



*Universidade Estadual Paulista
Campus de Araraquara*

JOÃO FERNANDO KINA

**“Análise Histopatológica Comparativa de Polpas Humanas após Confeção de
Cavidades de Classe I com Turbina de Alta Velocidade ou Laser de Er:YAG.”**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em
Dentística Restauradora da Faculdade de Odontologia de
Araraquara, da Universidade Estadual Paulista, para
obtenção do título de Doutor em Dentística Restauradora.

Orientador: Prof. Dr. Carlos Alberto de Souza Costa.

Araraquara

2008



*Universidade Estadual Paulista
Campus de Araraquara*

JOÃO FERNANDO KINA

“Análise Histopatológica Comparativa de Polpas Humanas após Confecção de Cavidades de Classe I com Turbina de Alta Velocidade ou Laser de Er:YAG.”

Comissão Julgadora

TESE PARA OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR

Presidente e Orientador: Prof. Dr. Carlos Alberto de Souza Costa.

2º Examinadora: Profa. Dra. Elisa Maria Aparecida Giro.

3º Examinador: Prof. Dr. Marcelo Ferrarezi de Andrade.

4º Examinador: Prof. Dr. Marcelo Giannini.

5º Examinador: Prof. Dr. André Luiz Fraga Briso.

Araraquara, 28 de Março de 2008.

JOÃO FERNANDO KINA

DADOS CURRICULARES

Nascimento	17. 02. 63 – Araraquara / S.P.
Filiação	José Kina. Carmen Kina.
1982/1986	Curso de Graduação em Odontologia na Faculdade de Odontologia de Lins.
1988/1989	Curso de Especialização em Dentística Restauradora na Associação Paulista de Cirurgiões Dentistas – Regional de Araraquara.
1988/1989	Curso de Especialização em Periodontia na Associação Paulista de Cirurgiões Dentistas – Regional de Araraquara.
2002/2004	Curso de Pós-Graduação em Dentística Restauradora, nível de Mestrado, na Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP.
2004/2008	Curso de Pós-Graduação em Dentística Restauradora, nível de Doutorado, na Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP.

*“Um escasso conhecimento do mundo
é suficiente para convencer qualquer
pessoa de que ações, e não palavras,
são o verdadeiro critério para o
estabelecimento do vínculo com os amigos”.*

George Washington.

Dedico este trabalho.....

À Deus

Por permitir a minha evolução a cada novo dia.....pelos inúmeros momentos felizes e mesmo os infelizes, dentre os quais aperfeiçoam o meu espírito, permitindo me tornar um ser humano cada vez melhor !!!

À minha avó Kame & ao meu pai José (in memorian)

Pelo carinho, confiança e dignidade, além de tantos outros sentimentos nobres e verdadeiros que me foram transmitidos ao longo de suas existências
Vocês foram e sempre serão grandes exemplos !!!

À minha mãe Carmen,

por me amar da forma mais bela e intensa,
sempre abrindo mão de seus sonhos para a realização dos meus;

Aos meus irmãos **Ricardo & Antônio,**

pelos ensinamentos constantes, afeto e carinho !!!

Às minhas tias **Lourdes, Virgínia & Maria Adélia,**

por estarem do meu lado durante todos esses anos !!!

Às minhas sobrinhas **Juliana & Mônica**, pelo companheirismo de todos
esses anos de convivência, por querermos tão bem uns aos outros !!!

Às minhas cunhadas **Mali & Nice**, pelo sorriso afetuoso,
alegria do companheirismo e inspiração espiritual que sentimos
quando alguém acredita em nós e nos oferece sua confiança !!!

Aos meus pais americanos **Robert & Mel**, por terem me amado
de forma tão intensa desde o primeiro instante em que me conheceram,
por terem me incluído literalmente em suas vidas !!!

Ao meu **tio Pedro** (in memorian), pelo sorriso de cada dia, pelo entusiasmo
transparente e contagiante e pelo exemplo de ser humano.....
Que privilégio ter sido parte desta convivência !!!

À minha **tia Maria** (in memorian), por sua transparência e coragem invejável,
sempre impulsionando os membros da família a lutar e vencer,
sem contudo esquecer, o respeito que devemos ter pelo nosso semelhante;

Agradecimentos Especiais

Ao Mestre **Prof. Dr. Carlos Alberto de Souza Costa**, por quem tive o enorme privilégio de ser orientado desde o Curso de Mestrado. Pelo exemplo de pesquisador, ser humano digno, nobre e honesto. Pela seriedade, dedicação, paciência e confiança, além de todos os conhecimentos transmitidos de forma incondicional.

Pela grande contribuição na realização deste trabalho.

Por tudo isso, sou e serei eternamente grato !!!

Às **Profas. Dras. Josimeri Hebling & Elisa Maria Aparecida Giro**, por terem me acolhido de coração aberto junto ao Departamento de Clínica Infantil, a fim de que eu pudesse realizar a etapa clínica deste e de outros trabalhos.

Pelo apoio incondicional, incentivo e amizade sincera !!!

À amiga **Maria Angélica Bombardi Zanin**, com quem aprendi na prática o significado da palavra esperança; pelo seu dom de ouvir as pessoas e compartilhar com os outros suas incríveis experiências !!!

Aos amigos **Pablino Cáceres Benitez, Cristina Yoshie Takeuchi**,

Cláudia Huck, Cláudia Buainain, Fabrício & Tálita Luscino,

Silvinha Lustosa, Fabiana Takatsui, Taís Cruz Martinez,

Adriano Mendonça, Hérica Adad Ricci, Rafael (Maceió),

Juliana Pirola Garcia, Beth Chinen, Sr. Jaime.....

que mais do que amigos, tornaram-se meus “irmãos de coração”.

Pela cumplicidade e certeza absoluta de sempre poder contar com vocês !!!

Pessoas que admiro muito por saberem o real valor de uma amizade sincera,

e a quem sou devedor das muitas palavras de conforto recebidas,

quando tudo parecia estar perdido.....

Às amigas **Nancy Tomoko Sacono, Camila Fávero de Oliveira**

& Emi Mariane Sanabe.....

Agradeço a Deus por tê-las colocado em meu caminho.....pelo entusiasmo
transparente e contagiante, pelos momentos de cumplicidade, por

ajudarem no meu crescimento profissional. Vocês são demais !!!

Ao professor de informática **Luiz Carlos Ribeiro & sua esposa Simone,**

pelos anos de convivência, paciência, amizade e intensa contribuição

para o meu conhecimento junto à informática.

Ao **Prof. Dr. Marcelo Ferrarezi de Andrade**, amigo para sempre.....

Pela forma humilde, amigável e atenciosa de ser.

Pelo precioso dom de ouvir as pessoas e resolver seus problemas

de forma simples e objetiva. Pelos incentivos constantes e inúmeras

oportunidades criadas durante estes anos de convívio;

Aos amigos **Isana Álvares Ferreira** e seus pais, **Antônio & Dalvanira;**
Miguel Laprega; Carol, Luísa & Bruno de Natal; **Issao Karia; Laura & Roberto**
Andrade; Márcia Pirolla; Rosane Lizarelli, Merê, Carla Fontana, Lili, Cristina
Kurachi e Fernando (Grupo de Óptica de São Carlos/USP); Rodrigo Rocha; irmã
Suzana; Marcos & Marici (Catanduva), **João Gustavo** (Prótese) e **aos amigos do**
Grupo de Estudo da Disciplina de Patologia e Biomateriais,
pelo convívio amigo, sincero e respeitoso;

Aos membros da GESTOS (**Ozita, Juçara, Adriana e Gisele**) pelo carinho e
atenção com que sempre me receberam, sempre dispostas a me ajudar
na triagem dos pacientes. Agradeço de coração tudo que fizeram por mim;

À **Cristiane & Maurício Sakima**, pelo carinho e atenção e auxílio constante
na triagem dos pacientes. Vocês são pessoas muito especiais !!!

À querida **Maria da Glória Vieira**, por todos os momentos vividos.....
pelos excelentes cortes e colorações histológicas imprescindíveis para
a realização deste trabalho !!!

Ao **José A.S. Zuanon**, pela enorme contribuição e auxílio constante
na etapa de inclusão das amostras em parafina à vácuo.
Você foi parte fundamental deste trabalho !!!

Aos técnicos do laboratório de Histologia, **Luis Antônio Potenza** e

Pedro Sérgio Simões, pela disponibilidade e auxílio em todos os momentos;

Ao amigo **Moacir Perego**, pela amizade e preciosas informações sobre o
mecanismo de funcionamento do sistema de alta velocidade;

Ao amigo **Marcelo Brito Conte** (técnico do laboratório de Anatomia),
pela disponibilidade e auxílio constante;

À Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP,
na pessoa da **Profa. Dra. Rosemary Adriana Chiérnici Marcantonio**
e do **Prof. Dr. José Cláudio Martins Segalla**;

Aos pacientes

jamais poderia deixar de agradecer àqueles que contribuíram de

forma tão valiosa ao desenvolvimento desse trabalho !!!

A todos vocês, a minha profunda gratidão !!!

