.

Apesar do laser ter sido utilizado com refrigeração de 1,5 mL/min, observou-se neste estudo aumento gradativo de irregularidades superficiais na dentina irradiada, com obliteração gradual dos túbulos dentinários à medida que se aumentou os parâmetros de energia e frequência do laser Er:YAG. Este fato pode ser possivelmente explicado pela metodologia empregada na qual determinou-se um tempo máximo de irradiação numa área específica. Hoke et al. (1990) afirmaram que o uso de um jato fino de água aumenta a eficiência de ablação do laser Er:YAG quando este é utilizado para preparo dental, observando um aumento médio de temperatura de 2,2 °C na câmara pulpar. A análise morfológica mostrou poucas áreas de fusão no esmalte e dentina, nenhuma alteração na câmara pulpar, e que a superfície removida pela ablação do laser se apresentou rugosa e irregular, com crateras e sulcos. Resultados semelhantes foram encontrados por Burkes et al. (1992) em um estudo onde avaliaram o aumento da temperatura pulpar em dentes humanos hígidos irradiados com laser Er:YAG a seco ou molhados por uma fina névoa de água. A análise em MEV revelou que quando a irradiação foi realizada sem refrigeração, houve mínima ablação do esmalte, com fusão tecidual, além da elevação da temperatura pulpar suficiente para causar danos irreversíveis à polpa. Quando o laser foi empregado com refrigeração, o esmalte e a dentina foram eficientemente removidos durante o processo de ablação, com aumento na temperatura de cerca de 4°C. Concluíram que a refrigeração durante a irradiação com laser Er:YAG permitiu uma maior ablação da estrutura dental e limitou a elevação da temperatura pulpar a níveis

aceitáveis. Ao contrário, Sakakibara et al. (1994) observaram que as cavidades formadas na dentina sem refrigeração foram maiores que aquelas formadas quando se utilizou o spray de água.

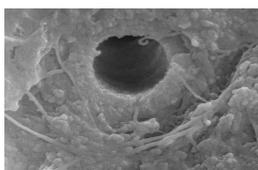
Em relação ao efeito da irradiação com laser Er:YAG na composição e estrutura dental, Soares et al. (2006) observaram maior redução no conteúdo mineral da dentina humana com parâmetros de 120 mJ/3 Hz de irradiação, enquanto que para 180 mJ/3 Hz houve redução do conteúdo inorgânico e orgânico. Bachmann et al. (2005) comprovaram que o laser de Er:YAG produziu mudanças na composição e conformação da matriz orgânica (colágeno), radicais OH⁻, e na água presente na dentina após a irradiação com energia abaixo de 1.9J/cm².

Correlacionando os achados da perda de massa com a análise morfológica superficial, pode-se sugerir que para a dentina de dentes decíduos deve-se empregar uma energia mais baixa (160 - 250 mJ) e com menor taxa de repetição (2 e 3 Hz). Resultados divergentes foram encontrados por Corona (2003) que avaliou a influência da energia e frequência de pulsos do laser Er:YAG na capacidade de ablação do esmalte e dentina de dentes permanentes, e observou que as irradiações com 350 mJ/2 Hz no esmalte e 300 mJ/2 Hz na dentina promoveram uma boa capacidade de ablação com menor alteração morfológica superficial.

A análise e comparação dos resultados obtidos neste estudo, tanto em relação à capacidade de ablação do laser Er:YAG quanto à morfologia superficial da dentina irradiada, foram dificultadas em função da escassez de pesquisas envolvendo dentes decíduos. Um outro fator a ser considerado é a utilização de metodologias muito distintas, dificultando ainda mais a comparação destes resultados, mesmo em relação a dentes permanentes. Além disto, os achados encontrados na literatura são conflitantes em vários aspectos, principalmente no que se refere aos parâmetros de irradiação dos diferentes tipos de laser.

