

CRISTINA BUENO BRANDÃO

**AVALIAÇÃO DA ALTERAÇÃO DE TEMPERATURA DURANTE A REMOÇÃO DE
DENTINA HÍGIDA E DESMINERALIZADA DE DENTES DECÍDUOS UTILIZANDO
LASER DE Er: YAG EM DIFERENTES FREQUÊNCIAS**

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

Orientadora: Profa. Dra. Maria Cristina Borsatto

RIBEIRÃO PRETO

2009

Livros Grátis

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

Milhares de livros grátis para download.

Brandão, Cristina Bueno

Avaliação da alteração de temperatura durante a remoção de dentina hígida e desmineralizada de dentes decíduos utilizando laser Er:YAG em diferentes frequências. Ribeirão Preto, 2009.

Dissertação de Mestrado, apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/ USP. Área de Concentração: Odontopediatria.

Orientadora: Borsatto, Maria Cristina

1. Laser Er:YAG. 2. Alteração de Temperatura. 3. Dente decíduo.

Cristina Bueno Brandão

Avaliação da alteração de temperatura durante a remoção de dentina hígida e desmineralizada de dentes decíduos utilizando laser Er: YAG em diferentes frequências. 2009. (dissertação). Ribeirão Preto: Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo; 2009.

Data da defesa: ____/____/____

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

“Nunca ninguém conseguirá ir ao fundo de
um riso de criança”.

Victor Hugo

Dedico

À Minha Mãe-Avó Maria (*in memoriam*)

Falar de ti é tão simples

Contudo, muito delicado,

Deixaste-nos...

Foste morar lá no céu!

Tudo em ti eu recordo,

Lembro-me com saudade,

Da tua bondade,

Da tua luta...

Sinto a tua falta avó,

A falta das tuas palavras...

do teu afago...

Foste para mim um exemplo,

De vida... luta e garra...

Hoje choro com saudade

Por não estar ao teu lado,

Sofreste muito eu sei...

Mas, chegou a recompensa

Olho para cima e vejo-te

Naquela estrela brilhante

Com a tua mão estendida

Abençoando-me... (Autor desconhecido).

AGRADECIMENTOS

À DEUS

“Senhor, fazei que eu procure mais consolar do que ser consolado, compreender do que ser compreendido, amar do que ser amado. Pois é dando que se recebe, é perdando que se é perdoado, e é morrendo que se vive para a vida eterna”.

(S. Francisco de Assis)

À Meus Pais: Zé Eduardo e Maria Lúcia

Aos Meus Avós: Oswaldo B Brandão e Sarah Brandão

Aos Meus Irmãos: Marcelo, Renata, Fabiana, Gustavo, Rodrigo, Márcio, Pedro, Lucas, Flávia, Taís e Júlia e os que virão....

“A vida é uma peça de teatro que não permite ensaios. Por isso, cante, chore, dance, ria e viva intensamente, antes que a cortina se feche e a peça termine sem aplausos”.

Charles Chaplin

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

À Prof^á. Dra. Maria Cristina Borsatto

Minha Orientadora

Você é única e só há um igual a você.

Sua vida pode ser o que quiser que ela seja.

Viva os dias, apenas um de cada vez.

Conte suas bênçãos, não seus problemas.

Você os superará venha o que vier.

Dentro de você há muitas respostas.

Compreenda, tenha coragem, seja forte.

Não coloque limites em si mesmo.

Muitos sonhos estão esperando para serem realizados.

As decisões são muito importantes para serem deixada ao acaso.

Alcance seu máximo, seu melhor e seu prêmio.

Nada consome mais energia do que a preocupação.

Quanto mais tempo se carrega um problema, mais pesado ele fica.

Não leve as coisas tão a sério.

Viva uma vida de serenidade, não de arrependimentos.

Lembre-se de que um pouco de amor dura muito.

Lembre-se muito disso: "dura para sempre".

Lembre-se que a amizade é um investimento sábio.

Os tesouros da vida são todas as pessoas.

Perceba que nunca é tarde demais.

Faça coisas simples e de forma simples.

Tenha saúde, esperança e felicidade.

Encontre tempo para fazer pedidos a uma estrela.

E nunca jamais esqueça, por se quer um dia

O quanto você é especial !!!

E sempre se lembre Sorria !!

À Prof^ª. Dra. Regina Genka Palma-Dibb

Exemplo de Professor, Mãe e Mulher. Seus conhecimentos, e participação foram imprescindíveis para a realização deste trabalho. Sinto-me privilegiado pela convivência embora curta e por tudo que aprendi. Meus sinceros agradecimentos.

À Carolina Paes Torres Mantovani,

Agradeço pela sua amizade, carinho e sinceridade nos diferentes momentos, sempre disponível ao trabalho, aos amigos e a vida. Carolzinha... são poucas as palavras, mas enorme reconhecimento. Obrigada amiga!

Aos Colegas,

Rodrigo Galo e Marta Maria Martins Giamatei
Contente, Fabrício Lima e Jaciara Miranda Gomes
da Silva

Pelo apoio, competência e amizade durante a dissertação e execução deste experimento... meus sinceros agradecimentos!

As Prof^{as} Kranya Victória Serrano Diaz e Alexandra Mussolino de Queiroz, por ter podido durante estes anos todos desfrutar dos seus conhecimentos, orientações,

conversas. Exemplo de professoras, agregando a todos que as cercam. Sinto-me privilegiada pela convivência e por tudo que aprendi e que certamente servirá de guia para minha vida pessoal e profissional.

As queridas amigas Nadir Gardim e Magdalena (lindinha), pelo carinho, preocupação e simplicidade de vocês. ADORO VOCÊS!

A Fátima Rizôli, Benedita Viana e Renatinha Ap Rodrigues Meu muito obrigada pela amizade e ajuda em toda minha vida dentro da Odontopediatria.

“Quando nada parece ajudar, eu vou e olho o cortador de pedras martelando sua rocha talvez cem vezes sem que nem uma só rachadura apareça. No entanto, na centésima primeira martelada, a pedra se abre em duas, e eu sei que não foi aquela a que conseguiu, mas todas as que vieram antes”.

Jacob Riis

AGRADECIMENTOS

Aos colegas de Mestrado

Ana Paula Ramos B. da Silva, Edécio Garcia Júnior, Giselle de Ângelo Souza Leite, Lourdes Garcia Olmedo, Marcela Perçiza, Marta Maria Martins Giamatei Contente, Olívia Santos de Oliveira Verardo, Remberto Argandoña, Rodrigo Machado da Silva, Rosângela Morais Marques Sawan, Taiana de Melo Dias, Vanessa da Rocha Bernadini.

As colegas da Odontopediatria: Carolina de Souza Guerra, Cristhiane Ristum Bagatin Rossi, Cristiane Thomaz Rocha, , Soraya Cheir

À FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE
RIBEIRÃO PRETO

Diretor Osvaldo Luiz Bezzon

A COMISSÃO DE PÓS-GRADUAÇÃO

Presidente: Profa. Dra. Lêa Assed Bezerra da Silva,

Vice-Presidente: Prof. Dr. Arthur Belém

Exemplos de Mestres e Pesquisadores a quem muito admiro e respeito. Honra-me ter recebido suas instruções e suas experiências durante o transcorrer deste curso.

AO DEPARTAMENTO DE CLÍNICA INFANTIL E ODONTOLOGIA PREVENTIVA E SOCIAL

" Se enxerguei mais longe é por ter subido em ombros de gigantes" (Isaac Newton)

Chefe: Prof. Dr. Paulo Nelson Filho e Vice-Chefe:
Profª. Dra. Saça Assed

Profª. Dra. Maria Cristina Borsatto, Profª. Dra. Aldevina Campos de Freitas, Profª. Dra. Alexandra Mussolino de Queiroz, Profª. Dra. Kranya Victoria Díaz Serrano, Profª. Dra. Raquel Assed Bezerra da Silva, Profª. Dra. Maria da Conceição Pereira Saraiva, Prof. Dr. Adilson Thomazinho, Prof. Dr. Carla Enoki Itikawa,, Prof. Dr. José Tarcísio Lima Ferreira, Prof. Dr. Maria Bernadete Sasso Stuaní, Prof. Dr. Mírian Aiko Nakane Matsumoto, Profª. Dra. Janete Cinira Bregagnolo, Profª. Dra. Marlívia G. de Carvalho Watanabe, Profª. Dra. Soraya Fernandes Mestriner, Profª. Dra. Wilson Mestriner Júnior e Profs associados: Prof. Dr. Mario Roberto Leonardo e a Profª. Dra. Isabel Yoko Ito.

AOS PROFESSORES, PACIENTES E FUNCIONÁRIOS DA CLÍNICA DE
PACIENTES PORTADORES DE NECESSIDADES ESPECIAIS DA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO DA
UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO,

especialmente A Profª Dra Aldevina Campos Freitas

AOS FUNCIONÁRIOS DO DEPARTAMENTO DE CLÍNICA INFANTIL E
ODONTOLOGIA PREVENTIVA E SOCIAL

Benedita Viana, Gisele Faria, Carolina Paes Torres, Jose Aparecido
Neves do Nascimento, Kleber Barbosa Rita, Nadir das Dores
Gardim Felício, Nilva Aparecida Afonso Ruggiero, Filomena Leli
Placciti, Marco Antonio dos Santos, Micheli Cristina Leite

Rovanholo, Carmo Eurípedes Terra Barreto, Dorival Gaspa,
Fátima Aparecida Rizoli, Fátima Aparecida Jacinto Daniel, Renata
Aparecida Fernandes Rodrigues e Vera Ribeiro, Mariângela de
Oliveira

Aos Funcionários Vera Ribeiro do Nascimento e Jose Aparecido
Neves Nascimento

AS FUNCIONÁRIAS DA SEÇÃO DE PÓS-GRADUAÇÃO DA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO DA
UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

Isabel Cristina Galino Sola

Regiane Cristina Moi Sacilotto

AO DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGIA RESTAURADORA E AOS
LABORATÓRIOS DE PESQUISA EM DENTÍSTICA E DE PESQUISA EM
LASER DA FORP-USP

A Michele Alexandra Chinelatti, pela ajuda no laboratório.

Ao Sr Reginaldo Santana da Silva

A Patrícia Marchi

A CAPES pelo financiamento desta obra

A todas as pessoas que, com as mais simples
palavras, gestos e auxílio, me ajudaram no
desenvolvimento desta obra...

RESUMO

RESUMO

BRANDÃO, CB. **Avaliação da alteração de temperatura durante a remoção de dentina hígida e desmineralizada de dentes decíduos utilizando laser Er: YAG em diferentes frequências.** [dissertação]. Ribeirão Preto: Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo; 2009.

Este estudo teve como objetivo avaliar *in vitro* a alteração da temperatura durante a remoção de dentina hígida e desmineralizada de dentes decíduos humanos com o laser Er:YAG. Foram selecionados 30 molares decíduos hígidos, cujas raízes, quando presentes, foram removidas, e as coroas seccionadas no sentido méso-distal, obtendo-se 60 fragmentos. Os fragmentos foram fixados em matriz cilíndrica de Teflon[®], levados à politriz para desgaste do esmalte e planificação da dentina, obtendo-se fragmentos com espessura de 2,0 mm. Os espécimes foram então divididos aleatoriamente em 2 grupos (n=30): A-dentina hígida e B-dentina desmineralizada. Cada grupo foi dividido em 3 subgrupos (n=10), de acordo com as frequências utilizadas: I-4 Hz; II-6 Hz e III-10 Hz. Os espécimes no grupo B foram submetidos pelo método de ciclagem de pH, durante 21 dias consecutivos até a obtenção de lesões com aproximadamente 1,0 mm de profundidade. Os parâmetros de irradiação dos espécimes foram de 250 mJ de energia no modo não contato, focado, a uma distância de 12 mm, sob refrigeração 1,5 mL/min e tempo de irradiação de 30 segundos. A temperatura aferida foi registrada por um *microtermopar* do tipo K adaptado na dentina correspondente à câmara pulpar, por meio do orifício da lâmina de *pexiglass*, e interligado a uma placa de aquisição, calibrado com 0,2 °C de precisão e tempo de resposta de 0,6 segundos. Os dados foram submetidos ao teste não-paramétrico *Kruskal-Wallis* e avaliação qualitativa foi realizada em Microscopia Eletrônica de Varredura. A análise dos dados demonstrou que no grupo A houve diferença estatisticamente significativa entre todos os subgrupos. E no grupo B, não houve diferença na temperatura entre os subgrupos I e II. A avaliação morfológica da superfície

revelou irregularidades superficiais, túbulos dentinários abertos, ausência de smear layer, protrusão da dentina peritubular, independente do substrato, sendo que na frequência de 6Hz e 10 Hz a dentina desmineralizada adquiriu um padrão morfológico semelhante ao da dentina hígida, sugerindo que provavelmente houve remoção da dentina desmineralizada. Concluiu-se que o aumento da temperatura está diretamente relacionado com o aumento da frequência. As alterações superficiais observadas na dentina irradiada em MEV demonstraram ser cada vez mais acentuadas com o aumento da frequência.

