MARTA MARIA MARTINS GIAMATEI CONTENTE

**ALTERAÇÃO DA TEMPERATURA DURANTE O PREPARO
CAVITÁRIO COM LASER Er:YAG EM ESMALTE DE DENTES
DECÍDUOS**

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

2009

Contente, Marta Maria Martins Giamatei

Alteração da temperatura durante o preparo cavitário com laser Er:YAG em esmalte de dentes decíduos.
Ribeirão Preto, 2009
57p.: il, 30 cm.

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

Orientadora: Borsatto, Maria Cristina

1. Laser Er:YAG. 2.Dentes Decíduos. 3. Esmalte
4. Temperatura

MARTA MARIA MARTINS GIAMATEI CONTENTE

**ALTERAÇÃO DA TEMPERATURA DURANTE PREPARO O
CAVITÁRIO COM LASER Er:YAG EM ESMALTE DE DENTES
DECÍDUOS**

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(a). Dr(a).: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a).: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a).: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

--- **DEDICO ESTE TRABALHO,**

Aos meus pais **Inês Giamatei Contente** e **Edgard Martins Contente**, à minha irmã **Simone Martins Giamatei Contente** e à minha tia **Antonia Maria Giamatei**, *pelo amor e apoio incondicionais e porque sem eles não sou ninguém.*

A minha orientadora **Profa. Dra. Maria Cristina Borsatto** *por ser um exemplo de dignidade e honestidade num mundo que perdeu um pouco dos seus valores.*

Às **Crianças**, *por serem os seres mais puros, inocentes, espontâneos e cheios de vida que conheço.* Em especial a: Lucas Henrique Ferrari Silva, Maria Eduarda e Ana Carolina Lanfredi Matsumoto, Mariana Galhardo Lanfredi, Gabriel Carvalho Lanfredi, Adriano Victor Ferrari Garcia, Larissa Ayumi e Augusto Kenzo Yoshioka Lanfredi, Enrico Paes Torres Mantovani, Maria Luiza Gomes da Silva Cavalcante, Michel Moraes Marques Sawan e às crianças do Projeto "Criança Feliz", *porque em cada um destes rostinhos encontrei conforto e alegria nos períodos mais complicados desta jornada.*

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

A **Deus** pelo milagre da vida.

"Não tenho nada que me prove a existência de Deus e mesmo assim, Ele continua sendo o Absoluto dos meus dias. Nunca choveu maná no quintal da minha casa, e a imagem que tenho da Virgem Maria nunca derramou uma lágrima. O que tenho aqui é esta mão machucada, este dedo sangrando, este nó na garganta, este desconsolo, esta dor, estar cor e este olhar desconcertante de Deus, me deixando sem jeito ao dizer que me ama."

Pe. Fábio de Melo

Aos meus pais **Inês Giamatei Contente** e **Edgard Martins Contente**

Mãe e Pai, como eu sempre digo: "o nome de vocês não aparece no Google, vocês não tem nenhum artigo publicado e nenhum cargo importante", mas foi a honestidade e a humildade de vocês que me ensinaram a ter caráter e força para superar os obstáculos de cada dia. Obrigada por respeitarem minhas decisões e participarem de maneira tão ativa em todas as fases da minha vida. Agradeço a Deus todos os dias por ter nascido neste lar! Amo vocês, sempre, e cada vez mais!

À minha tia-madrinha **Antonia Maria Giamatei**

Má, nem se eu juntasse toda a bondade do mundo encheria o tamanho do seu coração. Sem você nada disso seria possível. Você é a segunda mãe que Deus me deu de presente. Obrigada por me ensinar as primeiras letras e por estar sempre comigo muitas vezes deixando suas vontades de lado para satisfazer as minhas. Não dá nem pra agradecer, porque não é possível agradecer o amor de uma mãe!

À minha irmã **Simone Martins Giamatei Contente**

Si, VOCÊ a pessoa que eu mais adoro neste mundo! Sempre digo que se não fosse sua irmã morreria de inveja. Obrigada por me compreender do início ao fim! O brilho dos seus olhos e seu jeitinho de enxergar as coisas são sempre uma motivação para tudo o que tenho que fazer. Obrigada por ouvir minhas histórias, por rir do meu destrambelhamento, por ter paciência com meu mau humor e por achar que tudo o que eu faço é bom! Te amo, só isso! O resto eu nem sei dizer!

À minha orientadora **Profa. Dra. Maria Cristina Borsatto**

"Tua pessoa Maria, e a alma sempre boa sempre voa à Maria" – Marisa Monte
Maria, você foi muito mais que uma orientadora, você foi uma mãe. Meu exemplo de pesquisadora. Não tenho como descrever o tamanho de minha admiração por sua conduta ética, sua honestidade e sua disposição em ajudar que nossos sonhos se tornem realidade. Obrigada por me 'adotar' entre os seus, abrindo não só as portas da sua sala, mas também as da sua casa, da sua família me permitindo passar momentos tão agradáveis. Obrigada por cada segundo que pude passar ao seu lado! Não existem palavras para definir o que sinto por você! Dá até vontade de gritar 'Te amo, Mariaaaaaa!'

Aos meus amigos **Carolina Paes Torres Mantovani, Jaciara Miranda Gomes da Silva e Rodrigo Galo**

A vontade que sinto neste momento é de colocar na capa do trabalho o nome de vocês todos. Não tenho palavras pra descrever o tanto que vocês foram importantes para mim durante este tempo em que convivemos juntos. Cada um de vocês a seu modo, me apoiando, me ensinando e compartilhando comigo cada instante.

Carol, obrigada por ter pego minha mão dias antes da formatura da graduação e dito "Tia Martinha, daqui pra frente você é uma Borsalette!". Neste dia eu senti que minha vida não seria mais a mesma. Cada momento ao seu lado é um presente de Deus! Nem sei o tanto que eu gosto de você! Você é um exemplo de tudo!

Jaci, a vida na faculdade sem você não teria o mesmo sentido. Seu dinamismo, sua garra e sua bondade contagiam qualquer um. Quero um dia poder retribuir todo seu empenho. Tenho muito orgulho de te ter como amiga!

Digo, mesmo quando você estava em Portugal há milhas de distância sempre foi muito presente. Obrigada não só pelo apoio na Análise Estatística e na formatação deste trabalho, mas pela amizade sincera e sem barreiras! Você é uma pessoa especial demais!

À amiga **Fátima Rizóli,**

Fá, conviver com você foi um dos melhores presentes que a FORP me deu. Sua determinação, competência, honestidade e carinho me fizeram dar valor à cada minutinho de minha vida. Obrigada pelo carinho!

Ao **Fabrizio Augusto de Lima** Acadêmico do curso de Física Médica do Departamento de Física e Matemática da FFCLRP-USP

Fabris, obrigada pelo empenho durante a execução da fase experimental deste trabalho. Sua colaboração foi fundamental tanto na realização das medidas de temperatura, quanto no tratamento e análise dos dados. Vejo em você um futuro brilhante!

Ao amigo **Lucas Adão Zanardi**,

Bronco, você foi um irmão que Deus colocou no meu caminho. Sua força de vontade e essa vontade de vencer servem de incentivo para eu levantar a cabeça todos os dias e dizer "Eu vou conseguir!". Obrigada pelo carinho desses anos de convivência!

Aos amigos do curso de pós-graduação **Rosângela Moraes Marques Sawan, Giselle De Angelo Souza Leite, Taiana Dias de Melo, Talitha de Siqueira Mellara, Cíntia Guimarães Almeida, Cristina Bueno Brandão, Rodrigo Alexandre Valério e César Penazzo Lepri**

Todos vocês colaboraram de alguma forma para a realização deste sonho, seja participando do desenvolvimento da metodologia ou ouvindo um desabafo ao telefone. A presença de cada um em minha vida é uma dádiva divina!

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, na pessoa do atual Diretor **Prof. Dr. Osvaldo Luiz Bezzon** e Vice-Diretor **Prof. Dr. Valdemar Mallet da Rocha Barros**.

À Comissão de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, na pessoa da atual Presidente **Profa. Dra. Léa Assed Bezerra da Silva**, também coordenadora do curso de Pós-Graduação em Odontopediatria.

Agradeço pelo determinismo em conseguir a excelência e o reconhecimento deste curso.

