

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

**ANÁLISE DA ALTERAÇÃO DE TEMPERATURA NO PREPARO CAVITÁRIO E
EFICIÊNCIA NA REMOÇÃO DE TECIDO CARIADO COM LASER ER:YAG**

Walter Raucci Neto

- RIBEIRÃO PRETO -

- 2009 -

WALTER RAUCCI NETO

**ANÁLISE DA ALTERAÇÃO DE TEMPERATURA NO PREPARO CAVITÁRIO E
EFICIÊNCIA NA REMOÇÃO DE TECIDO CARIADO COM LASER ER:YAG**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Mestre em Odontologia. Área de Concentração: Odontologia Restauradora – Opção: Dentística

Orientadora: Profa. Dra. Regina Guenka Palma Dibb

- RIBEIRÃO PRETO -

- 2009 -

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

Catálogo na Publicação

Serviço de Documentação Odontológica

Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo

Raucci-Neto, Walter

Análise da alteração de temperatura no preparo cavitário e eficiência na remoção de tecido cariado com laser ER:YAG. Ribeirão Preto, 2009.

82 p. : il. ; 30 cm

Dissertação de Mestrado, apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP. Área de concentração: Odontologia Restauradora – Opção: Dentística.

Orientadora: Palma-Dibb, Regina Guenka.

1. Dentina. 2. Temperatura. 3. Laser Er:YAG.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Walter Raucci Neto

Análise da alteração de temperatura no preparo cavitário e eficiência na remoção de tecido cariado com Er:YAG. 2009. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

Aprovado em: ____/____/____

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a) _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a) _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a) _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

A Deus e aos espíritos amigos, que me guiam e protegem, sustentando-me nas provas desta vida para que eu consiga seguir no caminho da luz.

Aos meus pais, Walter Raucci Júnior e Maria Lúcia Zani Raucci, fonte inesgotável de amor, carinho e compreensão, sempre incentivando e iluminando meu caminho.

Às minhas irmãs, Andressa Raucci e Luciana Raucci, por sempre estarem presentes na minha vida, agradeço pela amizade, carinho e por todo o amor.

Aos meus avós maternos, Waldomiro Zani e Yvone Francischini, meus grandes mestres na vida, pelo amor, apoio e incentivo que sempre me deram ao longo da minha caminhada. Reconheço todo o esforço e sacrifício de vocês para que eu chegasse até aqui.

Aos meus avós paternos, Walter Raucci e Dirce Raucci, que mesmo com a distância sempre demonstraram o carinho e apoio que só uma família poder oferecer.

Aos meus tios, José Roberto Zani e Marta Franco da Rocha Zani, exemplos de honestidade, trabalho, respeito e caráter, minha sincera admiração.

À minha noiva, Larissa Moreira Spinola de Castro, por ser minha amiga, conselheira e companheira de todas as horas. Todos os sacrifícios e sofrimentos passados, no futuro, só terão tornado nossa história de amor ainda mais bonita.

AGRADECIMIENTO ESPECIAL

À minha orientadora, Profa. Dra. Regina Guenka Palma Dibb, agradeço pela confiança depositada e por me dar a oportunidade de trabalhar ao seu lado, me mantendo constantemente envolvido com a pesquisa. Agradeço também pelas contribuições com meu crescimento pessoal e profissional, sendo para mim, um exemplo de honestidade, competência, dedicação e moral.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, representada pelo Digníssimo Diretor Prof. Dr. Osvaldo Luiz Bezzon e pelo Vice-Diretor Prof. Dr. Valdemar Mallet da Rocha Barros.

À Coordenação Geral da Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, na pessoa da Profa. Dra. Léa Assed Bezerra da Silva.

À Coordenação do Curso de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, na pessoa do Prof. Dr. Manoel Damiano de Sousa Neto.

Ao Chefe do Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, na pessoa do Prof. Dr. Jesus Djalma Pécora.

À Comissão de Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, na pessoa da Profa. Dra. Rossana Pereira de Almeida Antunes.

Às Profas. Dras. Izabel Cristina Fröner e Alma Blásida Concepción Elizaur Benitez Catirse, membros da banca do meu exame de qualificação.

Às Profas. Dras. Silmara Aparecida Milori Corona, Mônica Campos Serra, Telma Nunes do Nascimento e Cecília Pedroso Turssi, docentes do Programa de

Pós-Graduação em Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto.

Aos Professores envolvidos no desenvolvimento das disciplinas do Programa de Pós-Graduação, pelo empenho e dedicação em transmitir os conhecimentos para o amadurecimento dos alunos.

A Todos os Docentes do Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto.

A CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior), pela concessão do auxílio financeiro sob a forma de bolsa de estudo.

A Profa. Dra. Izabel Yoko Ito, que disponibilizou seu Laboratório de Microbiologia e orientou o desenvolvimento das lesões artificiais em dentina.

Ao Prof. Dr. Jesus Djalma Pécora, que disponibilizou a utilização do equipamento de laser Er:YAG.

Ao técnico Reginaldo Santana da Silva, do Laboratório de Pesquisa em Endodontia da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto.

Aos funcionários do Departamento de Engenharia de Materiais da Universidade Federal de São Carlos, onde foi realizada a Microscopia Eletrônica de Varredura.

À Michelli Alexandra Chinelatti, pela ajuda durante a realização dos experimentos e auxílio no desenvolvimento dos resumos para divulgação do trabalho.

Aos amigos e colegas da turma de Mestrado em Dentística: César, Fernando, Cristiane, Francisco e Daniel, por compartilharmos as alegrias e dificuldades durante o curso de Pós-Graduação.

Às colegas da turma de Doutorado em Dentística: Alessandra, Aline, Danielle, Juliane e Vivian.

Aos colegas da turma de Mestrado em Oclusão: André, Daniel e Giovana.

Aos colegas da turma de Mestrado em Endodontia: Danielle, Douglas e Maurício.

Ao colega de profissão, Renato Jonas dos Santos Schiavoni.

Aos amigos, Pedro e Melissa.

Aos colegas de Pós-Graduação Rodrigo, Diogo e Luciana.

Ao Carlos Feitosa dos Santos, secretário do Curso de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto.

À Isabel e Regiane, secretárias da Seção de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto.

À Amália e Maria Isabel, secretárias do Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto.

À Luiza e Rosângela, funcionárias do Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto.

À técnica Patrícia Marchi, do Laboratório de Pesquisa em Dentística da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto.

Ao grande amigo Lucas, que apesar de seus compromissos com a pós-graduação, sempre esteve disposto a ajudar seus amigos, agradeço pela contribuição para o desenvolvimento desta dissertação.

A todos que contribuíram direta ou indiretamente para o desenvolvimento deste trabalho.

ΕΠΙΓΡΑΦΕ

"Para conquistarmos algo na vida não basta ter talento, não basta ter força, é preciso também viver um grande amor."

(Mozart)

RESUMO

RESUMO

RAUCCI-NETO W. **Análise da alteração de temperatura no preparo cavitário e eficiência na remoção de tecido cariado com Er:YAG.** 2009. 82 p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

O objetivo deste estudo foi avaliar a alteração de temperatura durante preparo cavitário em dentina cariada e hígida e a eficiência na remoção de tecido cariado com Er:YAG. Foram utilizados 30 terceiros molares humanos hígidos, doados pelo Banco de Dentes da FORP-USP, os quais tiveram suas raízes removidas e as coroas seccionadas, obtendo-se 60 fragmentos de 2,5mm de espessura. Os espécimes foram divididos em 2 grupos (n=30): dentina cariada e dentina hígida (controle) e em 3 subgrupos (n=10), de acordo com as frequências de laser aplicadas (4, 6 e 10Hz). Foi empregada energia constante de 200mJ no modo não-contato, focado e sob refrigeração. A indução das lesões artificiais de cárie foi realizada pelo modelo bacteriano, no qual foram utilizadas cepas de *Streptococcus mutans*. O registro da temperatura foi realizado antes do início da irradiação, após 10 segundos e ao final do preparo. Após este procedimento, os fragmentos foram analisados por DIAGNOdent[®] e microscopia óptica de luz, utilizando-se o software Axio Vision 4.3 LE, para quantificar a remoção de dentina cariada. Para a análise morfológica, 5 espécimes de cada grupo foram aleatoriamente selecionados e preparados para microscopia eletrônica de varredura. Os dados foram submetidos à Análise de Variância $\alpha=5\%$ e, quando apropriado, ao teste de Fisher. Os resultados mostraram que todas as frequências do laser Er:YAG promoveram aumento gradual

e significativa da temperatura durante o preparo cavitário, independente do substrato. Com relação às frequências de laser empregadas, observou-se que apenas a de 10Hz promoveu aumento diferencial de temperatura, sendo observado neste subgrupo o maior acúmulo de calor, em ambos os substratos. A análise por Diagnodent[®] revelou que a remoção de tecido cariado foi semelhante entre os subgrupos de 4 e 6Hz, e maior no de 10Hz. Contudo, por microscopia óptica de luz, os subgrupos de 6 e 10Hz foram estatisticamente iguais e o de 4Hz apresentou os menores valores de remoção de tecido cariado. A avaliação morfológica da superfície e subsuperfície dos espécimes revelou a presença de tecido dentinário desmineralizado em todos os subgrupos estudados. Contudo, em preparos realizados com 4Hz, foi observado que a dentina cariada remanescente apresentava sua estrutura colágena desnaturada. Assim, conclui-se que o aumento da frequência do laser Er:YAG promove aumento gradativo e significativo da temperatura em função do tempo, independentemente do substrato, não atingindo níveis nocivos ao tecido pulpar e uma ablação mais eficiente do tecido dentinário cariado e que a irradiação do tecido dentinário cariado resulta em uma superfície mais uniforme em relação ao tecido dentinário hígido.

Palavras-Chave: Remoção de cárie, Laser Er:YAG, Alteração térmica.

ABSTRACT

ABSTRACT

RAUCCI-NETO W. **Assessment of thermal alteration during cavity preparation and caries removal efficiency using Er:YAG laser.** 2009. 82 p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

The aim of this study was to evaluate the thermal alterations during cavity preparation with sound and caries dentin and dentin caries removal efficiency using Er:YAG laser. Thirty humans molars, donated by FORP-USP Teeth Bank, had the root removed and the crown sectioned getting sixty fragments with 2.5-mm thick. The fragments were assigned into two groups (n=30): artificial dentin caries and sound dentin (control group) and 3 subgroups (n=10), according to the irradiation frequency used (4, 6, or 10Hz) at a constant energy level of 200mJ, focused-mode and under refrigeration. The artificial caries lesion was obtained by the bacterial model with was used *Streptococcus mutans*. Before irradiation, a thermocouple, adapted to the tooth fragment, recorded the initial temperature value (°C); then, the temperature was measured at every 10s during irradiation and after finishing irradiation. A caries detection system (DIAGNOdent™) and a light microscopy software (Axion Vision™) was employed to evaluate the demineralized dentin removal. The morphologic analyses used 5 fragments randomly selected from each group and processed for the accomplishment scanning electron microscope. Data were analyzed by ANOVA and Fisher's tests ($\alpha=5\%$). The results revealed that the temperature increased gradually over time for all groups, independent the type of substrate. Concerning the frequencies it was observed that irradiation with 10Hz promoted the highest

temperature values for both substrates and it was statistically different of remaining frequencies. The caries detection system revealed that the caries removal was similar with 4 and 6Hz, and was superior with 10Hz. However with the light microscopy software the frequency the caries removal was similar with 6 and 10Hz and the frequency of 4Hz presented the lowest caries removal values. The surface and subsurface morphologic analyses revealed the presence of demineralized dentin in all frequencies studied. However in the preparation carried through with 4Hz, the remaining dentine beyond demineralized, presented its collagen structure disorganized. It can be concluded by the present study that the Er:YAG laser frequency increase provides a higher temperature increase for sound and caries dentin, however without reaching harmful levels to the dental pulp, as well a greater caries dentin removal and the caries dentin irradiation provides a regular surface compared with sound dentin.

Key-words: Thermal alteration, Caries removal, Er:YAG laser.

SUMÁRIO

1-INTRODUÇÃO	22
2-PROPOSIÇÃO	30
3-MATERIAL E MÉTODO	32
Aspectos éticos.....	33
Delineamento experimental	33
Seleção dos dentes	34
Preparo dos corpos-de-prova	34
Realização dos preparos cavitários	41
Medida da alteração de temperatura	42
Quantificação da fluorescência tecidual	42
Microscopia Óptica de Luz.....	43
Microscopia Eletrônica de Varredura.....	44
Análise dos dados	45
4-RESULTADOS	47
Alteração de temperatura	48
Remoção de tecido cariado	49
Análise morfológica	51
5-DISCUSSÃO	55
6-CONCLUSÕES	64
7-REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	66
ANEXOS	79

1-INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

Nos últimos anos, tem sido crescente a preocupação dos profissionais da saúde em preservar as estruturas biológicas, assim como suas funções (MURDOCH-KINCH; MCLEAN, 2003). Na odontologia, esse princípio deu origem à *Odontologia Minimamente Invasiva*, que consiste em uma filosofia de tratamento cujo objetivo é preservar a estrutura dental, mantendo sua saúde, integridade e função (CHALMERS, 2006; MURDOCH-KINCH; MCLEAN, 2003).

Para atingir esse conceito, a Odontologia passou por uma mudança de filosofias de tratamento ao longo do tempo, evoluindo de um pensamento experimental, ou empírico, para conceitos baseados em evidências clínicas e científicas (CHALMERS, 2006). A partir dos estudos de Black, no início do século XX, o empirismo começou a ser substituído por princípios baseados no cientificismo (TYAS et al., 2000, CHALMERS, 2006). A filosofia de tratamento proposta por Black envolvia a confecção de preparos cavitários de acordo com a necessidade de retenção dos materiais disponíveis na época, como o amálgama e o cimento de silicato, sem considerar o desenvolvimento da doença cárie e sua interação com os tecidos (MOUNT, 2007).

Somente a partir da década de 70, passou-se a praticar uma filosofia de tratamento baseada na preservação da estrutura dental, em função do desenvolvimento de novos materiais restauradores e da compreensão da doença cárie (TANNER, 1970; MONDELLI et al., 1972; JACOBSEN; ROBINSON, 1980; PICKARD, 1980). Através destes estudos, foi constatado que a remoção de tecido

dental leva ao enfraquecimento desta estrutura e, associado à falta de materiais restauradores adesivos, culminava em uma alta incidência de fraturas dentais e das restaurações (CHALMERS, 2006). Estes fatores promoviam o aumento da substituição de restaurações, que por sua vez acabavam exigindo novo desgaste de estrutura dental, formando assim o ciclo restaurador repetitivo (CHALMERS, 2006).

A lesão de cárie se forma por um processo dinâmico, que ocorre através do biofilme formado na superfície dental (PITTS, 2004). A metabolização de açúcares por microrganismos do biofilme leva à produção de ácidos, que promovem uma flutuação do pH. Esta flutuação pode acontecer a qualquer hora do dia ou da noite, e suas conseqüências podem ser observadas em níveis químicos e/ou ultraestruturais (subclínicos), até que a perda constante de mineral com a dissolução dos tecidos dentais resulte em uma lesão clinicamente visível (KIDD; FEJERSKOV, 2004; FEJERSKOV, 2004; PITTS, 2004).

A alta cariogenicidade da espécie *Streptococcus mutans* é amplamente conhecida na literatura, e suas características incluem acidogenicidade, potencial acidúrico e uma alta capacidade de adesão e reorganização na superfície dental, através da síntese de polissacarídeos extracelulares provenientes da fermentação da sacarose (WRIGHT et al., 2002; ARANIBAR et al., 2003; BANAS, 2004; LEMOS; BURNE, 2008). Este microrganismo também se utiliza da sacarose para produzir glucanos, principalmente dextrano e mutano, que são responsáveis pela síntese de polissacarídeos intracelulares e pela adesão à superfície dental (WRIGHT et al., 2002).