Palavras-chave: Laser Er:YAG; Alteração da temperatura; Dentes decíduos.

ABSTRACT

BRANDÃO CB. Evaluation of change in temperature during the removal of sound and demineralized dentin of primary teeth using Laser Er:YAG at different pulse rates. [Dissertation]. Ribeirão Preto: Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo; 2009.

The purpose of this study was to assess in vitro the thermal alteration occurred during the removal of sound and demineralized dentin in human primary teeth by the Er:YAG laser. Thirty sound primary molars were selected and roots, when present, were removed and the crowns sectioned in mesiodistal direction, resulting in 60 fragments. The fragments were fixed in a cylinder matrix of Teflon[®]. The surfaces were ground on a polishing machine at low-speed to remove the overlying enamel and expose flat dentin surfaces, resulting in fragments of 2.0 mm thickness. Then, the fragments were randomly assigned to 2 groups (n=30): A-sound dentin (control) and B-demineralized dentin. Each group was divided into 3 subgroups (n=10) according to the frequencies used: I-4 Hz; II-6 Hz and III-10Hz. Specimens in group B were submitted to a pH-cycling regimen during 21 consecutive days until perform a 1 mm thick depth demineralized dentin. The irradiation was performed with a 250 mJ pulse energy in non-contact and focused mode, with a fine water mist at 1,5 mL/min for 30 seconds at a constant working distance from the target site (12 mm). The measured temperature was recorded by thermocouples type K adapted to the pulp chamber corresponding dentin connected to a portable USB – based data acquisition module, calibrated with 0.2 °C of accuracy and response time of 0.6 seconds. The data were submitted to the non-parametric Kruskal-Wallis test and a qualitative analysis by Scanning Electron Microscopy. Data analysis demonstrated that in the group A there was statistically significant difference among all subgroups. And in the group B, there was no difference in temperature between subgroup I and II. The morphological evaluation of the surface showed superficial irregularities, open dentinal tubules, absence of smear layer, dentin peritubular protusion, independent of the substrate. At the frequency of 6

and 10 Hz the irradiated demineralized dentin was similar to sound dentin, showing that probably the removal of demineralized dentin occurred. In conclusion, the increase in the temperature is directly related to the frequency's increment, in both demineralized and sound dentin. The superficial dentin alterations observed in SEM increased pulse repetition rates yield greater alterations morphological of the irradiated dentin.

Key words: Er:YAG laser; temperature rise, primary teeth

1.	INTRODUÇÃO.....
2.	PROPOSIÇÃO.....
3.	MATERIAL E MÉTODOS
	a. PREPARO DOS CORPOS-DE-PROVA.....
	b. REALIZAÇÃO DOS PREPAROS CAVITÁRIOS.....
	c. AVALIAÇÃO DA ALTERAÇÃO DA TEMPERATURA.....
	d. ANÁLISE EM MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA.....
4.	RESULTADOS.....
	a. Alteração da temperatura
	b. Análise morfológica
5.	DISCUSSÃO.....
6.	CONCLUSÃO.....
	REFERÊNCIAS.BIBLIOGRÁFICAS.....
	a. ANEXO.....

1. INTRODUÇÃO

INTRODUÇÃO

O desenvolvimento tecnológico e a evolução dos materiais restauradores adesivos, associados ao maior conhecimento sobre cariologia e métodos preventivos, têm influenciado de forma significativa os conceitos da Dentística Restauradora (Kidd e Fejerskov; 2004). Atualmente, uma filosofia preventiva e minimamente invasiva tem sido o método de escolha para a remoção do tecido cariado e preparo cavitário. Entretanto, a viabilização desta filosofia está embasada na realização do diagnóstico preciso do risco à doença cárie do paciente, assim como da sua progressão levando ao delineamento de um plano de tratamento fundamentado na prevenção e no controle da doença (Featherstone, 2000; Fejerskov, 2004).

Historicamente, os princípios biomecânicos preconizados por Black, para o preparo cavitário e remoção do tecido cariado, desenvolvidos no século XIX, baseavam-se na extensão preventiva. Sua proposta era remoção de tecido cariado, de estrutura hígida e modelagem anatômica da cavidade em regiões que poderiam acumular o biofilme dental. Com o desenvolvimento da técnica de condicionamento ácido da superfície dental (Buonocore, 1955) e o surgimento de novos materiais restauradores adesivos (Bowen, 1963), profundas mudanças no paradigma do tratamento restaurador da doença cárie, foram alcançadas com o principal objetivo de preservação de estruturas dentárias sadias (Murdoch-Kinch e McLean, 2003). Neste contexto, os instrumentos rotatórios convencionais de corte e desgaste das estruturas dentárias mostram-se incompatíveis com a filosofia de intervenção mínima, por produzirem, cavidades cuja amplitude vai além da extensão do tecido cariado e as paredes dentárias inadequadas para receber o material adesivo (Takamori et al., 2003; Corona et al., 2003; Palma-Dibb et al., 2002; Souza et al., 2006; Matsumoto, 2003). Além disso, a pressão, a vibração, o ruído e a produção de calor friccional, durante o ato operatório causam apreensão, dor e medo no paciente, e em especial, nas crianças (Monghini et al., 2004). Em Odontopediatria, estes fatores são considerados de fundamental importância, uma

vez, que afetam negativamente o comportamento infantil (Kato et al., 2003; Genovese et al., 2008; Krause et al., 2008)

Assim, novas tecnologias têm sido desenvolvidas na tentativa de substituição do tratamento cirúrgico/restaurador convencional, por uma terapia mais seletiva e menos invasiva (Visuri et al., 1996; Katuami et al., 1998; Hadley, 2000; Martinez-Insua et al., 2000; Corona et al., 2001; Hossain et al., 2002b; Matsumoto et al., 2002; Palma-Dibb et al., 2003) e ao mesmo tempo mais confortável para o paciente eliminando em algumas vezes, a necessidade de anestesia (Keller & Hibst, 1995; Cozean et al., 1997; Chaiyavej et al., 2000; Denbesten et al., 2000)

O laser de alta potência é uma das tecnologias emergentes para o preparo cavitário conservador previamente aos procedimentos adesivos (Dostalová et al., 1998; Gimbel, 2000; Hibst, 2002; Takamori et al., 2003; Attrill et al., 2004; Gutknecht; Chinelatti et al., 2004; Chinelatti et al., 2006; Bertrand et al., 2006; Raucci-Neto et al., 2007) para remoção de tecido cariado (Keller & Hibst, 1989; Cozean et al., 1997; Eberhard et al., 2005), tratamento superficial do tecido dental (Visuri et al., 1996; Cebalos et al., 2001, Stainec et al., 2006), paralisação de lesões incipientes de cárie (Hossain et al, 2000; Apel et al., 2002; Tashima, 2006) e também, na remoção de restaurações adesivas (Lizarelli, 2003).

O LASER, acrônimo de Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation (Amplificação da Luz por Emissão Estimulada de Radiação), surgiu em 1960, baseado nos conceitos da Emissão Estimulada de Energia Radiante (Einstein, 1917) sobre um cristal de rubi por Theodore Maiman (Hibst et al., 1988; Wigdor et al., 1995; Sulewski, 2000; Parker, 2007).

A sua utilização faz parte, cada vez mais, do cotidiano das pessoas e a sua presença é notada em várias atividades, sendo a sua importância aumentada à medida que novos avanços são obtidos, no domínio da tecnologia de sua construção, de novos meios laser, de regimes de operação, de tratamento de feixe e, principalmente, do conhecimento da interação da radiação com a matéria. A tecnologia laser possui o potencial de ampliar o arsenal de recursos tecnológicos com a finalidade de melhorar a saúde bucal dos indivíduos,

aumentando, desta forma, o sucesso dos tratamentos convencionais (Bachmann e Zezell, 2005).

Cada sistema laser tem características e propriedades específicas e o efeito da irradiação é largamente dependente do comprimento de onda do laser e da capacidade de absorção do tecido (Dederich, 1993). Ao incidir sobre a superfície dental o laser pode ser absorvido, refletido, transmitido ou espalhado. O grau de absorção da energia determina mudanças no tecido alvo e influencia na temperatura podendo levar aos danos térmicos (Armengol et al., 2000; Parker, 2007).

O primeiro estudo, *in vitro*, da aplicação do laser nos tecidos mineralizados dentais foram realizados por Stern e Sognnaes (1964), que observaram alterações cristalográficas significativas no esmalte semelhantes à fusão, com áreas de aspecto vítreo. Em dentina, observaram áreas de carbonização e crateras e sugeriram uma relação direta, entre os parâmetros empregados e as propriedades ópticas destes tecidos mineralizados. Além disto, a alta taxa de energia empregada para a remoção do esmalte e da dentina, pelo laser de Rubi, produziu calor excessivo na área irradiada resultando nos danos térmicos (Gimbel, 2000). Neste sentido, Goldman em 1964, avaliou os efeitos da irradiação laser em dentes cariados e obteve resultados aparentemente pouco promissores.

O laser Er:YAG, possui como meio ativo um cristal de Ítrio-Alumínio-Granada dopado com íons de Érbio que emite energia eletromagnética com comprimento de onda de 2,94 μm , coincidindo com o pico máximo de absorção da água e dos radicais hidroxilas (Kumazaki et al., 1998; Gimbel, 2000; Parker, 2007). Desta forma, ao atingir o tecido dental o feixe laser Er:YAG é absorvido causando um rápido aquecimento, aumento da pressão interna e expansão do tecido (Hibst & Keller, 1989), ocorrendo microexplosões e ejeção do substrato em forma de partículas microscópicas e a destruição não uniforme da estrutura dentária (Hibst e Keller, 1989; Keller & Hibst, 1989; Matsumoto et al., 1996; Armengol et al., 2000). Este processo denominado ablação foto-termo-mecânica (Mollica et al., 2008), consome a maior parte da energia depositada pelo laser de Er:YAG, restando uma pequena fração liberada na

estrutura dental remanescente, na forma de calor (Paghdiwala et al., 1993; Matsumoto et al., 1996; Hossain et al., 2002; Hossain et al., 2003b).

Desde que usado sob sistema de refrigeração ideal, o laser Er:YAG não causa aquecimento excessivo na área irradiada, ou injúrias ao tecido (Aoki et al., 1998; Hibst, 2002; Kim et al., 2003; Arttrill et al., 2004, Geraldo-Martins et al., 2005; Raucci-Neto et al., 2007; Burkes et al., 1992; Paghdiwala et al., 1993; Hossain et al., 1999; Kim et al., 2003; Lee et al., 2004; Colucci, 2006) proporcionando alterações estruturais menos significativas e um reparo pulpar mais rápido do que com o preparo com o instrumento rotatório (Fried et al., 1996; Paghdiwala, 1993; Burkes et al., 1992; Cozean et al., 1997; Apel et al., 2002a; Tanji, 2002).