Agradecimentos

A realização deste trabalho só foi possível graças à colaboração de inúmeras pessoas e instituições. O meu eterno reconhecimento a todos, em especial:

À Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista – UNESP, representada pelos Professores Doutores **José Cláudio Martins Segalla, Diretor & Andréia Affonso Montandon Barreto, Vice-Diretora;**

Aos **Professores da Disciplina de Dentística Restauradora** da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP, pela credibilidade e confiança que me dispensaram quando do meu retorno à Odontologia;

Aos Amigos da Pós-Graduação na área de Dentística Restauradora:
Cristina, Cláudia, Júlio, Leonardo, Renato, Rinaldo e Walison
pelo convívio amigo e inesquecível;

Aos Funcionários das Disciplinas de Dentística Restauradora e Endodontia: **Maria, Adriana, Cida, Wanderlei, Creusa, Celinha, Marinho e Pedro**, por estarem sempre dispostos a me ajudar, pela amizade sincera e carinho constante;

Aos Funcionários da Seção de Pós-Graduação: **Mara, Rosângela,**

Alexandre e Flávia, pela compreensão, amizade e tudo que vocês fizeram
por mim durante todos estes anos de pós-graduação;

Aos Funcionários da Biblioteca: **Maria Inês, Silvinha, Eliana,**
Adriano, Odete, Maria Helena, Maria, Ceres e Marley,
pessoas especiais, sempre atenciosas e amigas;

Aos Funcionários responsáveis pela manutenção dos equipos odontológicos e
aparelhos: **Ariovaldo, Wilson & Luiz Carlos**, pela dedicação e
eficiência dos serviços prestados;

As Funcionárias da Triagem: **Olga & Bernadete**, pela amizade, atenção e carinho;

Aos Funcionários e Amigos da Clínica de Emergência: **Marisa, Ângela, Fátima,**
Guto & Tander, pela amizade e apoio que sempre me dispensaram;

Aos Funcionários da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP:
Nice, Gueomar, Elza, Nunes, Géa, Eliazer, Luís, Rodrigo, Noêmia & Marta
pelo carinho a cada início do dia;

Aos Amigos das áreas de **Endodontia, Periodontia, Prótese & Odontopediatria,**
pelo convívio e alegria trocadas em todas as oportunidades;

Ao Prof. Dr. Tatsuko Sakima e às funcionárias da APCD Regional
de Araraquara: **Queli & Márcia**, pela valiosa ajuda na triagem dos
pacientes para a realização desta pesquisa;

Às **Funcionárias da FAEPO** pelo carinho que sempre me dispensaram
durante estes anos de convívio;

Aos **Profs. Drs. Renato Leonardo & Fábio Luiz Camargo Villela Berbert**
pela confiança e amizade que sempre me dispensaram;

Aos funcionários da Esterilização, **Marquinhos, Aurelúcia & Paulo**
pela amizade sincera e serviços prestados;

Às funcionárias da Odontopediatria, **Tânia, Odete, Sônia & Célia** por terem me
recebido de forma tão carinhosa;

A todos os membros da Universidade Guarulhos, especialmente às alunas
Aline, Cláudia & Michele, à técnica de laboratório **Izilvânia** e aos professores
André Figueiredo Reis (Odontologia) e **Rose** (Farmácia),
pela amizade, carinho e apoio constante durante o período
em que permaneci nesta referida Universidade;

A todos os **Professores & Funcionários** da Faculdade de Odontologia de
Araraquara – UNESP, pela amizade e atenção dedicada;

À **3M ESPE** do Brasil, pela doação do adesivo dental Adper Single Bond
utilizado na metodologia deste trabalho.

A todos que direta ou indiretamente contribuíram

para a realização deste trabalho,

o meu profundo & sincero agradecimento !!!

*“O exemplo é uma força que repercute de
maneira imediata, longe ou perto de nós...
certamente que não podemos nos
responsabilizar pelas atitudes dos outros,
pois cada qual é livre para fazer o que quer...
todavia, é impossível negar que nossas
atitudes inspiram atitudes,
seja no bem quanto no mal”.*

Chico Xavier.

Resumo.....	19
Abstract.....	22
1 Introdução.....	25
2 Revisão da Literatura.....	34
3 Proposição.....	85
4 Material e Método.....	87
5 Resultado.....	114
6 Discussão.....	126
7 Conclusão.....	149
8 Referências.....	151
9 Anexos.....	168

Kina JF. Análise histopatológica comparativa de polpas humanas após confecção de cavidades de classe I com turbina de alta velocidade ou laser de Er:YAG [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2008.

RESUMO

O objetivo da presente pesquisa foi avaliar comparativamente, através de análise histopatológica, as respostas de polpas humanas após confecção de cavidades de classe I, utilizando-se turbina de alta velocidade ou sistema laser de Er:YAG. Pré-molares inferiores hígidos recomendados para extração devido ao tratamento ortodôntico foram selecionados, sendo que os pares de dentes pertencentes aos mesmos pacientes foram aleatoriamente divididos de acordo com os seguintes grupos experimentais (n=6): Grupo 1 – alta velocidade; e Grupo 2 – laser de Er:YAG. As cavidades com profundidade média de 2,5mm tiveram a parede pulpar forrada com material biocompatível, sendo então restauradas com resina composta e sistema adesivo. No Grupo 3 (controle), os dentes não receberam qualquer tipo de tratamento. Quinze dias após a confecção e restauração das cavidades, os dentes foram extraídos, fixados em formalina tamponada, descalcificados em solução de Morse e processados em laboratório para inclusão em parafina. Cortes histológicos com 6µm de espessura foram corados com H/E, Tricrômico de Masson e pela técnica de Brown & Brenn e então avaliados em microscopia de luz. Para o Grupo 1 (alta velocidade), 5 dentes não apresentavam reação inflamatória, porém 3 deles exibiam discreta ruptura da camada de

odontoblastos com degeneração hidrópica destas células pulpare. Em apenas 1 espécime, cuja espessura de dentina remanescente (EDR) entre o assoalho da cavidade e a polpa coronária era de 214µm, foi observado significativa degeneração de odontoblastos, associado à ampla área de hialinização da matriz extracelular. Neste Grupo 1, as cavidades profundas apresentavam, em média, EDR de 909,5µm. Para o Grupo 2 (laser), exposição acidental da polpa ocorreu em 1 espécime, o qual foi descartado do experimento. Com relação aos outros 5 espécimes, 4 exibiam polpa com características histológicas de normalidade, sendo que apenas 1 espécime (EDR = 413µm) apresentava moderada desorganização tecidual, caracterizada por notável ruptura da camada de odontoblastos, os quais exibiam degeneração hidrópica. Neste Grupo 2, as cavidades profundas apresentavam, em média, EDR de 935,2µm. De acordo com as metodologias empregadas na presente pesquisa e baseado nos resultados histopatológicos obtidos, foi possível concluir que ambos sistemas são eficientes para o procedimento de preparo de cavidades profundas em dentes humanos. Quando comparado ao laser de Er:YAG, o sistema de alta velocidade causou maiores alterações estruturais na polpa, apesar de não ter induzido processos inflamatórios definidos. Porém, quando a EDR entre o assoalho da cavidade e a polpa foi menor do que 500µm, ambos sistemas causaram danos pulpare caracterizados por importante reação inflamatória associada à desorganização tecidual.

Palavras-chave: Polpa dentária; preparo da cavidade dentária; equipamentos odontológicos de alta rotação; lasers; dentina.

Kina JF. Histopathological evaluation of human pulps after class I cavity preparation by using high speed handpiece or Er:YAG laser system [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2008.

ABSTRACT

The aim of this in vivo study was to evaluate and to compare the histopathological response of human pulps after cavity preparation by using high speed or Er:YAG laser systems. Sound premolars were selected and randomly divided into two experimental groups (n = 6) as following: Group 1: High speed; and Group 2: Er:YAG Laser. Class I cavities, 2.5mm deep, were prepared and their pulpal walls were lined with a biocompatible dental material. The cavities were restored with adhesive system and composite resin. Intact premolars were used in Group 3 (control). Fifteen days after the clinical procedures of cavity preparation, the teeth were extracted, fixed in 10% formalin, decalcified in Morse solution, and processed for paraffin embedding. The histological sections, 6µm thick, were stained with H/E, Masson's trichrome and Brown & Brenn technique and evaluated in light microscope. In Group 1 (High Speed), 5 specimens did not present inflammatory reaction. However, 3 of them exhibited odontoblast layer disruption as well as hydropic degeneration of these pulp cells. In only 1 specimen, which presented

remaining dentin thickness (RDT) between the cavity floor and the coronary pulp of 214µm, notable odontoblast degeneration associated with hyaline alteration of the extracellular matrix was observed. In this Group 1 the mean of the RDT was 909.5µm. In Group 2 (Er:YAG Laser), unexpected pulp exposure occurred in 1 specimen, which was taken out of the experiment. Four specimens exhibited normal histological characteristics of the pulp tissue. Only 1 specimen (RDT = 413µm) showed moderate tissue disorganization characterized by odontoblast layer disruption. The odontoblast cells exhibited hydropic degeneration. In this Group 2 the mean of the RDT was 935.2µm. According to the methods applied in this in vivo study and based upon the histopathological results observed, it was concluded that both systems (high speed and Er:YAG laser) are efficient to perform cavity preparations. When compared to the Er:YAG laser, the high speed system caused greater disorganization of the pulp tissue with no significant inflammatory reaction. However, both systems used to prepare very deep cavities (RDT < 500µm) caused pulpal damage characterized by a defined inflammatory response and tissue disorganization.

Keywords: Dental pulp; cavity preparation; high speed handpiece; laser; dentin.