Lesões iniciais em esmalte visíveis clinicamente (lesões de mancha branca) formam-se após duas semanas de exposição a um biofilme intacto e são facilmente identificadas após a secagem da região afetada (KIDD; FEJERSKOV, 2004). Em

estágios mais avançados, pode ocorrer a formação de uma cavidade, sendo que neste momento o biofilme acumulado não pode ser mais removido pela escovação (PITTS, 2004). Se o processo não for interrompido neste estágio, a lesão entrará em um estágio de franca progressão, atingindo rapidamente o complexo dentino-pulpar (KIDD; FEJERSKOV, 2004).

A dentística operatória tem um papel importante no controle da cárie, pois, ao realizar preparos cavitários e restaurações, restabelece a integridade da estrutura dental, proporcionando ao paciente condições para reduzir ou paralisar a progressão da lesão através de uma higienização eficiente (KIDD; FEJERSKOV, 2004). Entretanto, existem divergências na literatura 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 Kubori, Ohghusi e Fusayama (1977), a dentina cariada apresenta duas camadas. A camada mais externa, ou dentina infectada, é macia, contaminada por bactérias e apresenta matriz colágena necrótica, desorganizada e não passível de remineralização, uma vez que a estrutura de colágeno se encontra desnaturada de modo irreversível. A camada interna, ou dentina afetada, apresenta pouca ou nenhuma contaminação bacteriana e é composta por uma matriz colágena que mantém a sua ultraestrutura original, passível de remineralização, com a presença de processos odontoblásticos como na dentina sadia (TEN CATE, 2001; TACHIBANA et al., 2008).

Com base neste conceito, atualmente se preconiza a remoção seletiva da camada de dentina infectada (KIDD, 2004). Frente a esta opção de tratamento restaurador, têm sido realizados diversos estudos sobre o comportamento de materiais restauradores em dentina desmineralizada, buscando alguma relação

entre a situação morfológica da dentina e a capacidade adesiva e seladora dos materiais (NAKAJIMA et al., 1995; NAKORCHAI et al., 2005; SATTABANASUK et al., 2006; TACHIBANA et al., 2008).

A realização do preparo cavitário para a remoção do tecido cariado é, tradicionalmente, baseada em princípios mecânicos e envolvem o corte ou desgaste da estrutura dental com instrumentos manuais, como curetas ou brocas de aço adaptadas em turbinas de baixa e alta-rotação. Entretanto, estes instrumentos quase sempre causam desconforto e estresse ao paciente, por proporcionarem vibração, pressão e ruído, que freqüentemente são acompanhados de dor (BADER; KREJCI, 2006). É importante considerar também o fato de que este método exige habilidade técnica do profissional para que não ocorra desgaste excessivo da estrutura dental, visto que não se tem o controle sobre o tipo de tecido a ser excisado (BANERJEE; WATSON; KIDD, 2000).

Pesquisas com novas tecnologias para a realização de preparos cavitários vem sendo desenvolvidas com o objetivo de reduzir o desconforto do paciente, minimizar o desgaste de estrutura dental sadia e potenciais efeitos deletérios ao tecido pulpar, e proporcionar uma superfície mais adequada para a adesão dos materiais restauradores (PALMA-DIBB et al., 2002; RAMOS et al., 2002; TAKAMORI et al., 2003; MONGHINI et al., 2004; SOUZA et al., 2006; PARKER et al., 2007).

O laser é uma das tecnologias emergentes para o preparo cavitário (ATTRILL et al., 2004; CHINELATTI et al., 2004; CHINELATTI et al., 2006; BERTRAND et al., 2006; RAUCCI-NETO et al., 2007; TACHIBANA et al., 2008) e, atualmente, um dos equipamentos que apresentam grande aplicabilidade clínica, promovendo uma ablação efetiva dos tecidos dentais sem causar efeitos térmicos ou mecânicos

deletérios. Entre os principais tipos de laser aplicados para este fim, estão os de Érbio (Er:YAG) e Érbio-Cromo (Er,Cr:YSGG) (PARKER, 2007).

O laser Er:YAG possui como meio ativo um cristal de itrio-alumínio-granada (Yttrium-Aluminum-Garnet), dopados com íons de érbio, que quando estimulado por uma lâmpada de flash dentro de um ressonador, emite um comprimento de onda de 2,94 μm . A aplicação deste laser em tecidos biológicos (KUMAZAKI et al., 1998; GIMBEL, 2000; PARKER, 2007) baseia-se no fato de que o comprimento de onda emitido pelo laser coincide com o pico máximo de absorção da água e dos radicais hidroxila presentes nos tecidos dentais. Assim, a exposição ao laser promove vaporização da água e dos componentes hidratados dos tecidos, causando um rápido aquecimento seguido por microexplosões resultantes do aumento da pressão interna das moléculas teciduais, que leva a ejeção do substrato em forma de partículas microscópicas, gerando um efeito fotomecânico (KELLER; HIBST, 1995; MATSUMOTO et al., 1996).

O processo de ablação da estrutura dental consome a maior parte da energia irradiada, sendo liberada uma fração aos tecidos dentais remanescente que resulta em um aquecimento desse tecido (MATSUMOTO et al., 1996; HOSSAIN et al., 1999). Contudo, diversos estudos demonstram que, desde que usado sob refrigeração ideal, o laser Er:YAG não causa danos térmicos à polpa dental (AOKI et al., 1998; HIBST, 2002; KIM et al., 2003; ATTRILL et al., 2004; GERALDO-MARTINS et al., 2005; RAUCCI-NETO et al., 2007).

Devido ao maior conteúdo de água na dentina, sua ablação é mais intensa do que a do esmalte quando se utiliza a mesma densidade de energia (HIBST; KELLER, 1989; JELINKOVA et al., 1996; ARMENGOL et al., 1999; MERCER; ANDERSON; DAVIS, 2003). Notadamente, a ablação da dentina intertubular é maior

do que da peritubular, uma vez que esta estrutura apresenta maior quantidade de água e hidroxiapatita (VISURI et al., 1996; ARMENGOL et al., 1999; SULEWSKI, 2000; MONGHINI et al., 2004; BACHMANN et al., 2005). Da mesma forma, alguns estudos relatam maior ablação da dentina cariada, uma vez que este tecido apresenta alta permeabilidade e, conseqüentemente, é mais úmido do que a dentina hígida (HIBST; KELLER, 1989; AOKI et al., 1998).

Um dos aspectos importantes para a utilização do laser Er:YAG na remoção do tecido cariado é a possibilidade de sua remoção seletiva, podendo remover todo o tecido dentinário infectado, sem a presença residual de bactérias no preparo (EBERHARD et al., 2005a). Além disso, durante a remoção de tecido cariado com laser Er:YAG, pode-se apresentar menor desgaste de dentina quando comparado com o método convencional (EBERHARD et al., 2008).

Em relação aos parâmetros do laser Er:YAG empregados para o preparo cavitário, a frequência merece destaque por estar diretamente relacionada ao aumento da temperatura, pois, com o aumento da taxa de repetição de pulsos, ocorre uma maior liberação de calor. Parte desta energia é dissipada e resulta em deposição de calor residual, que pode provocar áreas de fusão e recristalização (HSU et al., 1994; CECCHINI et al., 2005; RAUCCI-NETO et al., 2007).

A literatura demonstra que a energia empregada pelo laser Er:YAG está diretamente relacionada à capacidade de ablação do substrato dental (MERCER; ANDERSON; DAVIS, 2003; MONGUINI et al., 2004; CORONA et al., 2008) e à resistência adesiva dos materiais restauradores (MARTINEZ-INSUA et al., 2000; CEBALLOS et al., 2002; RAMOS et al., 2002; BRULAT et al., 2008). Ainda, podem ser encontrados alguns estudos realizados com o intuito de padronizar valores de energia e frequência do laser Er:YAG que promovem uma ablação ideal e segura

dos tecidos dentais mineralizados (LI; CODE; VAN MERWE, 1992; JELINKOVÁ et al.; 1996, KATAUMI et al.; 1998; CORONA et al., 2008). Contudo, estudos avaliando a remoção de dentina cariada e a alteração térmica produzida pelo laser Er:YAG são escassos e as metodologias e parâmetros empregados são diferentes, tornando-os insuficientes para que se possa chegar a uma conclusão a respeito da consistência das cavidades e o efeito térmico produzidas por esse laser.

Estudos por microscopia eletrônica de varredura revelaram que, após irradiação com laser Er:YAG, a superfície dentinária apresenta aspecto irregular (VISURI et al., 1996; MARTINEZ-INSUA et al., 2000; RAUCCI-NETO et al., 2007; CORONA et al., 2008) e exposição dos túbulos dentinários, com ausência de smear layer (VISURI et al., 1996; AOKI et al., 1998; RAUCCI-NETO et al., 2007). Além disso, diferentemente dos ácidos, o laser não desmineraliza a dentina, nem amplia a embocadura dos túbulos (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 (CEBALLOS et al., 2002). Entretanto, poucos estudos realizaram uma análise morfológica da superfície dentinária cariada irradiada com o laser Er:YAG e seus resultados ainda não são conclusivos.

Tendo em vista as implicações do laser Er:YAG sobre a estrutura dental, é importante um estudo sobre as influências da alteração térmica sobre os tecidos dentais, como a alteração na solubilidade do esmalte, a carbonização dos tecidos dentais e a efetividade da remoção de dentina cariada.

2-PROPOSIÇÃO

2 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo *in vitro* foi avaliar o efeito da irradiação com laser Er:YAG em diferentes frequências na alteração de temperatura durante a remoção de dentina hígida e cariada, na eficiência da remoção de tecido cariado, e nos aspectos morfológicos da cavidade.

3-MATERIAL E MÉTODO

3 MATERIAL E MÉTODO

Aspectos éticos

O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP (processo 2006.1.1042.58.8), sendo que os dentes foram doados pelo Banco de Dentes Humanos da FORP-USP

Delineamento experimental

Os fatores de estudo envolvidos neste trabalho foram: Dentina, em dois níveis (cariada e hígida), e frequência de preparo, em três níveis (4, 6 e 10Hz). A amostra do experimento teve 60 corpos-de-prova divididos de acordo com o tipo de dentina em 2 grupos (n=30) e subdivididos em 3 subgrupos (n=10), pela combinação dos níveis dos fatores Dentina e Frequência de preparo. 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; e o grau de desmineralização da dentina remanescente, determinado pelas medidas da subsuperfície dos espécimes obtidos pela análise das imagens da microscopia de luz e pela quantificação da fluorescência induzida por laser. A variável de resposta qualitativa foi a morfologia dos substratos, por microscopia eletrônica de varredura e microscopia de luz.

Seleção dos dentes

Os dentes foram limpos com curetas (Duflex-SSWhite, Rio de Janeiro, Brasil), para remover todo e qualquer resíduo de tecido gengival aderido à superfície dental, e com pasta de pedra pomes e água aplicada com escovas de Robinson (Microdont, Socorro, SP, Brasil). Posteriormente os espécimes foram examinados sob lupa estereoscópica (Carl Zeiss, Alemanha) com aumento de 10 vezes, descartando-se aqueles com trincas ou anomalias de estrutura. A desinfecção dos dentes foi realizada com solução de formaldeído a 10% (pH 7,0) preparada com tampão fosfato, na qual ficaram imersos durante uma semana. Decorrido este período os elementos dentais foram lavados abundantemente com água esterilizada por uma semana e então armazenados em água deionizada a 4°C durante todo o período de preparação dos espécimes.

Preparo dos corpos-de-prova

Os dentes tiveram suas raízes seccionadas 2mm abaixo da junção amelo-cementária, utilizando-se um disco diamantado (#7015, KG Sorensen, Barueri, 06454-920, Brazil) montado em maquina de corte (Minitom, Struers A/S, Copenhagen, DK-2610, Denmark), sob refrigeração, e a seguir foi realizada a remoção dos restos pulpares com auxílio de limas endodônticas (Dentisply Maillefer) e curetas (Duflex-SSWhite, Rio de Janeiro, Brasil). As coroas foram fixadas com cera utilidade (Epoxiglass, Diadema, SP, Brasil) em um suporte de acrílico o qual foi adaptado na mesma maquina de corte para a secção dos dentes no sentido mésio-distal, obtendo-se fragmentos vestibulares e linguais/palatinos de cada elemento dental. Os fragmentos vestibulares foram selecionados para o grupo de dentina hígida, e os linguais/palatinos para o grupo de dentina cariada.

A seguir, os fragmentos dentais foram fixados com cera fundida para escultura (Parsom Ind. e Com. Ltda, São Paulo, SP, Brasil) em uma matriz cilíndrica de resina. Foram levados a uma Politriz (DP-9U2, Panambra/Struers, A/S) para exposição da dentina e padronização da espessura de dentina remanescente, empregando-se lixas d'água (Norton Abrasivos Ltda, São Paulo, SP, Brasil) com granulação de 280 a 1200, aplicadas em ordem decrescente de abrasividade, sob refrigeração constante. Primeiramente, o esmalte superficial de todos os fragmentos foi removido até a exposição da dentina abaixo da junção amelodentinária. A porção radicular também foi lixada para a regularização do fragmento, e com auxílio de um paquímetro digital (Myamoto, Tóquio, Japão), foi realizado o desgaste até a espessura desejada (2,5mm da superfície oclusal até a câmara pulpar) obtendo-se semi-discos de dentina. Os espécimes foram cuidadosamente identificados e armazenados separadamente em recipiente com água deionizada a 4°C, durante 24 horas, com o objetivo de reumidificar o substrato.

Decorrido este período, foram separados os espécimes que se manteriam hígidos (porção vestibular) e os que receberam inoculação de *S.mutans* (porção lingual/palatina) para o desenvolvimento das lesões de cárie. Para a delimitação da área a ser realizado o preparo cavitário foram utilizadas fitas adesivas recortadas nas dimensões de 2mm X 3mm (6mm²), as quais foram coladas na região central da superfície oclusal dos espécimes. Após este procedimento, todos os fragmentos (vestibulares e linguais/palatinos) tiveram as superfícies vestibular, mesial, distal, radicular e palatina/lingual protegidas com um esmalte cosmético (Colorama, Brasil), restando apenas dentina exposta na área de 6mm² demarcada para a irradiação na superfície oclusal. Após a completa secagem dos fragmentos estes foram colocados em embalagens ADD-PAK em papel grau cirúrgico e filme azul laminado pet

associado a polipropileno (Addison Indústria e Comércio Ltda, Bom Jesus dos Perdões, SP, Brasil), e submetidos ao ciclo de esterilização com óxido de etileno (Figura 1).

A eficiência da esterilização dos fragmentos foi determinada em estudo preliminar. Para isso os espécimes estéreis foram imersos em meio de cultura e mantidos em estufa por 7 dias, no qual foi observado a inexistência de crescimento microbiano, indicando que o óxido de etileno promoveu a adição de grupos alcalinos nos constituintes celulares das bactérias, o que impede seu desenvolvimento (MENDES; BRANDÃO; SILVA, 2007).