A intensidade de ablação do laser Er:YAG depende do conteúdo de água presente nos tecidos dentais (Hibst e Keller, 1989; Sakakibara et al., 1994; Jelinková et al., 1996; Armengol et al., 1999; Mercer et al., 2003; Monghini et al., 2004). Sabe-se que o conteúdo do tecido dental mineralizado apresenta menor quantidade de água e matriz orgânica (como proteínas ou colágeno) em esmalte, e maior em dentina (Mercer et al., 2003). Por esta razão, a absorção da radiação laser é duas vezes mais acentuada na dentina, do que no esmalte, facilitando a ablação do laser Er:YAG do tecido dentinário. Da mesma forma, a dentina intertubular é mais ablacionada seletivamente do que a peritubular, deixando uma banda de dentina altamente mineralizada ao redor dos orifícios dos túbulos dentinários (Visuri et al., 1996; Armengol et al., 1999; Sulewski et al., 2000; Monghini et al., 2004; Bachmann et al., 2005). Avaliando a remoção da dentina hígida superficial e profunda com o laser Er:YAG, Chinelatti, (2008), não encontrou diferenças quando a mesma taxa de energia foi aplicada nas profundidades avaliadas. No entanto, a ablação pelo laser Er:YAG sobre a dentina cariada varia de acordo com o conteúdo de água deste tecido (Dunn et al., 2005).

Na literatura, existem divergências com relação à remoção da dentina cariada, uma vez, que atualmente, a necessidade da remoção da totalidade deste tecido é questionada (Kidd, 2004; Padick et al., 2005). Segundo Kuboki, Ohgushi e Fusayama (1977), a dentina cariada apresenta duas camadas. A externa, ou dentina infectada, de consistência mole, devido à desorganização irreversível dos tecidos colágenos, contaminada por bactérias e úmida. Esta

camada não é passível de remineralização. A camada interna, ou dentina afetada, apresenta pouca ou nenhuma contaminação bacteriana e é composta por tecido colágeno estruturalmente organizado, passível de remineralização, com presença de processos odontoblásticos como na dentina sadia (Massler, 1962; Ten Cate, 2001; Tachibana et al., 2008). Com base neste conceito, atualmente se preconiza somente a remoção seletiva da dentina infectada (Kidd, 2004). Frente a essa opção de tratamento restaurador, têm sido realizados estudos, buscando parâmetros ideais para que o laser Er:YAG possa remover seletivamente a dentina infectada dos dentes permanentes (Li; Code; Van Merwe, 1992; Jelinková et al., 1996; Eberhard et al., 2008; Corona et al., 2008), quanto dos dentes decíduos (Liu et al., 2000; Kornblit et al., 2008).

A resposta dos tecidos dentários à irradiação com laser 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 em produzir uma estrutura superficial microretentiva.

Em relação à frequência de pulsos, esta é considerada como o parâmetro que mais influência no acúmulo de calor e na capacidade de ablação do tecido (Keller e Hibst, 1995; Corona, 2003). A taxa de repetição de pulsos pode aumentar a densidade de energia no local da incidência do feixe de luz e causar danos térmicos responsáveis pelas modificações nos tecidos dentários (Geraldo-Martins et al., 2005).

A ablação com o laser Er:YAG modifica química e estruturalmente a topografia da superfície dentária produzindo irregularidades acentuadas e crateras no esmalte com aparência de escamas bem definidas (Visuri et al., 1996; Ariamoto et al., 1999; Martinez-Insua et al., 2000; Raucci-Neto et al., 2007). Na dentina foi observado, túbulos dentinários evidentes e protruídos (Sakakibara et al., 1994; Visuri et al., 1996; Pelagalli et al., 1997; Tanji et al., 1997; Aoki et al., 1998; Dostolová et al., 1998; Katuami et al., 1998; Hossain et al., 2000; Hossain et al., 2003) sem a presença de smear layer, produzindo uma superfície dental

aparentemente ideal para a adesão (Aoki et al., 1998; Dostolová et al., 1998; Armengol et al., 1999; Hossain et al., 2000; Shigetani et al., 2002). O laser Er:YAG não desmineraliza a dentina, nem amplia a embocadura dos túbulos dentinários (Martinez-Insua et al., 2000, Ceballos et al., 2002), podendo fusionar a rede de fibras colágenas da região basal da superfície irradiada, o que a torna destituída de espaços interfibrilares, e dificulta a adesão dos materiais restauradores principalmente, nos dentes decíduos (Ceballos et al., 2002, Borsatto et al., 2006).

Dentes decíduos apresentam particularidades em relação à morfologia e estrutura química que devem ser evidenciadas e que podem interferir no mecanismo de ação do laser, devendo ser levadas em consideração na escolha dos parâmetros ideais de irradiação (Hirayama et al., 1986; Ruschel et al., 1996; Sumikawa et al., 1999; Kato et al., 2003; Genovese et al., 2008; Kornblit et al., 2008). Dentre elas, destacam-se a diferença da dentina peritubular, que nestes dentes é de 2 a 5 vezes mais espessa do que em dentes permanentes (Hirayama et al., 1986). A densidade numérica e o calibre dos túbulos dentinários em dentes decíduos são maiores e, portanto, área de dentina intertubular disponível é menor, podendo causar diferença significativa na capacidade de ablação (Lizarelli et al., 2003; Kornblit et al., 2008). Além disso, a dentina apresenta prolongamentos do tecido pulpar fator que aumenta a permeabilidade da dentina e, conseqüentemente, a quantidade de água presente em sua composição. Deve-se considerar também que a câmara pulpar nos dentes decíduos é mais ampla, proporcionalmente, em relação aos dentes permanentes, sendo assim estímulos térmicos gerados no complexo dentina-polpa podem resultar em danos ao tecido pulpar com maior intensidade, que por sua vez podem alterar o ciclo vital destes dentes (Liu et al., 2000; Kornblit et al., 2008). Desta maneira, torna-se importante avaliar as alterações de temperatura na dentina de dentes decíduos submetidos a preparos cavitários com laser Er:YAG, para que a sua utilização seja indicada com segurança em Odontopediatria.

Em vista do conhecimento das diferenças morfológicas e estruturais entre dentes decíduos e permanentes e da escassez de estudos, metodologias e parâmetros relacionando a remoção de dentina desmineralizada com as alterações térmicas empregando o laser

Er:YAG em dentes decíduos, há necessidade de mais investigações para que se possa chegar a uma conclusão à respeito do efeito térmico produzido por esse tipo de laser, assim como, as alterações morfológicas superficiais do substrato dental cariado após a ablação em diferentes frequências.

2.PROPOSIÇÃO

PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo *in vitro* foi avaliar a alteração de temperatura durante a remoção da dentina hígida e cariada em dentes decíduos, utilizando o laser Er:YAG, em diferentes frequências, e analisar morfologicamente, a superfície dentinária irradiada por meio da Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV).

3. MATERIAL E MÉTODOS

MATERIAL E MÉTODOS

Aspectos Éticos

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

Delineamento Experimental

Os fatores de estudo envolvidos neste trabalho foram: dentina, em dois níveis (hígida e desmineralizada), e frequência de preparo, em três níveis (4, 6, 10 Hz). A amostra do experimento teve 60 corpos de prova divididos de acordo com o tipo de dentina em 2 grupos (n=30):

A- dentina hígida

B- dentina desmineralizada

Estes foram então subdivididos em 3 subgrupos (n=10) de acordo com a frequência de preparo:

I - 4 Hz

II - 6 Hz

III - 10 Hz

O estudo foi realizado obedecendo a um delineamento em blocos completos casualizados, com dez repetições de cada subgrupo experimental por bloco. A variável de resposta quantitativa foi a alteração de temperatura em graus Celsius. A variável de resposta qualitativa foi a morfologia dos substratos, por Microscopia Eletrônica de Varredura.

Obtenção dos Dentes

A amostra foi constituída de 30 molares decíduos humanos hígidos, provenientes do Banco de Dentes da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, e selecionada por meio de exame visual sob lupa estereoscópica (Carl Zeiss, Alemanha) com aumento de 10X, sendo descartados aqueles que apresentaram trincas, lesões de cárie ou anomalias de estruturas que pudessem comprometer os resultados. Os dentes foram 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. A seguir, os dentes foram submetidos a um processo de limpeza, profilaxia e, então, armazenados em solução salina a 4 °C até a sua utilização.

Preparo dos Corpos de Prova

Os dentes decíduos tiveram as suas raízes seccionadas, quando presentes, 2 mm abaixo da junção amelo-cementária, utilizando-se disco diamantado (#7015, KG Sorensen, Barueri, Brasil) (Fig 1A) montado em máquina de corte (Minitom, Struers A/S, Copenhagen, DK 2610, Dinamarca), sob refrigeração (Fig. 1B).

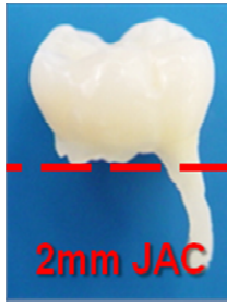


Figura 1 – **A.** Molar decíduo hígido; **B.** Máquina de corte Minitom

A seguir, as coroas foram fixadas com cera utilidade (Epoxyglass, Diadema, SP, Brasil) em lâminas de *plexiglass*, as quais foram adaptadas na máquina de corte, para a secção dos dentes longitudinalmente no sentido méso-distal, totalizando 60 espécimes. A seguir, os fragmentos de dentina foram fixados com cera fundida para a escultura (Pasom Ind. e Com. Ltda., São Paulo, SP, Brasil) em uma matriz cilíndrica de Teflon[®], utilizando-se um gotejador elétrico (Guelfi Equipamentos, São Paulo, G211709, Brasil) (Fig. 2A e B) e levados à Politriz (DP-9U2, Panamba/Struers, A/S Copenhagen, DK-2610, Dinamarca) (Fig 3) para serem submetidos a desgastes com discos de lixa de carbetto de silício (Norton/Saint-Gobain Abrasivos Ltda, Guarulhos-SP, 07111-150, Brasil) com granulação de #280 - #1200, aplicados em ordem decrescente de abrasividade, sob refrigeração abundante, até o desgaste do esmalte, e planificação da dentina abaixo da junção amelodentinária, expondo uma área de no mínimo 3,0 mm de diâmetro. 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 reumidificar o substrato.

A espessura final do fragmento de dentina era de 2,0 mm. Os fragmentos tiveram suas dimensões padronizadas por meio de um paquímetro digital (Myamoto, Tokio, Japão).

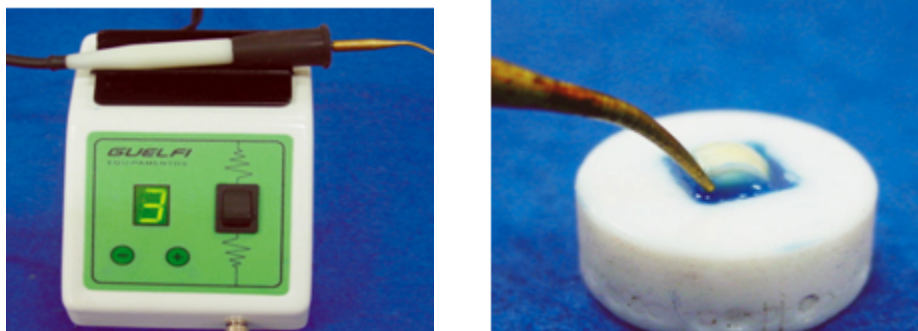


Figura 2 –; **A.** Gotejador elétrico; **B.** Espécime incluído com cera fundida em matriz de teflon.



Figura 3 – Politriz

Indução da Desmineralização da Dentina

No grupo dentina desmineralizada (n=30), as amostras foram previamente preparadas para serem submetidas à ciclagem de pH (Fig 4A). Para a delimitação da área a ser desmineralizada, foram utilizadas fitas isolantes nas dimensões de 3 mm X 3 mm, recortadas e coladas no terço médio da superfície de dentina exposta de cada espécime. A seguir, todo o restante do espécime foi impermeabilizado com 2 camadas de verniz cosmético ácido resistente (Colorama, Brasil). Após a secagem, as fitas isolantes foram retiradas dos

espécimes, criando uma área padronizada de 9 mm² em dentina, sem a cobertura do verniz, para a posterior desmineralização e irradiação, e armazenadas em água destilada a 4 °C (Fig. 4B).



Figura 4 – **A.** Espécimes padronizados com 2,0 mm de espessura em dentina; **B.** Espécimes impermeabilizados com 2 camadas de verniz ácido resistente

Os 30 espécimes, do grupo B, após a confecção das janelas de dentina, foram submetidos ao processo desmineralização pelo modelo dinâmico da ciclagem de pH (desrem mineralização).

Em estudo piloto pôde-se constatar que o período ideal para a desmineralização na profundidade de 1,0 mm era de 21 dias.