1 INTRODUÇÃO

Os principais componentes do complexo dentino-pulpar são a dentina, a qual é uma estrutura tubular e a polpa dental, caracterizada pela presença da camada odontoblástica, zona acelular de Weil, zona rica em células e porção central. Apesar das diferenças estruturais e de composição, polpa e dentina estão intimamente relacionadas entre si, de tal forma que os processos fisiológicos, bem como os patológicos de diferentes origens, resultam em respostas conjuntas. Esta íntima relação pode ser constatada desde o processo de desenvolvimento do órgão dental, quando células do tecido pulpar são responsáveis pela formação, organização e maturação das fibrilas de colágeno e proteoglicanas presentes na dentina. A matriz dentinária é sintetizada e secretada por células pulpares pós-mitóticas altamente diferenciadas, as quais são originadas à partir de células mesenquimais localizadas na periferia da papila dental ²⁴. Cada célula mesenquimal indiferenciada origina células-filha por meio de sucessivas divisões celulares (mitoses) após serem induzidas por fatores de crescimento (BMP-2, BMP-4 e TGF- β 1). A partir de então, as células da periferia da papila dentária tornam-se competentes e se diferenciam em odontoblastos, tornando-se capazes de sintetizar e secretar componentes que caracterizam a matriz orgânica da

dentina ²⁴. Durante a dentinogênese, fibrilas de colágeno e outros componentes da matriz intercelular, tais como lipídeos, fosfoproteínas, fosfolipídios e proteínas que contêm γ -carboxiglutamato são depositadas pelos odontoblastos primários a partir de seu movimento em direção ao centro da polpa dental ¹⁰². À medida que os odontoblastos realizam movimento centrípeto na papila dentária, prolongamentos citoplasmáticos são deixados atrás de seu corpo celular em movimento. Assim, a matriz dentinária primária, que é depositada pelos odontoblastos em torno de tais prolongamentos citoplasmáticos, faz com que a dentina, após sua mineralização, apresente característica tubular. Desta maneira, após a odontogênese, toda parede dentinária interna da câmara pulpar coronária e radicular passa a ser revestida por uma monocamada de células, denominadas odontoblastos. Após deposição da dentina primária, estas células secretoras por natureza, reduzem o ritmo de síntese e deposição da matriz de dentina, caracterizando uma condição fisiológica de formação da dentina secundária. É no interior dos túbulos dentinários que os processos odontoblásticos, fibras nervosas amielínicas, fluído dentinário e outros componentes específicos se encontram alojados e permanecem em íntimo contato. Neste local, estas estruturas desempenham papel fundamental na identificação de alterações de variada intensidade, que possam ocorrer sobre todos os tecidos que compõem o complexo dentino-pulpar ⁶⁵. Enquanto a vitalidade pulpar for mantida, a interação entre dentina e polpa é inquestionável. Este fato faz com que

dentina e polpa não sejam consideradas como estruturas isoladas. Pelo contrário, são as repercussões e mecanismos de respostas teciduais integradas que fazem com que estes tecidos sejam considerados como uma estrutura única, denominada de complexo dentino-pulpar, a qual mantém esta íntima relação estrutural e funcional durante toda a vida útil do órgão dental. Por este motivo, qualquer agressão que alcance a dentina afetará, por conseguinte, a polpa dental e vice-versa ⁶⁵.

Provavelmente, o procedimento clínico mais comum praticado pelos cirurgiões dentistas e que pode provocar desequilíbrio entre os diversos componentes do complexo dentino-pulpar é aquele onde o esmalte e a dentina são cortados durante a realização de um preparo cavitário.

Convencionalmente, os procedimentos de corte dos tecidos dentais são realizados a partir da utilização de instrumentos rotatórios associados à turbina de alta velocidade. O contato direto da broca contra as superfícies do dente gera uma alta intensidade de calor, a qual é neutralizada pelo jato água/ar que atinge a porção ativa da broca e os tecidos do dente. Sob esta condição, a broca e o dente são refrigerados, impedindo que o calor excessivo seja transmitido para o tecido pulpar, evitando que o aquecimento venha causar danos de variada intensidade a este tecido conjuntivo especializado ³.

As reações pulpares decorrentes da realização de preparos cavitários foram extensamente estudadas ao longo dos anos, sempre visando

acompanhar a evolução dos instrumentos e/ou aparelhos utilizados para produzir o corte das estruturas duras do dente.

Talvez, um dos primeiros trabalhos e, conseqüentemente muito importante para a época, tenha sido àquele desenvolvido por Gurley , Van Husey ³⁴ (1937) os quais relataram, após vários períodos de observação, que quanto mais profundo o preparo cavitário, mais intensa a reação inflamatória produzida na polpa. Posteriormente, no ano de 1965, Zack , Cohen ¹⁰⁵ mostraram pela primeira vez os efeitos produzidos pelo calor em dentes de primatas. Os autores relataram que quando se aplicou uma temperatura de 5,6°C na câmara pulpar dos dentes destes animais, 15% das polpas avaliadas sofreram necrose. Por outro lado, quando se elevou a temperatura para 16,5°C, 100% das polpas sofreram danos irreversíveis. Partindo deste princípio, foi importante reconhecer que uma eficiente refrigeração é necessária e desempenha papel significativo na prevenção dos processos de inflamação, coagulação e necrose do tecido pulpar. De acordo com as considerações feitas por Langeland ⁵⁴ (1961), uma adequada refrigeração apenas pode ser alcançada quando as superfícies dos dentes forem refrigeradas com sistemas que contenham 3 orifícios para liberação do jato água/ar. Por outro lado, Stanley , Swerdlow ⁹⁵ (1960) demonstraram que nem mesmo uma adequada refrigeração com jato água/ar é capaz de impedir ou mesmo minimizar o aparecimento de processos inflamatórios na polpa, caso o operador, no momento em que estiver realizando o preparo cavitário, exercer

pressão de corte superior ao valor de 190 gramas. Estes mesmos pesquisadores ⁹⁴ (1959) ainda relataram que a velocidade de corte também pode influenciar o grau de respostas inflamatórias da polpa dental. De acordo com os resultados desta pesquisa, preparos cavitários executados com sistemas de alta velocidade (acima de 50.000 rpm) produziram respostas pulparens consideravelmente menores do que àquelas produzidas pelas baixas velocidades, nas mesmas condições de refrigeração, tipo de broca e espessura de dentina remanescente. A maior agressão pulpar provocada pelo uso da baixa velocidade não está exclusivamente relacionada com a produção de calor, mas também, com a pressão de corte exercida durante a confecção do preparo cavitário.

Somando-se a utilização de brocas com limitada eficiência de corte aos fatos descritos anteriormente, certamente ocorrerá aumento progressivo das respostas inflamatórias da polpa dental ^{38, 72}. Neste sentido, é preciso reconhecer que mesmo utilizando-se brocas novas, é imprescindível que as mesmas sejam aplicadas contra as superfícies dos dentes com movimentos de pressão intermitentes, a fim de reduzir as chances de aquecimento excessivo das estruturas tratadas (Zack , Cohen ¹⁰⁴, 1962). O descuido na observação de qualquer um destes itens poderá acarretar sérios prejuízos ao tecido pulpar, fato que certamente justifica os cuidados a serem tomados.

Com o advento do condicionamento ácido proposto por

Buonocore ⁷ (1955) associado à aplicação de sistemas adesivos, os antigos conceitos atribuídos aos preparos cavitários passaram por uma profunda transformação ¹⁰. A forma de retenção deixou de ser prioridade e as cavidades passaram não mais exigir preparos cavitários amplos e profundos, com ângulos arredondados, paredes planas ⁴³ e ligeiramente convergentes para a oclusal a fim de alcançar retenção mecânica necessária para manter os materiais restauradores em posição. Diante deste novo conceito restaurador, foi possível o ressurgimento do sistema de abrasão a ar ^{17, 51, 74, 82} e o desenvolvimento de alguns sistemas a laser ⁴ para a realização de preparos cavitários. Particularmente no campo da Odontologia Restauradora, o laser de Er:YAG vem demonstrando ser o mais promissor dentre os sistemas avaliados para confeccionar cavidades, principalmente devido à sua capacidade de remover seletivamente os tecidos dentais afetados por cárie, sem provocar danos à polpa ^{3, 31}.