Uma vez finalizado o processo de esterilização por óxido de etileno os fragmentos do grupo B foram levados ao Laboratório de Microbiologia para a inoculação com *S.mutans*. As cepas do microrganismo utilizadas no presente estudo foram ATCC 25175. Os fragmentos durante todo o período de inoculação foram manipulados dentro do fluxo para cultura microbiológica para a manutenção da cadeia asséptica, evitando a contaminação dos corpos-de-prova por outros microrganismos. Os espécimes foram retirados das embalagens de papel ADD-PAK e colocados em tubos de ensaio 16/100 contendo cepas do microrganismo em 5ml de meio de cultura, sendo mantidos em estufa a uma temperatura de 37°C durante seis semanas para a formação de lesões cariosas com 1mm de profundidade. O meio de cultura utilizado no presente estudo foi a solução conhecida como CaSa B, a qual é constituída por 0,20g de L-cisteína; 0,10g de sulfito de sódio; 20,0g acetato de sódio.7H₂O; 5g de extrato de levedo; 15g de casitona; 200g de sacarose e 1000,0 ml de água destilada. O meio de cultura foi trocado a cada 3 dias após a observação da adesão de microrganismos e formação do biofilme (Figuras 2 e 4).

Os fragmentos que constituem o grupo de dentina hígida (grupo A) também foram manipulados dentro do fluxo para cultura microbiológica. Contudo os espécimes deste grupo foram colocados em tubos de ensaio 16/100 contendo 5ml de água esterilizada e mantidos em estufa também por 6 semanas. A água esterilizada do grupo hígido foi trocada a cada 3 dias (Figuras 3 e 5). Decorrido as 6 semanas foi removido o meio de cultura dos fragmentos cariados e a água esterilizada dos fragmentos hígidos, e então os espécimes foram imersos em 5ml de solução de glutaraldeído tamponado para a desinfecção e fixação dos microrganismos. O grupo de dentina hígida foi submetido à imersão em solução de glutaraldeído tamponado não com o intuito de promover uma desinfecção dos fragmentos, mas sim para submeter ambos os grupos (cariados e hígidos) aos mesmos procedimentos.

Após o preparo dos grupos A e B os espécimes foram fixados com cera em lâminas de plexiglass, e com o auxílio de um paralelômetro (ELQuip, São Carlos, SP, Brasil) a superfície a ser preparada (dentina oclusal) foi posicionada paralela ao plano horizontal da lâmina. As lâminas de plexiglass utilizadas foram confeccionadas nas dimensões de 2cm X 5cm, sendo que a região central apresenta um orifício de $0,785\text{mm}^2$ de área pelo qual o termopar foi adaptado a porção radicular do fragmento. Para a correta adaptação do termopar e impedir sua movimentação durante a irradiação foi realizado um pequeno orifício na porção radicular, e dessa forma o sensor pode ser posicionado exatamente atrás da região em que o preparo cavitário com o laser Er:YAG foi realizado. Para este procedimento foi utilizado uma broca esférica 1/2 (KG Sorensen, São Paulo, Brasil) que possui 0,006mm de diâmetro, portanto compatível com o diâmetro do sensor termopar (Figura 6).

Para impedir qualquer possibilidade da passagem de água da região do preparo para o termopar no momento de aferir a temperatura, foi vedada a interface entre a cera e a lâmina de plexiglass com selante de silicone com cura acética (Bluestar Silicones Brasil Ltda, Santo André, SP, Brasil). Após a completa cura do selante de silicone os espécimes foram imersos em água deionizada e mantidos assim por 1h com o objetivo de reumidificar os fragmentos.



Figura 1 – Esquema representativo do preparo dos corpos-de-prova.

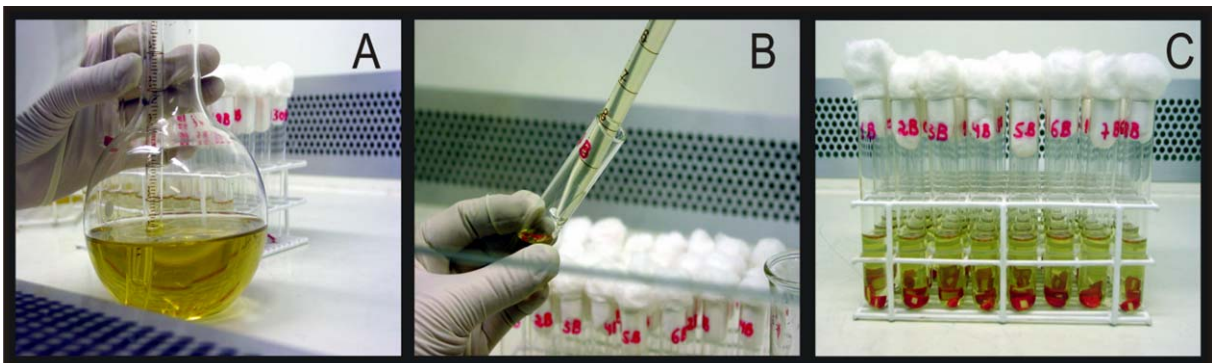


Figura 2 - Indução de cárie pelo modelo bacteriano: A- meio de cultura e cepas *S.mutans*. B- inoculação da solução nos fragmentos. C- fragmentos no primeiro dia de cultura.



Figura 3 – Grupo controle imerso em água esterilizada: A- água esterilizada. B- imersão dos fragmentos. C- fragmentos no primeiro dia de imersão.

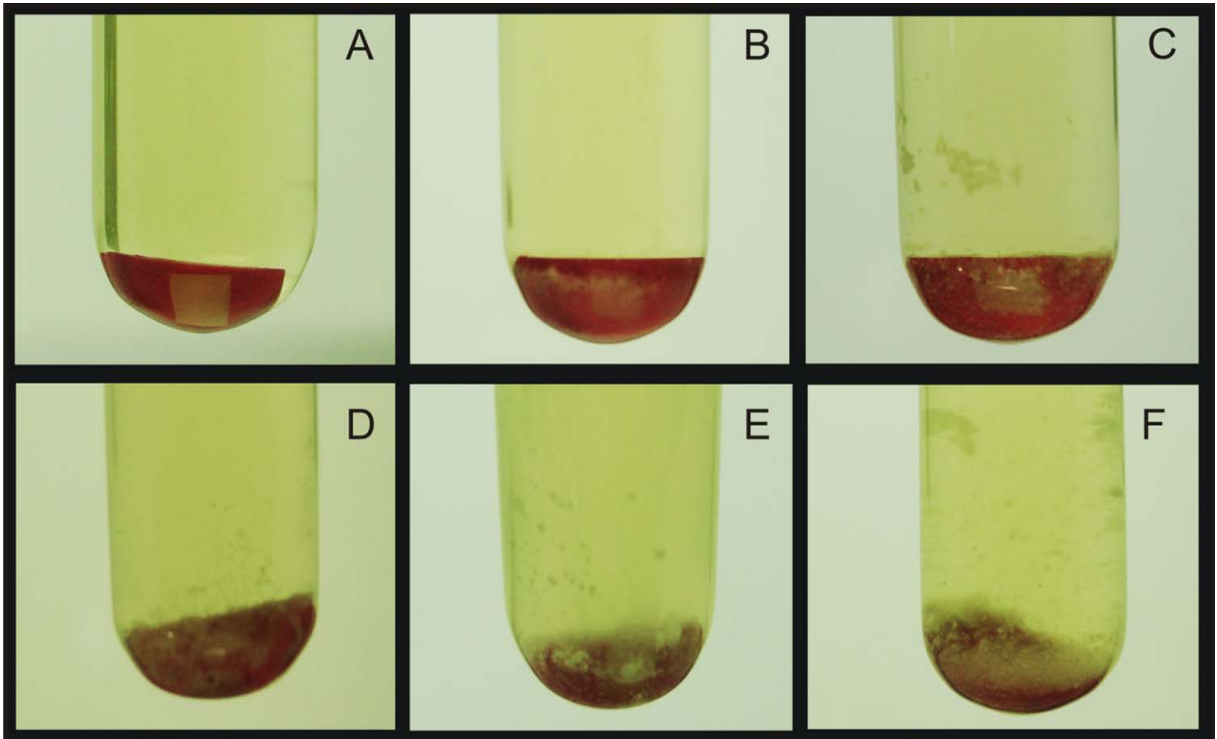


Figura 4 – Cultura de *S.mutans* por seis semanas. A- aspecto do fragmento na primeira semana. B- segunda semana. C- terceira semana. D- quarta semana. E- quinta semana. E- sexta semana.

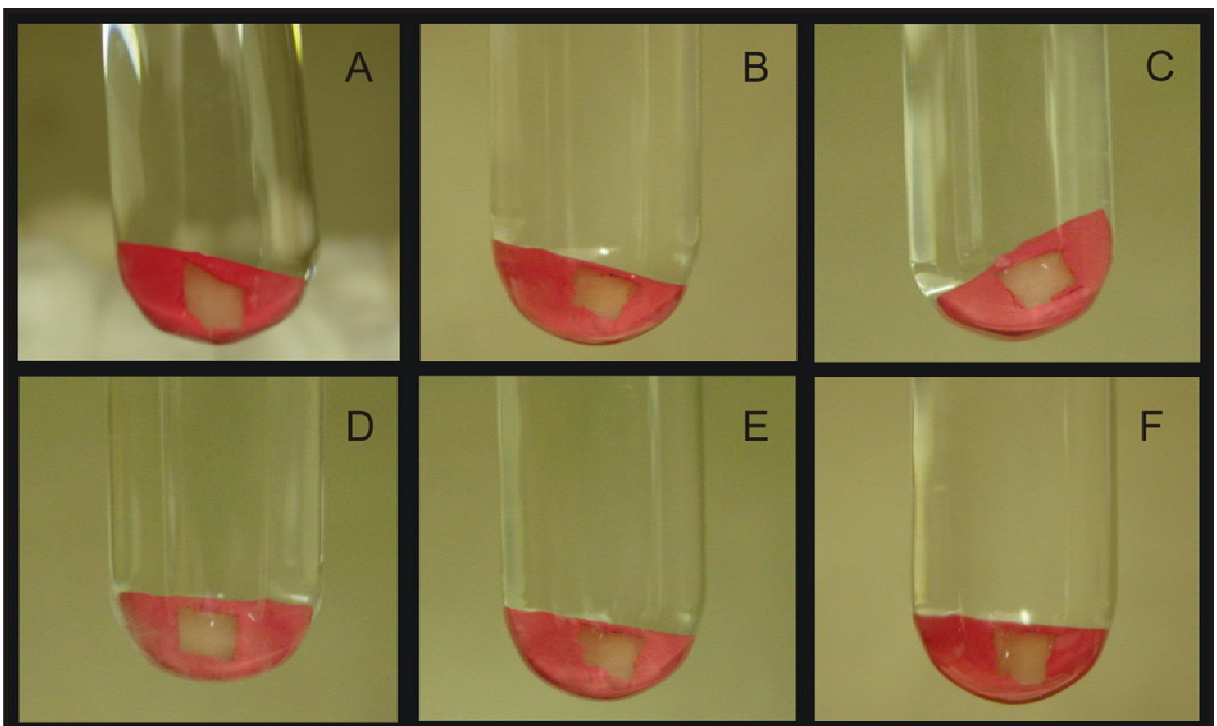


Figura 5 – Grupo controle imerso em água por seis semanas. A- aspecto do fragmento na primeira semana. B- segunda semana. C- terceira semana. D- quarta semana. E- quinta semana. F- sexta semana.

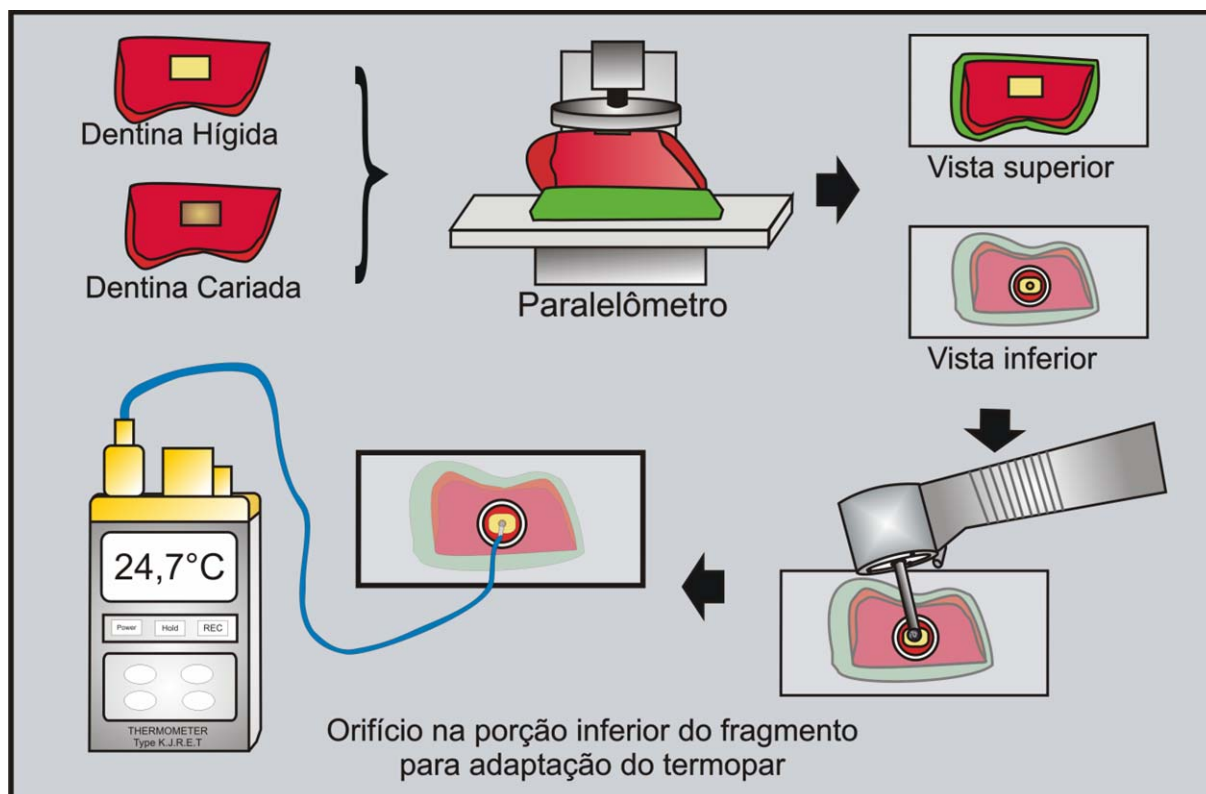


Figura 6 – Esquema representativo do preparo dos corpos-de-prova para a realização dos testes de remoção do tecido cariado e análise de temperatura.

Realização dos preparos cavitários

Os fragmentos foram divididos de acordo com o tipo de dentina em 2 grupos (Dentina cariada e hígida / $n=30$) e de acordo com a frequência do laser Er:YAG (Kavo Key Laser 2, Kavo Co., Biberach – Alemanha) utilizada para o preparo cavitário em 3 subgrupos (4, 6 e 10Hz / $n=10$). Todos os fragmentos, independente do substrato e frequência utilizadas, foram irradiados com uma energia de 200mJ, no modo não-contato, focado (distância de 12mm), por meio de varredura da superfície durante 20 segundos. A padronização da distância de irradiação entre o laser e o fragmento, foi possível pela adaptação um fio ortodôntico adjacente à ponta do laser Er:YAG que distanciava 12mm do fragmento (modo focado). Durante a irradiação, o spray de água/ar foi ativado e a regulagem do fluxo de água foi de 2,5mL/min para a refrigeração do tecido dental, ajustada por meio de uma válvula

localizada na parte superior da peça de mão (#2051) conectada ao equipamento por meio de uma fibra óptica.

Medida da alteração de temperatura

Após a fixação das amostras, foi adaptado na porção radicular (referente à câmara pulpar) através do orifício da lâmina de plexiglass, um receptor de um Termopar, que foi adaptado a um Multímetro (DMM916, Tektronix Inc, Beaverton, Oregon, Estados Unidos). O controle da temperatura ambiente, foi padronizado em 25°C pelo sistema de refrigeração do local (Springer Minimax 12000, Springer Carrier, Brasil) onde o equipamento de laser Er:YAG Kavo Key Laser 2 está instalado. A temperatura aferida foi registrada antes do início, após 10 segundos e ao final do preparo. Após a realização dos preparos cavitários os fragmentos foram removidos da lâmina de plexiglass, limpos (remoção do esmalte que delimitou o preparo cavitário) e armazenados em água deionizada para a realização da próxima análise.