Desta forma, necessita-se que futuros estudos sejam desenvolvidos para investigar as alterações estruturais que a ablação do laser de Er:YAG produz em dentes decíduos. Além disto, testar outros parâmetros de energia e frequência,

para ampliar o escopo e estabelecer as bases para aplicação racional desta tecnologia na Odontopediatria, e não extrapolar resultados de dentes permanentes para dentes decíduos, bem como avaliar a irradiação laser em tecido cariado, para que a utilização desta nova tecnologia possa futuramente se tornar rotina na prática clínica.

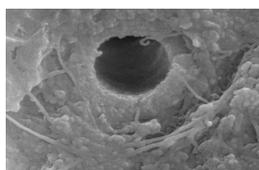


Conclusão

6 CONCLUSÃO

Considerando as condições específicas deste trabalho e com base nos resultados deste estudo, pôde-se concluir que:

- A ablação da dentina de dentes decíduos foi maior com o aumento da energia e/ou frequência de pulsos do laser Er:YAG;
- As energias (160 a 250mJ) e frequências (2-3Hz) mais baixas devem ser utilizadas para a ablação da dentina de dentes decíduos.
- O aumento de ambos os parâmetros, energia e frequência de pulsos, promoveram uma alteração morfológica mais intensa, com aumento gradativo de irregularidades superficiais na dentina irradiada, protrusão e obliteração gradual dos túbulos dentinários.



Referências

REFERÊNCIAS*

1. Aoki A, Ishikawa T, Yamada M, Otsuki K, Watanabe H, Tagami J, Ando Y, Yamamoto H. Comparison between Er:YAG laser and conventional technique for root caries treatment in vitro. *J Dent Res* 1998;77:1404-1414.
2. Armengol V, Jean A, Marion D. Temperature rise during Er:YAG and Nd:YAP laser ablation of dentin. *J Endod* 2000;26:138-141.
3. Armengol V, Jean A, Rohanizadeh R, Hamel H. Scanning electron microscopic analysis of diseased and healthy dental hard tissues after Er:YAG laser irradiation: in vitro study. *J Endod* 1999;25:543-546.
4. Bachmann L, Diebold R, Hibst R, Zezell DM. Changes in chemical composition and collagen structure of dentine tissue after erbium laser irradiation. *Spectrochim Acta A Mol Biomol Spectrosc* 2005;61:2634-2639.
5. Borsatto MC. Influência dos parâmetros do laser Er:YAG na capacidade de ablação e morfologia superficial do esmalte de dentes decíduos. Avaliação [tese de livre docência]. Ribeirão Preto: FORP – Univ. de São Paulo; 2005.
6. Brugnera Júnior A, Marchesan MA, Guerisoli DMZ, Silva RS, Pecora JD. Cutting efficiency of short and very short pulsed Er:YAG laser at different frequencies on dentine and enamel. *Lasers Dent VII* 2001;4249:174-179.
7. Brugnera Júnior A, Pinheiro ALB. Lasers na odontologia moderna. São Paulo: Ed. Pancast; 1998.
8. Burkes EJ, Hoke J, Gomes E, Wolbarsht M. Wet versus dry enamel ablation by Er:YAG laser. *J Prosthet Dent* 1992;67:847-851.
9. Camerlingo C, Lepore M, Gaeta GM, Riccio R, Riccio C, De Rosa A, De Rosa M. Er:YAG laser treatments on dentine surface: micro-Raman spectroscopy and SEM analysis. *J Dent* 2004;32:399-405.
10. Chinelatti MA, Ramos RP, Chimello DT, Borsatto MC, Pecora JD, Palma-Dibb RG. Influence of the use of Er:YAG laser for cavity preparation and surface treatment in microleakage of resin-modified glass ionomer restorations. *Oper Dent* 2004;29:430-436.
11. Coluzzi DJ. An overview of laser wavelengths used in dentistry. *Dent Clin North Am* 2000;44:753-765.
12. Corona SAM. Influência da energia e frequência de pulsos do laser Er:YAG na capacidade de ablação do esmalte e da dentina e análise morfológica superficial. Avaliação [tese de livre docência]. Ribeirão Preto: FORP – Univ. de São Paulo; 2003.
13. Cozean C, Arcoria CJ, Pelagalli J, Powell GL. Dentistry for the 21st century? Erbium:YAG laser for teeth. *J Am Dent Assoc* 1997;128:1080-1087.