Os efeitos do laser dependem da intensidade de energia radiante emitida (Joules/cm^2), do modo e tempo de exposição e, também, do tipo de substrato irradiado ^{8, 17, 98}. Diferentes sistemas a laser atualmente disponíveis emitem comprimentos de onda distintos ^{98, 99}, sendo que a absorção da energia varia em função do tipo de tecido irradiado e a excelência dos resultados é alcançada quando o comprimento de onda do laser se aproxima da banda de absorção do substrato irradiado. O laser de Er:YAG atua no comprimento de onda de $2,94\mu\text{m}$, cujo valor é igual ao pico de absorção da

água e muito próximo do grupo hidroxila (OH^-) referente à apatita mineral encontrada tanto no esmalte como na dentina ^{16, 33, 40, 58, 71}. Este importante fator faz com que a energia liberada pelo laser de Er:YAG seja satisfatoriamente absorvida tanto pelo esmalte como pela dentina ^{40, 98}, uma vez que ambas estruturas apresentam naturalmente água e cristais de hidroxiapatita na sua composição ⁷⁹. A eficiência deste tipo de laser pode ser explicada através de um fenômeno induzido termo-mecanicamente ⁶². A água, presente no substrato mineral dos tecidos duros do dente, absorve a energia eletromagnética emitida pelo sistema de Er:YAG, transformando-a em energia térmica. No transcorrer deste processo, a água presente tanto no esmalte como na dentina se aquece repentinamente, passando rapidamente do estado líquido para o estado gasoso. Este processo provoca intensa elevação da pressão interna do substrato mineral, rompendo a sua estrutura através do processo de micro explosões, fenômeno conhecido como ablação ^{40, 81}. Dessa forma, durante a irradiação, pequenas porções de tecido são removidas pelo processo de ablação, as quais são eliminadas concomitantemente com auxílio de um sugador de alta potência ^{44, 71}. Altas intensidades de energia e/ou tempos maiores de exposição são capazes de produzir desgaste ou corte da estrutura dental, equivalentes aos observados com os instrumentos rotatórios. Dentro deste contexto, o sistema laser de Er:YAG tem sido utilizado para remover tecido cariado e realizar preparos cavitários de forma eficiente e segura ^{13, 47, 58, 61}.

Reconhecendo esta condição, a FDA (Food and Drug Administration) aprovou oficialmente, no ano de 1997, o uso do sistema laser de Er:YAG para a realização dos procedimentos descritos anteriormente ³².

Admitindo que a dentina seja um tecido intrinsecamente úmido ⁷⁹ e que na maioria dos casos clínicos ocupa ampla área da cavidade, especula-se que o uso do laser de Er:YAG possa produzir efeitos deletérios menos significativos aos tecidos dentinário e pulpar, quando comparada à técnica de alta velocidade associada ao uso de instrumentos rotatórios. Todavia, embora existam relatos na literatura que comprovam que o sistema laser de Er:YAG ^{20, 22, 71} bem como o sistema de alta velocidade não sejam capazes de produzir danos irreversíveis ao tecido pulpar ao longo do tempo, ainda são poucos os trabalhos comparativos realizados in vivo, utilizando-se de dentes humanos. Somado a este fato, os variados parâmetros adotados em diferentes pesquisas dificultam uma análise comparativa dos resultados, trazendo insegurança no momento de aplicá-los clinicamente. Conseqüentemente, ainda é importante investigar comparativamente as respostas pulpares de dentes humanos após confecção de cavidades com instrumentos rotatórios associados à turbina de alta velocidade ou com o sistema laser de Er:YAG, levando-se em consideração a adoção de medidas já descritas na literatura científica, as quais tendem a reduzir o risco de danos ao tecido pulpar quando da sua utilização.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Turbina de Alta Velocidade

Lefkowitz et al.⁵⁷ (1958) avaliaram histologicamente a reposta de polpas humanas e de cães, após confecção de 249 cavidades dentais, utilizando-se diferentes sistemas: alta velocidade (24.000 rotações por minuto), baixa velocidade (5.000 rotações por minuto), sistema de abrasão a ar e sistema ultrasônico. Ao final, as cavidades resultantes apresentavam, em média, profundidade entre 0,5 e 1mm, 2mm de largura e entre 2 e 13mm de comprimento. Todos os dentes utilizados neste estudo eram hígidos e foram restaurados com o cimento de óxido de zinco e eugenol. Como grupo controle, foram utilizados 16 dentes de cães e 1 dente humano, com as cavidades confeccionadas de forma intermitente, utilizando-se instrumentos rotatórios em baixa velocidade. Após terem sido restaurados, os dentes foram extraídos em períodos de 1, 7 e 28 dias. Foi observado que nenhum dos sistemas utilizados para confeccionar as cavidades foi capaz de produzir efeito deletério ao tecido pulpar. Particularmente com relação à turbina de alta velocidade, cujos preparos cavitários foram realizados de forma contínua e sob abundante refrigeração com água, os resultados histopatológicos foram

bastante semelhantes aos observados para o grupo controle. Com relação aos sistemas de abrasão a ar e ultrassônico, os resultados histopatológicos foram igualmente satisfatórios. Os autores concluíram que todos os sistemas de preparação cavitária avaliados podem ser utilizados clinicamente com segurança, desde que sejam respeitados os critérios definidos pela pesquisa.

O objetivo da pesquisa realizada in vivo por Stanley et al.⁹⁵ (1960) foi avaliar se a pressão exercida durante a confecção de um preparo cavitário é capaz de induzir respostas pulpares de diferentes magnitudes. Para tanto, foram realizados preparos cavitários em dentes de seres humanos, fazendo-se uso de 3 novos contra-ângulos equipados com turbina a ar. Para dois destes sistemas, os quais operavam a uma velocidade de aproximadamente 300.000 rotações por minuto (rpm), foi aplicada uma força entre 28 a 85 gramas durante o preparo cavitário. Para o sistema que operava a uma velocidade de 50.000rpm, a pressão aplicada variou entre 170 a 227grs. Vários tipos de instrumentos de corte foram utilizados neste estudo. Os preparos cavitários foram realizados sob refrigeração com água, sendo que os dentes foram extraídos em diferentes períodos (entre 1 e 30 dias). O remanescente dentinário entre o assoalho da cavidade e a polpa foi levado em consideração quando da análise dos eventos histopatológicos. Foi possível determinar que o jato água/ar, comumente utilizado para refrigerar os instrumentos rotatórios durante a confecção dos preparos cavitários, não foi

eficiente para evitar o aparecimento de lesões pulpares, quando se exerceu pressões máximas de 227grs. De acordo com os autores, houve correlação positiva entre pressão exercida durante a confecção da cavidade e surgimento de lesões indesejáveis na polpa. Assim, quanto maior a pressão exercida durante a realização de um preparo cavitário, maior o grau de severidade das lesões desenvolvidas no tecido pulpar.

No início da década de 60, Langeland ⁵⁴ (1961) avaliou a efetividade da refrigeração de alguns sistemas atuando em alta e baixa velocidades, fazendo-se uso de diferentes instrumentos rotatórios: brocas de aço, carbide e pontas diamantadas de diferentes granulações. Parte dos dentes utilizados neste estudo era proveniente de pacientes jovens cujos pré-molares tinham indicação para serem extraídos. Todavia, outros dentes apresentando lesões de cárie em estágio avançado também foram incluídos na pesquisa. Neste caso, os preparos cavitários foram realizados nas áreas correspondentes à remoção do tecido cariado. Com relação aos pré-molares, as cavidades eram restauradas com cimento de óxido de zinco e eugenol. Os dentes eram então extraídos em períodos que variavam entre 3 minutos e 620 dias, sendo posteriormente submetidos ao processamento laboratorial de rotina, para serem analisados histologicamente. De acordo com o autor, alguns dos sistemas avaliados não foram capazes de refrigerar adequadamente as paredes cavitárias e os instrumentos de corte utilizados

neste estudo, causando danos ao tecido pulpar. Foi relatado ainda, que o maior problema dos sistemas avaliados na pesquisa estava relacionado com a falta de adequada refrigeração entre a broca e o tecido dental cortado. O autor fez inúmeras sugestões, entre as quais, que as canetas de alta velocidade deveriam ser equipadas com 3 orifícios, para que a liberação do jato água/ar pudesse cumprir efetivamente o seu papel de refrigerar adequadamente as paredes cavitárias e o instrumento de corte.

Robinson et al.,⁸³ em 1962, fizeram um breve levantamento sobre os possíveis efeitos que determinados procedimentos clínicos ou materiais podem causar no tecido pulpar. Dentre os tópicos abordados, os autores descreveram alguns fatores passíveis de serem controlados pelo próprio cirurgião dentista (particularmente com relação aos preparos cavitários), com o objetivo de evitar danos para a polpa. Os autores reconheceram que é impossível utilizar instrumentos rotatórios durante a confecção de um preparo cavitário, sem gerar calor. Por sua vez, este aquecimento pode ser amenizado ou até mesmo controlado, à partir do uso de uma adequada refrigeração à água. Da mesma forma, o uso de instrumentos rotatórios com ineficiente poder de corte deve ser definitivamente evitado, tendo em vista que o emprego deste tipo de instrumento exige que o profissional exerça uma maior pressão durante o corte dos tecidos duros do dente. Somado a este fato, uma vez que o

instrumento rotatório não apresenta adequado poder de corte, o tempo que o profissional dispensa para finalizar o preparo cavitário acaba se estendendo substancialmente. Estes fatores, isolados ou em conjunto, tendem a aumentar o calor produzido durante o preparo cavitário, podendo causar sérios prejuízos ao tecido pulpar. Diante destas considerações, os autores relataram a importância de se utilizar instrumentos rotatórios com eficiente poder de corte, aplicando-os de forma intermitente contra os tecidos dentais, os quais devem ser adequadamente refrigerados com água.