Quantificação da fluorescência tecidual

Foi utilizado o aparelho Kavo DIAGNOdent 2095 (Kavo Co., Biberach – Alemanha), o qual possui um laser de diodo que emite uma luz vermelha de 655nm. Este aparelho tem demonstrado bons resultados na detecção de lesões cariosas, uma vez que a luz emitida é absorvida pelos componentes orgânicos e inorgânicos do tecido dentário, de modo que a região desmineralizada exhibe maior fluorescência que a sadia, permitindo a quantificação do grau de desmineralização da lesão (LUSSI et al., 2004; BADER; SHUGARS, 2004; LUSSI et al., 2006).

Os fragmentos foram retirados da água e removido o excesso de umidade com o auxílio de uma gase estéril. Para a realização das medidas foi realizada a calibração do aparelho com a parte hígida do fragmento, para cada ponto analisado, mesmo para os fragmentos do grupo de dentina hígida. O preparo cavitário foi analisado em 5 pontos diferentes, na região central e em cada extremidade da cavidade. Os dados obtidos foram registrados e obteve-se a mediana dos valores para cada espécime analisado.

Microscopia Óptica de Luz

As amostras foram seccionadas longitudinalmente utilizando um disco diamantado (7015, KG Sorensen, Barueri, 06454-920, Brazil) montado em maquina de corte (Minitom, Struers A/S, Copenhagen, DK-2610, Denmark), sob refrigeração obtendo-se secções de 0,5mm de espessura. As secções foram planificadas e polidas manualmente utilizando lixas d'água (Norton) de granulação 400 a 1200, até chegar a uma espessura entre 80-100µm. As secções foram então observadas em um microscópio de luz (Axiostar Plus, Carl Zeiss, Alemanha) utilizando água deionizada como meio de embebição. As imagens foram capturadas e digitalizadas para análise da superfície adjacente a irradiação e com auxílio do software Axion Vision[®] LE 4.3 (Carl Zeiss, Alemanha) foi medida a dentina alterada, caso tenha permanecido tecido cariado. Para esta análise foi utilizado o aumento de 5 vezes do microscópio e realizada 5 medidas em µm, sendo uma da região central e outras duas adjacentes a esta, contemplando assim toda a superfície irradiada, foi então realizada a média de cada amostra para posterior análise. Após a finalização das medições as amostras foram fotografadas para a avaliação da morfologia da subsuperfície da dentina.

Microscopia Eletrônica de Varredura

Foram selecionados aleatoriamente 5 fragmentos mesiais de cada grupo para esta análise. Os espécimes foram lavados abundantemente, secos com papel absorvente e, com o auxílio de um paralelômetro, fixados com cera fundida em uma matriz de resina e então levados para o polimento de sua subsuperfície. Este procedimento foi realizado em uma Politriz com lixas 600, 1000, 1200 e feltro com pasta de alumina, até a obtenção de uma superfície lisa e brilhante.

Os fragmentos foram preparados de acordo com o seguinte protocolo: imersão em solução de glutaraldeído a 2,5% tamponado com solução de cacodilato de sódio a 0,1M com pH 7,4 (Merck KGaA, Darmstadt, D-64293, Alemanha) em temperatura de 4°C; lavagem com água destilada, seguida de imersão em água destilada; aplicação de gel de EDTA por 30 segundos; lavagem abundante com spray ar/água destilada; limpeza em ultra-som (Ultrasonic Cleaner T-1449-D, Odontobras, Ribeirão Preto, SP, Brasil); remoção e lavagem com água destilada; secagem com papel absorvente; desidratação em graus ascendentes de etanol (Labsynth Ltda., Diadema, SP, Brasil): 25% a 100%. Após a desidratação, os espécimes foram imersos em solução de HMDS (Merck KgaA, Darmstadt, D-64293, Alemanha).

Depois da secagem, os corpos-de-prova foram fixados em stubs e a cobertura com ouro foi realizada em aparelho de metalização a vácuo (SDC 050, Bal-Tec AG, FL9496, Balzers, Liechtenstein). Os espécimes foram levados ao microscópio eletrônico de varredura (Philips XL30 FEG, Eindhoven, Holanda) pertencente ao Laboratório Multi-Usuários do Departamento de Engenharia de Materiais da Universidade Federal de São Carlos. Foi realizada a varredura de toda a superfície e

subsuperfície do espécime e, em seguida, foi fotografada a área mais representativa de cada grupo em diferentes aumentos.

Análise dos dados

Para a variável de resposta quantitativa (grau de desmineralização da dentina remanescente em μm , valores do DIAGNOdent[®] e alteração de temperatura em $^{\circ}\text{C}$) foi verificada a distribuição dos dados pelos testes de Levene e de Shapiro-Wilks, apresentando-se normal e homogênea. Desta forma, os dados foram individualmente submetidos à Análise de Variância (ANOVA), considerando o nível de significância de $\alpha=5\%$, com 1 fator para grau de desmineralização da dentina remanescente e valores do DIAGNOdent[®] e com dois fatores de variação para alteração de temperatura (substrato e frequência) sendo que foi analisado individualmente o tempo. O teste de Fisher LSD foi aplicado para detectar eventuais diferenças significativas entre as médias. A análise estatística foi realizada utilizando o software de análise de dados Origin 8 (Origin Lab Data Analysis and Graphing Software. OriginLab Corporation - Northampton, MA 01060 USA).

Para a variável de resposta qualitativa (MEV e microscopia óptica de luz) foi realizada uma análise descritiva dos achados.

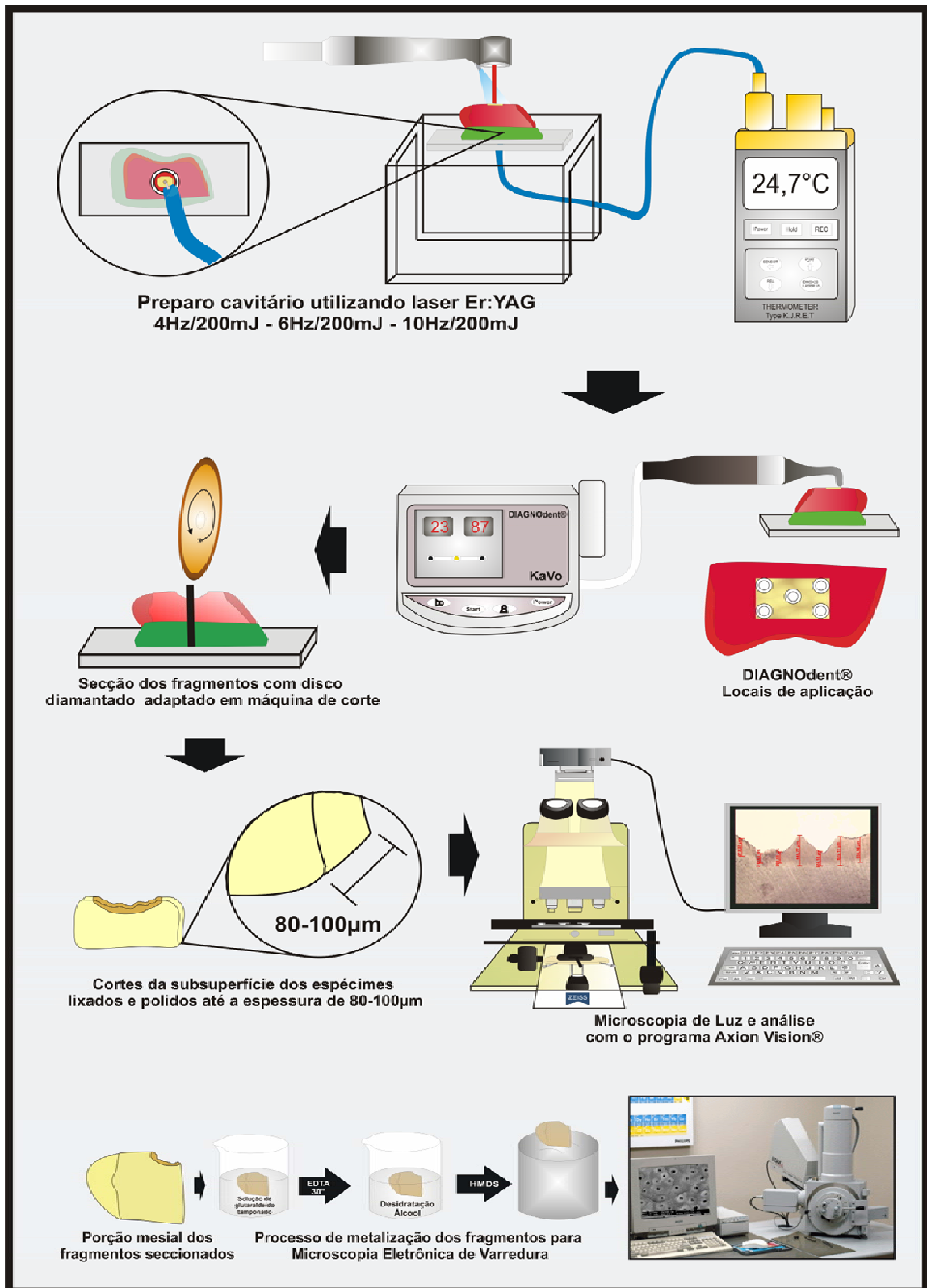


Figura 7. Esquema representativo da realização do preparo cavitário, análise da alteração de temperatura, quantificação da dentina cariada remanescente, microscopia de luz e microscopia eletrônica de varredura.

4-RESULTADOS

4 RESULTADOS

As médias e os respectivos desvios-padrões dos grupos e subgrupos estudados estão dispostos nas Tabelas 1, 2 e 3. As medianas encontram-se dispostas nas Figuras 8, 9 e 10.

Alteração de temperatura

A análise dos dados revelou um aumento gradativo e significativo ($p < 0.05$) da temperatura através do tempo para todos os grupos estudados, independente do substrato. Porém, não houve diferença no aumento de temperatura entre dentina cariada e hígida (Figura 8).

Entre as freqüências observou-se que não houve diferença estatística significativa entre o aumento de temperatura obtido com os preparos utilizando 4 e 6 Hz, contudo o grupo de 10 Hz apresentou os maiores valores de temperatura sendo estatisticamente diferente dos demais, para ambos substratos (Tabela 1).

Tabela 1. Valores médios e desvio padrão / mediana da alteração de temperatura (°C) entre os diferentes grupos (substrato) e subgrupos (freqüências) estudados.

	Dentina Hígida (°C)	Dentina Cariada (°C)
4 Hz	1,19±0,64 / 1,25 a	1,25±0,59 / 1,23 A
6 Hz	1,18±0,59 / 1,20 a	1,34±0,99 / 1,25 A
10 Hz	2,08±0,87 / 2,15 b	2,38±1,14 / 2,15 B

* Letras iguais similaridade estatística – comparação na coluna.

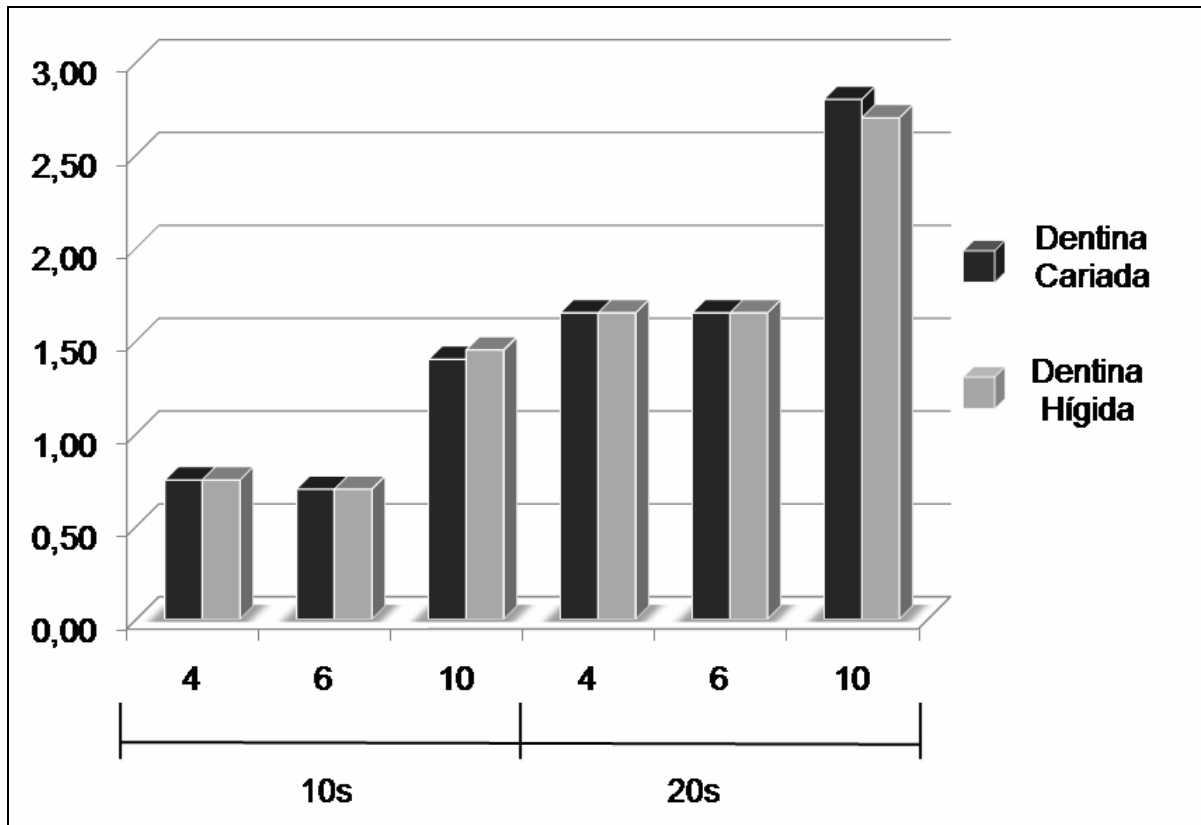


Figura 8. Mediana dos valores da alteração de temperatura ($^{\circ}\text{C}$) obtidas com os diferentes grupos (substratos) e subgrupos (frequência em Hz) durante todo o tempo (segundos) de preparo cavitário.

Remoção de tecido cariado

A análise dos dados obtidos pelo sistema de quantificação da fluorescência emitida pelos tecidos dentais (DIAGNOdent[®]) revelou que a remoção de tecido cariado foi similar quando se utilizou 4 e 6Hz de frequência para o preparo cavitário. O grupo que utilizou 10Hz para o procedimento apresentou os menores valores do equipamento, indicando uma maior remoção do tecido desmineralizado, sendo estatisticamente diferente dos demais (Tabela 2 e Figura 9).

Tabela 2. Valores médios e desvio padrão da quantificação da fluorescência tecidual obtida com o DIAGNOdent[®].

Frequência (Hz)	DIAGNOdent [®]
4	86.80 (± 10.04)a
6	79.36 (± 14.64)a
10	59.90 (± 21.75)b

* Letras iguais similaridade estatística – comparação na coluna.