Para o desafio cariogênico, as amostras foram imersas em 150 mL de solução desmineralizante (2 mmol/L de cálcio, 2 mmol/L de fosfato e 75 mmol/L de acetato em pH 4,6) durante 16 horas em estufa a 37 °C. A seguir, os espécimes foram removidos da solução e lavados com água destilada por 10 segundos e levemente secas com papel absorvente. Em seguida, foram imersas em 150 mL de solução remineralizante (1,5 mmol/L de cálcio, 0,9 mmol/L de fosfato, 150 mmol/L de cloreto de potássio e 20 mmol/L de tampão cacodilato de pH 7,0) durante 8 horas a 37 °C. Assim, o desafio químico cariogênico consistiu de um

período de 21 dias ininterruptos de ciclagem. Desta forma, foi possível obter lesões de desmineralização com profundidade aproximada de 1,0 mm (Figura 5).



Figura 5 - Ciclagem Química com alternâncias de pH

Realização dos preparos cavitários

Os espécimes hígidos e desmineralizados foram fixados em lâminas de *plexiglass* que possuíam 3 orifícios (6,0 mm de diâmetro) por onde foi adaptado o microtermopar. A superfície de dentina a ser irradiada foi posicionada paralela ao plano horizontal da lâmina e fixada com cera fundida para a escultura (Pasom Ind. e Com. Ltda., São Paulo, SP, Brasil) com a ajuda de um gotejador elétrico (Guelfi Equipamentos, São Paulo, G211709, Brasil) no interior de cada orifício, de modo que qualquer espaço entre o dente e a placa fosse vedado.

Em seguida, foi realizada a delimitação da área a ser irradiada com tira de fita isolante dotada de uma área central apresentando 3 mm de diâmetro, recortadas por meio de um perfurador modificado.

Avaliação da alteração da temperatura

Após a fixação das amostras para melhorar a adaptação do sensor térmico e impedir a sua movimentação, durante a irradiação, foi realizado um pequeno orifício com broca esférica 1/2 (KG Sorensen, São Paulo, Brasil), que possui um de diâmetro compatível com o diâmetro do termopar, na região da dentina oposta a da área a ser irradiada. A seguir, o microtermopar pôde ser posicionado, exatamente atrás da região em que o preparo cavitário com o laser Er:YAG será realizado.

O equipamento de detecção de temperatura utilizado era composto por *termomicropar* do tipo K (Omega. Engineering Inc USA) (Fig. 6A) e uma placa de aquisição com 4 canais, com resolução de 24 Bits (USB-9211^a, National Instruments) (Fig. 6B). O equipamento foi calibrado no Instituto de Pesquisas Tecnológicas (IPT/SP) e apresenta precisão de 0,2 °C para medidas absolutas. Para aquisição dos dados foram utilizados os Softwares *Measurement & Automation e VI Logger Lite* fornecidos pelo fabricante da placa de aquisição. Este sistema estava interligado a um computador e foi configurado para fazer três leituras de temperatura por segundo (Fig. 6C). A temperatura aferida foi registrada, antes do início e ao final do preparo, e a cada segundo.

O controle da temperatura ambiente, foi padronizado em 25 °C, realizado pelo sistema de refrigeração do local onde o equipamento de laser de Er:YAG *Kavo Key 2* está instalado

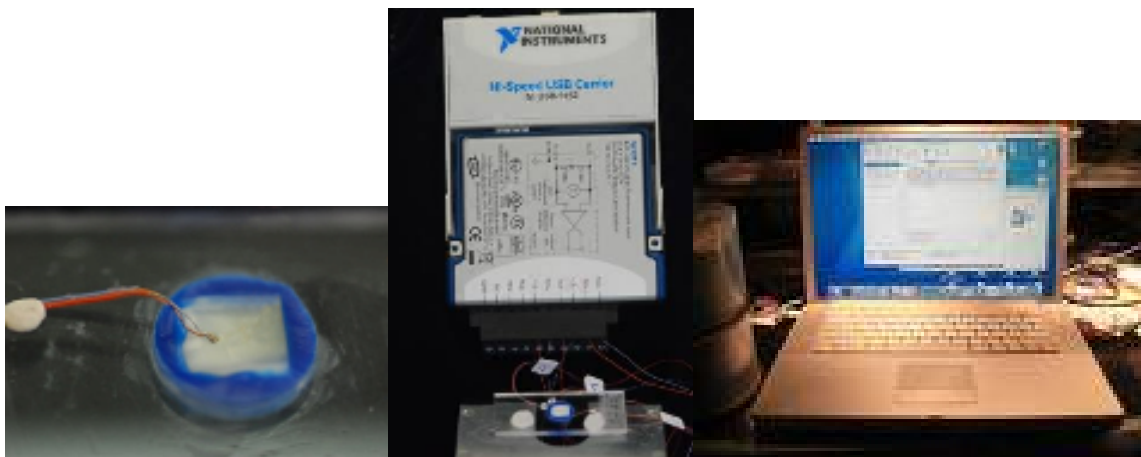


Figura 6 – **A.** *Termomicropar do tipo K* (Omega. Engineering Inc USA); **B.** Placa de aquisição (USB-9211A, National Instruments); **C.** Softwares *Measurement & Automation e VI Logger Lite* conectado a computador

Realização dos preparos cavitários

Para a aplicação do laser Er:YAG foi empregado o modelo (Kavo Key 2, Kavo Dental GmbH & Co. KG, Bismarckring 39, 88396, Biberach, Germany) (Fig. 7A), de alta densidade de energia, com comprimento de onda de 2,94 μm , localizado na região do infravermelho do espectro eletromagnético, portanto não visível ao olho humano, sendo assim, apresenta um feixe-guia (laser de diodo, $\lambda=635$ nm e potência-1 mW) que possibilita a emissão do laser Er:YAG na área desejada. A energia pode ser ajustada entre 60 e 500 mJ, a frequência de 1 a 15 Hz, a duração do pulso de 250 a 500 μs e a refrigeração com fluxo de água regulável entre 0 e 10 mL/min.

Os fragmentos foram divididos de acordo com o tipo de dentina em 2 grupos (n=30), A- dentina sadia e, B- dentina desmineralizada, e de acordo com a frequência do laser utilizada em 3 subgrupos (n=10) empregadas para o preparo cavitário (I- 4 Hz, II- 6 Hz e III- 10 Hz), utilizando 250 mJ de energia, no modo não contato, focado (distância de 12 mm), por meio de varredura da superfície. Durante a irradiação, o spray de água/ar foi ativado e a regulação do fluxo de água constante de (1,5 mL/min). A refrigeração do tecido dental foi ajustada por meio de uma válvula localizada na parte superior da peça de mão (#2051) conectada ao equipamento laser, por meio de uma fibra óptica. O contra ângulo utilizado foi 2051, cujo diâmetro de saída, com feixe focalizado, é de 0,63 mm. Para a padronização da distância de irradiação foi empregado um dispositivo que promoveu a fixação do contra ângulo a uma altura pré-estabelecida. A placa de *plexiglass* ficou posicionada numa base que se movimentava para a direita e esquerda, para cima e para baixo, para frente e para trás, permitindo a varredura completa e uniforme da superfície dental irradiada pelo feixe laser, sempre mantendo a distância de irradiação constante (Fig. 7B).

Considerando-se que no presente estudo o feixe utilizado foi o focado do laser (12 mm) (Fig. 8A), admite-se que toda energia que sai da fibra atinge o substrato dental (Fig. 8B). Após a irradiação, os espécimes foram removidos das lâminas de *plexiglass*, retirou-se a fita de delimitação e estes foram cuidadosamente limpos e armazenados em água destilada.

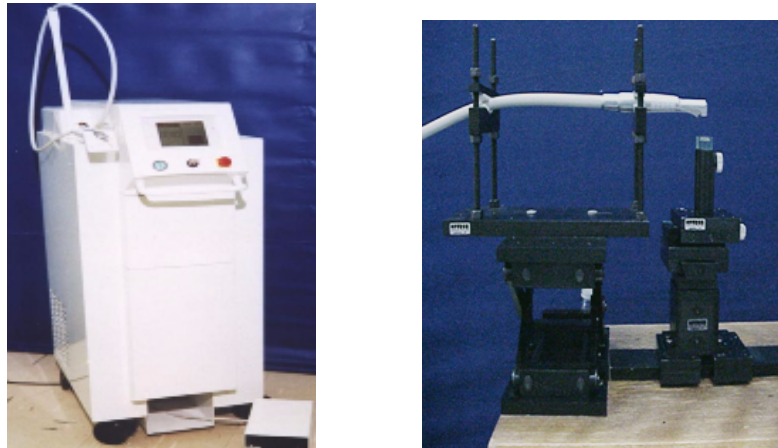


Figura 7 – **A.** Laser Er:YAG modelo Kavo Key 2; **B.** Dispositivo para padronizar a distância de atuação do laser Er:YAG.



Figura 8 – **A.** Padronização da distância de atuação do laser (12 mm); **B.** Preparo cavitário

Análise em Microscopia Eletrônica de Varredura

Para a análise morfológica das superfícies de dentina, após a irradiação, foram selecionados aleatoriamente 2 espécimes de cada grupo. Os fragmentos foram preparados de

acordo com o seguinte protocolo: Aplicação de gel de EDTA por 30 segundos, lavagem abundante com spray ar/água destilada; limpeza em ultra som (Ultrasonic Cleaner T-1449D, Odontobrás, Ribeirão Preto, SP, Brasil) contendo água destilada durante 10 minutos, remoção lavagem com água destilada; novamente limpeza em ultra som por 5 minutos; secagem com papel absorvente; imersão em solução de glutaraldeído a 2,5% tamponado com solução de cacodilato de sódio (Merck KGaA, Darstadt, D-64293, Darmstadt, Germany) a 0,1 M com pH 7,4 à temperatura de 4 °C por 12 horas; lavagem com água destilada por 3 minutos, seguida de imersão em água destilada por 1 hora, com trocas a cada 20 minutos; desidratação em graus ascendentes de etanol (Labsynth Ltda., Diadema, SP, Brasil): 25% (20 min), 50% (20 min), 75% (20 min), 95% (30 min), 100% (60 min).

Após a desidratação, os espécimes foram imersos em solução de HMDS (Merck KgaA, Damstadt, D64293, Alemanha) por 10 minutos para a 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. Todos esses procedimentos foram realizados no interior de uma capela para exaustão dos gases.

Depois da secagem, os corpos de prova foram fixados em *stubs* com fita adesiva de dupla-face de carbono (Electron Microscopy Sciences, Washigton, PA 19034, USA) e a cobertura com o ouro foi realizada em aparelho de metalização a vácuo (SDC 050, Bal-Tec AG, FL9496, Balzers, Liechtenstein) com pressão de 0,01 mbar, corrente de 40 mA, distância de trabalho de 50 mm, tempo de cobertura de 120 segundos e espessura média de deposição de 20 a 30 nm.

Depois de concluída a etapa de preparação, os espécimes foram levados ao Microscópio Eletrônico de Varredura de alta resolução (Philips, XL30 FEG, Laboratório de Caracterização Estrutural do DEMa/UFsCar-SP, Brasil) pertencente ao Laboratório do Departamento de Engenharia de Materiais da Universidade Federal de São Carlos/Brasil. Foi realizada toda a varredura da superfície dos espécimes e, em seguida, foi fotografada a área mais representativa de cada grupo em diferentes aumentos.

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.

Análise Estatística

Após análise da distribuição amostral, foi verificado que a mesma apresentou-se homogênea e não-normal. Desta forma, os dados experimentais foram analisados estatisticamente pelo teste Kruskal-Wallis para dois fatores de variação (frequência e substrato) a um critério (temperatura). Em seguida, empregou-se o teste Mann-Whitney em nível de 5% para a diferenciação das médias. A análise estatística foi realizada com o auxílio do software SPSS para Windows, versão 12.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA).

4. RESULTADOS

RESULTADOS

Alteração de Temperatura

Após análise da distribuição amostral, foi verificado que a mesma apresentou-se homogênea e não-normal. Desta forma, os dados foram submetidos ao teste não-paramétrico Kruskal-Wallis, para dois fatores de variação (frequência e substrato) a um critério (temperatura).