Às 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**

Belzinha e Likiki, obrigada pela atenção e paciência em todos os momentos deste curso de Mestrado. O apoio de vocês na fase final desta etapa foi fundamental.

Ao **Sr. Reginaldo Santana da Silva**, do Departamento de Odontologia Restauradora da FORP-USP

Reginaldo, obrigada pelo auxílio fundamental na execução dos procedimentos experimentais e pela alegre convivência no Laboratório de laser.

Ao **Prof. Dr. Jesus Djalma Pécora** do Departamento de Odontologia Restauradora da FORP-USP

Prof. Pécora, obrigada pela oportunidade de desenvolver a parte experimental de meu trabalho no Laboratório de Laser da FORP-USP.

Ao **Prof. Dr. Luciano Bachmann**, do Departamento de Física e Matemática da FFCLRP-USP

Pelo apoio, mesmo que indireto, durante a realização dos experimentos com os equipamentos e Software para análise da variação da temperatura.

À **Profa. Dra. Regina Guenka Palma Dibb**, do Departamento de Odontologia Restauradora da FORP-USP

Rê, obrigada por me permitir compartilhar de sua imensa sabedoria estando sempre disposta a esclarecer todas as dúvidas.

Ao meu grande amigo **Bruno Rodrigues Mandarinini**

A distância geográfica que nos separa não diminui em nada a cumplicidade de nossa amizade. Obrigada por compartilhar comigo as alegrias e as tristezas desta fase. É bom demais ser sua amiga!

Ao Prof. Dr. Heitor Panzeri e Profa. Dra. Fernanda de Carvalho Panzeri Pires de Souza

Obrigada por me ensinarem a dar os primeiros passos no meio científico. O carinho e o apoio de vocês durante a Iniciação Científica foi fundamental para que eu chegasse até aqui.

À amiga **Kranya Vitoria Díaz Serrano**

Kran, mais do que minha professora você se tornou uma amiga. Obrigada pelos conselhos, orientações e conversas.

Aos docentes do Departamento de Clínica Infantil, Odontologia Preventiva e Social da FORP-USP: Prof. Dr. **Adilson Thomazinho**, Profa. Dra. **Aldevina Campos de Freitas**, Profa. Dra. **Alexandra Mussolino de Queiroz**, Profa. Dra. **Janete Cinira Bregagnolo**, Prof. Dr. **José Arnaldo Viana Cione**, Prof. Dr. **José Tarcísio de Lima Ferreira**, Profa. Dra. **Kranya Vitoria Díaz Serrano**, Profa. Dra. **Léa Assed Bezerra da Silva**, Profa. Dra. **Maria Bernadete Sasso Stuani**, Profa. Dra. **Maria da Conceição Pereira Saraiva**, Profa. Dra. **Marlívnia Gonçalves de Carvalho Watanabe**, Profa. Dra. **Mírian Aiko Nakane Matsumoto**, Prof. Dr. **Paulo Nelson Filho**, Profa. Dra. **Raquel Assed Bezerra da Silva**, Prof. Dr. **Ricardo Henrique Alves da Silva**, Profa. Dra. **Sada Assed** Prof. Dr. **Wilson Mestriner Júnior**

Agradecer os ensinamentos profissionais recebidos não é o bastante. Cada um de vocês teve sua importância, não só na minha formação profissional, mas também na minha formação como ser humano. Obrigada por fazerem parte da minha história!

Ao Dr. **Edmilson Bersani Oliveira**

Obrigada por ter confiado a mim a saúde bucal das crianças do "Projeto Criança Feliz". Este foi sem dúvida meu melhor presente de aniversário em 2009.

Aos alunos da turma do curso de Mestrado e Doutorado do Departamento de Clínica Infantil, Odontologia Preventiva e Social da FORP-USP: **Ana Paula Ramos Bernardes da Silva, Edécio Garcia Júnior, Giselle de Angelo Souza Leite, Lourdes Yanissely Garcia Olmedo, Marcela Perdiza, Cristina Bueno Brandão, Olívia Santos de Oliveira Verardo, Remberto Marcelo Argandoña Valdez, Rodrigo Machado da Silva, Rosângela Moraes Marques Sawan, Taiana de Melo Dias e Vanessa da rocha Bernardini Maldonado, Cristhiane Ristum Bagatin Rossi, Soraya Cheier Dib Gonçalves, Maria Angélica Hueb de Menezes Oliveira, Francisco Wanderley Garcia de Paula e Silva.**

Conviver com pessoas tão diferentes foi muito importante para meu crescimento pessoal e profissional. Alguns de vocês se tornaram mais que especiais e jamais vou esquecer os bons momentos que passamos juntos. Sucesso a todos!

Aos funcionários do Departamento de Clínica Infantil, Odontologia Preventiva e Social e da Clínica de Pacientes Especiais da FORP-USP: **Fátima Aparecida Jacinto Daniel, icheli Cristina Leite Ravanholo, Filomena Lelli Placciti, Benedita Viana Rodrigues, Carmo Eurípedes Terra Barreto, Gisele Faria, José aparecido Neves do Nascimento, Marco Antônio dos Santos, Nadir das Dores Gardin Felício, Renata Fernandes Rodrigues, Vera Ribeiro do Nascimento, Mariângela de Oliveira e Renata Cristina Rosa**

Obrigada por todo o apoio dedicado dia após dia. Vocês também foram meus mestres durante esta etapa.

A todos que, de alguma forma, contribuíram para a concretização deste sonho, meus sinceros agradecimentos.

CONTENTE, MMMG. **Alteração da temperatura durante preparo cavitário com laser Er:YAG em esmalte de dentes decíduos**. 57p. [dissertação]. Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto. 2009.

A proposta deste trabalho foi avaliar in vitro a alteração da temperatura durante o preparo cavitário em esmalte de dentes decíduos utilizando-se diferentes energias e frequências do laser Er:YAG. Foram selecionados 40 molares decíduos humanos hígidos, cujas raízes, quando presentes, foram removidas. As porções coronárias foram seccionadas no sentido méso-distal e a partir das superfícies vestibular e lingual de cada dente, foram obtidos 80 fragmentos (3,5 mm largura, 3,5 mm de altura e 2,0 mm espessura). Na porção dentinária de cada fragmento foram confeccionados dois orifícios (profundidade média de 0,1 mm) para acomodar os termo-sensores. Após estes procedimentos, os espécimes foram fixados com cera termoplástica para escultura em orifícios confeccionados em placas de acrílico. Os conjuntos dente/placa foram divididos aleatoriamente em grupos, de acordo com a energia e frequência utilizadas (n=10): G1 – 250 mJ/ 3 Hz, G2 – 250 mJ/ 4 Hz, G3 – 250 mJ/ 6 Hz, G4 – 250 mJ/10 Hz, G5 – 250 mJ/ 15 Hz, G6 – 300 mJ/ 3 Hz, G7 – 300 mJ/ 4 Hz e G8 – 300 mJ/ 6 Hz. Na superfície de esmalte previamente delimitada com fita isolante (4 mm²) foram confeccionadas cavidades com (1,0 mm de profundidade, 2,0 mm de altura e 2,0 mm de comprimento) utilizando-se laser Er:YAG, focado a uma distância de 12 mm, sob refrigeração 1,5 mL/min. A temperatura aferida foi registrada por meio de um microtermopar do tipo K interligado a uma placa de aquisição e a um computador configurado com Software programado para fazer a leitura de temperatura a cada 3 segundos, do início da irradiação ao final do preparo. Os dados experimentais foram analisados estatisticamente por ANOVA e teste de Mann-Whitney para averiguar a influência da frequência e energia. O teste de Tukey ($P \leq 0,05$) foi utilizado para múltiplas comparações. Os grupos com as energias de 250 e 300 mJ e frequência de 3 e 4 Hz foram semelhantes entre si e apresentaram os menores valores médios de alteração de temperatura. A frequência de 250 mJ com 10 e 15 Hz, apresentaram os maiores valores médios de temperatura acima do valor crítico aceitável (5,5 °C). Com as energias de 250 e 300 mJ e 6 Hz os valores foram intermediários e menores que o valor crítico aceitável. Assim, pode-se concluir que para o preparo cavitário em esmalte de dentes decíduos pode-se indicar os parâmetros de 250 e 300 mJ com 6 Hz de frequência. Além disso, houve uma relação direta entre o aumento da temperatura e o aumento da frequência.