Zach , Cohen ¹⁰⁴ (1962) propuseram avaliar, in vivo, o aumento da temperatura produzida no interior da câmara pulpar de dentes de primatas (macaco rhesus), durante realização de preparos cavitários. Para tanto, foram confeccionadas cavidades de classe V na superfície vestibular ou lingual dos dentes, utilizando-se sistemas de alta ou baixa velocidade, associados à refrigeração com jato água/ar ou apenas com ar. Dessa forma, 4 grupos experimentais foram estabelecidos: G1 - turbina de alta velocidade (238.000 rpm) + refrigeração com jato água/ar; G2 - turbina de alta velocidade + refrigeração com ar; G3 - sistema de baixa velocidade + refrigeração com jato água/ar; G4 - sistema de baixa velocidade + refrigeração com ar. Todas cavidades foram confeccionadas com broca carbide número 557, as quais eram substituídas a cada novo preparo cavitário. Um termopar foi inserido na câmara pulpar dos dentes com o intuito de avaliar as alterações de

temperatura produzidas durante a confecção das cavidades. Assim, a cada 5 segundos, num total de 25 segundos (tempo designado pelos autores para confecção das cavidades). Os efeitos térmicos produzidos no interior da câmara pulpar foram registrados. Ao final, as cavidades apresentavam remanescentes dentinários que variavam entre 0,75 e 1mm. Foi observado que o aumento da temperatura foi particularmente superior para os grupos cuja refrigeração foi realizada apenas com ar. De acordo com os dados fornecidos pela pesquisa, os autores contra-indicam a realização de preparos cavitários sem refrigeração com jato água/ar por períodos prolongados (superior a 20 segundos), principalmente quando do uso de sistemas que desenvolvem altas velocidades.

Schuchard , Watkins ⁸⁵ (1965) analisaram os resultados de alguns estudos realizados por diferentes pesquisadores, os quais se propuseram avaliar a eficiência de alguns sistemas de alta e baixa velocidade para confecção de cavidades, associados ou não a algumas formas de refrigeração (ar, água ou jato água/ar). Segundo os autores, a falta de padronização entre as pesquisas dificulta a análise e o cruzamento de informações, inviabilizando o aproveitamento dos resultados para se realizar uma avaliação comparativa segura e conclusiva entre os estudos. Os autores relatam também que o emprego da alta velocidade (superior a 20.000 rpm) para preparos cavitários, resulta em aumento significativo do calor produzido

pelo contato da broca contra a superfície do esmalte e dentina. Este aumento do calor pode provocar danos de diferentes intensidades ao tecido pulpar. Embora esta condição fosse reconhecida por todos os pesquisadores da época, muitas opiniões divergiram quanto a melhor maneira de se realizar uma adequada refrigeração dos tecidos dentais. Neste sentido, enquanto alguns pesquisadores demonstravam que a água ou jato água/ar eram formas eficientes para refrigerar os tecidos tratados, outros afirmavam que o ar, por si só, era capaz de cumprir eficientemente esta função. Com o surgimento das turbinas à ar, foi postulado que a pressão a ser exercida durante a realização de um preparo cavitário poderia ser significativamente reduzida, diminuindo, por conseguinte, o atrito da broca com os tecidos dentais. Assumindo esta condição, alguns pesquisadores passaram a defender a idéia de que a água não era mais necessária para realizar o resfriamento dos tecidos dentais. Assim, muitos pesquisadores passaram a ser contrários ao uso da água ou do jato água/ar para refrigerar os tecidos dentais, uma vez que a névoa de umidade que se formava durante a realização de um procedimento de corte impedia uma adequada visão do operador. Ao final, os autores alertaram para o fato de que nenhum resultado proveniente destes estudos pode ser considerado como conclusivo, uma vez que a maioria das pesquisas realizadas era de curta duração. Os autores admitiram que é necessário ter bom senso e critério para analisar os resultados publicados na literatura, e também, que é importante considerar os dados provenientes de estudos

clínicos, os quais, embora em número bastante reduzido, são importantes para nortear pesquisas de cunho laboratorial.

Zack, Cohen ¹⁰⁵ (1965) propuseram avaliar histologicamente a resposta de polpa de primatas (Macaca Rhesus), após aplicação de diferentes temperaturas (2,2°C; 5,5°C; 11,1°C e 16,6°C) sobre a superfície externa dos dentes. Todos os procedimentos clínicos foram realizados sob anestesia geral. Previamente à aplicação do calor na superfície vestibular ou lingual dos dentes, um termistor foi estrategicamente posicionado no interior da câmara pulpar. Uma vez em posição (avaliado radiograficamente), o local pelo qual o termistor foi inserido na câmara coronária foi selado com cimento à base de óxido de zinco e eugenol. O calor aplicado sobre a superfície de cada dente e transmitido para a região interna da câmara pulpar, era captado pelo termistor, o qual se encontrava conectado a um teletermômetro que fornecia o valor da temperatura no local. Os dentes foram mantidos na cavidade oral dos animais por períodos de 2, 7, 14, 56 e 90 dias (representando os 5 animais). Imediatamente após serem extraídos, os dentes foram fixados, desmineralizados e submetidos ao processamento laboratorial de rotina para análise histológica. Foi demonstrado que o aumento da temperatura no interior da câmara pulpar em 5,5°C; 11,1°C e 16,6°C resultou, respectivamente, em 15%, 60% e 100% de casos de necrose do tecido pulpar.

Langeland, Langeland ⁵⁵ (1970), realizaram uma revisão de inúmeros trabalhos cujos resultados comprovavam histologicamente, que o ar e o jato água/ar, utilizados para refrigerar os tecidos dentais durante a confecção de cavidades, eram igualmente capazes de prevenir a ocorrência de danos pulpares. Com o objetivo de confirmar estes dados previamente publicados, os autores propuseram investigar as metodologias e os critérios de alguns destes artigos científicos. Segundo os autores, algumas pesquisas já falhavam desde o início por não terem avaliado a eficiência dos jatos de água emitidos pelas canetas de alta velocidade, condição essencial para este tipo de estudo. Neste sentido, o jato água/ar proveniente de alguns destes sistemas nem sequer incidiam sobre a porção ativa das brocas, impedindo uma correta refrigeração dos instrumentos rotatórios. Sob esta condição, a falta de refrigeração adequada certamente induziu a erros quando da obtenção dos resultados. Outro tópico discutido pelos autores, foi o processamento laboratorial dos dentes para análise histológica, bem como a interpretação dos resultados obtidos. Conhecimento do tempo de desmineralização, espessura do corte dos espécimes, escolha correta dos corantes e experiência na hora de interpretar os resultados, são alguns dos itens considerados essenciais, os quais devem ser criteriosamente observados durante a execução deste tipo de pesquisa. Os autores concluíram que é necessário ter cuidado ao analisar os resultados provenientes de algumas pesquisas, uma vez que erros no procedimento

clínico e no processamento laboratorial dos dentes podem comprometer a análise dos resultados. Levando-se em consideração alguns resultados de pesquisas realizadas com critério, foi possível reconhecer que a utilização da alta velocidade associada ao uso correto do jato água/ar, parece ser o meio mais eficiente para prevenir ou mesmo impedir o aparecimento de lesões no tecido pulpar. Por outro lado, a refrigeração com ar, quando utilizada isoladamente, não é capaz de reproduzir os mesmos resultados do jato água/ar, embora estes dados possam variar de acordo com a profundidade do tecido tratado, bem como a extensão do desgaste a ser executado.

Lauer et al.⁵⁶ (1990) propuseram avaliar se diferentes temperaturas da água (32°C e 42°C), utilizadas para refrigerar os tecidos dentais e os instrumentos rotatórios, eram capazes de influenciar a temperatura do interior da câmara pulpar. Para tanto, foram utilizados neste estudo 2 sistemas distintos para gerar o corte das estruturas dentais: 1) turbina de alta velocidade (Super-Torque LUX 630B turbine), atuando a uma velocidade de 335.000rpm; e 2) contra-ângulo (INTRA LUX 2304 LD), acoplado a um micro motor (INTRA K186B), atuando a uma velocidade variável entre 160.000 a 165.000rpm. A pressão exercida durante a confecção dos preparos foi de 1N quando se empregou a turbina de alta velocidade e 2N para o contra-ângulo acoplado ao micromotor. Ambos sistemas eram equipados com 3 orifícios para liberação do jato água/ar, cuja quantidade foi

padronizada em 50mL/min. Para execução do procedimento operatório, uma broca cilíndrica diamantada de granulação média foi utilizada. Cada broca foi substituída ao final de cada procedimento operatório, o qual foi realizado em 3 etapas. Assim, um total de três desgastes foi realizado na superfície vestibular de terceiros molares hígidos, sendo o primeiro deles com 0,8mm de profundidade e o segundo e o terceiro com 0,5mm. Com o intuito de avaliar a temperatura da água imediatamente após a mesma ter entrado em contato com a broca, um micro termopar foi instalado próximo ao instrumento rotatório, a fim de que a temperatura pudesse ser registrada. Assim, durante a confecção dos desgastes, os picos máximos de temperatura eram registrados. De acordo com os resultados da pesquisa, quando a temperatura da água variou entre 29,8 e 33,7°C, não foi possível registrar qualquer aumento significativo da temperatura no interior da câmara pulpar dos dentes, considerando-se os 2 sistemas avaliados, mesmo após a realização do terceiro desgaste, o qual determinou um menor remanescente dentinário. Entretanto, quando a temperatura da água variou entre 42,1°C e 44,4°C, para ambos os sistemas, foi possível detectar um aumento da temperatura no interior da câmara pulpar dos dentes, o qual foi mais expressivo quando se empregou a turbina de alta velocidade. Foi possível concluir que a temperatura da água utilizada para refrigerar os tecidos dentais e os instrumentos rotatórios pode alterar a temperatura do interior da câmara pulpar dos dentes. Por este motivo, os autores recomendam que a

temperatura da água não exceda o limite de 35°C, a fim de que possa ser evitado possíveis danos de diferentes magnitudes ao tecido pulpar.