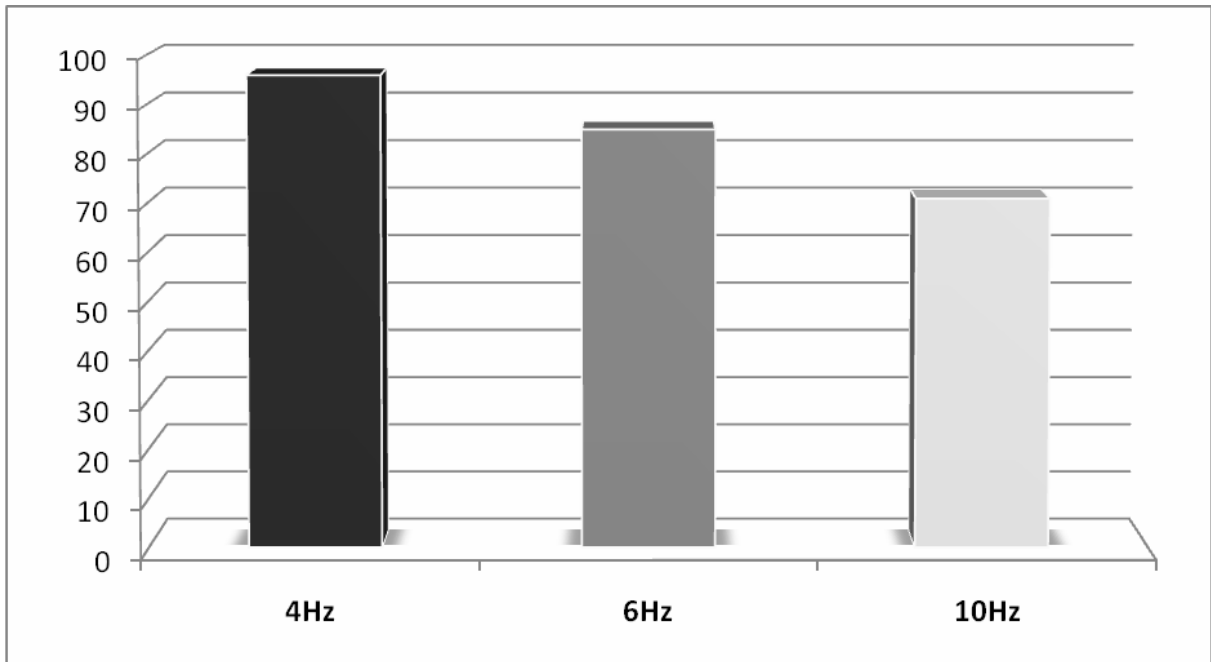


Figura 9. Mediana dos valores da quantificação da fluorescência tecidual obtida com o DIAGNOdent® após a remoção da dentina cariada com as diferentes frequências do laser Er:YAG estudadas.

A análise dos dados da quantidade de tecido cariado remanescente no preparo cavitário, revelaram que a remoção deste tecido foi semelhante entre os grupos de 6 e 10Hz. O grupo de 4Hz apresentou os menores valores de remoção de tecido cariado, ou seja os maiores valores de tecido desmineralizado na subsuperfície adjacente ao preparo cavitário (Tabela 3 e Figura 10).

Tabela 3. Valores médios e desvio padrão dos valores da quantidade de tecido desmineralizado remanescente após o preparo cavitário.

Frequência (Hz)	Remanescente desmineralizado(μm)
4	445,43 \pm 109,07 a
6	270,25 \pm 148,20 b
10	196,49 \pm 174,06 b

* Letras iguais similaridade estatística – comparação na coluna.

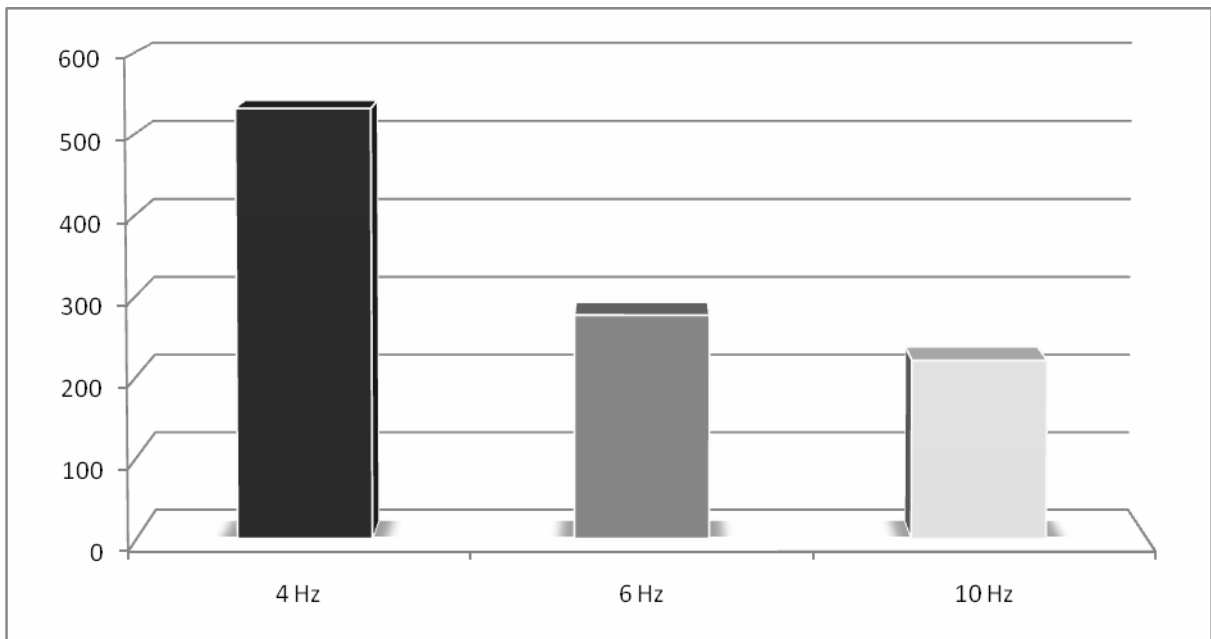


Figura 10. Mediana dos valores da quantidade de tecido desmineralizado remanescente (μm) após o preparo cavitário, para as frequências estudadas.

Análise morfológica

Através da análise das imagens obtidas pela microscopia eletrônica de varredura foi observado que independente da frequência do laser utilizada para o grupo de dentina hígida a superfície irradiada apresentou-se irregular, com os túbulos dentinários abertos, sem a presença de smear layer e maior ablação da dentina intertubular, apresentando um aspecto protruído da dentina peritubular (Figura 11 A, B e C). Para o grupo de dentina cariada (Figura 11 D, E e F) pode-se observar um aspecto mais uniforme de toda a superfície com ausência fissuras e irregularidades na superfície, indicando que provavelmente a ablação do tecido cariado foi mais intensa.

A análise da subsuperfície dos preparos cavitários pela microscopia eletrônica de varredura permitiu observar que todos os subgrupos do grupo cariado apresentaram remanescente de tecido dentinário desmineralizado, no qual a rede de fibras colágenas permanecia com sua estruturação original (Figura 12 A e B). Contudo alguns espécimes irradiados com 4 Hz, a dentina remanescente além de desmineralizada apresentava sua estrutura colágena desnaturada (Figura 12 C e D).

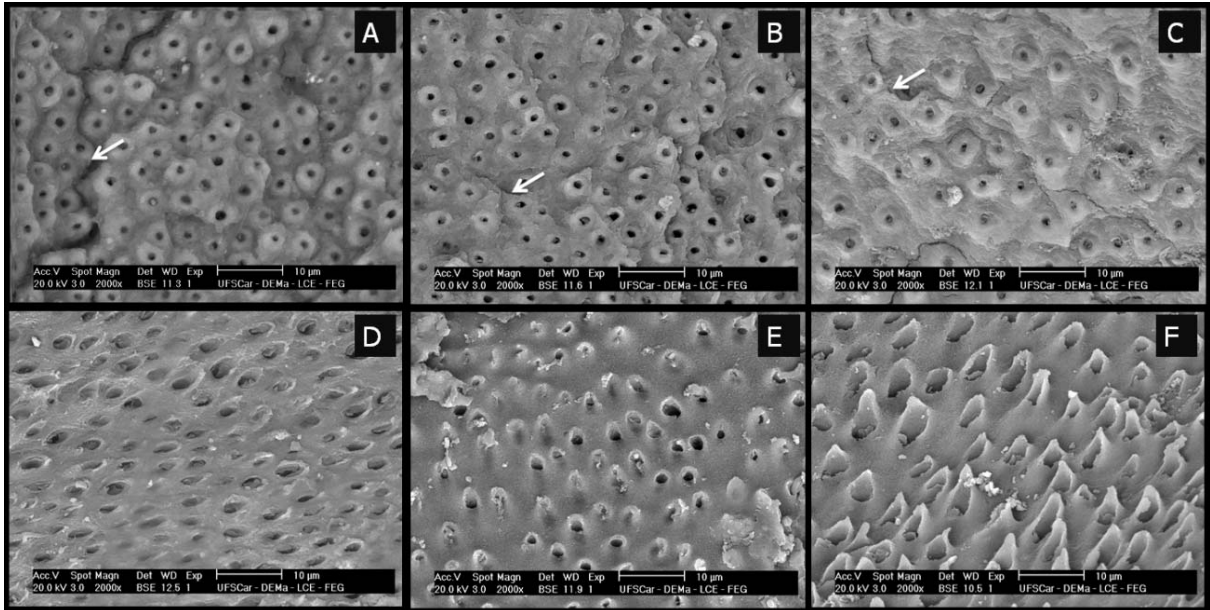


Figura 11. Análise superficial: A, B e C – Dentina hígida nas frequências 4, 6 e 10Hz respectivamente, observa-se maior remoção dentina intertubular e aspecto protruído da dentina peritubular com presença de fendas (setas); D, E e F – Dentina cariada nas frequências 4, 6 e 10Hz respectivamente, observa-se remoção uniforme da dentina, sendo apenas em 10Hz observado o aspecto tênue da protrusão da dentina peritubular. (2.000x)

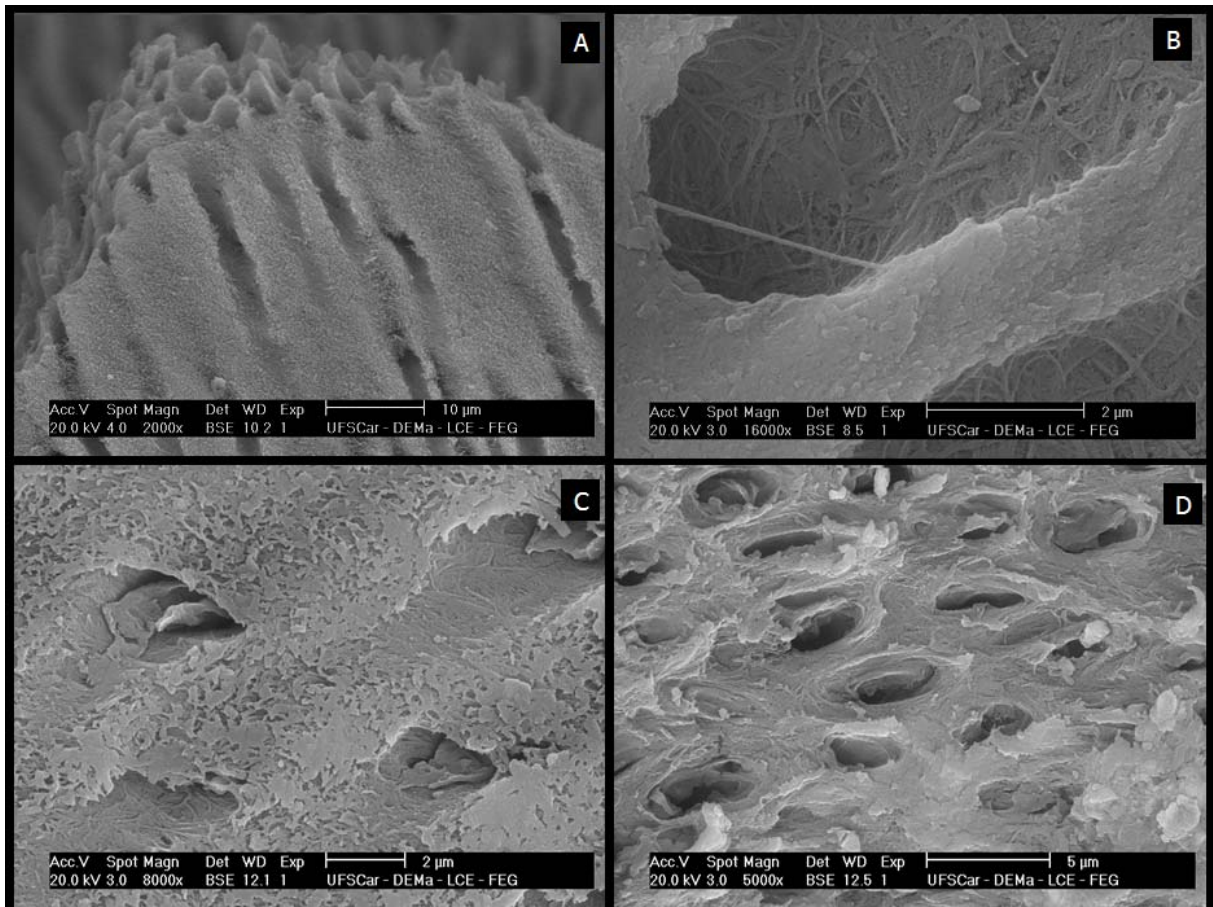


Figura 12. Análise de superfície e subsuperfície: A - Dentina desmineralizada remanescente na frequência de 10Hz (2.000x). B - Dentina desmineralizada remanescente na frequência de 6Hz, observar organização das fibras colágenas (16.000x). C e D – Dentina desmineralizada remanescente após irradiação com 4Hz, observar fibras colágenas desnaturadas.

Através da análise da subsuperfície dos espécimes pela microscopia de luz foi possível observar que com o aumento da frequência do laser utilizada a remoção do tecido cariado foi mais efetiva. Foi possível observar que a frequência de 4Hz promoveu uma remoção superficial do tecido cariado, no qual toda a extensão da subsuperfície do preparo cavitário apresentou remanescente dentinário cariado (Figura 13 A). Contudo quando foram utilizadas as frequências de 6 e 10Hz o tecido cariado foi removido quase na sua totalidade, uma vez que pode-se observar ausência de tecido cariado em mais de uma região do preparo cavitário (Figura 13 B e C).

A análise das fotografias da subsuperfície dos espécimes ainda permitiu constatar que a remoção da dentina cariada foi irregular para todas as frequências de preparo cavitário, contudo quando utilizadas as frequências de 6 e 10 Hz pode-se observar a presença de dentina cariada e hígida ao longo de toda a extensão do preparo cavitário, indicando uma ablação não-seletiva do tecido dentinário para estes parâmetros, principalmente com a frequência de 10Hz (Figura 13 B e C).