Palavras-chave: Laser Er:YAG, alteração da temperatura, esmalte, dentes decíduos.

Abstract

CONTENTE, MMMG. **Temperature rise occurred during the Er:YAG laser cavity preparation of primary teeth enamel at different energies and pulse repetition rates.** 57p. [dissertação]. Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto. 2009.

This study aimed to assess in vitro thermal alterations occurred during the Er:YAG laser cavity preparation of primary teeth enamel at different energies and pulse repetition rates. Forty sound human primary molars were selected and roots, when present, were sectioned. Crowns were bisected longitudinally in a mesio-distal direction, thus providing 80 fragments with standard dimensions of 3.5mm long x 3.5mm wide and 2mm thick. Two small orifices (0.1mm mean depth) were made at the dentin surface, where thermocouples were attached. Afterwards, the fragments were individually fixed with wax in a cylindrical Plexiglas® abutment. The specimens were randomly assigned to eight groups, according to the Er:YAG laser energies and pulse rates performed for cavity preparation (n=10): G1 – 250 mJ/ 3 Hz, G2 – 250 mJ/ 4 Hz, G3 – 250 mJ/ 6 Hz, G4 – 250 mJ/10 Hz, G5 – 250 mJ/ 15 Hz, G6 – 300 mJ/ 3 Hz, G7 – 300 mJ/ 4 Hz and G8 – 300 mJ/ 6 Hz. To demarcate the ablation site (4 mm²), a piece of insulating tape was attached to the enamel surface. Then, cavities were done (2-mm long/ 2-mm wide/1-mm thick) by an Er:YAG laser device, in non-contact (12mm) and focused mode, with a fine water mist at 1.5mL/min. Temperature values were registered by thermocouples type K connected to a portable USB-based data acquisition module and to a computer configured to read the temperature rise every 3 seconds, from starting laser irradiation until the end of the cavity preparation. Data were analyzed by two-way ANOVA and Mann-Whitney test using a factorial design with energy and pulse rate as independent factors. Multiple comparisons among groups were done by Tukey test ($P \leq 0,05$). The groups irradiated with 250 and 300mJ/ 3 and 4 Hz were statistically similar and showed the lower temperature rise means. The set 250mJ/10 and 15 Hz yielded the highest values of temperature, above the critical value acceptable (5.5°C). The setting 250 and 300mJ and 6 Hz provide temperature with mean values below the critical value acceptable, suggesting these parameters to ablate the primary teeth enamel. Moreover, the temperature rise was directly related to the increase of the pulse repetition rates employed.

Key-words: Laser Er:YAG, temperature rise, enamel, primary teeth.

SUMÁRIO

RESUMO	
ABSTRACT	
INTRODUÇÃO	14
PROPOSIÇÃO	22
MATERIAL E MÉTODOS	24
RESULTADOS	32
DISCUSSÃO	37
CONCLUSÃO	45
REFERÊNCIAS	47
ANEXOS	55

INTRODUÇÃO

Nos últimos anos, avanços científicos e tecnológicos significativos ocorreram em todas as áreas da Saúde. Dentro deste contexto, na Odontologia o modelo cirúrgico-restaurador baseado nos princípios preconizados por Black (1908), vem sendo substituído por novos conceitos que visam primordialmente a realização de procedimentos restauradores menos invasivos, a preservação do tecido dentário sadio e a prevenção das doenças bucais. Assim, a utilização de medidas preventivas associadas à conscientização da população quanto à importância do controle da higiene bucal e da dieta, muito tem colaborado na redução dos índices da doença cárie.

A evolução dos materiais restauradores foi acompanhada pelo aprimoramento dos equipamentos odontológicos. No entanto, a despeito de todo o desenvolvimento dos instrumentos cortantes rotatórios, o desconforto causado pela vibração, pressão e ruído, associados ao emprego das peças de baixa e alta-rotação constituem um problema que ainda afeta, de maneira negativa, o comportamento dos pacientes, principalmente os odontopediátricos. Assim, a irradiação laser tem sido amplamente pesquisada, pois consiste em um novo método para o preparo cavitário e tratamento superficial do substrato dentário com características diferentes que minimizam os efeitos indesejáveis dos métodos convencionais (Pelagalli et al., 1997; Keller et al., 1998; Kato et al., 2003).

Baseando-se no postulado da emissão estimulada de radiação proposta por Einstein em 1917 (teoria atômica), e nos estudos pioneiros de Gordon et al. (1955) e Schawlow e Townes (1958), o pesquisador norte-americano Theodore Harold Maiman (1960) idealizou e desenvolveu a primeira fonte de emissão

estimulada de luz visível por meio da excitação de um cristal de rubi no interior de uma câmara, constituindo um ressonador óptico. Um feixe de luz visível com características especiais foi formado a partir de parte da radiação produzida que atravessou um espelho parcialmente reflexivo. Para definir esse sistema de luz foi proposto o termo LASER, acrônimo de Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation – amplificação da luz por emissão estimulada de radiação (Sulewski, 2000).

Os equipamentos de laser produzem uma luz com características específicas. Essa luz é monocromática (possui frequência muito bem definida), coerente (possui relações de fase bem definidas) e colimada (propaga-se como um feixe unidirecional). Sua classificação está vinculada ao meio ativo que pode ser sólido (cristal), líquido (corantes) ou gasoso (Hélio-Neônio, CO₂) que determina seu comprimento de onda diferenciando a interação com cada tecido (Coluzzi, 2000). Atualmente, diversos tipos de laser, tais como, Dióxido de Carbono, Argônio, Hélio-Neônio, e YAG (Yttrium-Aluminum-Garnet) têm sido utilizados na Odontologia para tratamento de superfície ou preparo cavitário do substrato dentário.

A interação laser-tecido depende de parâmetros de radiação como comprimento de onda, densidade de energia (exposição radiante), duração e taxa de repetição de pulsos; e das propriedades dos tecidos biológicos como absorção, reflexão, transmissão e dispersão, características espaciais e temporais e propriedades ópticas (Gimbel, 2000). Entretanto, os efeitos finais da radiação laser nos tecidos dependem da distribuição da energia depositada. O aumento da temperatura em cada ponto do tecido exposto é o resultado

desta distribuição e é fundamental na determinação da extensão das mudanças morfológicas e de estrutura química do tecido irradiado (Wigdor et al., 1993).

Dentre os tipos de laser utilizados na Odontologia, o laser Er:YAG é o que apresenta menores efeitos térmicos e melhor interação com os tecidos dentários mineralizados (Wigdor et al., 1993). Este tipo de laser foi aprovado pela FDA (Food and Drug Administration) em 1997, para a realização de preparos cavitários e alteração dos tecidos dentários mineralizados, e somente a partir de 1999 para uso em Odontopediatria. A interação satisfatória do laser Er:YAG com os tecidos dentários mineralizados é atribuída ao seu comprimento de onda (2,94 μm) que coincide com o pico máximo de absorção da água. Esta emissão é também absorvida pelo grupo hidroxila (OH^-) nos cristais de hidroxiapatita (Hibst et al., 1988; Morioka, 1994), garantindo uma alta absorção para todos os tecidos biológicos, dentre eles esmalte e dentina. O laser Er:YAG possui comprimento de onda ressonante com a frequência de vibração da molécula de água presente nos tecidos dentários, enquanto que os demais tipos de laser apresentam comprimento de onda próximos desta frequência (Bachmann e Zezell, 2005).

Paghdiwala (1988) foi o primeiro a investigar a capacidade do laser Er:YAG em promover a ablação dos tecidos dentários mineralizados. Empregando baixa densidade de energia obteve resultados favoráveis para a remoção de esmalte e dentina, não sendo observadas fendas ou áreas de carbonização e variação de temperatura de 4,3 °C mesmo não utilizando refrigeração.