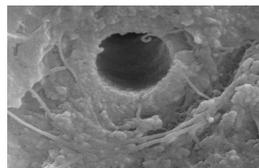
* Normas internas do Programa de Pós-Graduação em Odontopediatria da FORP/USP (2003), de acordo com International Committee of Medical Journal Editors. Uniform Requirements for manuscripts submitted to Medical Journal, 1997. Disponível em: <<http://www.mja.com.au/public/information/uniform.html>>. Acesso em 10 de julho de 2005, e com a Associação Brasileira de Normas Técnicas – NBR 6023, agosto 2002.

14. De Munck J, Van Meerbeek B, Yudhira R, Lambrechts P, Vanherle G. Micro-tensile bond strength of two adhesives to Erbium:YAG-lased vs. bur-cut enamel and dentin. *Eur Jof Oral Sci* 2002;110:322-329.
15. Delme KI, Deman PJ, De Moor RJ. Microleakage of class V resin composite restorations after conventional and Er:YAG laser preparation. *J Oral Rehabil* 2005;32:676-685.
16. Dostálová T, Jelinková H, Krejsa O, Hamal K, Kubelka J, Kugerova H, Procházka S. Non-contact Er:YAG laser ablation: clinical evaluation. *J Clin Laser Med Surg* 1998;16:273-282.
17. Dunn WJ, Davis JT, Bush AC. Shear bond strength and SEM evaluation of composite bonded to Er:YAG laser prepared dentin and enamel. *Dent Mater* 2005;21:616-624.
18. Eduardo CP, Myaki SI, Oliveira Jr. WT, Arana-Chaves VE, Tanji EY. Micromorphological evaluation of enamel and the shear bond strength of a composite resin after Er:YAG laser irradiation. An study. In: INTERNATIONAL SOCIETY FOR LASERS IN DENTISTRY - CONGRESS OF THE INTERNATIONAL SOCIETY FOR LASERS IN DENTISTRY, 5th; 1996. Proceedings..., 1996. p.41-44.
19. Einstein A. Zur quantum theorie der strhlung (On the quantum theory of radiation). *Phisics Zeitung* 1917;18:121.
20. Evans DJ, Mathews S, Pitts NB, Nugent Z, Longbottom C. A clinical evalutation of an Erbium: YAG laser for cavity preparation [abstract]. *J Dent Res* 1998;77:955.
21. Fotos PG, Diaz-Arnold AM, Willians VD. Effect of microbial contamination and pH changes in storage solutions during in vitro assays og bonding agents. *Dent Mater* 1990;6:154-157.
22. Frentzen M, Koort HJ, Thiensiri I. Excimer lasers in dentistry: future possibilities with advanced technology. *Quintessence Int* 1992;23:117-133.
23. Fried D, Ragadio J, Champion A. Residual heat deposition in dental enamel during IR laser ablation at 2.79, 2.94, 9.6, and 10.6 μm . *Lasers Surg Med* 2001;29:221-229.
24. Gimbel CB. Hard tissue laser procedures. *Dent Clin North Am* 2000;44:931-953.
25. Goldman L, Hornby P, Meyer R, Goldman B. Impact on the laser dental caries. *Nature* 1964;203:417.
26. Gonçalves M, Corona SA, Pecora JD, Palma-Dibb RG. Influence of the frequency of Er:YAG laser on the bond strength of dental enamel. *J Clin Laser Med Surg* 2003;21:105-108.
27. Gonçalves M, Corona SA, Borsatto MC, Silva PC, Pecora JD. Tensile bond strength of dentin-resinous system interfaces conditioned with Er:YAG laser irradiation. *J Clin Laser Med Surg* 2002;20:89-93.
28. Gross D, Raab WHM, Keller U, Hibst R. Surface morphology of dental hard tissues after Er:YAG laser treatment. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 3rd; 1992, Salt Lake City. Proceedings... Salt Lake City, 1992. p.133-134.