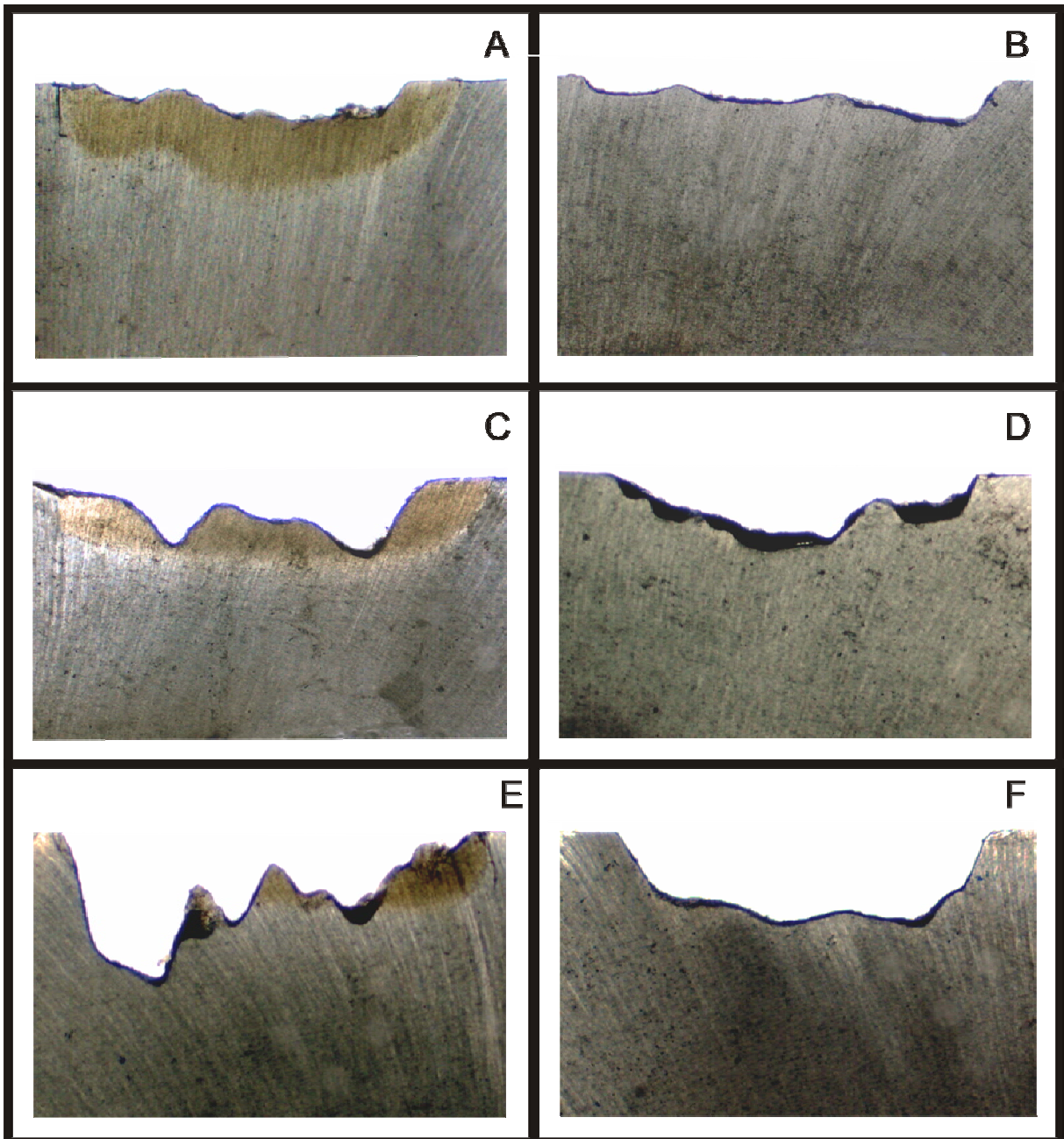


Figura 13. Imagens obtidas através de microscopia de luz com aumento de 5 vezes. A - Dentina cariada irradiada com 4Hz, apresentando maior quantidade de tecido cariado remanescente. B - Dentina hígida irradiada com 4Hz. C - Dentina cariada irradiada com 6Hz. D - Dentina hígida irradiada com 6Hz. E - Dentina cariada irradiada com 10Hz, observar menor quantidade de tecido cariado remanescente. F - Dentina hígida irradiada com 10 Hz.

5-DISSCUSSÃO

5 DISCUSSÃO

A utilização do laser Er:YAG para ablacionar o substrato dental de forma clinicamente adequada depende da interação entre o feixe e a superfície a ser preparada, da energia, do número de pulsos e taxa de repetição utilizada (MEHL et al., 1997; CORONA et al., 2007; PARKER, 2007). Contudo, parte da energia irradiada é liberada para a estrutura dental remanescente, o que provoca um aquecimento deste tecido (HOSSAIN et al., 1999; GERALDO-MARTINS et al., 2005; RAUCCI-NETO et al., 2007). Portanto, quando ultrapassado o valor ótimo para estes parâmetros pode ocorrer um aumento da temperatura intra-pulpar, o que tornaria o procedimento inadequado (LI et al., 1992; FIROOZMAND et al., 2008).

Uma característica importante do laser Er:YAG que deve ser destacada, é que o tempo necessário para a realização do preparo cavitário com este equipamento é muito maior do que o tempo gasto com instrumentos rotatórios convencionais (AOKI et al. 1998; CELIBERTI; FRANCESCUT; LUSSI, 2006; RAUCCI-NETO et al., 2007; DOMMISCH et al., 2008). A redução do tempo de preparo cavitário com o laser Er:YAG poderia ser obtida com a alteração dos parâmetros deste equipamento, como o aumento da energia e/ou frequência. No presente estudo, pôde-se constatar que a ablação da dentina cariada, apresentou uma relação direta com a frequência, ocorrendo maior remoção deste tecido quanto maior a taxa de pulsos utilizada. A maior capacidade de ablação do tecido dentinário com o aumento da frequência do laser Er:YAG já foi relatada anteriormente por Raucci-Neto et al. (2007) e Corona et al. (2008), entretanto estes autores verificaram este comportamento do preparo cavitário somente em tecido dentinário sadio. A

relação da frequência com a taxa de ablação provavelmente ocorre, pois, o aumento na taxa de repetição dos pulsos do laser resulta em maior quantidade de energia que atinge o substrato dental por unidade de tempo, proporcionando maior número de microexplosões, conseqüentemente maior é quantidade de substrato removido (HIBST; KELLER 1989; MERCER; ANDERSON; DAVIS, 2003; CORONA, 2008).

Os efeitos causados pela alteração da temperatura, gerada em função dos procedimentos realizados na superfície dental, vem sendo amplamente discutidos nas pesquisas odontológicas (ZACH; COHEN, 1965; LLOYD et al., 1978; JEFFREY et al., 1990; JOST-BRINKMANN et al., 1997; EBERHARD et al., 2005; CORREA-AFONSO et al., 2008). Os primeiros relatos dos efeitos da alteração de temperatura sobre o substrato dental foram realizados por análises histológicas, que tinham por objetivo avaliar alterações morfológicas, principalmente no tecido pulpar (ZACH; COHEN, 1965; ADRIAN, BERNIER, SPRAGUE 1971). Nos últimos anos, diversos recursos como a utilização de análise termográfica (YAMADA et al., 2001; GERALDO-MARTINS et al., 2005), o uso de sensores térmicos (MEHL et al., 1997; ARMENGOL, JEAN, MARION, 2000; RAUCCI-NETO et al., 2007) e análise morfológica por microscopia eletrônica de varredura e microscopia óptica de luz (HOSSAIN et al., 1999; FREITAS et al., 2007), foram utilizados para estudar os efeitos da alteração de temperatura sobre os tecidos dentais.

No presente estudo, avaliou-se a alteração de temperatura durante a irradiação com laser Er:YAG por meio de um sensor térmico adaptado ao fragmento dental, como descrito anteriormente (MEHL et al., 1997; ARMENGOL; JEAN; MARION, 2000; RAUCCI-NETO et al., 2007 e CORRÊA-AFONSO et al., 2008).

Os resultados encontrados neste trabalho demonstraram que o laser Er:YAG promoveu um aumento gradativo e significativo da temperatura no tecido dentinário

em função do tempo para todos os grupos estudados, sendo que a frequência de 10Hz proporcionou o maior acúmulo de calor sobre a estrutura dental. Portanto, quando se aumenta a frequência do laser utilizada para o preparo cavitário, ocorre um maior aumento da temperatura no substrato dental. Este fato foi também observado por Keller e Hibst (1995), Attrill et al. (2004) e Raucci-Neto (2007), os quais concluíram que a frequência é o fator que mais influencia no aumento de temperatura nos tecidos dentais.

Trabalhos anteriores avaliando o aumento de temperatura gerado durante a ablação dos tecidos dentais pelo laser Er:YAG ratificaram que este não produz danos irreversíveis ao tecido pulpar, demonstrando a segurança na utilização deste equipamento para o preparo cavitário (KELLER; HIBST, 1995; MEHL et al., 1997; ATTRILI et al., 2004; GERALDO-MARTINS et al., 2005; FREITAS et al., 2007; RAUCCI-NETO et al., 2007; FIROOZMAND et al., 2008). Entretanto, a elevação da temperatura de 36°C para 38°C (2°C) é capaz de estimular a síntese de mediadores inflamatórios pelas células pulpares humanas (EBERHARD et al., 2005b). Como os resultados do presente estudo evidenciaram que a frequência de 10Hz promove um aumento médio de 2,38°C na temperatura, durante a remoção de dentina cariada, sugere-se que este aumento na temperatura poderia resultar em uma reação inflamatória mais intensa no tecido pulpar subjacente à região irradiada. Além disso, deve ser considerado que os demais procedimentos realizados durante a restauração do elemento dental podem proporcionar um estímulo térmico adicional (BAGIS et al., 2008). Entretanto, pode-se observar que a alteração de temperatura não atingiu níveis nocivos à polpa, uma vez que o acúmulo de calor foi inferior a 5,5°C, que segundo Zach e Cohen (1965) dificilmente causaria dano irreversível ao tecido pulpar.

O aumento da temperatura gerada durante a remoção de tecido dentinário cariado foi semelhante ao observado na remoção de tecido dentinário hígido. Estes resultados não foram os esperados, uma vez que a dentina cariada é mais úmida do que a hígida (HIBST;KELLER, 1989; AOKI et al., 1998). Como o processo de ablação está relacionado com quantidade de água presente no substrato, teoricamente, durante a irradiação do tecido cariado, a maior parte da energia deveria ser consumida neste processo, restando assim, uma pequena fração de energia para produzir o aumento de temperatura. No tecido hígido, por outro lado, devido a sua menor quantidade de água, a energia consumida na ablação deveria ser menor. Desta forma, o conteúdo de energia dissipada ao tecido dental hígido seria maior, apresentando uma alteração da temperatura mais elevada em relação ao tecido cariado. Entretanto, como o processo ablativo foi mais intenso no tecido cariado, a cavidade produzida foi mais profunda que no substrato hígido, esta diferença na espessura de dentina remanescente poderia explicar parcialmente os resultados encontrados.

A indução artificial de lesões de cárie tem grande importância para as pesquisas científicas, uma vez que seu desenvolvimento almejou aproximar o modelo de estudo *in vitro* para a condição clínica *in vivo* (SIDAWAY et al., 1964). A lesão de cárie pode ser induzida pelo modelo químico ou bacteriano. No modelo químico os elementos dentais são submetidos a alteração do pH por meio de ciclos de desmineralização e remineralização para o desenvolvimento de lesões cariosas. Este modelo permite um controle adequado do meio experimental e é relativamente simples, porém o tipo de lesão formada não é capaz de simular a lesão *in vivo* tão bem quanto o modelo bacteriano (GILMOR et al., 1993; GILMOR, EDMUNDS; NEWCOMB 1997; LOBO et al., 2005). Além disso, as lesões artificiais desenvolvidas

pelo modelo químico não podem ser analisadas pelos sistemas de quantificação da fluorescência tecidual como o QLF[®] ou DIAGNOdent[®] (DINIZ et al., 2009). No modelo bacteriano os dentes são submetidos à culturas com microrganismos específicos de formação das lesões cariosas, permitindo avaliações sobre o efeito bacteriostático de materiais restauradores (LOBO et al., 2005), além de possibilitar a análise pelos sistemas de quantificação da fluorescência tecidual (DINIZ et al., 2009). Entre os vários microrganismos envolvidos na formação das lesões cariosas o *S. mutans* é o mais observado neste tipo de lesão (BALAKRISHNAN et al., 2000; NOMURA et al., 2006; GAMBOA et al., 2008; SAXENA et al., 2008), assim este microrganismo foi selecionado para a cultura microbiana no presente estudo. Entretanto, é necessário ressaltar que este modelo de indução não mimetiza totalmente o processo de desenvolvimento da lesão cárie, uma vez que é impossível realizar estudos que simulem também a reação da polpa frente à agressão sofrida, em que ocorre a formação de uma dentina reacional adjacente a lesão de cárie, mais mineralizada, bem como o esclerosamento dos túbulos dentinários, que podem interferir no processo ablativo da dentina.

Diversos autores relataram que os valores obtidos pelo DIAGNOdent[®] refletem preferencialmente as mudanças no material orgânico da dentina relacionadas à presença de bactérias e os produtos de sua metabolização, do que no conteúdo inorgânico (HIBST et al., 2002; BADER; SHUGARS, 2004; KÜHNISCH et al., 2004; LUSSI et al., 2006; SHIGETANI et al., 2008). Portanto a relação entre a presença de bactérias e a emissão de fluorescência na dentina permite a utilização desse aparelho como guia durante a remoção seletiva do tecido cariado, ou seja, a remoção exclusiva da dentina infectada (YONEMOTO et al., 2006). Assim, no presente estudo o DIAGNOdent[®] foi utilizado para identificar a quantidade de dentina

infectada remanescente após a realização do preparo cavitário e foi observado que com o aumento da frequência houve maior remoção de tecido cariado. Entretanto, na maior frequência utilizada, 10Hz, o valor médio do DIAGNOdent[®] foi de 59,9, valor insatisfatório para remoção da dentina infectada, pois segundo Yonemoto et al., (2006) para completa remoção desta camada os valores obtidos com o DIAGNOdent[®] devem estar entre 11 e 20. Portanto, verificou-se que o tempo empregado na atuação do laser utilizados neste estudo foi insuficiente para a completa remoção do tecido cariado infectado.

Os resultados da quantificação de tecido cariado remanescente no preparo cavitário, por microscopia de luz, revelaram que a remoção deste tecido foi semelhante entre os grupos de 6 e 10Hz. Estes resultados divergiram dos obtidos com o DIAGNOdent[®], provavelmente pelo fato de que para a análise em microscopia óptica de luz foi utilizada apenas a secção da região central do preparo, enquanto que para a análise com o DIAGNOdent[®] foram realizadas cinco medidas em toda a extensão do preparo cavitário. Porém, em ambas as análises, foram observadas que o grupo de 4Hz apresentou os menores valores de remoção de tecido cariado, ou seja os maiores valores de quantidade de tecido cariado na subsuperfície adjacente ao preparo cavitário.

A análise da subsuperfície dos espécimes pela microscopia de luz permitiu observar que com o aumento da frequência do laser utilizado a remoção do tecido cariado foi irregular para todas as frequências de preparo cavitário, sendo que nas frequências de 6 e 10 Hz pode-se observar a presença de dentina cariada e hígida ao longo do preparo cavitário, indicando uma ablação não-seletiva do tecido dentinário para estes parâmetros, principalmente com a frequência de 10Hz. Esta característica da subsuperfície do preparo cavitário é um forte indício de

sobrepreparo da cavidade, ou seja, para os parâmetros utilizados no presente estudo ocorreu a remoção de tecido dentinário cariado como sadio. Resultados semelhantes foram observados por Celiberti, Francescut, Lussi (2007) para a remoção de tecido cariado com laser Er:YAG (200mJ de energia e 4Hz de frequência). Contudo, a comparação com o presente estudo torna-se difícil uma vez que os autores utilizaram dentes decíduos e realizaram a irradiação do espécime até a completa remoção do tecido cariado.