O laser Er:YAG possui como meio ativo um cristal sólido de Ítrio-Alumínio-Granada (Yttrium-Aluminum-Garnet) dopado com íons Érbio, que quando estimulado por uma lâmpada de *flash* dentro de um ressonador proporciona a emissão de uma radiação eletromagnética com comprimento de onda de 2,94 μm . A remoção de esmalte e dentina pelo laser Er:YAG é feita por um processo termomecânico conhecido como ablação, no qual a energia aplicada é absorvida pela água dos compostos orgânicos hidratados dos tecidos, que se aquece rapidamente até a temperatura de vaporização, fazendo com que as moléculas de água aquecidas se expandam provocando um aumento de pressão interna dos tecidos, causando micro-explosões que levam à ruptura e eliminação do substrato em forma de partículas microscópicas (Hibst e Keller, 1989). Durante a irradiação com laser Er:YAG a energia incidente na estrutura dentária é suficiente apenas para produzir a vaporização da água, sendo a maior parte desta energia consumida no processo de ablação e apenas uma fração resulta em aquecimento da estrutura remanescente (Paghdiwala, 1988; Hibst e Keller, 1989; Keller e Hibst, 1989; Keller e Hibst, 1995; Mehl et al., 1997).

Keller e Hibst (1989) e Cozean et al. (1997) afirmaram que o laser Er:YAG é eficaz na ablação do tecido dentário, e como sua aplicação acontece sob refrigeração com água, a temperatura não é elevada acima de 5,5 °C, considerada limite para a ocorrência de alterações pulpaes irreversíveis (Zach e Cohen, 1965).

O uso do laser Er:YAG na realização de preparos cavitários, além das vantagens relacionadas ao conforto do paciente (Pelagalli et al., 1997;

Dostálová et al., 1998), modifica a estrutura química do esmalte dentário reduzindo sua solubilidade ácida (Apel et al., 2002; Hossain et al., 2001), proporcionando à superfície irradiada maior resistência ao desenvolvimento de lesões de cárie (Hossain et al., 2000). No entanto, este laser apresenta como limitação a necessidade de um maior tempo para a realização do preparo cavitário (Dostálová et al., 1997; Keller et al., 1998), além da dificuldade na estabilização do foco durante a irradiação (Dostálová et al., 1998).

Para a utilização correta do laser Er:YAG na irradiação dos tecidos dentários, vários parâmetros, fundamentais para que se obtenha uma ablação ideal e segura dos tecidos dentários mineralizados (Apel et al., 2002), foram estabelecidos. Dentre estes parâmetros estão: densidade de energia (Monghini et al., 2004; Wanderley et al., 2005), taxa de repetição do pulso por segundo (Gonçalves et al., 2005), distância de irradiação do laser (Corona et al., 2005; Souza-Gabriel et al., 2006; Lessa et al., 2007) e capacidade de ablação pela perda de massa (Corona et al. 2007; 2008; Borsatto et al., 2009, Ortolan et al., 2009). A quantidade de energia empregada numa determinada área é a densidade de energia, e desta forma, é inversamente proporcional ao diâmetro do feixe de laser, isto significa que quanto mais estreito for o diâmetro do feixe, maior será a densidade de energia na área irradiada para um valor fixo de energia (Coluzzi, 2000).

A frequência ou taxa de repetição de pulsos é o número de pulsos emitidos por segundo e relaciona-se ao calor gerado, sendo assim, o aumento da taxa de repetição de pulsos por segundo promove maior liberação de calor (Keller e Hibst, 1995), e parte desse calor resulta em deposição de calor

residual (Fried et al., 2001), podendo causar áreas de fusão e recristalização, o que altera a permeabilidade da superfície dentária (Armengol et al., 2000).

O uso do laser para remoção de lesões de cárie e preparos cavitários em Odontopediatria pode ser justificado pelas vantagens que esta tecnologia oferece como redução da dor, ruído e vibração quando comparados aos instrumentos rotatórios de baixa e alta-rotação (Keller e Hibst, 1995; Cozean et al., 1997), assim como a possibilidade de remoção conservadora para o tratamento de pequenas lesões de cárie, muitas vezes dispensando o uso da anestesia local (Frentzen et al., 1992; Matsumoto et al., 1996; Keller e Hibst, 1998). Além de preparos cavitários e remoção de lesões de cárie, o laser pode ser usado na remoção de restaurações insatisfatórias (Jelinková et al., 1996), condicionamento de fossas e fissuras para aplicação de selantes (Borsatto et al., 2001, Borsatto et al., 2004), condicionamento dentinário, tratamentos periodontais, cirurgia bucais, dessensibilização dentinária e fotopolimerização de resinas compostas (Keller e Hibst, 1995; Aoki et al., 1998).

No entanto, mais estudos são necessários para investigar o efeito térmico do laser Er:YAG sobre as estruturas dentais, uma vez que esta informação é escassa na literatura (Glockner et al., 1998). De acordo com Wigdor et al. (1993) o aumento de temperatura provocado pela irradiação do laser Er:YAG causa pequenos danos aos tecidos adjacentes. Armengol et al. (2000) demonstraram que utilizando o spray de água para refrigeração, em diferentes profundidades de dentina de dentes permanentes, o grupo irradiado com laser Er:YAG apresentou menores temperaturas quando comparado às turbinas de alta-rotação. Castilho et al. (2007) compararam a alteração de

temperatura na câmara pulpar de dentes decíduos preparados com broca em alta rotação e irradiados com laser Er:YAG concluindo que, em ambos os tratamentos, a temperatura não ultrapassou o valor crítico de 5,5 °C. No entanto, quando se utilizou o laser nos tempos de 30 e 60 segundos, as temperaturas atingidas foram mais altas que aquelas obtidas para o grupo que se utilizou alta-rotação.

Tendo em vista as implicações do laser Er:YAG sobre a estrutura dentária, faz-se necessário o desenvolvimento de pesquisas sobre as alterações térmicas nestes tecidos. Logo, em função das diferenças estruturais e morfológicas existentes entre dentes decíduos e permanentes, e frente à escassez de estudos relacionados à utilização do laser Er:YAG em dentes decíduos e conseqüentes alterações de temperatura no substrato dentário, é imprescindível o desenvolvimento de pesquisas *in vitro* para maiores esclarecimentos e padronização de parâmetros, afim de que esta tecnologia seja aplicada de maneira segura na clínica odontopediátrica.

_____ **PROPOSIÇÃO**

A proposta deste trabalho foi avaliar *in vitro* a alteração da temperatura durante o preparo cavitário, em esmalte de dentes decíduos, utilizando-se diferentes energias e frequências do laser Er:YAG.

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 (Processo número 2009.1.501.58.1 – CAAE número 0038.0.138.000-09) e os dentes decíduos utilizados doados pelo Banco de Dentes Humanos da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (Anexo).

Delineamento experimental

Os fatores de estudo envolvidos neste trabalho foram: esmalte em um nível (hígido), energia em dois níveis (250 e 300 mJ) e frequência de pulsos em 5 níveis (3, 4, 6, 10 e 15 Hz). A amostra do experimento foi constituída de 80 corpos de prova divididos em grupos, de acordo com a energia e frequência utilizadas (n=10): G1 – 250 mJ/ 3 Hz, G2 – 250 mJ/ 4 Hz, G3 – 250 mJ/ 6 Hz, G4 – 250 mJ/10 Hz, G5 – 250 mJ/ 15 Hz, G6 – 300 mJ/ 3 Hz, G7 – 300 mJ/ 4 Hz e G8 – 300 mJ/ 6 Hz. O estudo foi realizado obedecendo-se um delineamento em blocos completos casualizados, com dez repetições de cada grupo experimental. A variável de resposta quantitativa foi a alteração de temperatura em graus Celsius.