Ottl , Lauer ⁷⁶ (1998) propuseram investigar, in vitro, se o uso de brocas diamantadas de diferentes granulações (fina, média e espessa), utilizadas em alta velocidade, era capaz de elevar a temperatura do interior da câmara pulpar de dentes humanos. Foram utilizados 36 dentes molares hígidos recém extraídos, apresentando forma e tamanho semelhantes. O volume pulpar de cada dente foi analisado radiograficamente. Todos estes cuidados foram tomados, com o intuito de assegurar a padronização das amostras. Brocas cilíndricas de granulação fina (30µm), média (125µm) e espessa (150µm) foram posicionadas numa turbina de alta velocidade (Super-Torque Lux 630B, Germany), atuando a uma velocidade variável entre 220.000 e 260.000rpm. O jato água/ar proveniente dos 3 orifícios instalados na porção central da caneta gerou um fluxo de água de 50mL/min. A força de contato da broca contra a superfície do dente foi padronizada em 1N. A temperatura da água utilizada para refrigerar os instrumentos rotatórios e os tecidos dentais foi padronizada em 38°C, medida com auxílio de um termopar, o qual foi acoplado junto à turbina de alta velocidade. Para acompanhar a variação da temperatura durante a execução dos preparos cavitários, um termopar foi também posicionado no interior da câmara pulpar dos dentes.

Assim, durante a realização dos desgastes na superfície vestibular dos dentes (num total de três), a variação da temperatura no interior da câmara pulpar pôde ser registrada. Foi demonstrado que o aumento máximo da temperatura registrada no espaço intrapulpar foi de 3,2°C, quando se utilizou a broca diamantada de granulação mais espessa. A quantidade de dentina remanescente foi inversamente proporcional ao aumento da temperatura no interior da câmara pulpar dos dentes. Os autores concluíram que as brocas diamantadas devem ser utilizadas de forma intermitente e sempre acompanhadas de refrigeração com jato água/ar.

von Fraunhofer et al.²⁸ (2000) propuseram avaliar a relação entre o uso de diferentes fluxos de jato água/ar com a eficiência de corte produzida por uma broca cônica diamantada de extremo arredondado, atuando em alta velocidade (caneta de alta velocidade - Kavo 640 B, USA). Durante o procedimento de corte das amostras, uma força padrão de 0,9N foi aplicada, gerando uma carga de aproximadamente 91,5grs. Em substituição ao esmalte dental, os autores utilizaram pequenas barras de cerâmica com 13mm de secção transversal, denominadas de Marcor bar (Corning Glass Works, USA). Os jatos água/ar avaliados foram de 15, 20, 25, 30 e 44mL/min. A eficiência de corte foi determinada levando-se em consideração o tempo necessário que a broca levou para percorrer a espessura de 13 mm da barra cerâmica. Cada broca foi utilizada em 5 procedimentos e a cada novo fluxo,

seis novas brocas foram utilizadas, totalizando 30 medições para cada fluxo de água. Foi observado que, quando se utilizou jatos de água/ar superiores a 25mL/min, houve maior eficiência de corte das barras de cerâmica pelas brocas diamantadas. Assim, os autores concluíram que a utilização de jatos de água/ar sempre superiores a 25mL/min, resulta em melhor padrão de corte dos tecidos dentais.

Cavalcanti et al.¹² (2002) avaliaram a eficiência de diferentes jatos de água/ar utilizados para refrigerar instrumentos rotatórios e tecidos dentais durante a realização de preparos cavitários, bem como demonstrar qual o mais seguro, fazendo-se uso de 2 técnicas diferentes. Para tanto, foram realizados preparos cavitários de classe V na superfície vestibular de 30 incisivos bovinos inferiores, em alta velocidade, com auxílio de brocas diamantadas cilíndricas de número 1093 (KG Sorensen, Brasil). Neste estudo, 2 jatos distintos de água/ar (30mL/min e 45mL/min) foram utilizados. Também foi criado um grupo em que não se utilizou jato de água. A caneta de alta velocidade avaliada pelos pesquisadores (Super Torque 625, Kavo, Brasil) era equipada com três orifícios. Previamente à realização dos preparos cavitários, os dentes tiveram suas raízes seccionadas e desgastes foram realizados na porção interna da câmara pulpar, de tal maneira que a espessura do esmalte e dentina pudesse ser padronizada em 2,7mm. Uma vez realizados os desgastes, um termopar foi cuidadosamente posicionado no interior câmara

coronária (região cérvico-vestibular), subjacente à região onde seriam realizados os preparos cavitários. Cavidades de classe V foram confeccionadas na superfície vestibular dos dentes, a partir do uso de 2 técnicas: 1) carga leve (entre 29 a 85 gramas); e 2) carga pesada (entre 150 a 246 gramas). Para a técnica de carga leve, os preparos cavitários foram realizados contando com 2 segundos de desgaste alternados com um segundo de descanso. Por sua vez, para a técnica pesada, os desgastes foram realizados continuamente, sem períodos de descanso. Ao final, os preparos cavitários apresentaram, em média, profundidade igual a 2,5mm, valor que correspondeu à porção ativa das brocas. Dessa forma, o remanescente médio de dentina entre o assoalho cavitário e o espaço pulpar foi de 0,2mm. A cada novo preparo cavitário, a broca era substituída. A temperatura da água utilizada para refrigerar os instrumentos rotatórios era de aproximadamente $21^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$, a qual correspondia a temperatura ambiente do consultório. Os dados coletados pelo termopar eram imediatamente transmitidos para um microcomputador equipado com um software específico. Foi determinado que, quando não se utilizou refrigeração com jato água/ar, os valores da temperatura foram sempre superiores a $5,5^{\circ}\text{C}$. Analisando as outras situações, foi possível observar que: 1) a carga mais pesada produziu maior aumento da temperatura; 2) o maior volume de jato água/ar inibiu o aumento da temperatura; e 3) o maior volume de jato água/ar, também determinou maior velocidade de corte. Assim, os autores concluíram que a

aplicação de cargas leves, com movimentos intermitentes associados a uma adequada refrigeração com jato água/ar são condições indispensáveis para se obter um eficiente padrão de corte dos tecidos dentais, sem provocar aumento de temperatura que possa causar danos pulpare.

Siegel et al.⁸⁷ (2002) propuseram avaliar a correlação entre a velocidade de corte gerada por alguns sistemas de alta velocidade e o número de jatos de água/ar utilizados para refrigerar os instrumentos rotatórios e tecidos dentais. Três canetas de alta velocidade diferentes, porém de uma mesma marca comercial (Kavo – Alemanha) contendo um (o qual correspondia à posição de 6 horas do relógio), três (posição de 6, 10 e 2 horas do relógio) ou quatro orifícios para liberação do jato água/ar (posição de 6, 9, 12 e 3 horas do relógio) foram avaliadas neste estudo. Para cada sistema, um conjunto de seis brocas diamantadas diferentes, porém, de uma mesma granulação (média) foram utilizadas. Os sistemas foram acoplados a um dispositivo para que os desgastes pudessem ser padronizados. Dois tipos de desgastes foram realizados com o objetivo de simular diferentes condições clínicas: confecção de uma canaleta e término cervical de um preparo cavitário. Os desgastes foram realizados em barras de cerâmica denominadas de Marcor bar (Marcor Corning Inc., USA), com secção transversal de 13mm, simulando o esmalte dental. Para cada sistema, foi acoplado um peso de

147,5 gramas para simular a pressão exercida pelo operador durante o procedimento de desgaste do tecido dental. Os resultados da pesquisa demonstraram que a velocidade de corte variou de acordo com o tipo de desgaste realizado e em função do número de jatos de água/ar disponível em cada sistema. Durante o desgaste que simulava o término cervical de um preparo cavitário, nenhuma diferença estatisticamente significativa foi encontrada considerando-se os 3 sistemas avaliados. Todavia, quando se realizou desgaste em forma de canaleta, a velocidade de corte foi estatisticamente inferior para o sistema que apresentou apenas um orifício para liberação do jato água/ar. Os autores concluíram que o número e posição dos orifícios que liberam os jatos de água/ar interferem na qualidade de refrigeração da broca e do tecido dental, e que, por sua vez, esta condição pode influenciar na eficiência da velocidade de corte dos tecidos dentais.