29. 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* 1989;9:338-344.
30. Hibst R, Wieshammer S, Steiner R. Er:YAG and excimer laser induced ablation of biologic tissue. A quantitative study [abstract]. *Lasers Surg Med* 1988;8:144.
31. Hirayama A, Yamada M, Miake K. Na electron microscopy study on dentinal tubules of human deciduous teeth. *Shikwa Gakuho* 1986;86:1021-1031.
32. Hoke JA, Burkes EJ Jr, Gomes ED, Wolbarsht ML. Erbium:YAG (2.94 μm) laser effects on dental tissues. *J Laser Appl* 1990;2:61-65.
33. Hossain M, Nakamura Y, Kimura Y, Yamada Y, Ito M, Matsumoto K. Caries-preventive effect of Er:YAG laser irradiation with or without water mist. *J Clin Laser Med Surg* 2000;18:61-65.
34. Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Kimura Y, Nakamura G, Matsumoto K. 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* 1999;17:105-109.
35. Hossain M, Yamada Y, Nakamura Y, Murakami Y, Tamaki Y, Matsumoto K. A study on surface roughness and microleakage test in cavities prepared by Er:YAG laser irradiation and etched bur cavities. *Lasers Med Sci* 2003;18:25-31.
36. Jelinková H, Dostálová T, Dolezalová L, Krejsa O, Hamal K, Kubelka J, Procházka S. Comparison of preparation speed of Er:YAG laser and conventional drilling machine. In: SPIE - INTERNATIONAL SOCIETY FOR OPTICAL ENGINEERING; 1997. Proceedings... 1997. 2973:p.2-5.
37. Jelinková H, Dostálová T, Krejsa O, Hamal K, Kubelka J, Procházka S. The influence of Er:YAG laser ablation on cavity surface and cavity shape. In: SPIE - INTERNATIONAL SOCIETY FOR OPTICAL ENGINEERING; 1996. Proceedings... 1996. 2672:p.193-196.
38. Kataumi M, Nakajima M, Yamada T, Tagami J. Tensile bond strength and SEM evaluation of Er:YAG laser irradiated dentin using dentin adhesive. *Dent Mater J* 1998;17:125-138.
39. 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* 1989;9:345-351.
40. Keller U, Hibst R. Erbium:YAG laser in caries therapy: indications and first clinical results. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 3rd; 1992, Salt Lake City. Proceedings... Salt Lake City, 1992. p.151-152.
41. Keller, U.; Hibst, R. Er:YAG laser effects on soft and hard dental tissues. In: MISERANDINO, L.J.; PICK, R.M. *Laser in Dentistry*. Chicago: Quintessence; 1995. p.161-172.
42. Kim ME, Jeoung DJ, Kim KS. Effects of water flow on dental hard tissue ablation using Er:YAG laser. *J Clin Laser Med Surg* 2003;21:139-144.
43. Kumazaki M. Removal of hard dental (cavity preparation) with the Er:YAG laser. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY - CONGRESS OF THE INTERNATIONAL SOCIETY FOR LASERS IN DENTISTRY, 6th; 1998. Proceedings... 1998. p.12-16.