Seleção dos dentes e preparo dos corpos de prova

Molares decíduos humanos recém exfoliados foram examinados com sonda exploradora nº 5 sob lupa estereoscópica (Carl Zeiss Jena) com aumento de 20X, descartando-se aqueles com trincas ou anomalias de estrutura. Em

seguida, os 40 dentes selecionados foram limpos com curetas periodontais, polidos com escovas de Robinson montadas em baixa-rotação embebidas em pedra pomes e água, lavados e mantidos em solução salina a 0,9 % contendo solução de azida de sódio a 0,4 % em temperatura de 4 °C (Fotos et al., 1990). Previamente ao uso, os dentes foram lavados em água corrente por cerca de 20 minutos para eliminar possíveis traços da solução de armazenamento. Os dentes foram fixados individualmente pela porção coronária com cera termoplástica para escultura em placas de acrílico e levados à máquina de corte (Minitom, Struers A/S, Copenhagen, Dinamarca) na qual a porção radicular, quando presente, foi seccionada 1 mm abaixo da junção amelo-dentinária. A seguir, as porções coronárias foram seccionadas no sentido mésio-distal e a partir das superfícies vestibular e lingual de cada dente, foram obtidos fragmentos de 3,5 mm largura, 3,5 mm de altura e 2,0 mm espessura de esmalte e dentina. As dimensões dos espécimes foram determinadas utilizando-se paquímetro digital (Myamoto, Tóquio, Japão) e as espessuras dos espécimes foram determinadas utilizando-se um especímetro (BioArt, São Carlos, Brasil). As secções foram realizadas em baixa velocidade e sob refrigeração evitando-se fratura ou superaquecimento das estruturas dentárias. Para padronizar a espessura de esmalte/dentina, os fragmentos foram levados a uma politriz (Politriz DP-9U2, Struers A/S, Copenhagen, Dinamarca) e submetidos a desgaste com discos de lixa de carbureto de silício #600 (Norton/Saint-Gobain Abrasivos Ltda., Guarulhos-SP, Brasil) sob refrigeração abundante, com o objetivo de planificação e regularização das superfícies. Utilizando-se broca #1/4 montada em alta rotação foram confeccionados na superfície dentinária

dois orifícios (profundidade média de 0,1 mm) para acomodar os termossensores durante a irradiação dos espécimes. Após estes procedimentos, os espécimes foram fixados com cera termoplástica para escultura em orifícios de 5,0 mm de diâmetro confeccionados nas placas de acrílico com o objetivo de vedar qualquer espaço entre o fragmento dental e a placa. Os conjuntos dente/placa foram divididos aleatoriamente em 8 grupos (n=10) que durante os intervalos entre os procedimentos foram mantidos em água destilada a 4 °C até 2 horas antes do início do experimento.

A área a ser irradiada foi delimitada por fita isolante (3M) com uma janela central quadrada de 4,0 mm² (Figura 1). Na superfície de esmalte delimitada de cada espécime foram confeccionadas cavidades com 1,0 mm de profundidade, 2,0 mm de altura e 2,0 mm de comprimento, utilizando-se laser Er:YAG (modelo Kavo Key Laser 2) com comprimento de onda de 2,94 µm utilizando-se energias de 250 e 300 mJ. Cada grupo foi irradiado variando-se a energia e a frequência de pulso (Quadro1) e durante a irradiação, o spray de água/ar foi ativado e a regulação do fluxo de água foi mantida constante (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, com diâmetro de saída de 0,63 mm, com feixe focalizado. O tempo de irradiação de cada grupo foi baseado em estudo piloto que verificou o tempo necessário para a confecção de cavidades com 1,0 mm de profundidade para cada energia e frequência avaliados.

Quadro 1. Distribuição dos grupos de acordo com os parâmetros

Grupos (n=10)	Energia (mJ)	Frequência (Hz)	Tempo (s)
G1	250	3	40
G2	250	4	30
G3	250	6	20
G4	250	10	15
G5	250	15	10
G6	300	3	40
G7	300	4	30
G8	300	6	20

Para análise da alteração de temperatura, foi utilizado um equipamento composto por uma placa de aquisição USB-9211A (National Instruments Corporation, Austin, Texas, USA.) e filamentos termo-sensores (microtermopares Tipo K, Omega Engineering Inc. USA). A placa possui entrada para 4 canais com resolução total de 24 bits e 12 Hz de taxa total máxima de aquisição de dados. Os termopares foram confeccionados com o auxílio de uma solda ponto de carbono e apresentavam diâmetro de 120 μm e 40 cm de comprimento. O sistema foi conectado a um computador e utilizaram-se os softwares *Measurement & Automation e VI Logger*, fornecidos pelo fabricante da placa de aquisição, para coletar os dados. O sistema foi calibrado com a participação do Instituto de Pesquisas Tecnológicas, IPT/SP. Os dois filamentos termo-sensores foram inseridos nos nichos confeccionados na superfície dentinária de cada espécime e para aumentar o contato térmico do termo-sensor com os espécimes, foi utilizada uma pasta térmica a base de água (Implastec, Votorantim, São Paulo, Brasil).

A distância de irradiação foi padronizada por um dispositivo que acopla a caneta do laser mantendo-a fixa numa altura pré-estabelecida (modo focado =

12 mm), enquanto o conjunto dente/placa de acrílico foi posicionado numa base ajustável que permite sua movimentação sincronizada nos eixos *xyz*, ou seja, para direita e esquerda, para frente e para trás e para cima e para baixo. Este aparato possibilitou a varredura completa e uniforme da superfície dentária pelo feixe laser (Figura 2). A temperatura aferida foi registrada antes, durante e após o término da realização do preparo cavitário, no entanto, foi considerada apenas a variação de temperatura durante o tempo de irradiação.

Análise Estatística

Após análise da distribuição amostral, foi verificado que a mesma apresentou-se homogênea e normal. Desta forma, os dados experimentais foram analisados estatisticamente pela Análise de Variância (ANOVA) para dois fatores de variação (frequência e energia) a um critério (temperatura). Em seguida, empregou-se o teste Tukey em nível de 5 % para múltiplas comparações. A análise estatística foi realizada com o auxílio do software SPSS para Windows, versão 12.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA).

FIGURA 1 – Preparo dos corpos de prova: A) Seleção dos molares decíduos humanos; B) Remoção da porção radicular; C) Secção da coroa no sentido mesio-distal; D) Obtenção dos fragmentos, medidos no especímetro e no paquímetro digital; E) Planificação da superfície em politriz; F) Confecção de dois orifícios na superfície dentinária; G) Janela central de 5 mm de diâmetro na placa de acrílico; H) Fixação dos espécimes com cera termoplástica; I) Superfície de esmalte delimitada com fita isolante; J) Superfície em dentina com orifícios para fixação dos termo-sensores.

FIGURA 2 – A) Laser Er: YAG (modelo Kavo Key Laser 2); B) Equipamento para medida da temperatura conectado a um microcomputador; C) Pasta térmica; D) Filamentos para confecção dos termo-sensores; E) Termo-sensor; F) Termo-sensores inseridos nos orifícios na dentina; G) Irradiação do corpo de prova; I) Dispositivo para padronizar a distância do laser Er:YAG.

RESULTADOS

Para análise da variação da temperatura foram utilizados em cada espécime, dois filamentos termo-sensores conectados à mesma placa de aquisição. Os dados obtidos de cada sensor foram submetidos à análise para verificação de semelhança estatística entre si (teste t) no qual foi verificada semelhança estatística entre eles. Sendo assim, por haver em todos os grupos semelhança estatística entre os sensores, utilizou-se os valores médios de cada um para análise estatística comparativa entre os grupos. A evolução da variação de temperatura obtida pelos termo-sensores ligados ao espécime, em ambiente com temperatura controlada, pode ser verificada pela Figura 3. Em todos os espécimes a temperatura variou assim que a irradiação foi iniciada, aumentando gradativamente até sua estabilização, e com a tendência de retorno à temperatura inicial após o término da irradiação.

Figura 3 – Evolução dos valores médios da temperatura durante a irradiação dos espécimes com laser Er:YAG

Comparação entre os grupos:

Após teste de homogeneidade e análise da distribuição amostral, constatou-se que os dados apresentavam distribuição normal e homogênea. Desta forma, os dados foram submetidos à Análise de Variância (Tabela 1).

Tabela 1 - Análise de variância: médias dos valores originais

	Soma dos quadrados	Grau de liberdade	Médias	F	<i>p</i>
Entre os grupos	1629,886	7	232,841	47,523	,000
Dentro dos grupos	744,726	152	4,900		
Total	2374,612	159			

Para identificação das diferenças entre os grupos, utilizou-se o teste complementar de Tukey como demonstrado na Tabela 2.