Morfologicamente, por microscopia eletrônica de varredura, pode-se observar que os preparos com laser em tecido dentinário sadio proporcionaram, uma superfície irregular distinta do tecido cariado com maior ablação da dentina intertubular, resultando em um aspecto protruído da dentina peritubular. Essa maior ablação da dentina intertubular, ocorreu provavelmente pelo seu maior percentual de constituintes orgânicos, principalmente de fibras colágenas e do maior conteúdo de água, principalmente na dentina intertubular próximo a polpa (CORONA et al., 2007). Resultados similares foram encontrados por Visuri et al. (1996), Aoki et al. (1998), Kataumi et al. (1998), Armengol et al. (1999), Corona et al. (2007), Delmé e De Moor (2007), Delmé et al. (2008) e Raucci-Neto et al. (2008). Com relação ao tecido dentinário cariado a superfície irradiada apresentou um aspecto mais uniforme com ausência de fissuras e irregularidades. Esta característica do tecido irradiado ocorre provavelmente pelo fato de que a dentina cariada é mais permeável e conseqüentemente mais úmida que a dentina hígida, portanto a ablação da dentina cariada é mais intensa. A relação entre a quantidade de água do tecido dental e sua capacidade de ablação já foi observada em estudos anteriores (HIBST; KELLER, 1989; JELINKOVA et al., 1996; ARMENGOL et al., 1999; MERCER; ANDERSON;

DAVIS, 2003) assim como a maior ablação do tecido desmineralizado (OSUKA et al. 2008).

Outro aspecto observado na análise morfológica foi que o preparo realizado com a frequência de 4Hz, no tempo estipulado, não conseguiu remover todo o tecido desorganizado (dentina infectada), uma vez que foi observado estrutura colágena desnaturada remanescente na região do preparo cavitário. Um aumento no tempo do preparo cavitário provavelmente resultaria em uma remoção mais satisfatória de tecido cariado. Este dado pode ser considerado um fator negativo para a utilização deste parâmetro, pois a remoção incompleta da camada superficial do tecido cariado não permite um substrato adequado para adesão dos materiais restauradores (YOSHIYAMA et al., 2002; TACHIBANA et al., 2008). Da mesma forma, para as frequências de 6 e 10Hz, pode-se observar regiões com incompleta remoção da dentina desmineralizada, entretanto, a rede de fibras colágenas apresentou-se mais organizada e estruturada, que é, segundo ten Cate (2001) passível de remineralização.

A análise dos resultados obtidos no presente trabalho torna-se difícil em função da existência de poucos estudos que relatam a alteração de temperatura durante a remoção de tecido cariado, sendo necessários mais estudos para verificar a influência dos parâmetros do laser na capacidade de remoção do tecido dentinário cariado e alteração térmica durante o procedimento, assim como os parâmetros ideais para a remoção completa e seletiva do tecido cariado.

6-CONCLUSÕES

6 CONCLUSÕES

Baseado nos resultados obtidos pelo presente estudo pode-se concluir que:

-O aumento da frequência do laser Er:YAG promoveu uma elevação gradativa e significativa da temperatura em função do tempo, independente do substrato.

-A ablação do tecido dentinário cariado foi mais efetiva com o aumento da frequência do laser Er:YAG porém, diminuiu a sua seletividade.

- A irradiação do tecido dentinário cariado resultou em uma superfície mais uniforme em relação ao tecido dentinário hígido, e a frequência de 4 Hz não foi capaz de remover todo o tecido desorganizado.

7-REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

7-REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ADRIAN, J.C.; BERNIER, J.L.; SPRAGUE, W.G. Laser and the dental pulp. J Am Dent Assoc., v.83, n.1, p.113-7, Jul. 1971.

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., v.77, n.6, p.1404-1414, Jun. 1998.

ARANIBAR QUIROZ, E.M.; LINGSTRÖM, P.; BIRKHED, D. Influence of short-term sucrose exposure on plaque acidogenicity and cariogenic microflora in individuals with different levels of mutans streptococci. Caries Res., v.31, n.1, p.51-7, Jan. 2003.

ARMENGOL, V.; JEAN, A.; MARION, D. Temperature rise during Er:YAG and Nd: YAG laser ablation of dentin. Journal of Endodontics., v.26, n.3, p.138-141, Mar. 2000.

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., v.25, n.8, p.543-546, Aug. 1999.

ATTRILL, D.C.; DAVIES, R.M.; KING, T.A.; DICKINSON, M.R.; BLINKHORN, A.S. Thermal effects of the Er:YAG laser on a simulated dental pulp: a quantitative evaluation of the effects of a water spray. Journal of Dentistry., v.32, v.1, p.35-40, Jan. 2004.

BACHMANN, L.; DIEBOLDER, R.; HIBST, R.; ZECELL, D.M. Changes in chemical composition and collagen structure of dentine tissue after erbium laser irradiation. Spectrochim. Acta A. Mol. Biomol. Spectrosc., v.61, n.11-12, p.2634-2639, Sep. 2005.

BADER, J.D.; SHUGARS, D.A. A systematic review of the performance of a laser fluorescence device for detecting caries. J Am Dent Assoc., v.135, n.10, p.1413-26, Oct. 2004.

BADER, C.; KREJCI, I. Marginal quality in enamel and dentin after preparation and finishing with an Er:YAG laser. Am J Dent., v.19, n.6, p.337-342, Dec. 2006.

BAGIS, B.; BAGIS, Y.; ERTAS, E.; USTAOMER, S. Comparison of the heat generation of light curing units. J Contemp Dent Pract, v.9, p.65-72, 2008.

BALAKRISHNAN, M.; SIMMONDS, R.S.; TAGG, J.R. Dental caries is a preventable infectious disease. Aust Dent J., v.45, n.4, p.235-45, Dec. 2000.

BANAS, J.A. Virulence properties of Streptococcus mutans. Front Biosci., v.1, n.9, p.1267-77, May. 2004.

BANERJEE, A.; WATSON, T.F.; KIDD, E.A. Dentine caries excavation: a review of current clinical techniques. Br Dent J., v.13, n.9, p.476-82, May. 2000.

BERTRAND, M.F.; SEMEZ, G.; LEFORESTIER, E.; MULLER-BOLLA, M.; NAMMOUR, S.; ROCCA, J.P. 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., v.38, n.6, p.615-23, May. 2006.

BRULAT, N.; LEFORESTIER, E.; ROCCA, J.P.; DARQUET-CERRETTI, E.; BERTRAND, M.F. Shear bond strength of self-etching adhesive systems to Er:YAG laser-prepared dentine with and without pulpal pressure simulation. Photomed Laser Surg., v.26, n.6, p.579-83, Dec. 2008.

CEBALLOS, L.; OSORIO, R.; TOLEDANO, M.; TAY, F. R.; MARSHALL, G.W. Bonding to Er:YAG laser treated dentin. Journal of Dental Research., v.81, n.2, p.119-122, Feb. 2002.

CECCHINI, R.C.; ZECELL, D.M.; DE OLIVEIRA, E.; DE FREITAS, P.M.; EDUARDO, C.P. Effect of Er:YAG laser on enamel acid resistance: morphological and atomic spectrometry analysis. Lasers Surg Med., v.37, n.5, p.366-72, Dec. 2005.

CELIBERTI P, FRANCESCUT P, LUSSI A. Performance of four dentine excavation methods in deciduous teeth. Caries Res.,v.40, n.2, p.117-123, 2006

CHALMERS, J.M. Minimal intervention dentistry: part 2. Strategies for addressing restorative challenges in older patients. J Can Dent Assoc., v.72, n.5, p.435-40, Jun. 2006.

CHINELATTI, M.A.; RAMOS, R.P.; CHIMELLO, D.T.; BORSATTO, M.C.; PECORA, J.D.; PALMA-DIBB, R.G. Influence of the use of Er:YAG laser for cavity preparation and surface treatment in microleakage of resin-modified glass ionomer restorations. Operative Dentistry., v.29, n.4, p.430-436, Jul-Aug. 2004.

CHINELATTI, M.A.; RAMOS, R.P.; CHIMELLO, D.T.; CORONA, S.A.M.; PECORA, J.D.; PALMA DIBB, R.G. Influence of Er:YAG laser on cavity preparation and surface treatment in microleakage of composite resin restorations. Photomed Laser Surg., v.24, n.2, p.214-8, Apr. 2006.

CORONA, S.A.M.; SOUZA, A.E.; CHINELATTI, M.A.; BORSATTO, M.C.; PECORA, J.D.; PALMA-DIBB, R.G. 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., v.25, n.1, p.26-33, Feb. 2007.

CORONA, S.A.; SOUZA-GABRIEL, A.E.; CHINELATTI, M.A.; PECORA, J.D.; BORSATO, M.C.; PALMA-DIBB, R.G. 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., v.1, n.84, p.569-75, Mar. 2008.

CORREA-AFONSO, A.M.; PÉCORA, J.D.; PALMA-DIBB, R.G. Influence of pulse repetition rate on temperature rise and working time during composite filling removal with the Er:YAG laser. Photomed Laser Surg., v.26, n.3, p.221-5, Jun. 2008.

DELMÉ KI, DE MOOR RJG. Scanning Electron Microscopic Evaluation of Enamel and Dentin Surfaces after Er:YAG Laser Preparation and Laser Conditioning. Photomedicine and Laser Surgery , v.25, n.5, 2007

DELMÉ KI, CARDOSO MV, MINE A, DE MOOR RJ, VAN MEERBEEK B. Transmission Electron Microscopic Examination of the Interface Between a Resin-Modified Glass-Ionomer and Er:YAG Laser-Irradiated Dentin. Photomed Laser Surg., Sep 2008.

DINIZ, M.B.; LEME, A.F.; CARDOSO, K.D.; RODRIGUES, J.D.; CORDEIRO, R.D. The Efficacy of Laser Fluorescence to Detect in Vitro Demineralization and Remineralization of Smooth Enamel Surfaces. Photomed Laser Surg., Jan. 2009. DOI: 10.1089/pho.2007.2230.

DOMMISCH, H.; PEUS, K.; KNEIST, S.; KRAUSE, F.; BRAUN, A.; HEDDERICH, J.; JEPSEN, S.; EBERHARD, J. Fluorescence-controlled Er:YAG laser for caries removal in permanent teeth: a randomized clinical trial. Eur J Oral Sci. v.116, n.2, p.170-176, 2008.

EBERHARD, J.; EISENBEISS, A.K; BRAUN, A.; HEDDERICH, J.; JEPSEN, S. Evaluation of selective caries removal by a fluorescence feedback-controlled Er:YAG laser in vitro. Caries Res., v.39, n.6, p.496-504, Nov-Dec. 2005.a

EBERHARD, J.; ZAHL, A.; DOMMISCH, H.; WINTER, J.; ACIL, Y.; JEPSEN, S. Heat shock induces the synthesis of the inflammatory mediator leukotriene B4 in human pulp cells. Int Endod J., v.38, n.12, p.882-8, Dec. 2005.b

EBERHARD J, BODE K, HEDDERICH J, JEPSEN S. Cavity size difference after caries removal by a fluorescence-controlled Er:YAG laser and by conventional bur treatment. Clin Oral Investig., v.12, n.4, p.311-318, Dec 2008.

FEJERSKOV O. Changing paradigms in concepts on dental caries: consequences for oral health care. Caries Res.; v.38, n.3, p.182-191, May-Jun 2004.

FIROOZMAND, L.; FARIA, R.; ARAUJO, M.A.; DI NICOLÓ, R.; HUTHALA, M.F. Temperature rise in cavities prepared by high and low torque handpieces and Er:YAG laser. Br Dent J., v.12, p.205 :E1; discussion 28-9, Jun 2008.

FREITAS, P.M.; NAVARRO, R.S.; BARROS, J.A.; DE PAULA EDUARDO, C. The use of Er:YAG laser for cavity preparation: an SEM evaluation. Microsc Res Tech., v.70, n.9, p.803-8, Sep. 2007.

GAMBOA, F.; CHAVES, M.; ESTUPIÑAN, M.; GALINDO, A. Bacteriocins in *S. mutans* strains isolated from children with and without dental caries: biotypes and sensitivity to antibiotics. Acta Odontol Latinoam., v.21, n.1, p.97-104, 2008.

GERALDO-MARTINS, V.R.; TANJI, E.Y.; WETTER, N.U.; NOGUEIRA, R.D.; EDUARDO, C.P. Intrapulpal temperature during preparation with the Er:YAG laser: an in vitro study. Photomed Laser Surg., v.23, n.2, p.182-6, Apr. 2005.

GILMOUR AS, EDMUNDS DH, NEWCOMBE RG, CLARK MF. An in vitro study into the effect of a bacterial artificial caries system on the enamel adjacent to composite and amalgam restorations. Caries Res.; v.27, n.3, p.169-175. 1993

GILMOUR AS, EDMUNDS DH, NEWCOMBE RG. Prevalence and depth of artificial caries-like lesions adjacent to cavities prepared in roots and restored with a glass ionomer or a dentin-bonded composite material. J Dent Res.; v.76, n.12, p.1854-1861. Dec 1997.

GIMBEL, C.B. Hard tissue laser procedures. Dental Clinics of North America, Philadelphia., v.44, n.4, p.931-953, Oct. 2000.

HIBST, R. J. Lasers for caries removal and cavity preparation: state of the art and future directions. Oral Laser Applications., v.2, n.4, p.203-211, 2002.

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 in Surgery and Medicine., v.9, p.338-344, 1989.

HOSSAIN, M.; NAKAMURA, Y.; YAMADA, Y.; KIMURA, Y.; NAKAMURA, G.; MATSUMOTO, K. Ablation depths and morphological changes in human enamel and dentin after Er:YAG laser irradiation with and without water mist. Journal of Clinical Laser Medicine and Surgery., v.17, n.3, p.105-109, Jun. 1999.

HSU, J.; FOX, J.L.; HIGUCHI, W.I.; OTSUKA, M.; YU, D.; POWELL, G.L. Heat-treatment-induced reduction in the apparent solubility of human dental enamel. J Dent Res., v.73, n.12, p.1848-53, Dec. 1994.

JACOBSEN, P.H.; ROBINSON, P.B. Basic techniques and materials for conservative dentistry: I Cavity preparation. J Dent., v.8, n.4, p.283-91, Dec. 1980.

JEFFREY, I.W.; LAWRENSON, B.; SAUNDERS, E.M.; LONGBOTTOM, C. Dentinal temperature transients caused by exposure to CO₂ laser irradiation and possible pulpal damage. J Dent., v.18, n.1, p.31-6, Feb. 1990.

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, v. 2672, p.193-196. 1996.

JOST-BRINKMANN, P.G.; RADLANSKI, R.J.; ARTUN, J.; LOIDL, H. Risk of pulp damage due to temperature increase during thermodebonding of ceramic brackets. Eur J Orthod., v.19, n.6, p.623-8, Dec. 1997.

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., v. 17, n. 2, p. 125-138, 1998.

KELLER, U.; HIBST, R. Er:YAG laser effects on soft and hard dental tissues. In: MISERANDINO, L.J.; PICK, R.M. *Laser in Dentistry*. Chicago: Quintessence. p.161-172, 1995.

KIM, M.E.; JEOUNG, D.J.; KIM, K.S. Effects of water flow on dental hard tissue ablation using Er:YAG laser. *Journal of Clinical Laser Medicine and Surgery.*, v. 21, n. 3, p. 139-144, Jun. 2003.

KIDD, E.A. How 'clean' must a cavity be before restoration? *Caries Res.*, v.38, n.3, p.305-13, May-Jun. 2004.

KIDD, E.A.; FEJERSKOV, O. What constitutes dental caries? Histopathology of carious enamel and dentin related to the action of cariogenic biofilms. *J Dent Res.*, v.83, 2004.

KUBOKI, Y.; OHGUSHI, K.; FUSAYAMA, T. Collagen biochemistry of the two layers of carious dentin. *J Dent Res.*, v.56, n.10, p.1233-7, Oct. 1977.

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*, p. 12-16, 1998.

KÜHNISCH J, ZIEHE A, BRANDSTÄDT A, HEINRICH-WELTZIEN R. An in vitro study of the reliability of DIAGNOdent measurements. *J Oral Rehabil.* V.31, n.9, p.:895-89, Sep 2004.;

LLOYD, B.A.; MCGINLEY, M.B.; BROWN, W.S. Thermal stress in teeth. *J Dent Res.*, v.57, n.4, p.571-82, Apr. 1978.