44. Lee BS, Lin CP, Hung YL, Lan WH. Structural changes of Er:YAG laser-irradiated human dentin. *Photomed Laser Surg* 2004;22:330-334.
45. Li ZZ, Code JE, Van De Merwe WP. Er:YAG laser ablation of enamel and dentin of human teeth: determination of ablation rates at various fluences and pulses repetition rates. *Laser Surg Med* 1992;12:625-630.
46. Lizarelli R de F, Moriyama LT, Bagnato VS. Ablation of composite resins using Er:YAG laser – comparison with enamel and dentin. *Lasers Surg Med* 2003;33:132-139.
47. Maiman TH. Stimulated optical radiation in ruby. *Nature* 1960;187:493-494.
48. Mehl A, Kremers L, Salzmann K, Hickel R. 3D volume-ablation rate and thermal side effects with the Er:YAG and Nd:YAG laser. *Dent Mater* 1997;13:246-251.
49. Mercer CE, Anderson P, Davis GR. Sequential 3D X-ray microtomographic measurement of enamel and dentine ablation by an Er:YAG laser. *Br Dent J* 2003;25:99-104.
50. Monghini EM, Wanderley RL, Pecora JD, Palma Dibb RG, Corona SA, Borsatto MC. Bond strength to dentin of primary teeth irradiated with varying Er:YAG laser energies and SEM examination of the surface morphology. *Lasers Surg Med* 2004;34:254-259.
51. Morioka T. Drilling of dental hard tissues by an irradiation of Erbium:YAG laser. *Oogaki Women's Junior Coll Res Bull* 1994; 35:51-56.
52. Moritz A, Schoop U, Goharkhay K, Szakacs C, Sperr W, Schweidler E, Wernisch J, Gutknecht N. Produces for enamel and dentin conditioning: a comparison of conventional innovate methods. *J Esthet Dent* 1998;10:84-93.
53. Paghdiwala A, Vaidyanathan TK, Paghdiwala MF. Evaluation of Er:YAG laser on hard dental tissues: analysis of temperature changes, depth of cut and structural effects. *Scanning Microsc* 1993;7:989-997.
54. Paghdiwala A. Application of Erbium:YAG laser on hard dental tissues: measurement of the temperature changes and depths of cut. *Laser Res Med Surg Dent* 1988;64:192-201.
55. Palma-Dibb RG, Corona SAM, Borsatto MC, Ferreira KC, Ramos RP, Pecora JD. Assessing microleakage on class V composite resin restorations after Er:YAG laser preparation varying the adhesive systems. *J Clin Laser Med Surg* 2002;20:129-133.
56. Palma-Dibb RG, Pecora JD, Brugnera Júnior A. Bond strenght to enamel and dentin conditioned with Er:YAG laser [abstract]. *J Dent Res* 2001;80:1039
57. Palma-Dibb RG. Influência da variação da energia do laser Er:YAG na resistência adesiva à dentina de um sistema restaurador e avaliação morfológica superficial [tese livre docência]. Ribeirão Preto: FORP – Univ. de São Paulo; 2002.
58. Parkins F. Lasers in pediatric and adolescent dentistry. *Dent Clin North Am* 2000; 44:821-830.
59. Pelagalli J, Gimbel CB, Hansen RT, Swett A, Winn DW. 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;15:109-115.