Tabela 2 – Valores médios de temperatura (°C) de acordo com a energia e frequência

Energia \ Frequência	3Hz	4 Hz	6 Hz	10 Hz	15 Hz
250 mJ	1,20 a	0,90 a	2,67 ab	8,97 c	8,94 c
300 mJ	1,30 a	1,38 a	3,72 b	-	-

Letras iguais significam similaridade estatística

Conforme observado na tabela 2, os grupos G1 (250 mJ/ 3 Hz), G2 (250 mJ/ 4 Hz), G3 (250 mJ/ 6 Hz), G6 (300 mJ/ 3 Hz) e G7 (300 mJ/ 4 Hz) foram semelhantes estatisticamente. Entretanto, pode-se observar que com o aumento da frequência houve diferença estatisticamente significante entre os grupos G4 (250 mJ/ 10 Hz), G5 (250 mJ/ 15 Hz) e G8 (300 mJ/ 6 Hz), sendo

que o grupo G8 (300 mJ/ 6 Hz) foi estatisticamente semelhante ao grupo G3 (250 mJ/ 6 Hz).

Comparação entre os picos de temperatura:

Os valores máximos de temperatura observados em cada sensor foram submetidos à análise para verificação de semelhança estatística. A constatação de distribuição normal entre os valores obtidos dos sensores 1 e 2 de cada grupo, permitiu a realização de um teste paramétrico (teste t). Sendo todos os valores tabulados dos sensores estatisticamente semelhantes entre si, pode-se utilizar os valores dos picos de temperatura como se fossem um único sensor em cada espécime.

Após avaliação do teste de homogeneidade, observou-se que a amostra não apresentava distribuição homogênea, sendo assim, foram utilizados testes não-paramétricos para comparação entre os valores dos picos de temperatura por grupo. O teste de Kruskal-Wallis mostrou que havia diferença estatística entre os grupos, e o teste complementar Mann-Whitney apontou quais grupos eram diferentes entre si.

Conforme observado na Tabela 3, os picos de temperatura nos grupos G1 (250 mJ/ 3 Hz), G2 (250 mJ/ 4 Hz), G6 (300 mJ/ 3 Hz) e G7 (300 mJ/ 4 Hz) foram estatisticamente semelhantes. Os grupos G3 (250 mJ/ 6 Hz) e G8 (300 mJ/ 6 Hz) foram iguais entre si e diferentes dos demais, assim como os grupos G4 (250 mJ/ 10 Hz) e G5 (250 mJ/ 15 Hz), foram também estatisticamente iguais entre si e diferentes dos demais grupos.

Tabela 3 - Valores dos picos de temperatura (°C) de acordo com a energia e frequência

Energia \ Frequência	3Hz	4 Hz	6 Hz	10 Hz	15 Hz
250 mJ	2,44a	2,26 a	4,40 b	18,77 c	16,33 c
300 mJ	2,73 a	2,34 a	6,14 b	-	-

Letras iguais significam similaridade estatística

DISCUSSÃO

A importância do laser Er:YAG para o preparo cavitário em dentes decíduos vem sendo cada vez mais discutida e aceita em função das vantagens que esta tecnologia apresenta sobre os métodos convencionais.

Alterações de comportamento na clínica odontopediátrica são rotineiramente observadas e estão relacionadas, principalmente, ao medo e ansiedade demonstrados pelas crianças durante os procedimentos restauradores, associados geralmente ao ruído e vibração produzidos pelas peças de alta e baixa rotação, assim como, pela necessidade de anestesia local (Kato et al., 2003; Monghini et al., 2004; Wanderley et al., 2005). Desta forma, a utilização da tecnologia laser tem sido amplamente estudada por possibilitar a realização de preparos minimamente invasivos proporcionando mínimo desconforto ao paciente (Keller et al., 1998; Pelagalli et al., 1997; Kato et al., 2003)

O tratamento do substrato dentário ou a confecção de preparos cavitários com laser Er:YAG utilizando-se parâmetros corretos permite uma ablação ideal e segura dos tecidos dentários mineralizados (Apel et al., 2002). A ablação clinicamente adequada deste substrato depende da interação entre o feixe de laser e a superfície a ser preparada, da energia empregada e do número de pulsos (Mehl et al., 1997; Borsatto et al., 2001; Borsatto et al., 2004, Corona et al., 2007, Parker, 2007), sendo a frequência utilizada o parâmetro mais importante a ser considerado durante a realização de preparos cavitários (Corona et al., 2008).

Diante do exposto, pesquisadores realizaram trabalhos com a proposta de padronizar os parâmetros ideais em diferentes substratos objetivando

futuras aplicações clínicas (Armengol et al., 2000; Palma-Dibb et al., 2002; Monghini et al., 2004; Attrill et al., 2004; Corona et al., 2007; Raucci-Neto et al., 2007).

No entanto, são escassos na literatura, trabalhos sobre a interação do laser Er:YAG com o esmalte de dentes decíduos, assim como, pesquisas que avaliam o aumento de temperatura durante o preparo cavitário neste substrato, o que dificulta a comparação dos resultados obtidos neste estudo. Associado a este fato, as diferenças morfológicas e estruturais particulares dos dentes decíduos podem interferir no mecanismo de ablação e, conseqüentemente, na variação da temperatura durante a irradiação com laser Er:YAG.

O esmalte de dentes permanentes e de dentes decíduos possui analogias em sua forma, estrutura e função, porém existem particularidades embriológicas, anatômicas e fisiológicas. O esmalte do dente decíduo, ao ser examinado em microscopia eletrônica de varredura, apresenta prismas que se direcionam paralelamente entre si, em uma zona de aproximadamente 30 micrometros, denominada camada aprismática, que é uma continuação da zona subjacente, de onde se pode individualizar as formações prismáticas, e na qual os cristais adotam diferentes orientações. A mineralização dos dentes decíduos é menor em relação aos dentes permanentes, além de apresentarem diferente translucidez, o que pode estar associada à maior porosidade. No entanto, como nos dentes permanentes, apresentam gradiente de mineralização com valor mínimo situado no limite amelodentinário, sendo mais denso na superfície externa do dente (Abramovich, 1999).

Uma das maiores preocupações em relação à tecnologia laser é a elevação da temperatura das estruturas dentárias durante o processo de ablação podendo causar alterações morfológicas acentuadas e danos térmicos pulpare irreversíveis como relatado nos estudos de Keller e Hibst (1989). As diferenças na composição dos dentes permanentes e decíduos indicam que além dos parâmetros a serem utilizados para irradiação dos dentes decíduos serem diferentes dos dentes permanentes (Monghini et al., 2004; Borsatto et al., 2009), a temperatura durante a irradiação deste substrato pode apresentar diferença quando comparada aos dentes permanentes.

Neste estudo, os maiores valores médios de aumento de temperatura foram obtidos nos Grupos G4 e G5 (8,97 e 8,95 °C), que pode estar relacionado não apenas ao aumento da frequência utilizada, uma vez que a maior ablação do tecido promove a redução da espessura do fragmento aproximando o foco do feixe laser ao termo-sensor (Glockner et al., 1998; Geraldo-Martins et al., 2005), mas também ao aumento da energia depositada que, provavelmente, promove maior geração de calor residual. Estes resultados estão de acordo com a maioria dos trabalhos da literatura, que relatam que com o aumento da frequência há uma elevação gradativa 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; Geraldo-Martins et al., 2005; Brandão, 2009).

No entanto, é importante ressaltar que não é possível comparar os resultados destes estudos com o do presente trabalho, uma vez que, existem diferenças tanto em relação aos substratos quanto às etapas metodológicas.

Na análise dos resultados, pudemos constatar que utilizando as energias de 250 e 300 mJ nas frequências de 3 e 4 Hz, as médias de temperatura não alcançaram 1,5 °C. Com as mesmas energias e 6 Hz de frequência, houve um aumento na temperatura média de até 3,72°C. Estes valores estão muito aquém do nível considerado crítico por Zach e Cohen (1965) que afirmaram que a elevação da temperatura acima de 5,5 °C durante 1 minuto poderia levar a alterações pulpares irreversíveis. No entanto, com a energia de 250 mJ e as frequências de 10 e 15Hz, os valores médios de temperatura aumentaram drasticamente alcançando valores de aproximadamente 9,0 °C. Esta temperatura supera os valores críticos, no entanto Mehl et al. (1997) e Takamori (2000) afirmaram que na polpa de dentes saudáveis, a circulação sanguínea e as estruturas periodontais proporcionam um certo grau de dispersão de calor e por esta razão, os modelos de estudo *in vitro* constituem apenas uma aproximação das condições reais da cavidade bucal.