Oztürk et al.⁷⁷ (2004) avaliaram, in vitro, as alterações de temperatura ocorridas no interior da câmara pulpar de dentes pré-molares durante a confecção de cavidades, utilizando-se 4 técnicas diferentes: 1) pressão do ar reduzida com carga leve; 2) pressão do ar reduzida com carga pesada; 3) pressão do ar elevado com carga leve, e finalmente 4) pressão do ar elevada com carga pesada. Foi avaliado também, os efeitos produzidos por 3 diferentes padrões de refrigeração com água (sem refrigeração e com refrigeração de 15mL/min ou 40mL/min). Para a presente pesquisa, cento e

vinte dentes pré-molares recém extraídos, que apresentavam câmaras pulpares de dimensões semelhantes, foram selecionados e divididos em doze grupos experimentais (n=10). Após seccionamento e alargamento dos condutos radiculares, o termopar foi inserido na câmara coronária dos dentes. Assim, as mudanças de temperatura foram monitoradas em tempo real, durante o corte dos tecidos dentais. Quando as temperaturas geradas a partir das combinações entre técnicas de preparo e quantidade de fluxo da água resultavam em valores inferiores a 5,5°C, as mesmas eram consideradas favoráveis. Com o intuito de padronizar a pressão exercida durante a confecção dos preparos cavitários, pesos de 50 gramas (carga leve) ou 125 gramas (carga pesada) foram individualmente fixados (um de cada vez) na cabeça da caneta de alta velocidade (Bien Air, Chemin des Grillons, Switzerland). A caneta de alta velocidade, equipada apenas com 1 orifício para liberação do jato água/ar, foi utilizada com pressão do ar de 22 psi (pressão de ar reduzida) ou de 40 psi (pressão de ar elevada). A temperatura da água no momento inicial de cada preparo cavitário era de 24°C $\pm$ 2°C. Cavidades com 2mm de profundidade foram confeccionadas com brocas esféricas de 1,8mm de diâmetro (Dia burs, Mani Inc., Japan). Uma vez registrada as mudanças de temperatura no momento da confecção das cavidades, os dentes eram seqüencialmente seccionados (verticalmente) no sentido mésio-distal, utilizando-se uma máquina de corte (Isomet, Buehler, USA) equipada com disco diamantado de 0,3mm de espessura. Este

procedimento teve por objetivo analisar a espessura de dentina remanescente entre o assoalho da cavidade e o espaço pulpar, cujo valor médio final obtido foi de 1,02mm. Os resultados deste estudo mostraram que, para todas as técnicas em que não se utilizou refrigeração, a temperatura média no interior da câmara pulpar foi superior ao valor de 5,5°C. Quando se utilizou refrigeração com jato água/ar de 15mL/min associado a pressão do ar elevada e carga pesada, a temperatura média também ultrapassou o limite de 5,5°C. Entretanto, quando se empregou refrigeração com jato água/ar de 40mL/min, o valor crítico de 5,5°C não foi alcançado, mesmo quando se aplicou todas as variáveis. Dessa forma, os autores concluíram que a redução na quantidade de água utilizada para refrigerar os instrumentos rotatórios ou o aumento da pressão do ar e da carga durante a realização de preparos cavitários, podem causar significativo aumento da temperatura no interior da câmara pulpar de dentes extraídos.

2.2 Sistema Laser de Er:YAG

Cozean et al.²⁰ (1997) propuseram avaliar, in vivo, a eficácia e segurança do sistema laser de Er:YAG, quando utilizado para confeccionar cavidades e realizar remoção do tecido cariado, e compará-lo com um sistema de alta velocidade. Cavidades de classe I, II, III, IV e V foram confeccionadas nos dentes dos pacientes, os quais foram posteriormente restaurados com amálgama ou resina composta. Este estudo foi conduzido em 2 fases. Na primeira fase, a idade cronológica dos pacientes variou entre 12 e 60 anos, sendo que os procedimentos clínicos foram realizados apenas nos dentes com indicação prévia para extração. Dos 60 pacientes selecionados para esta primeira fase da pesquisa, 24 deles tiveram os seus dentes tratados com o sistema laser de Er:YAG, representando o grupo experimental. Os demais 36 pacientes tiveram os seus dentes tratados com a turbina de alta velocidade, atuando como grupo controle. Um total de 350 procedimentos clínicos (preparo cavitário / remoção do tecido cariado) foram realizados em 62 dentes tratados com o sistema laser de Er:YAG e em 63 dentes tratados com o sistema de alta velocidade. Aproximadamente 1/3 dos dentes foram extraídos ao final do procedimento restaurador; outro 1/3 dos dentes foi extraído após 48 horas do término do procedimento clínico e o 1/3 restante, após 1 mês do término do tratamento. Uma vez extraídos, os dentes foram submetidos ao

processamento laboratorial de rotina, para análise histológica dos tecidos pulpaes. Por sua vez, ao contrário do que ocorreu na fase I, os pacientes pertencentes à fase II não tiveram os seus dentes extraídos. Neste caso, os dentes tratados foram clinicamente acompanhados por períodos de até 18 meses. Com relação aos pacientes da fase II, a idade cronológica variou entre 2 e 84 anos. Dos 107 pacientes selecionados para esta fase, 53 deles foram tratados com o sistema laser de Er:YAG e os outros 54 pacientes, com a turbina de alta velocidade. Ao final, 512 procedimentos foram realizados em 168 dentes tratados a laser e 357 procedimentos em 146 dentes tratados com a turbina de alta velocidade. Durante o emprego do sistema laser de Er:YAG, uma energia por pulso de 50mJ, com taxa de repetição entre 5 e 10Hz foi utilizada para remover o tecido cariado. Por sua vez, energias por pulso de 120mJ e 80mJ, com taxa de repetição entre 5 e 10Hz foram utilizadas para realizar o corte do esmalte e dentina, respectivamente. Durante a realização dos procedimentos clínicos, ambos sistemas foram empregados fazendo-se uso do jato água/ar para refrigeração dos tecidos dentais. Com relação à fase I da pesquisa, não foi observado danos ao tecido pulpar quando da utilização de ambos sistemas. Em alguns casos, foi possível observar discreta presença de células inflamatórias. Para a fase II da pesquisa, os resultados mostraram que o sistema laser de Er:YAG é tão eficiente e seguro quanto ao tradicional sistema que emprega alta velocidade. De acordo com os autores, o sistema

laser de Er:YAG pode ser utilizado com segurança para remover o tecido cariado ou preparar cavidades.

Dostálová et al.²² (1997), realizaram um estudo com o objetivo de avaliar os efeitos produzidos pela ablação à laser sobre as células do tecido pulpar de dentes humanos. Para tanto, foram utilizados 4 dentes pré-molares hígidos (2 pré-molares superiores e 2 inferiores), provenientes de 2 pacientes com idade entre 12 e 13 anos. Preparos cavitários de classe V foram realizados na superfície vestibular dos dentes, apresentando dimensões médias de 3mm de largura x 5mm de comprimento x 3mm de profundidade. Os preparos cavitários de classe V foram confeccionados com o sistema laser de Er:YAG, sob refrigeração à água (50mL/min), empregando-se dos seguintes parâmetros: energia por pulso de 345mJ e taxa de repetição de 2Hz. Imediatamente após o término dos preparos cavitários, os dentes foram extraídos e mantidos por 14 dias em uma solução contendo formol 10% e formaldeído 4%. Ao final deste período, os dentes foram desmineralizados e então submetidos ao processamento laboratorial de rotina. Após inclusão em parafina a vácuo, os dentes foram cortados seriadamente em micrótomo (Zeiss Wetzlar – Germany), para obtenção de cortes com aproximadamente 5 µm de espessura (172 cortes), os quais foram corados com hematoxilina e eosina e analisados em microscópio óptico (Nikon Labophot – 2 - Japan). Os resultados deste estudo mostraram que a vascularidade do tecido pulpar era

normal, sem ocorrência de resposta inflamatória. Os autores concluíram que a ablação do esmalte e dentina, produzida pelo sistema laser de Er:YAG pode ser considerado um procedimento seguro, desde que sejam respeitados os parâmetros adotados neste estudo.

Hossain et al.⁴² (1999) compararam a profundidade de ablação e as alterações morfológicas produzidas no esmalte e dentina humana, após irradiação com o sistema laser de Er:YAG, na presença ou não de jato de água. A superfície de esmalte coronário foi obtida após a eliminação das raízes de 40 incisivos. Por sua vez, as amostras em dentina foram obtidas após secção da coroa de 40 molares (ao nível do terço médio), as quais foram posteriormente polidas com lixa abrasiva de granulação 1000. Ao final, os espécimes foram divididos em 4 grupos experimentais: G1) irradiação da superfície do esmalte + jato de água (n = 20); G2) irradiação da superfície do esmalte sem jato de água (n = 20); G3) irradiação da superfície da dentina sem a presença do jato de água (n = 20); e G4) irradiação da superfície da dentina + jato de água (n = 20). O aparelho laser de Er: YAG - Key Laser 1242 (Kavo Dental GmbH – Germany) foi utilizado para irradiar as superfícies do esmalte e dentina. Nesta pesquisa, os autores utilizaram energias por pulso de 100, 200, 300 ou 400mJ, com frequência de 2Hz por 5 segundos. Metade das amostras foi utilizada para quantificar a ablação dos tecidos irradiados, sendo a outra metade para observar as alterações morfológicas produzidas.

Com relação à análise da ablação dos tecidos, os mesmos foram previamente seccionados transversalmente, para que as profundidades produzidas pudessem ser medidas a partir do uso de um estereomicroscópio. Para o estudo da morfologia das estruturas irradiadas, os espécimes foram submetidos ao processamento laboratorial de rotina, antes de serem analisados em microscopia eletrônica de varredura. Os resultados da presente pesquisa mostraram uma relação quase que linear entre a profundidade de ablação e a energia empregada, tanto para o esmalte como para a dentina. Com relação à irradiação feita na presença do jato de água, ocorreu tendência à redução na profundidade da ablação, porém, não de forma significativa quando comparada à irradiação feita sem a presença do jato de água. Com relação às alterações morfológicas, foi demonstrado que esmalte e dentina irradiados, associando-se o jato de água, não apresentavam sinais de dano térmico.