60. Ruschel HC, Souza MAL, Fossati ACM, Chevitarese O, Souza IPR. Estrutura dentinária deciduas e permanente: princípios para uma conduta clínica racional. *Rev Assoc Bras Odontol Nac* 1996;4:161-165.
61. Sakakibara Y, Ishimaru K, Asano S, Takamizu M, Gotoh S, Kohno A. Morphological change of tooth surface irradiated by Er:YAG laser. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY - CONGRESS OF THE INTERNATIONAL SOCIETY FOR LASERS IN DENTISTRY, 4TH; 1994. Proceedings... 1994. p.163-166.
62. Sakakibara Y, Ishimaru K, Takamizu M, Kohno A. Effect of experimental conditioners on tensile bond strength to dentin irradiated by Er:YAG laser. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY; 1998; Maui; 1998. p.181-182.
63. Shigetani Y, Tate Y, Okamoto A, Iwaku M, Abu-Bakr N. A study of cavity preparation by Er:YAG laser. Effects on the marginal leakage of composite resin restoration. *Dent Mater J* 2002;21:238-249.
64. Soares LE, Brugnera Junior A, Zanin F, Pacheco MT, Martin AA. Molecular analysis of Er:YAG laser irradiation on dentin. *Braz Dent J* 2006;17:15-19.
65. Souza AE. Avaliação da influência de parâmetros do laser Er:YAG na microdureza das paredes cavitárias dentais e análise morfológica da subsuperfície [dissertação]. São Paulo: FORP - Univ. de São Paulo; 2005.
66. Stern RH, Sognnaes RF. Laser beam effect on dental hard tissues. In: INTERNATIONAL ASSOCIATION FOR DENTAL RESEARCH - GENERAL SESSION & EXHIBITION, 42th; 1964, Los Angeles. Proceedings... Los Angeles, 1964. p.873.
67. Sulewski JG. Histological survey of laser dentistry. *Dent Clin North Am* 2000; 44:717-752.
68. Sumikawa DA, Marshall GW, Gee L, Marshall SJ. Microstructure of primary tooth dentin. 1999;21:439-444.
69. Takamori K. A histopathological and immunohistochemical study of dental pulp and pulpal nerve fibers in rats after the cavity preparation using Er:YAG laser. *J Endod* 2000;26:95-99.
70. Tanji EY, Matsumoto K, Eduardo CP. Study of dentin surface conditioning with Er:YAG laser [abstract]. *J Dent Res* 1997;46:987.
71. Tokonabe H, Kouji R, Watanabe H, Nakamura Y, Matsumoto K. Morphological changes of human teeth with Er:YAG laser irradiation. *J Clin Laser Med Surg* 1999;17:7-12.
72. Visuri SR, Gilbert JL, Wright DD, Wigdor HA, Walsh JT. Shear strength of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin. *J Dent Res* 1996;75:599-605.
73. Wanderley RL, Monghini EM, Pecora JD, Palma-Dibb RG, Borsatto MC. Shear bond strength to enamel of primary teeth irradiated with varying Er:YAG laser energies and SEM examination of the surface morphology: an study. *Photomed Laser Surg* 2005;23:260-267.
74. Wigdor H, Abt E, Ashrafi S, Walsh JT Jr. The effect of lasers on dental hard tissues. *J Am Dent Assoc* 1993;124:65-70.
75. Wigdor HA, Walsh JT Jr, Featherstone JD, Visuri SR, Fried D, Waldvogel JL. Lasers in dentistry. *Lasers Surg Med* 1995;16:103-133.



Anexo

ANEXO A – OFÍCIO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA ENVOLVENDO SERES HUMANOS



UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
 FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO
 COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA
 Avenida do Café, s/nº - Telefone: (016) 3602-3970
 14040-904 - Ribeirão Preto - SP - Brasil
 Fax: (016) 3633-0999

Of.CEP/30005/FORP/041105
 MLCK/mlck

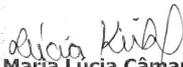
Prezado (a) Professor (a),

Ref. Processo n. 2005.1.1035.58.0
Caee n. 0042.0.138.000-05

De ordem da Senhora Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa desta Faculdade, informamos que o referido Comitê, em sua 62ª Sessão realizada no dia 4 de novembro de 2005, deliberou **aprovar** o Projeto de Pesquisa envolvendo seres humanos intitulado: **"Influência da energia e frequência de pulsos do laser Er:YAG na capacidade de ablação da dentina de dentes decíduos – análise *in vitro* da morfologia superficial"**, a ser desenvolvido por Vossa Senhoria, na Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, devendo o atestado para publicação final, ser expedido pelo Comitê de Ética em Pesquisa, após a entrega e aprovação do Relatório Final pelo referido Comitê.

Na oportunidade, lembramos da necessidade de entregar na Seção de Expediente e Protocolo, com o formulário preenchido pelo pesquisador responsável, o **Relatório Final** no dia **30 de dezembro de 2006**.

Atenciosamente,


Maria Lúcia Câmara Kühn
 Secretária do Comitê de Ética em Pesquisa

Il.^{ma}. Sr.^a.

Prof. Dr.^a MARIA CRISTINA BORSATTO

Professor Doutor do Departamento de Clínica Infantil, Odontologia Preventiva e Social -
 FORP/USP

AUTORIZAÇÃO PARA REPRODUÇÃO

Autorizo a reprodução e/ou divulgação total ou parcial da presente obra por qualquer meio convencional ou eletrônico, desde que seja citada a fonte.

Andréa Soares de Oliveira Ortolan

Universidade de São Paulo
Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto
Departamento de Clínica Infantil, Odontologia Preventiva e Social
Ribeirão Preto/Julho 2006
Avenida do Café, s/n CEP 14040-904
aortolan@forp.usp.br

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)