Não foi possível a avaliação da temperatura durante a realização dos preparos cavitários com energia 300mJ e frequências de 10 e 15 Hz uma vez que os espécimes eram perfurados logo no início da irradiação.

Em relação aos picos de temperatura, pudemos observar que nas frequências mais baixas (3, 4 e 6 Hz) estes não atingiram o valor crítico, com exceção do grupo G8 (300mJ/6Hz), cujo pico foi de 6,14 °C. Os picos de temperatura nos grupos G 4 e G5 foram muito elevados, o que a princípio contraindica a utilização destes parâmetros nos preparos cavitários *in vivo*.

Uma das desvantagens da utilização do laser no preparo cavitário em relação a alta rotação é o tempo gasto durante este preparo. Portanto, ao

iniciar uma cavidade em esmalte de dentes decíduos pode-se indicar, baseado neste estudo, parâmetros de 250 mJ/ 6 Hz e 300mJ/ 6Hz, com os quais o tempo dispensado será de 20 segundos para a realização de um preparo com 1mm de profundidade. De acordo com alguns estudos, o aumento da frequência levaria a uma diminuição do tempo operatório (Li et al., 1992; Keller e Hibst, 1995). Isto seria uma vantagem principalmente em Odontopediatria, porém com o aumento da frequência maiores serão os efeitos térmicos.

Um fator importante para reduzir a elevação da temperatura intrapulpar e a ocorrência de possíveis danos térmicos durante o procedimento de irradiação dos tecidos dentários mineralizados é a refrigeração (Visuri et al., 1996; Raucci-Neto et al., 2007). Neste sentido, Hoke et al. (1990) mostraram que a refrigeração com um filete de água melhorou não apenas o processo de ablação, mas também o controle do aumento da temperatura que apresentou pequena variação (2,2 °C). Por outro lado, valores médios de variação da temperatura intrapulpar superiores a 27 °C durante a irradiação do substrato dentário, sem refrigeração, foram obtidos por Burkes et al. (1992). Em estudo desenvolvido por Geraldo-Martins et al. (2005) foram observadas, macroscopicamente, a presença de lesões escurecidas sugestivas de carbonização dentinária nos espécimes irradiados sem refrigeração.

A fim de evitar a ocorrência de danos térmicos às estruturas dentárias, o fluxo de água do spray deve ser ajustado aos demais parâmetros utilizados durante a irradiação com laser Er:YAG (Kim et al., 2003). No presente estudo, a irradiação com laser Er:YAG foi realizada sob refrigeração e o fluxo de água mantido em 1,5 mL/min. Neste sentido, Hibst e Keller (1989) recomendaram

que o fluxo de água seja ajustado entre 1 a 2 mL/min para baixas frequências e energias de 150 a 250 mJ. De acordo com o trabalho de Armengol et al. (2000), o fluxo de água mantido em 1,4 mL/min para energia 140 mJ e frequência 4 Hz seria ideal, uma vez que a utilização destes parâmetros não promoveu injúrias térmicas significantes nas estruturas dentárias irradiadas. No entanto, Colucci et al. (2008) relataram que quando o volume de água é excessivo, há um maior consumo da energia de irradiação e a eficiência do processo de ablação é reduzida.

Com os mesmos parâmetros de energia, frequência e fluxo de água ocorre maior ablação na dentina do que no esmalte devido às diferenças na composição destes tecidos. Um baixo fluxo de água além de proporcionar um aquecimento do elemento dental produz pouca ablação do esmalte (Hibst e Keller, 1992). Por outro lado, um alto índice de água formará um “filme de água” promovendo pouca ou nenhuma ablação do tecido. Por esta razão, o aumento da temperatura superior a 5,5 °C nos grupos G4 e G5 poderia ser minimizado com o aumento do fluxo de água.

Os efeitos da elevação da temperatura são modulados também pela condutividade térmica dos tecidos atingidos. O calor flui do tecido aquecido para os tecidos adjacentes à região de incidência do feixe laser. A densidade e o calor específico dos tecidos dentários, bem como os valores de difusão térmica baseados na condutividade térmica foram reportados por Brown et al. (1970). De acordo com Ciaramicoli (2004) a condução de calor ocorre mais rapidamente no esmalte do que na dentina, sendo assim, é possível que o

esmalte submetido a mudanças de temperatura, tende a alcançar uma nova temperatura mais rapidamente que a dentina.

Os dados encontrados na literatura são conflitantes em vários aspectos, principalmente no que se refere aos parâmetros de irradiação dos diferentes tipos de laser. Este fato, associado à escassez de pesquisas envolvendo dentes decíduos, dificultaram a análise e comparação dos resultados obtidos neste estudo. 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.

Desta forma, novos estudos devem ser realizados para se estabelecer os parâmetros ideais nos diferentes substratos para que não sejam extrapolados resultados de dentes permanentes para dentes decíduos, assim como em tecido cariado fazendo com que a utilização desta tecnologia se torne futuramente rotina na prática clínica.

CONCLUSÃO

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

- A temperatura, independente da energia utilizada, 250 e 300 mJ, aumentou gradativamente, com o aumento da frequência;
- Os maiores valores médios de temperatura foram encontrados utilizando-se os parâmetros de 250 mJ/ 10 Hz e 250 mJ/ 15 Hz;
- Os parâmetros de 250 mJ/ 6 Hz e 300 mJ/ 6 Hz podem ser indicados para o preparo cavitário em esmalte de dentes decíduos.

REFERÊNCIAS

Abramovich A. Dentición temporária. In: Histologia y embriologia dentária. 2a ed. Buenos Aires: Panamericana; 1999.

Aoki A, Ishikawa I, Yamada T, Otsuki M, 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.

Apel C, Meister J, Schmitt N, Graber HG, Gutknecht N. Calcium solubility of dental enamel following sub-ablative Er:YAG and Er:YSGG laser irradiation in vitro. Lasers Surg Med. 2002;30:337-341.

Armengol V, Jean A, Marion D. Temperature rise during Er:YAG and Nd:YAP laser ablation of dentin. J Endod 2000;26:138-141.

Attrill DC, Davies RM, King TA, Dickinson 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.

Bachmann L, Zezell DM. Estrutura e composição do esmalte e da dentina: tratamento térmico e irradiação laser. 1a ed. São Paulo: Livraria da Física Editora; 2005.

Borsatto MC, Corona SA, Dibb RG, Ramos RP, Pécora JD. Microleakage of a resin sealant after acid-etching, Er:YAG laser irradiation and air-abrasion of pits and fissures. J Clin Laser Med Surg 2001;19:83-87.

Borsatto MC, Corona SA, Ramos RP, Liporaci JL, Pécora JD, Palma-Dibb RG. Microleakage at sealant/enamel interface of primary teeth: effect of Er:YAG laser ablation of pits and fissures. J Dent Child 2004;71:143-147.

Borsatto MC, Torres CP, Chinelatti MA, Pécora JD, Corona SA, Palma-Dibb RG. Effect of Er:YAG laser parameters on ablation capacity and morphology of primary enamel. Photomed Laser Surg. 2009;27:253-260.

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.

Brown WS, Dewey WA, Jacobs HR. Thermal properties of teeth. *J Dent Res* 1970;49:752-755.

Burkes EJ Jr, Hoke J, Gomes E, Wolbarsht M. Wet versus dry enamel ablation by Er:YAG laser. *J Prosthet Dent* 1992;67:847-851.

Castilho MS, de Souza-Gabriel AE, Marchesan MA, Floriani LJ, Sousa-Neto MD, Correa Silva-Sousa YT. Temperature changes in the deciduous pulp chamber during cavity preparation with the Er:YAG laser. *J Dent Child* 2007;74:21-25.

Ciaramicoli MT. Avaliação da variação da temperatura em amostras de esmalte/dentina e dentina, após irradiação com os lasers de Nd:YAG, Er:YAG (Kavo Key laser® e Er:YAG (Kavo Key laser®3) – análise com termômetro de radiação infravermelha [tese]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo; 2004.

Corona SAM, Atoui JA, Chimello DT, Borsatto MC, Pecora JD, Dibb RG. Composite resin's adhesive resistance to dentin: influence of Er:YAG laser focal distance variation. *Photomed Laser Surg* 2005;23:229-232.