LEMOES, J.A.; BURNE, R.A. A model of efficiency: stress tolerance by *Streptococcus mutans*. *Microbiology.*, v.154, n.11, p.3247-55, Nov. 2008.

LI, Z.Z.; CODE, J.E.; VAN DE MERWE, W.P. Er:YAG laser ablation of enamel and dentin of human teeth: determination of ablation rates at various fluences and pulses repetition rates. Laser in Surgery and Medicine., v.12, n.6, p. 625-630, 1992.

LOBO MM, GONÇALVES RB, AMBROSANO GM, PIMENTA LA. Chemical or microbiological models of secondary caries development around different dental restorative materials. J Biomed Mater Res B Appl Biomater.;v. 74, n.2, p.725-731, Aug 2005.

LUSSI, A.; HIBST, R.; PAULUS, R. DIAGNOdent: An Optical Method for Caries Detection. J Dent Res., Spec Iss C:C80-C83, 2004.

LUSSI, A.; HACK, A.; HUG, I.; HECKENBERGER, H.; MEGERT, B.; STICH, H. Detection of Approximal Caries with a New Laser Fluorescence Device. Caries Res., v.40, n.2, p.97-103, 2006.

MARTINEZ-INSUA, A.; DA SILVA DOMINGUEZ, L.; RIVERA, F.G.; SANTANA-PENIN, U.A. Differences in bonding to acid-etched or Er: YAG-laser-treated enamel and dentin surfaces. Journal of Prosthetic Dentistry., v. 84, n.3, p.280-288, Sep. 2000.

MATSUMOTO, K.; NAKAMURA, Y.; MAZEKI, K.; KIMURA, Y. Clinical dental application of Er:YAG laser for class V cavity preparation. Journal of Clinical Laser Medicine and Surgery., v.14, n.13, p.123-127, Jun. 1996.

MEHL, A.; KREMERS, L.; SALZMANN, K.; HICKEL, R. 3D volume-ablation rate and thermal side effects with the Er:YAG and Nd:YAG laser. Dental Materials., v.13, n.4, p.246-251, Jul. 1997.

MENDES GC, BRANDÃO TR, SILVA CL. Ethylene oxide sterilization of medical devices: a review. Am J Infect Control.,v.35, n.9, p:574-581. Nov. 2007

MERCER, C.E.; ANDERSON, P.; DAVIS, G.R. Sequential 3D X-ray microtomographic measurement of enamel and dentine ablation by an Er:YAG laser. *British Dental J*, v.194, n.2, p.99-104, Jan. 2003.

MONDELLI, J.; VIEIRA, D.F. The strength of class II amalgam restorations with and without pins. *J Prosthet Dent.*, v. 28, n.2, p.179-88, Aug.1972.

MONGHINI, E. M.; WANDERLEY, R. L.; PECORA, J. D.; PALMA-DIBB, R. G.; CORONA, S. A. M.; BORSATTO, M. C. Bond strength to dentin of primary teeth irradiated with varying Er:YAG laser energies and SEM examination of the surface morphology. *Lasers in Surgery and Medicine.*, v.34, n.3, p.254-259, 2004.

MOUNT, G.J. A new paradigm for operative dentistry. *Aust Dent J.*, v.52, n.4, p.264-70, Dec. 2007.

MURDOCH-KINCH, C.A.; MCLEAN, M.E. Minimally invasive dentistry. *J Am Dent Assoc.*, v.134, n.1, p.87-95, Jan. 2003.

NAKAJIMA, M.; SANO, H.; BURROW, M.F.; TAGAMI, J.; YOSHIYAMA, M.; EBISU, S.; CIUCCHI, B.; RUSSELL, C.M.; PASHLEY, D.H. Tensile bond strength and SEM evaluation of caries-affected dentin using dentin adhesives. *J Dent Res.*, v.74, n.10, p.1679-88, Oct. 1995.

NAKORNCHAI, S.; HARNIRATTISAI, C.; SURARIT, R.; THIRADILOK, S. Microtensile bond strength of a total-etching versus self-etching adhesive to caries-affected and intact dentin in primary teeth. *J Am Dent Assoc.*, v.136, n.4, p.477-83, Apr. 2005.

NOMURA, R.; NAKANO, K.; NEMOTO, H.; FUJITA, K.; INAGAKI, S.; TAKAHASHI, T.; TANIGUCHI, K.; TAKEDA, M.; YOSHIOKA, H.; AMANO, A.; OOSHIMA, T. Isolation and characterization of *Streptococcus mutans* in heart valve and dental plaque specimens from a patient with infective endocarditis. *J Med Microbiol.*, v.55, n.8, p.1135-40, Aug. 2006.

OSUKA K, AMAGAI T, KUKIDOME N, TAKASE Y, AIDA S, HIRAI Y. Effect of Dentin Hardness on Ablation Rate with Er:YAG Laser. Photomed Laser Surg., Nov 2008.

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., v.20, n.3, p.129-133, Jun. 2002.

PADDICK, J.S.; BRAILSFORD, S.R.; KIDD, E.A.; BEIGHTON, D. Phenotypic and genotypic selection of microbiota surviving under dental restorations. Appl Environ Microbiol., v.71, n.5, p.2467-72, May. 2005.

PARKER, S. Surgical lasers and hard dental tissue. Br Dent J., v.28, n.8, p.445-54, Apr. 2007.

PICKARD, H.M. Conservative dentistry in the past century. Br Dent J., v.149, n.1, p.5-8, Jul. 1980.

PITTS, N.B. Are we ready to move from operative to non-operative/preventive treatment of dental caries in clinical practice? Caries Res., v.38, n.3, p.294-304, May. 2004.

RAMOS, R.P.; PALMA-DIBB, R.G.; CHIMELLO, D.T.; CHINELATTI, M.A.; PECORA, J.D. Effect of Er:YAG laser on bond strength to dentin of a self-etching primer and two single-bottle adhesive systems. Lasers in Surgery and Medicine., v.31, n.3, p.164-170, 2002.

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., v.26, n.6, p.523-529, Dec 2008.

RAUCCI-NETO, W.; DE CASTRO, L.M.; CORRÊA-AFONSO, A.M.; DA SILVA, R.S.; PÉCOR, J.D.; PALMA-DIBB, R.G. Assessment of thermal alteration

during class V cavity preparation using the Er:YAG laser. Photomed Laser Surg., v.25, n.4, p.281-6, Aug. 2007.

SATTABANASUK, V.; BURROW, M.F.; SHIMADA, Y.; TAGAMI, J. Resin adhesion to caries-affected dentine after different removal methods. Aust Dent J., v.51, n.2, p.162-9, Jun. 2006.

SAXENA, D.; CAUFIELD, P.W.; LI, Y.; BROWN, S.; SONG, J.; NORMAN, R. Genetic classification of severe early childhood caries by use of subtracted DNA fragments from *Streptococcus mutans*. J Clin Microbiol., v.46, n.9, p.2868-73, Sep. 2008.

SHIGETANI, Y.; TAKENAKA, S.; OKAMOTO, A.; ABU-BAKR, N.; IWAKU, M.; OKIJI, T. Impact of *Streptococcus mutans* on the generation of fluorescence from artificially induced enamel and dentin carious lesions in vitro. Odontology., v.96, n.1, p.21-5, Jul. 2008.

SIDAWAY, A.; MARSLAND, E.A.; ROWLES, S.L.; MACGREGOR, A.B. The artificial mouth in caries research. Proc r Soc Med., v.57, p.1065-9, Nov. 1964.

SOUZA-GABRIEL, A.E.; AMARAL, F.L.; PECORA, J. D.; PALMA-DIBB, R. G.; CORONA, S. A. M. Shear bond strength of resin-modified glass ionomer cements to Er:YAG laser-treated tooth structure. Oper Dent., v.31, n.2, p.212-8, Mar. 2006.

SULEWSKI, J.G. Histological survey of laser dentistry. Dental Clinics of North America., v.44, n.4, p.717-752, Aug. 2000.

TAKAMORI, K.; FURUKAWA, H.; MORIKAWA, Y.; KATAYAMA, T.; WATANABE, S. Basic study on vibrations during tooth preparations caused by high-speed drilling and Er:YAG laser irradiation. Lasers in Surgery and Medicine., v.32, n.1, p.25-31, 2003.

TANNER, A.N. Inlay cavity preparation for extensive restorations. Br Dent J., v.129, n.11, p.501-9, Dec. 1970.

TACHIBANA, A.; MARQUES, M.M.; SOLER, J.M.; MATOS, A.B. Erbium, chromium:yttrium scandium gallium garnet laser for caries removal: influence on bonding of a self-etching adhesive system. Lasers Med Sci., v.23, n.4, p.435-41, Oct. 2008.

TEN CATE, J.M. Remineralization of caries lesions extending into dentin. J Dent Res., v.80, n.5, p.1407-11, May. 2001.

TYAS, M.J.; ANUSAVICE, K.J.; FRENCKEN, J.E.; MOUNT, G.J. Minimal intervention dentistry-a review. FDI Commission Project 1-97. Int Dent J., v.50, n.1, p.1-12, Feb. 2000.

VISURI, S.R; GILBERT, J.L.; WRIGHT, D.D; WIGDOR, H.A.; WALSH, J.T. Shear strength of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin. Journal of Dental Research., v.75, n.1, p.599-605, Jan. 1996.

WRIGHT, W.G.; THELWELL, C.; SVENSSON, B.; RUSSELL, R.R. Inhibition of catalytic and glucan-binding activities of a streptococcal GTF forming insoluble glucans. Caries Res., v.36, n.5, p.353-9. Oct. 2002.

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., v.19, n.5, p.239-43, Oct. 2001.

YONEMOTO, K.; EGURO, T.; MAEDA, T.; TANAKA, H. Application of DIAGNOdentw as a guide for removing carious dentin with Er:YAG laser. Journal of Dentistry, v.34, p. 269-276, 2006.

YOSHIYAMA, M.; TAY, F.R.; DOI, J.; NISHITANI, Y.; YAMADA, T.; ITOU, K.; CARVALHO, R.M.; NAKAJIMA, M.; PASHLEY, D.H. Bonding of self-etch and total-etch adhesives to carious dentin. J Dent Res., v.81, n.8, p.556-60, Aug. 2002.

ZACH, L.; COHEN, G. (1965). Pulp response to externally applied heat. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 19, 515-30

ANEXOS



ANEXOS

Anexo A – Carta de doação dos dentes (Banco de Dentes da FORP-USP)

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO
BANCO DE DENTES HUMANOS



DECLARAÇÃO AO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

Para fins de avaliação pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) dessa instituição, o Banco de dentes da FORP – USP compromete-se, mais uma vez, a auxiliar pesquisadores na realização de seus projetos.

Sendo assim, após a aprovação do CEP, nossa contribuição consistirá no oferecimento de 60 terceiros molares para a execução do trabalho de pesquisa intitulado "Avaliação da remoção de dentina cariada e alteração de temperatura utilizando laser Er:YAG" a ser realizado por Walter Raucci Neto e orientado pela Profa. Dra. Regina Guenka Palma Dibb.

Ribeirão Preto, 22 de setembro de 2006.

Coordenador Geral

Anexo B - Carta de aprovação do comitê de ética



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/404/FORP/27102006

Prezado(a) Professor(a),

Ref.: Processo n. 2006.1.1042.58.8
Caee n. 0053.0.138.000-06

De ordem da Senhora Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa desta Faculdade, informamos que o referido Comitê, em 72ª Sessão, realizada no dia 25 de outubro de 2006, deliberou **aprovar** o Projeto de Pesquisa envolvendo seres humanos intitulado: **"Avaliação da remoção de dentina cariada e alteração de temperatura utilizando laser Er: YAG"**, a ser desenvolvido por Vossa Senhoria na Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, devendo o atestado para publicação final ser expedido pelo Comitê de Ética em Pesquisa, após a entrega e aprovação do Relatório Final pelo referido Comitê.

Na oportunidade, lembramos da necessidade de entregar na Secretaria do Comitê, o **Relatório Parcial** até o dia **28 de fevereiro de 2008**, e o **Relatório Final** até o dia **28 de fevereiro de 2009**, com o formulário preenchido pelo pesquisador responsável conforme modelo que se encontra no *site* da FORP/USP (*link*: Comissões - Comitê de Ética em Pesquisa – Formulários do Pesquisador para entrega dos Relatórios Parcial ou Final).

Atenciosamente,

Glauce Della Rosa
 Secretária do Comitê de Ética em Pesquisa

Ilma. Sra.
Profa. Dra. REGINA GUENKA PALMA DIBB
 Professora Associada do Departamento de Odontologia Restauradora - FORP/USP

GDR/abep

Anexo C - Comprovante de envio do artigo referente à dissertação

Photomedicine and Laser Surgery - Manuscript ID PHO-2009-2531 - Entrada - Yahoo! M... Page 2 of 3

E-mail	Endereços	Agenda	Bloco de notas	Quais as novidades? Opções
Verificar e-mail	Escrever	Buscar no Yahoo! Mail		Buscar na web

Uma namorada gata. Aqui!

Pastas [Adicionar - Editar]

Entrada

Rascunhos

Enviadas

Spam [Esvaziar]

Lixeira [Esvaziar]

Minhas pastas [Ocultar]

Forp

Iniciação

Mestrado

neto

Atalhos de busca

Minhas fotos

Meus anexos

Toques no celular. O 1º é Grátis!

Superinteressante Pague 9x R\$13,97

Estamos na era da futilidade?

Baixe Toques MP3 e Jogos!

anterior | próxima | Voltar para as mensagens Marcar como não lida | Imprimir

[Apagar](#)
[Responder](#)
[Encaminhar](#)
[Spam](#)
[Mover...](#)

Photomedicine and Laser Surgery - Manuscript ID PHO-2009-2531

Segunda-feira, 16 de Fevereiro de 2009 15:10

De: "jchapman@liebertpub.com" <jchapman@liebertpub.com>

Para: rauccineto@yahoo.com.br

16-Feb-2009

Dear Dr. Raucci-Neto:

Your manuscript entitled "Assessment of thermal alteration during caries removal using Er:YAG laser" has been successfully submitted online and is presently being given full consideration for publication in Photomedicine and Laser Surgery.

However, we would like to inform you that if your manuscript, which includes text, abstract, references and tables or figures, is not formatted according to the author instructions, we will not be able to process your submission. We will notify you of the changes to be made and unsubmit your paper, enabling you to implement the formatting corrections and re-submit once they are complete.

Your manuscript ID is PHO-2009-2531.

Please mention the above manuscript ID in all future correspondence or when calling the office for questions. If there are any changes in your street address or e-mail address, please log in to Manuscript Central at <http://mc.manuscriptcentral.com/photomedicine> and edit your user information as appropriate.

You can also view the status of your manuscript at any time by checking your Author Center after logging in to <http://mc.manuscriptcentral.com/photomedicine>.

Thank you for submitting your manuscript to Photomedicine and Laser Surgery.

Sincerely,
Photomedicine and Laser Surgery Editorial Office

[Apagar](#)
[Responder](#)
[Encaminhar](#)
[Spam](#)
[Mover...](#)

anterior | próxima | Voltar para as mensagens Selecionar a codificação da mensagem | Cabeçalhos completos

Verificar e-mail	Escrever	Buscar no Yahoo! Mail	Buscar na web
----------------------------------	--------------------------	---------------------------------------	-------------------------------

Copyright © 1994-2008 Yahoo!. Todos os direitos reservados. Termos do Serviço

<http://br.mc505.mail.yahoo.com/mc/showMessage?fid=Inbox&sort=date&order=down&st...> 16/2/2009