Na tabela 1 estão demonstradas as médias, os desvios-padrão e as medianas dos grupos estudados, bem como as suas interações dentro de cada grupo. Sendo assim, empregou-se o teste Mann-Whitney em nível de 5% para a diferenciação das médias. As interações dos valores obtidos nos substratos (grupo A e B) apresentaram distribuição normal e homogênea. As medianas dos valores de alteração de temperatura obtidas nos diferentes substratos (hígido e desmineralizado) e subgrupos (frequência) estão apresentadas na Figura 9.

Tabela 1. Valores médios, desvios padrão e medianas da alteração de temperatura (°C) entre os diferentes grupos (substrato) e subgrupos (frequências) estudadas.

Substrato Frequência	Grupo A	Grupo B
	Dentina Hígida(°C)	Dentina Desmineralizada (°C)
I-4 Hz	-0,036±0,11 / -0,049 a	-0,060±0,87 / -0,056 A
II-6 Hz	0,071±0,80 / 0,049 b	0,012±0,14 / 0,008 A
III-10 Hz	0,979±0,92 / 0,968 c	0,458±0,48 / 0,354 B

* Letras iguais similaridade estatística – comparação na coluna

A análise dos dados evidenciou que o fator de variação frequência apresentou diferença estatisticamente significativa entre as médias de temperatura. Em termos gerais, a frequência de 10 Hz apresentou maior média de temperatura quando comparada com as outras frequências. No substrato hígido, todas as frequências apresentaram diferença entre si,

entretanto, no substrato cariado não houve diferença entre as frequências de 4 Hz e 6 Hz (Tabela 1).

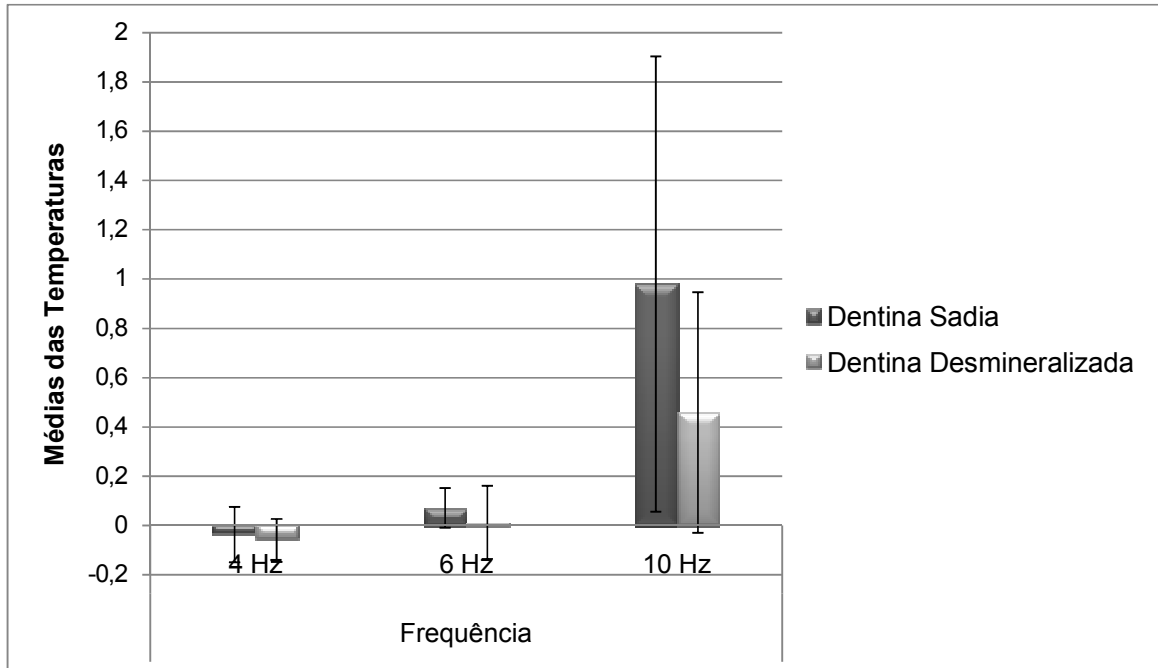


Figura 9 - . Mediana dos valores da alteração de temperatura (°C) obtidas com os diferentes grupos (substrato) e subgrupos (frequência em Hz)

Na interação dos grupos, os valores das medianas nos diferentes substratos mostraram não haver diferenças entre si (Fig.9)

Na tabela 2 podem ser observadas as médias dos picos de temperatura, os desvios-padrão e as medianas de cada grupo estudado. Constatou-se que as amostras não foram normais, sendo assim, empregou-se o teste Mann-Whitney em nível de 5% para a diferenciação das médias dos picos de temperatura.

Tabela 2. Valores médios, desvios padrão e mediana dos picos de temperatura (°C) entre os diferentes grupos (substrato) e subgrupos (frequências) estudadas.

Substrato Frequência	Grupo A	Grupo B
	Dentina Hígida(°C)	Dentina Desmineralizada (°C)
I- 4 Hz	0,047±0,13 / -0,049 a	-0,064±0,11 / -0,056 A
II- 6 Hz	0,240±0,18 / 0,049 b	0,209±0,25 / 0,008 A
III- 10 Hz	2,265±1,67 / 0,968 c	1,260±0,99 / 0,354 B

* Letras iguais similaridade estatística – comparação na coluna

Pode-se observar que os picos médios de temperatura variaram com o aumento da frequência. Em termos gerais, a frequência de 10 Hz, independente do substrato, apresentou maiores picos médios de temperatura quando comparada com as demais frequências.

Análise Morfológica

Na análise da morfologia superficial da dentina irradiada com o laser Er:YAG, pode-se observar que ocorreu remoção não seletiva da dentina, proporcionando uma topografia irregular, com túbulos dentinários abertos e a ausência do *smear layer* (Fig. 10-12). Com o aumento da frequência notou-se um aumento gradativo das irregularidades superficiais, maior evidência de protrusão da dentina peritubular em função da maior ablação da dentina intertubular, e também foi possível observar pequenas fendas (Fig. 11 e Fig. 12). Com a frequência de 10 Hz, para o grupo da dentina desmineralizada, observou-se uma diminuição do lúmen dos túbulos dentinários, com a presença de fendas e trincas maiores e um padrão amorfo da dentina irradiada (Fig. 12C-D). Pode-se observar que na frequência de 6 Hz e 10 Hz houve semelhança entre a dentina hígida e desmineralizada, provavelmente em função da dentina desmineralizada ter sido removida com estas frequências (Fig. 11-12).

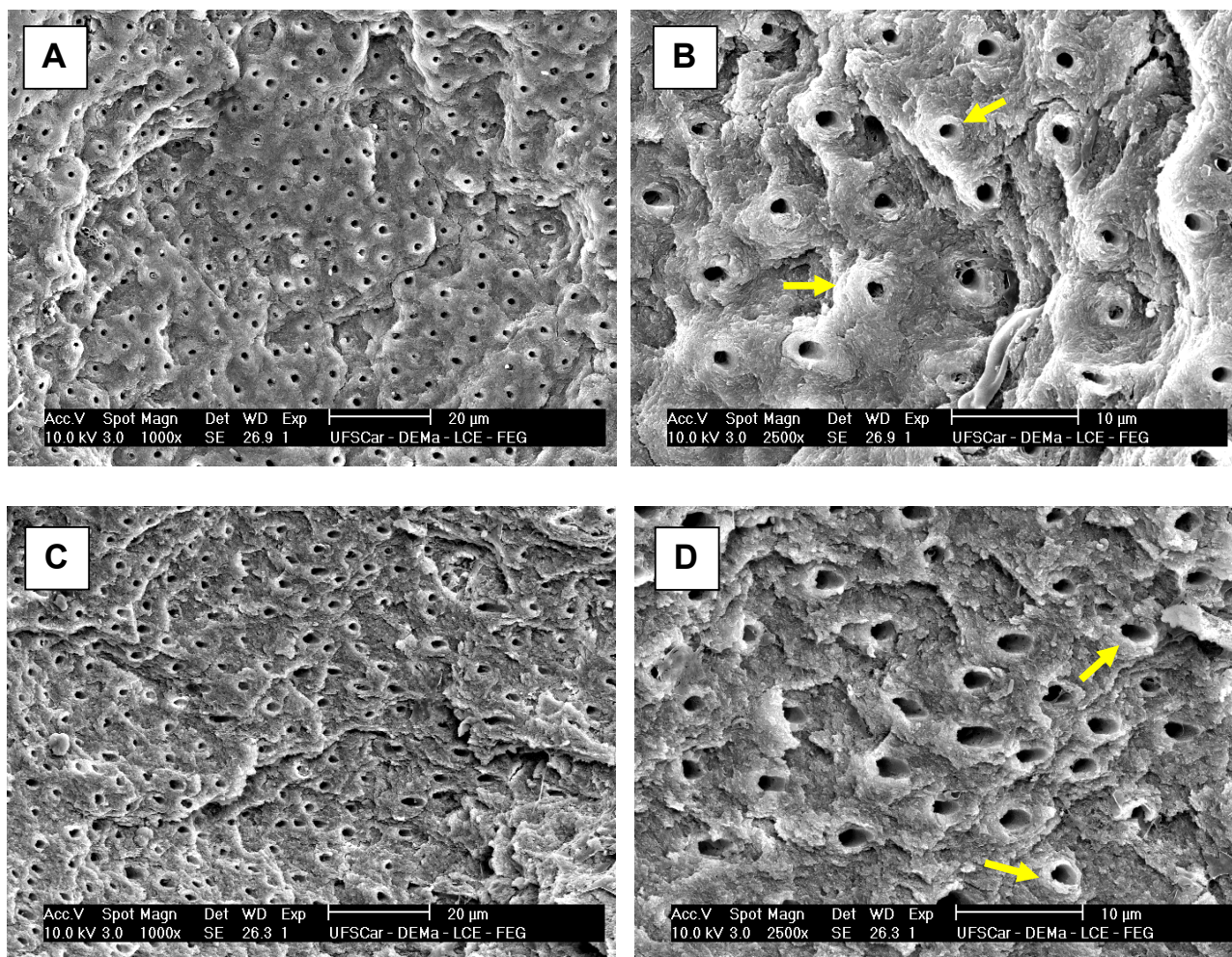


Figura 10 – Superfície de Dentina irradiada com energia de 250 mJ e frequência de 4 HZ

Dentina Hígida - A (1000X) e B (2500X): Remoção não seletiva de dentina, com túbulos dentinários abertos e protruídos (setas), topografia irregular e maior evidência da dentina peritubular

Dentina Desmineralizada – C (1000X) e D (2500X): Remoção não seletiva de dentina, com túbulos dentinários abertos e protruídos (setas), topografia mais homogênea, plana, sem presença de fendas