Corona SA, de Souza AE, Chinelatti MA, Borsatto MC, Pécora JD, Palma-Dibb RG. Effect of energy and pulse repetition rate of Er: YAG laser on dentin ablation ability and morphological analysis of the laser-irradiated substrate. *Photomed Laser Surg* 2007;25:26-33.

Corona SA, Souza-Gabriel AE, Chinelatti MA, Pécora JD, Borsatto MC, Palma-Dibb RG. Influence of energy and pulse repetition rate of Er:YAG laser on enamel ablation ability and morphological analysis of the laser-irradiated surface. *J Biomed Mater Res A* 2008;84:569-575.

Colucci V, Lucisano MP, do Amaral FL, Pécora JD, Palma-Dibb RG, Corona SA. Influence of water flow rate on shear bond strength of resin composite to Er:YAG cavity preparation. *Am J Dent*. 2008;21:124-128.

Coluzzi DJ. An overview of laser wavelengths used in dentistry. *Dent Clin North Am* 2000;44:753-765.

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.

Dostálová T, Jelínková H, Krejsa O, Hamal K, Kubelka J, Procházka S, Himmlová L.

Dentin and pulp response to Erbium:YAG laser ablation: a preliminary evaluation of human teeth. *J Clin Laser Med Surg* 1997;15:117-121.

Dostálová T, Jelínková H, Krejsa O, Hamal K, Kubelka J, Kugerova H, Procházka S. Non-contact Er:YAG laser ablation: clinical avaluation. *J Clin Laser Med Surg* 1998;16:273-282.

Einstein A. Zur quantum theorie der strhkung (On the quantum theory of radiation). *Phisics Zeitung* 1917;18:121.

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 microm. *Lasers Surg Med* 2001;29:221-229.

Frentzen M, Koort HJ, Thiensiri I. Excimer lasers in dentistry: future possibilities with advanced technology. *Quintessence Int* 1992;23:117-133.

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.

Geraldo-Martins VR, Tanji EY, Wetter NU, Nogueira RD, Eduardo CP. Intrapulpal temperature during preparation with the Er:YAG laser: an in vitro study. *Photomed Laser Surg* 2005;23:182-186.

Gimbel CB. Hard tissue laser procedures. *Dent Clin North Am* 2000;44:931-953.

Glockner K, Rumpler J, Ebeleseder K, Städtler P. Intrapulpal temperature during preparation with the Er:YAG laser compared to the conventional burr: an in vitro study. *J Clin Laser Med Surg* 1998;16:153-157.

Gonçalves M, Corona SA, Borsatto MC, Pecora JD, Dibb RG. Influence of pulse frequency Er:YAG laser on the tensile bond strength of a composite to dentin. *Am J Dent* 2005;18:165-167.

Gordon JP, Zeiger HJ, Townes CH. Maser – new type of microwave amplifier, frequency standard, and spectrometer. *Phys Rev* 1955;99:1264-1274.

Hibst R, Wieshammer S, Steiner R. Er:YAG and excimer laser induced ablation of biologic tissue. A quantitative estudy [abstract]. *Lasers Surg Med* 1988;8:144.

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.

Hibst R, Keller U. Dental Er:YAG laser application: effect of water spray on ablation. In: *Proceedings of the international congress on laser in Dentistry: 1992; Salt Lake City. Salt Lake City: international Society of Laser in Dentistry 1992:229-230.*

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.

Hossain M, Nakamura Y, Kimura Y, Yamada Y, Ito Y, Matsumoto K. Caries-preventive effect of Er:YAG laser irradiation with ou without water mist. *J Clin Laser Med Surg* 2000;18:61-65.

Hossain M, Kimura Y, Nakamura Y, Yamada Y, Kinoshita JI, Matsumoto K. A study on acquired acid resistance of enamel and dentin irradiated by Er,Cr:YSGG laser. *J Clin Laser Med Surg.* 2001;19:159-163.

Jelinková H, Dostalová 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...1996:123-127.*

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;21:151-155.

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.

Keller U, Hibst R. Er:YAG laser effects on soft and hard dental tissues. In: MISERANDINO LJ; PICK RM. Laser in dentistry. Chicago: Quintessence; 1995; 161-172.

Keller U, Hibst R, Geurtsen W, Schilke R, Heidemann D, Klaiber B, Raab WH. Erbium:YAG laser application in caries therapy. Evaluation of patient perception and acceptance. J Dent 1998;26:649-656.

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.

Lessa FC, Mantovani CP, Barroso JM, Chinelatti MA, Palma-Dibb RG, Pécora JD, Borsatto MC. Shear bond strength to primary enamel: influence of Er:YAG laser irradiation distance. J Dent Child 2007;74:26-29.

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 pulse repetition rates. Lasers Surg Med 1992;12:625-630.

Maiman TH. Stimulated optical radiation in ruby. Nature 1960;187:493-494.

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.

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.

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.

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.

Myaki SI, Tanji EY. Métodos de preparos cavitários atraumáticos no tratamento da doença cárie: o uso do laser. In: Cardoso RJA, Gonçalves EAN. Odontologia: conhecimento, arte e técnica. Dentística e Laser. São Paulo: Artes Médicas, 2002. p. 463-475.

Ortolan ASO, Torres CP, Gomes-Silva JM, Menezes-Oliveira MAH, Pécora JD, Palma-Dibb RG, Borsatto MC. Effect of Er:YAG laser parameters on ablation capacity and morphology of primary dentin. Photomed Laser Surg 2009 (*in press*).

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.

Palma-Dibb RG, Milori Corona SA, Borsatto MC, Ferreira KC, Pereira Ramos R, Djalma Pécora J. 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.

Parker S. Surgical lasers and hard dental tissue. Br Dent J 2007;202:445-454.

Pelagalli J, Gimbel CB, Hansen RT, Swett A, Winn DW. Investigational study of the use of the Er:YAG laser versus dental drill for caries removal and cavity preparation – phase I. J Clin Laser Med Surg 1997;15:109-115.

Raucci-Neto W, De Castro LM, Corrêa-Afonso AM, Da Silva RS, Pécora JD, Palma-Dibb RG. Assessment of thermal alteration during class V cavity preparation using the Er:YAG laser. Photomed Laser Surg 2007;25:281-286.

Souza-Gabriel AE, Chinelatti MA, Borsatto MC, Pecora JD, Palma-Dibb RG, Corona SAM. Effect of Er:YAG laser irradiation distance on superficial dentin morphology. Am J Dent 2006;19:217-221.

Schawlow AL, Townes CH. Infrared and optical lasers. Phys Rev 1958;112:1940.

Sulewski JG. Historical survey of laser dentistry. Dent Clin North Am 2000;44:717-752.

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.

Visuri SR, Walsh JT Jr, Wigdor HA. Erbium laser ablation of dental hard tissue: effect of water cooling. *Lasers Surg Med* 1996;18:294-300.

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 in vitro study. *Photomed Laser Surg* 2005;23:260-7.

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.

Zach L, Cohen DH. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1965;19:515-530.

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA
Avenida do Café, s/nº - Telefone: (016) 3602-3963
14040-904 - Ribeirão Preto - SP - Brasil
Fax: (016) 3633-0999

OF.CEP/215/FORP

Ribeirão Preto, 25 de maio de 2009.

Senhora Professora,

Ref.: Processo nº 2009.1.501.58.1
CAAE nº 0038.0.138.000-09

A pedido da Profa. Dra. Cláudia Helena Lovato da Silva, Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa, desta Faculdade, informamos que o referido Comitê em sua 98ª Sessão, realizada em 21 de maio de 2009, **aprovou o Projeto de Pesquisa:** "Avaliação da alteração da temperatura durante preparo cavitário com laser Er:YAG em esmalte de dentes decíduos".

Na oportunidade, lembramos da necessidade de entregar na Secretaria do Comitê, com o formulário preenchido pelo pesquisador responsável, o **Relatório Final** no dia **21 de maio de 2010**.

Atenciosamente,

Glaucia Della Rosa
Secretária do Comitê de Ética em Pesquisa

Ilma. Sra.

Profa. Dra. MARIA CRISTINA BORSATTO

Professora Associada 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 citada a fonte.

Marta Maria Martins Giamatei Contente

Universidade de São Paulo
Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto
Departamento de Clínica Infantil, Odontologia Preventiva e Social