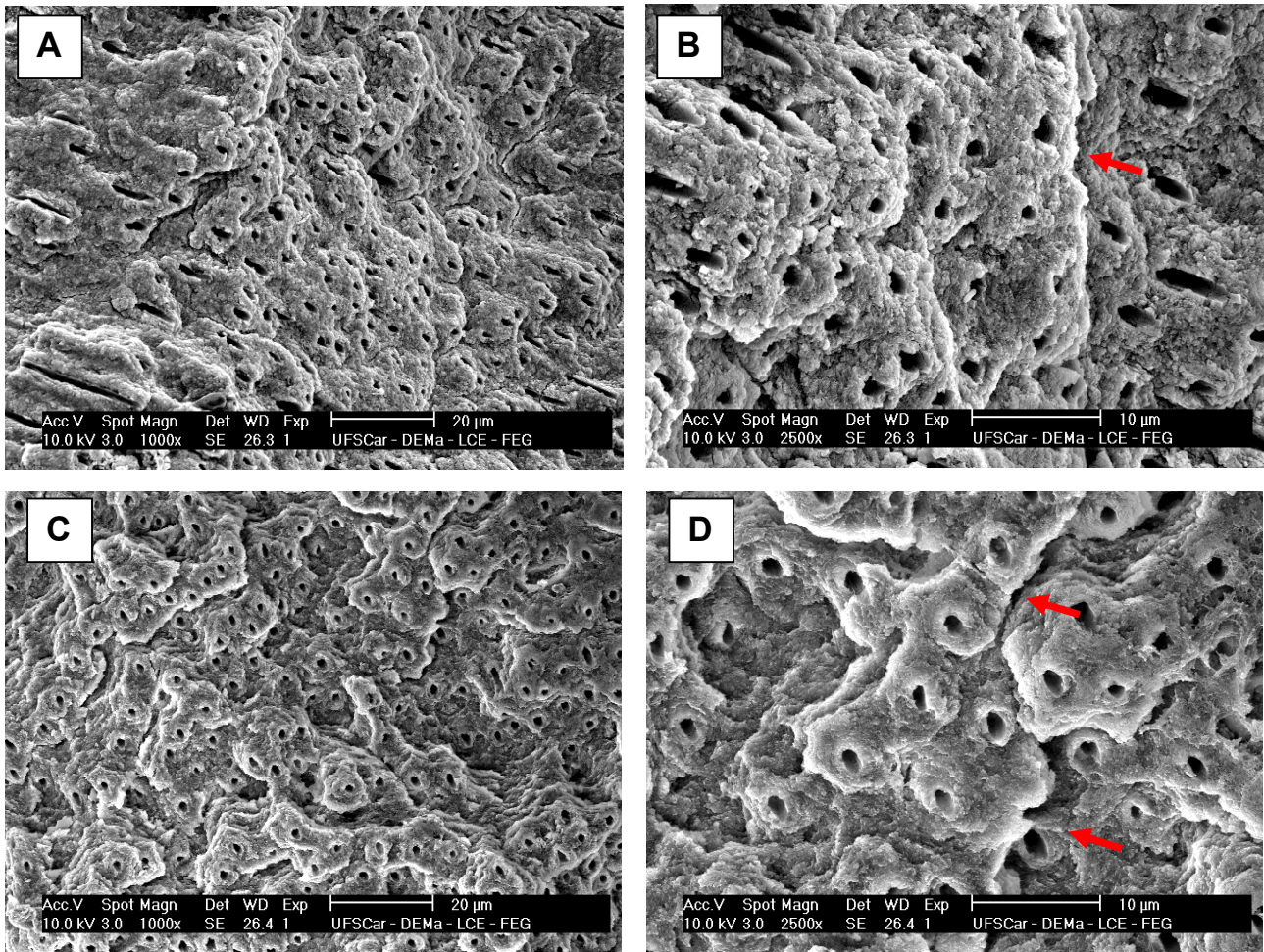


Figura 11 – Superfície de Dentina irradiada com energia de 250 mJ e frequência de 6 HZ

Dentina Hígida - A (1000X) e B (2500X): Pequenas fendas (seta), maior irregularidades superficiais, topografia irregular e maior evidência da dentina peritubular

Dentina Desmineralizada – C (1000X) e D (2500X): Pequenas fendas (setas), presença de alguns túbulos obstruídos e maiores irregularidades superficiais

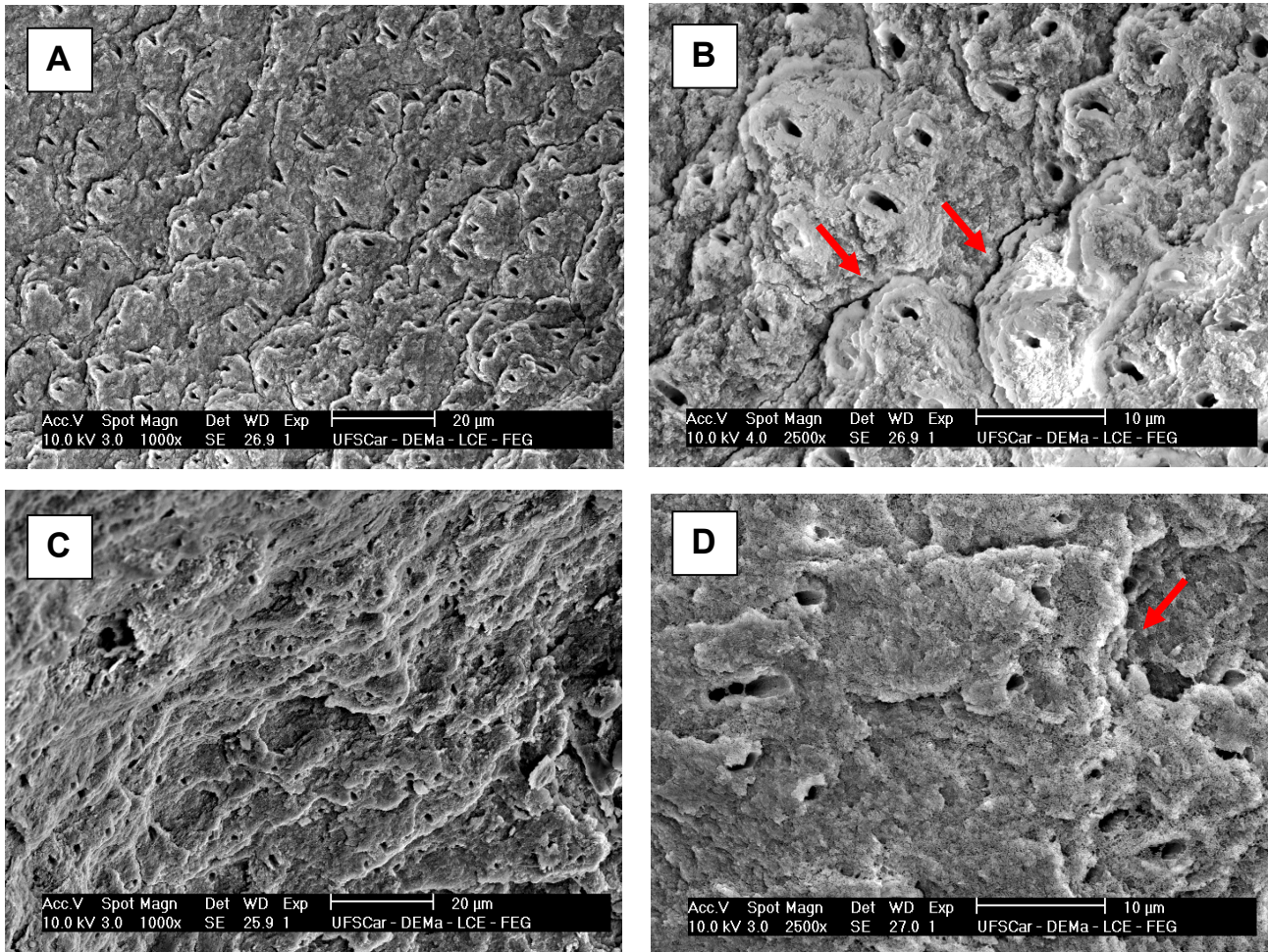


Figura 12 – Superfície de Dentina irradiada com energia de 250 mJ e frequência de 10 HZ

Dentina Hígida - A (1000X) e B (2500X): Topografia irregular, protrusão das embocaduras, presença de fendas (setas) e aparente menor diâmetro dos túbulos

Dentina Desmineralizada – C (1000X) e D (2500X): Topografia irregular, redução do lúmen dos túbulos dentinários, presença de fendas (seta), e aparente menor diâmetro dos túbulos

5. DISCUSSÃO

DISCUSSÃO

A Odontologia moderna preconiza preparos cavitários minimamente invasivos. Atualmente, a tecnologia laser tem sido amplamente pesquisada, pois é um recurso que incrementa o arsenal tecnológico auxiliando na redução das dificuldades operatórias e, desta forma, aumentando o sucesso dos tratamentos restauradores, e conseqüentemente, proporciona uma melhora na saúde bucal dos indivíduos, principalmente, em pacientes com necessidades especiais e crianças (Kato et al., 2003; Wanderley et al., 2005, Bachmann & Zezell, 2005; Genovese e Olivi, 2008).

Sabe-se que uma das maiores preocupações em relação a esta nova tecnologia é a elevação da temperatura sobre as estruturas dentárias, durante o processo de ablação, podendo causar alterações acentuadas na morfologia do substrato dental e danos térmicos pulpares irreversíveis como relatado nos estudos de Keller e Hibst (1989). Em vista disso, pesquisadores buscam padronizar os parâmetros ideais para cada procedimento clínico em particular (Armengol et al., 2000; Palma-Dibb et al., 2002; Corona, 2003; Monghini et al., 2004; Attrill et al., 2004; Raucci-Neto et al., 2007).

Estudos avaliando a interação do laser Er:YAG na dentina de dentes decíduos e as possíveis alterações térmicas e modificações morfológicas superficiais do substrato, são escassos na literatura, o que dificulta a comparação entre as metodologias empregadas e os resultados obtidos neste estudo. Associado a este fato, existem diferenças morfológicas e estruturais particulares dos dentes decíduos que podem interferir no mecanismo de ablação e, conseqüentemente, no aumento ou diminuição da temperatura com a irradiação pelo laser Er:YAG (Castilho et al, 2007).

Dentre estas diferenças, Hirayama et al. (1986) e Ruschel et al. (1996) relataram que a espessura da dentina peritubular é cerca de 2 a 5 vezes mais espessa nos dentes decíduos em relação aos permanentes. Sumikawa et al. (1999) ressaltaram que a densidade numérica dos túbulos dentinários é maior em dentes decíduos, e conseqüentemente, ocorre uma diminuição da área de dentina intertubular disponível. Estas diferenças na composição de

cada tipo de dente e as características orgânicas dominantes nos dentes decíduos indicam, que além dos parâmetros a serem utilizados para irradiação dos dentes decíduos serem diferentes dos dentes permanentes, como comprovado em alguns estudos, (Lizarelli et al., 2003; Wanderley, 2005; Monghini et al., 2006; Ortolan, 2006; Borsatto et al, 2006; Celiberti et al, 2007), a temperatura durante a irradiação deste substrato também deve apresentar diferença comparativamente aos dentes permanentes.

Em relação à dentina desmineralizada, esta é caracterizada por apresentar um tecido desorganizado, além de conter um alto volume de água. Desta forma, a taxa de ablação, que está diretamente relacionada, com a quantidade de água presente no substrato (Meister et al., 2006) teoricamente, durante a irradiação do tecido desmineralizado, a maior parte da energia deveria ser consumida neste processo, restando pequena parcela de energia para produzir o aumento de temperatura (Jelinková et al., 1996; Hibst e Keller, 1998; Armengol et al., 1999; Souza-Gabriel et al., 2002).

Os resultados do presente estudo demonstraram haver diferenças significativas em relação à elevação de temperatura nos dois tipos de substratos, hígido e desmineralizado, apenas, quando a frequência utilizada foi de 10 Hz. Estes resultados estão de acordo com a maioria dos trabalhos da literatura, que relatam que com o aumento da taxa de repetição de pulsos, ocorre um aumento gradativo da temperatura no substrato irradiado (Keller e Hibst, 1989; Hibst e Keller, 1989; Li et al., 1992; Mehl et al., 1997; Armengol et al, 2000; Borsatto, 2005; Geraldo-Martins et al, 2005; Parker et al, 2007). Em dentina hígida, a energia a ser consumida na ablação deveria ser menor e desta forma, o conteúdo de energia dissipada ao tecido dental hígido seria maior apresentando alterações de temperatura mais elevadas em relação ao tecido desmineralizado (Armengol et al., 1999), ao contrário do que acontece na dentina desmineralizada, que é mais permeável por conter mais água e assim a taxa de ablação se intensifica.

Trabalho semelhante a este estudo foi realizado por Raucci-Neto (2009) no qual avaliou a eficiência do laser Er:YAG na remoção dos tecidos cariados de dentes permanentes através da quantificação da fluorescência emitida pelos tecidos dentais (DIAGNOdent®) e revelou que

a irradiação com o laser Er:YAG na frequência de 4 Hz para os dentes permanentes não foi capaz de remover todo o tecido desorganizado.

Em relação à temperatura, os valores médios foram mais elevados em dentina desmineralizada em relação à dentina hígida e superiores aos encontrados neste estudo. No entanto, é lícito ressaltar que não é possível compará-lo com o presente estudo uma vez que os substratos são diferentes, assim como algumas etapas metodológicas.

Um fator importante envolvido com a alteração térmica durante o processo de irradiação com laser é a espessura do fragmento remanescente da dentina após a irradiação. Pode-se inferir que quanto maior a taxa de ablação, o que ocorreria principalmente na dentina desmineralizada mais altas temperaturas deveriam ser registradas uma vez que o ponto focal do laser se aproximaria do sensor térmico no final da irradiação (Keller e Hibst, 1989; Armengol et al., 2000; Cavalcanti et al., 2003; Ciaramicoli, 2004; Castilho et al., 2007). No entanto, os resultados do presente estudo não indicaram diferenças que pudessem justificar esta afirmativa, pois apesar de não ter sido encontrada diferença estatística quando se comparou dentina hígida e desmineralizada, as medianas de temperatura foram ligeiramente mais elevadas na dentina hígida.

A refrigeração durante o procedimento de irradiação e de ablação dos tecidos mineralizados é outro fator muito importante para reduzir danos térmicos e a elevação da temperatura intrapulpar com o laser Er:YAG (Visuri et al., 1996; Raucci-Neto et al., 2007). Burkes et al. (1992) em um estudo sobre os efeitos da irradiação com laser Er:YAG na estrutura dental e polpa, utilizando ou não refrigeração com spray de água encontraram valores de temperatura intrapulpar maiores que 27°C, quando foi realizada irradiação sem refrigeração. Segundo, Hoke et al. (1990) o filme de água melhorou a eficiência da ablação do laser Er:YAG, durante o preparo cavitário, observando um aumento médio de 2,2 °C na câmara pulpar de dentes permanentes. Geraldo-Martins (2005) relatou que o fluxo de água além de evitar a ocorrência de carbonizações e derretimentos na área irradiada e nos tecidos dentais adjacentes origina uma superfície dental irregular, com a presença de crateras e sulcos.

A vazão de água também é um aspecto a ser considerado. Quando o volume de água é muito espesso sobre a área, há maior consumo desta energia de irradiação e diminuição da eficiência do processo de ablação (Colucci et al., 2008). Portanto, o spray de água deve ser ajustado aos demais parâmetros durante a utilização do laser Er:YAG para evitar danos térmicos (Kim et al., 2003). Neste sentido, Hibst e Keller, (1989) recomendaram que o fluxo de água deve ser de 1 a 2 mL/min, para baixas frequências e energias de 150-250mJ. Neste sentido, Armengol et al. (2000) estabeleceram que o fluxo de 1,4 mL/min e energia de 140 mJ/4Hz, seria ideal, pois com estes parâmetros não ocorreriam injúrias térmicas significantes nas estruturas dentais. No presente estudo, o laser Er:YAG foi utilizado com refrigeração de 1,5 mL/min no entanto, observou-se, um aumento gradativo das irregularidades superficiais na dentina irradiada, com a presença de pequenas fendas e a obliteração gradual de alguns túbulos dentinários com o aumento da frequência. Este fato pode ser explicado pela metodologia empregada na qual se determinou um tempo máximo de 30 segundos de irradiação numa área específica.

Com o aumento da taxa de repetição de pulsos do laser, mais energia é depositada no tecido dental por unidade de tempo, proporcionando maior número de micro explosões, conseqüentemente maior remoção do substrato (Hibst e Keller, 1989, Corona et al., 2008). Em dentes decíduos, parâmetros de 250 mJ/4 Hz foram considerados eficientes para a ablação do tecido dentinário hígido (Ortolan, 2006). No presente estudo foi aplicado a energia de 250mJ com taxas de frequência variáveis de 4, 6, 10 Hz, no modo focado, com 12 mm de distância para a remoção da dentina desmineralizada e hígida e os resultados mostraram que houve um maior aumento da temperatura na frequência de 10 Hz para ambos substratos e, que com frequências de 4 e 6 Hz não houve diferenças no grupo de dentina desmineralizada. Após a realização de estudos *in vitro*, atualmente é possível indicar com segurança que preparos cavitários em dentes decíduos podem ser realizados com parâmetros de 250 mJ/4 Hz, uma vez que o tecido sadio, ou mesmo o desmineralizado, será ablacionado sem a elevação de temperatura a níveis considerados críticos.

Além da temperatura, neste estudo, um outro aspecto avaliado, qualitativamente, foi a observação da morfologia da superfície dentinária irradiada com o laser Er:YAG, que é de fundamental importância, e tem como finalidade entender as alterações superficiais, para no futuro, definir novos protocolos adesivos adequados para os dentes decíduos.

O padrão morfológico encontrado na dentina após a irradiação com laser Er:YAG é caracterizado por uma superfície irregular devido ao aumento da taxa de ablação da dentina intertubular, resultando em aspecto protruído da dentina peritubular. Essa maior ablação da dentina intertubular, ocorre pelo seu maior percentual de constituintes orgânicos, fibras colágenas e conteúdo de água (Hossain et al., 2003; Bertrand et al., 2004; Monghini et al., 2004; Corona et al., 2007; Jepsen et al., 2008; Souza-Gabriel et al., 2009). Pôde-se observar também que à medida que a taxa de repetição de pulsos aumentava de 4 Hz para 6 Hz, essas alterações morfológicas tornavam-se mais evidentes. Com relação ao tecido dentinário desmineralizado, a superfície irradiada apresentava-se com aspecto mais uniforme e com ausência de fissuras e irregularidades. Porém, nas frequências de 6 Hz e 10 Hz foi possível observar semelhança entre os substratos hígidos e os desmineralizados irradiados, o que leva à suposição de remoção do tecido desmineralizado. Pode-se observar além da protrusão dos túbulos dentinários e do aumento das irregularidades superficiais, um padrão amorfo da dentina irradiada com a obstrução de vários túbulos dentinários, principalmente no grupo desmineralizado.

Essas características teciduais dos dentes decíduos em relação aos dentes permanentes e do substrato dentinário hígido em relação ao desmineralizado advertem para a atenção a novos parâmetros com o laser Er:YAG.

No presente estudo, foi avaliada a alteração da temperatura durante a remoção de substratos diferentes de dentina (desmineralizado e hígido) durante 30 segundos com o laser Er:YAG em diferentes frequências. Foi observado que a alteração da temperatura foi sempre crescente quando aplicadas as taxas de frequências de 4, 6 e 10 Hz independente do substrato irradiado. Porém, dentro do grupo desmineralizado não houve alteração significativa de temperatura quando era aplicada a frequência de 4 e 6 Hz. Com frequência de 10 Hz

foram obtidos os maiores valores de temperatura independente do substrato irradiado sendo que a temperatura máxima obtida foi conseguida com esta frequência, onde a temperatura se aproximou de 1,0 °C, que está muito distante do limite crítico.

Na Microscopia Eletrônica de Varredura pôde se observar que sendo as características orgânicas dominantes nos dentes decíduos, principalmente em substratos dentinários desmineralizados, a remoção tornou-se mais uniforme e intensa, quando comparados aos dentes hígidos, nos quais as estruturas rígidas da dentina ofereceram uma maior resistência ao processo de ablação produzindo uma superfície irregular.

Na literatura existem poucos trabalhos que associam a tecnologia laser com dentes decíduos, fato que dificulta a comparação de resultados do presente estudo. No entanto, existe a necessidade da realização de novas pesquisas que avaliem a temperatura diretamente na câmara pulpar, assim como trabalhos que quantifiquem a remoção total da dentina cariada, para que esta nova tecnologia seja definitivamente acrescentada como um recurso a mais nos consultórios odontológicos.

6. CONCLUSÃO

CONCLUSÃO

Com base nos resultados obtidos neste estudo e frente às limitações de uma pesquisa *in vitro*, é lícito concluir que:

- O aumento da temperatura está diretamente relacionado com o aumento da frequência, independentemente do substrato, hígido ou desmineralizado.
- As alterações superficiais observadas na dentina irradiada, em Microscopia Eletrônica de Varredura, demonstraram ser cada vez mais acentuadas com o aumento da frequência.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

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. *Journal of Dental Research* 1998; 77:1404-1414.
2. Apel C, Meister N, Schmitt H, Graber G, Gutknecht N. Calcium Solubility of Dental Enamel following Sub-ablative Er:YAG and Er:YSGG laser irradiation in vitro. *Lasers in Surgery and Medicine* 2000; 30:337-341.
3. Ariamoto A, Susaki A, Sakuma K, Kashihara S, Yamasa M, Senda A. Microstructural changes in dentin irradiated by Er:YAG laser [abstrac]. *J Dent Res* 199; 78: 316.
4. 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. *Journal of Endodontics* 1999; 25:543-546.
5. Armengol V, Jean A, Marion D. Temperature rise during Er:YAG and Nd:YAG laser ablation of dentin. *J. Endod* 2000; 26:138–141.
6. Attrill DC, Davies RM, King TA, Dickison MR, Blinkhorn AS. Thermal effects of the Er:YAG laser on a simulated dental pulp: a quantitative evaluation of the effects of a water spray. *J. Dent* 2004;32, 35-40
7. Bachmann L, Diebolder R, Hibst R, Zezell M. Changes in chemical composition and collagen structure of dentin tissue after erbium laser irradiation. *Spectrochim. Acta Biomol Spectrosc* 2005;61(1112):2634-39.
8. Bertrand MF, Semez G, Leforestier E., Muller-Bolla M, Nammour S, Rocca JP. Er:YAG laser cavity preparation and composite resin bonding with a single-component adhesive system: Relationship between shear bond strength and microleakage. *Lasers Surg Med* 2006 May 2
9. Borsatto MC. Influência dos parâmetros do laser Er:YAG na capacidade de ablação e morfologia superficial do esmalte de dentes decíduo. Avaliação [tese de livre docência]. Ribeirão Preto: FORP-Univ. de São Paulo; 2005.
10. Burkes EJ, Hoke J, Gomes E, Wolbarsht M. Wet versus dry enamel ablation by Er:YAG laser. *J. Prost Dent* 1992; 67: 847–851.
11. Ceballos L, Osorio R, Toledano M, Tay F R, Marshall GW. Bonding to Er:YAG laser treated dentin . *Journal of Dental Research* 2002; 81:119-122.
12. Ceballos L, Toledano M, Osorio R, Garcia-Godoy F, Flaitz C, Hicks J. Er:YAG laser pretreatment effect on *in vitro* secondary caries formation around composite restorations. *Am J Dent* 2001;14, 46–49.
13. Chaiyavej S, Yamamoto H, Takeda A, Suda H. Response of feline intradental nerve fibers to tooth cutting by Er:YAG laser. *Lasers Surg. Med* 2000; 27, 341–349.

15. 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. *Operative Dentistry* 2004; 29(4):430-436.
16. Chinelatti MA, Ramos RP, Chimello DT, Corona SAM, Pecora JD, Palma Dibb RG. Influence of Er:YAG laser on cavity preparation and surface treatment in microleakage of composite resin restorations. *Photomed Laser Surg.* 2006; 24(2):214-8.
17. Chinelatti MA. Influência dos níveis de energia do laser Er:YAG na capacidade de ablação, microdureza e morfologia da dentina superficial e profunda. [dissertação]. Ribeirão Preto: FORP – Univ. de São Paulo, Ribeirão Preto; 2003
18. Colucci DJ. An overview of wavelengths used in dentistry. *Dent Clin North Am* 2000; 44:753-765.
19. Corona SAM, Souza AE, Chinelatti MA, Borsatto MC, Pecora JD, Palma-Dibb RG. Effect of energy and pulse repetition rate of Er:YAG laser on dentin in ability and morphological analysis of the laser-irradiated surface. *Photomed Laser Surg* 2007;25(1):26-33.
20. Corona SA, Borsato MC, Palma-Dibb RG, Ramos RP, Brugnera A, Pecora JD. Microleakage of class V resin composite restorations after bur, air-abrasion or Er:YAG laser preparation. *Oper Dent* 2001; 26, 491–497.
21. Corona SAM. (2003). Influência da energia e frequência de pulsos do laser Er:YAG na capacidade de ablação do esmalte e da dentina e análise morfológica superficial. [dissertação]. Ribeirão Preto: FORP – Univ. São Paulo; 2007.
22. Cozean C, Arcoria CJ, Pelagalli J, Powell L. Dentistry for the 21st century? Erbium:YAG laser for teeth. *J. Am. Dent. Assoc* 1997; 128, 1080–1087.
23. Dederich DN. Laser/tissue interaction: what happens to laser light when it strikes tissue? *J Am Dent Assoc.* 1993; 124(2):57-61.
24. Dostalová J, Jelinkova H, Krejsa O, Hamal H. Evaluation of the surface changes in enamel and dentin due to possibility of thermal overheating induced by Erbium:YAG laser radiation. *Scanning Microsc* 1996; 10, 285–290.
25. Dostalová T, Jelinková H, Kucerova H, et al. Non contact Er:YAG laser ablation. *J. Clin. Med. Surg.* 1998; 16, 273–282.
26. Dostálová T, Jelinková H, Krejsa O. Dentin and pulp response to Er:YAG laser ablation: A preliminary evaluation in human teeth. *J. Clin. Laser Med. Surg.* 1997; 15, 117–121.
27. Eberhard J, Eisenbeiss AK, Braun A, Hedderich J, Jepsen S. Evaluation of selective caries removal by a fluorescence feedback-controlled Er:YAG laser in vitro. *Caries Res.* 2005; 39(6):496-504.
28. Featherstone JD. Caries detection and prevention with laser energy. *Dent Clin North Am.* 2000 Oct; 44(4):955-69.
29. Fejerskov O. changing paradigms in concepts on dental caries: consequences for oral health care. *Caries Res* 2004; 38(3):182-91.

30. Fotos PG, Diaz-Arnold AM, Williams VD, Effect of microbial contamination and pH changes in storage solutions during in vitro assays of bonding agents. *Dent Mater* 1990; 6:154-157.
31. Einstein A. Zur quantum theorie der strhlung (On The quantum theory of rsadiation). *Phisics Zeitung* 1917;18:121.
32. Fried D, Ragadio J, Champion a. Residual heat deposition in dental enamel during IR laser ablation at 2.79, 2.94, 9.6, and 10,6mm. *Lasers Surg Med* 2001; 29:221-229.
33. Genovese MD, Olivi G. Laser in paediatric dentistry: patient acceptance of hard and soft tissue therapy. *Eur J Paediatr Dent* 2008; 9(1):13-17.
34. Geraldo-Martins VR, Tanji EY, Wetter NU, Nogueira RD, Eduardo CP. Intrapulpal temperature during preparation with the Er:YAG: an in vitro study. *Photomed. Laser Surg* 2005; 23, 182–186.
35. Gimbel CB. Hard tissue laser procedures. *Dent Clin N Am* 2000;4:931–53
36. Goldman L, Gray JA, Goldman J, Goldman B, Meyer R. Effects of laser impacts on teeth. *J Am Dent Assoc* 1965;70:606.
37. 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.
38. Hibst R, Keller, U. Experimental studies application of the Er:YAG laser on dental hard substances. *Proceedings SPIE, Barcelona* 1995; 2623, 139-144.
39. Hibst RJ. Lasers for caries removal and cavity preparation: state of the art and future directions. *Oral Laser Applications* 2002; 2, 4, 203-211.
40. Hirayama A, Yamada M, Miake K. Na electron microscopic study on dentinal tubules of human deciduos teeth. *Shikwa-Gakuho* 1986; 86:1021-31.
41. Hossain M, Nakamura 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.
42. Jelinkova H, Dostalova T, Krejsa O, Hamal K, Kubelka J, Prochazka S. The influence of Er:YAG laser ablation on cavity surface and cavity shape. In: *International Society for Optical Engineering, Proceedings SPIE* 1996; 2672:193-196.
43. Kataumi M, Nakajima M, Yamada T, Tagami J. Tensile bond strength and SEM evaluation of Er:YAG laser irradiated dentin using dentin adhesive. *Dental Materials Journal* 1998; 17(2) :125-138
44. Kato J, Moriya K, Jayawardena JA, Wijeyeweera RL. Clinical application of Er:YAG laser for cavity preparation in children. *J Clin Laser Med Surg* 2003; 21(3):151-5.
45. 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.

46. Keller U, Hibst R. Er:YAG laser effects on oral hard and soft tissues. In: Miserandino, L.J., Pick, R.M. (eds.) *Lasers in Dentistry*. Singapore, Quintessence Publishing: 1995; 161–172.
47. Kidd EA, Fejerskov O. What constitutes dental caries? Histopathology of carious enamel and dentin related to the action of cariogenic biofilms. *J Dent Res* 2004; 83.
48. Kim ME, Jeoung DJ, Kim, K.S. Effects of water flow on dental hard tissue ablation using Er:YAG laser. *J. Clin Laser Med Surg* 2003; 21,139–144.
49. Kornblit R, Trapani D, Bossù M, Muller-Bolla M, Rocca JP, Polimeni A. The use of Erbium:YAG laser for caries removal in paediatric patients following Minimally Invasive Dentistry concepts. *Eur J Paediatr Dent* 2008; Jun;9(2):81-7.
50. Krause F, Braun A, Lotz G, Kneist S, Jepsen S, Eberhard J. Evaluation of selective caries removal in deciduous teeth by a fluorescence feedback-controlled Er:YAG laser in vivo. *Clin Oral Investig* 2008; 12(3):209-15. Epub 2008 Jan 26.
51. Kuboki Y, Ohgushi K, Fusayama T. Collagen biochemistry of two layers of carious dentin. *J Dent Res*.1977; 56(10):1233-7.
52. Kumazaki M. Removal of hard dental (cavity preparation) with the Er:YAG laser. In: *International Congress on Lasers in Dentistry, 6th Congress of the International Society for Lasers in Dentistry, Proceedings SPIE* 1998; 12-16.
53. Lee BS, Lin CP, Hung YL, Lan WH. Structural changes of Er:YAG laser-irradiated human dentin. *Photomed Laser Surg* 2004; 22:330-334.
54. 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 in Surgery and Medicine* 1992; 12(6): 625-630.
55. Lizarelli RF, Moryiama LT, Bagnato VS. Ablation of composite resins using Er:YAG laser—comparison with enamel and dentin. *Lasers Surg. Med.* 2003;33, 132–139.
56. Maiman TH. Stimulated optical radiation in rub y. *Nature* 1960;187:493-494.
57. Martinez-Insua A, Da Silva Dominguez L, Rivera FG, Santana-Penin UA. Differences in bonding to acid-etched or Er: YAG-laser-treated enamel and dentin surfaces. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2000; 84(3):280-288.
58. Matsumoto K, Nakamura Y, Mazeki K, Kimura Y. Clinical dental application of Er:YAG laser for class V cavity preparation. *J. Clin. Laser Med. Surg* 1996; 14, 123–127.
59. 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; 13:246–51.
60. Mercer CE, Anderson P, Davis GR. Sequential 3D X-ray microtomographic measurement of enamel and dentine ablation by an Er:YAG laser. *British Dental Journal* 2003; 25(2), 99-104.
61. Mollica FB, Camargo FP, Zamboni SC, Pereira SM, Teixeira SC, Nogueira L Jr. Pulpal temperature increase with high-speed handpiece, Er:YAG laser and ultrasound tips. *J Appl Oral Sci.* 2008;16(3):209-13.

62. 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.
63. Morioka A, Kato J, Takagi Y. A clinical application of Erbrium_YAG laser for restorative dentistry in children. In: 6TH International Congress on Lasers in Dentistry 1998; 199-201.
64. Murdoch-Kinch CA, McLean ME. Minimally invasive dentistry. *J Am Dent Assoc.* 2003; 134(1):87-95.
65. Oztürk B, Usumez A, Oztürk AN, Ozer F. In vitro assessment of temperature change in the pulp chamber during cavity preparation. *J. Prosthet. Dent.* 2004; 91, 436–440.
66. Paghdwala AF, Vaidyanathan TK, Paghdwala MF. Evaluation of erbium:YAG radiation of hard dental tissues: analysis of temperature changes, depth of cuts and structural effects. *Scanning Microsc* 1993; 7(3):989–97.
67. Palma-Dibb, R.G.; Corona, S.A.M., Borsatto, M.C.; Ramos, R.P.; Ferreira, K.C.; Pecora, J.D. Assessing microleakage on class V composite resin restorations after Er:YAG laser preparation varying the adhesive systems. *Journal of Clinical Laser Medicine and Surgery* 2002; 20(3):129-133.
68. Parker S. Surgical lasers and hard dental tissue. *Br Dent J.* 2007; 28(8):445-54.
69. 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.
70. Ramos RP, Chimello DT, Chinelatti MA, Nonaka T, Percora JD, Palma Dibb RG. Effect of Er:YAG laser on bond strength to dentin of a self-etching primer and two single-bottle adhesive systems. *Lasers Surg Med* 2002; 31(3):164–70.
71. Raucci-Neto W, Chinelatti MA, Palma-Dibb Rg. Ablation rate and morphology of superficial and deep dentin irradiated with different Er:YAG laser energy levels. *Photomed Laser Surg.* 2007;26(6); 523-29.
72. Raucci-Neto W, De Castro LM, Correa-Afonso AM, da Silva RS, Pecora JD, Palma-Dibb RG. Assessment of thermal alteration during classV cavity preparation using the Er:YAG laser. *Photomed Laser Surg* 2007; 25(4):281-6.
73. Ruschel HC, Souza MAL, Fossati ACM, Chevitaese O, Souza IPR. Estrutura dentinaria decídua e permanente: princípios para uma conduta clínica racional. *Rev Assoc Bras Odontol Nac* 1996; 4:161-165.
74. Pashley DH, Horner JÁ, Brewer PD. Interactions of conditioners on the dentin surface. *Oper Dent* 1992 ;(Suppl 5)17:37-150.
75. Sakakibara, Y.; Ishimaru, K.; Asano, S.; Takamizu, M.; Kohno, A. Morphological changes of tooth surface irradiated by Er:YAG laser. In: *The International Congress on Lasers in Dentistry, 4. Cingapura. Proceedings* 1994; 163-166.

76. Shigetani Y, Okamoto A, Abu-Bakr N, Iwaku M. A study of cavity preparation by Er:YAG laser observation of hard tooth structure by laser scanning microscope and examination of the time necessary to remove caries. *Dent Mater J* 2002; 21(1):20–31.
77. Shigetani, Y., Tate, Y., Okamoto, A., Iwaku, M., and Abu-Bakr, N. A study of cavity preparation by Er:YAG laser. Effects on the marginal leakage of composite resin restoration. *Dent. Mater.* 2002; 21, 238–249.
78. Staninec M, Gardner AK, Le CQ, Sarma AV, Fried D. Adhesion of composite to enamel and dentin surfaces irradiated by IR laser pulses of 0.5-35 ms duration. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2006; Apr 24.
79. Stern RH, Sognnaes RF. Laser beam on dental hard tissues. *J Dent Res* 1964; 43:873.
80. Sulewski, JG. Histological survey of laser dentistry. *Dental Clinics of North America*, 2000; 44(4), 717-752.
81. Sumikawa DA, Marshall GW, Gee L, Marshall SJ. Microstructure of primary tooth dentin. *Ped Dent* 1992; 21:439-444.
82. 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(2):95–9. Temperature rise. *Am J Dent* 2003; 16(2):96–8.
83. Tanji, EY. Alterações morfológicas do esmalte e dentina de cavidades classe I preparadas com laser Erbio: YAG – Estudo in vitro. 1998. 60p. Dissertação Mestrado Faculdade de Odontologia da Universidade de Sao Paulo, Sao Paulo.
84. 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.
85. Wanderley RL, Monguini EM, Pecora JD, Palma-Dibb RG, Borsato MC. Shear bond strength to enamel of primary teeth irradiated with varying Er:YAG laser energies and SEM examination of the surface morphology: an in vitro study. *Photomed. Laser Surg.* 2005; 23, 260–267.
86. Wigdor H, Abt E, Ashrafi S, et al. The effect of lasers on dental hard tissues. *J Am Dent Assoc* 1993;124:65–70.
87. Yamada Y, Hossain M, Nakamura Y, Suzuki N, Matsumoto K. Comparison between the removal effect of mechanical, Nd:YAG, and Er:YAG laser systems in carious dentin. *J Clin Laser Med Surg* 2001; 19, 239–243.
88. Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1965.

Autorização para Reprodução

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E/OU DIVULGAÇÃO TOTAL E PARCIAL DA PRESENTE OBRA, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

Cristina Bueno Brandão

Universidade de São Paulo

Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto

Departamento de Clínica Infantil, Odontologia Preventiva e Social

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](#)