A proposta do trabalho realizado por Takamori ¹⁰⁰ (2000) foi avaliar as alterações histopatológicas produzidas na polpa dental de ratos, após confecção de cavidades com o sistema laser de Er:YAG ou com o tradicional sistema que emprega alta velocidade. Ainda, com o intuito de investigar o reparo das fibras nervosas, o autor utilizou uma técnica de imunohistoquímica. Dessa forma, sessenta e seis ratos (machos) pesando entre 280 a 320 gramas foram distribuídos em 6 grupos experimentais,

considerando-se os seguintes períodos de avaliação após o término dos preparos cavitários: 1, 4, 7, 14, 21 e 35 dias. Apenas o primeiro grupo foi composto por 9 ratos, sendo que 2 deles foram utilizados como controle. Os 7 animais experimentais tiveram seus dentes preparados com o sistema laser de Er:YAG ou com o sistema de alta velocidade. Com relação aos preparos cavitários realizados com o sistema laser de Er: YAG, os mesmos foram feitos sob refrigeração com jato de água/ar, empregando-se de uma energia por pulso de 100mJ e taxa de repetição de 10Hz. Os preparos cavitários confeccionados em alta velocidade foram realizados utilizando-se o sistema PXN930 (Yoshida Co., Japan) e broca diamantada esférica, sob adequada refrigeração a água. O primeiro molar superior direito e esquerdo de cada animal foi tratado com o sistema laser de Er:YAG ou com o sistema de alta velocidade, respectivamente. Dessa forma, preparos de classe V foram realizados na face palatina dos dentes. A parede pulpar de cada dente foi forrada com um cimento de ionômero de vidro (Base Cement, Shofu, Japan), sendo que posteriormente, o adesivo dental autocondicionante Clearfil Liner Bond 2 (Kuraray Co., Ltda, Japan) foi aplicado sobre as superfícies da cavidade, a qual foi restaurada com a resina composta Clearfil AP-X (Kuraray Co., Ltda, Japan). Decorridos os prazos determinados na pesquisa, os animais foram sacrificados e as maxilas extraídas. Os dentes foram fixados por 1 semana com formalina 10% tamponada e posteriormente desmineralizados em uma solução de EDTA 10%. Após processamento

laboratorial de rotina, os dentes foram incluídos em parafina, cortados seriadamente em um micrótomo para obtenção de cortes de 4µm de espessura e então corados com hematoxilina e eosina ou submetidos à técnica de imunohistoquímica e imunofluorescência. O remanescente dentinário foi medido com auxílio de uma lente objetiva ocular (Nikon Co., Japan). Não foi observada diferença estatisticamente significativa quanto aos remanescentes dentinários entre os dentes tratados com ambos sistemas analisados (Er:YAG e alta velocidade). Com relação aos eventos histopatológicos, foi possível detectar uma maior tendência de proliferação de fibroblastos entre os dentes tratados com o sistema laser de Er:YAG, sendo que esta proliferação ocorreu de forma precoce. Após o período de 14 dias do término dos preparos cavitários, a deposição de dentina reparadora pôde ser vista com maior frequência no grupo de dentes tratados com o sistema laser. Todavia, com relação aos demais eventos histológicos avaliados, os resultados mostraram que não houve diferença estatisticamente significativa entre os sistemas avaliados. Com relação aos resultados de imunohistoquímica, a presença de fibras CGRP-IR foi observada em uma extensa área do tecido pulpar, camada de odontoblastos, pré-dentina e dentina. Todavia, para os dentes coletados no período de 4 dias e tratados com o sistema de alta velocidade, os mesmos exibiram uma maior tendência em apresentar fibras do tipo CGRP-IP, quando comparados aos dentes do grupo controle. De acordo com os resultados obtidos, o autor concluiu que

existe uma tendência da polpa de ratos se reparar mais precocemente após confecção de cavidades com o sistema laser de Er:YAG, quando comparado com o sistema que emprega alta velocidade para o corte dos tecidos dentais duros.

Armengol et al.² (2000) compararam o aumento da temperatura produzida durante a execução de preparos cavitários com laser de Er:YAG, laser de Nd:YAP e turbina de alta velocidade. Foram utilizados 18 dentes molares humanos hígidos, os quais haviam sido recém extraídos. Os dentes foram seccionados longitudinalmente no sentido mésio-distal, sendo suas raízes inseridas em blocos de resina, mantendo a superfície da coroa dos dentes exposta. Estes dentes foram divididos em 6 grupos experimentais: G1 – dentes tratados com turbina de alta velocidade, utilizando-se uma broca carbide, sem refrigeração; G2 – dentes tratados com o sistema laser de Er:YAG, com energia por pulso de 140mJ, taxa de repetição de 4Hz e sem refrigeração; G3 – dentes tratados com o sistema laser de Nd:YAP, com energia por pulso de 240mJ, taxa de repetição de 10Hz e sem refrigeração. Para os grupos 4, 5 e 6, o mesmo protocolo descrito anteriormente foi repetido, entretanto, utilizando-se jato água/ar como meio de refrigeração. Durante a utilização dos diferentes sistemas, o aumento da temperatura foi captado através de um micro termopar (o qual se encontrava acoplado a um termômetro eletrônico), estrategicamente posicionado no interior da câmara

pulpar dos dentes. O experimento foi realizado levando-se em consideração a variação da espessura de dentina remanescente (2mm, 1,5mm, 1mm e 0,5mm) entre o assoalho da cavidade e o espaço pulpar. Foi observado, para todos os sistemas de preparo cavitário avaliados, uma maior temperatura quando não se aplicou refrigeração com jato água/ar. Todavia, quando o jato água/ar foi utilizado, apenas o sistema laser de Nd:YAP continuou produzindo temperaturas superiores à 5,6°C, independentemente da espessura de dentina remanescente. De acordo com os resultados obtidos, foi possível concluir que os sistemas laser de Er:YAG e alta velocidade podem ser utilizados com segurança durante a confecção de cavidades, desde que usados em associação à refrigeração com jato água/ar. Por sua vez, tendo em vista as altas temperaturas produzidas pelo sistema laser de Nd:YAP, mesmo quando associado ao uso do jato água/ar, os autores não recomendam o uso deste aparelho para uso clínico (confecção de cavidades).

Gouw-Soares et al.³³ (2001) propuseram avaliar, in vitro, a efetividade do sistema laser de Er:YAG, na confecção de cavidades em esmalte e dentina, utilizando-se de 2 parâmetros distintos. Dessa forma, preparos de classe V foram realizados em 8 dentes incisivos superiores humanos recém extraídos, utilizando-se o sistema laser Opus 20 (Opus Dent, Israel), o qual foi aplicado em associação com jato água/ar, emitindo um volume de água de 9mL/min. Os preparos cavitários foram realizados nas

superfícies lingual e vestibular dos dentes, empregando-se energias por pulso de 500mJ ou 800mJ e uma taxa de repetição de 10Hz. Previamente ao início dos preparos cavitários, termopar do tipo “T” – SR 510 (Stanford Research System, USA) foi estrategicamente posicionado no interior da câmara pulpar dos dentes. Para todos os dentes, a espessura da estrutura dental remanescente variou entre 2,6 e 3mm. Os dentes foram mantidos em banho de água sob temperatura de 37°C, sendo que durante o processo de irradiação, apenas a superfície tratada era mantida fora da água. Com o objetivo de avaliar as alterações morfológicas produzidas na dentina após o processo de irradiação, as superfícies resultantes foram também preparadas para serem avaliadas em microscopia eletrônica de varredura (MEV). Não foi observado aumento de temperatura superior à 3°C quando os preparos de classe V foram confeccionados com o sistema laser de Er:YAG, em ambos parâmetros testados. Com relação à análise das superfícies de dentina irradiadas, as fotomicrografias em MEV mostraram presença de túbulos dentinários abertos e sem smear layer. Também, não foi possível observar presença de rachaduras ou fraturas nas superfícies de dentina irradiadas. As fotomicrografias do esmalte dental irradiado mostraram presença dos tradicionais prismas de esmalte, com ausência da smear layer. Diante dos resultados obtidos, os autores concluíram que o sistema laser de Er:YAG utilizado na presente pesquisa foi capaz de produzir preparos de classe V de

forma eficiente, num curto período de tempo, levando-se em consideração os 2 parâmetros adotados no trabalho.

O objetivo do trabalho realizado por Jayawardena et al.⁴⁶ (2001) foi avaliar a resposta da polpa de ratos, após exposição acidental com o sistema laser de Er:YAG ou sistema de baixa rotação. Para tanto, foram utilizados neste estudo 76 dentes primeiros molares superiores, provenientes de ratos Wistar. Uma vez anestesiados, preparos cavitários foram confeccionados nos primeiros molares superiores de cada animal (direito e esquerdo), utilizando-se para isto, o sistema laser de Er:YAG (Erwin, Morita Co., Japan) e o sistema de baixa rotação. Assim, enquanto que um determinado dente era tratado com o sistema laser de Er:YAG, o seu homônimo do lado oposto era seqüencialmente tratado com o sistema de baixa rotação. Esta seqüência era alternada a cada novo animal. Os parâmetros selecionados para o sistema laser foram: energia de pulso de 150mJ e taxa de repetição de 10Hz, sendo que a ponta ativa da caneta laser foi mantida em contato com a superfície do dente (contact mode). Por sua vez, para os preparos cavitários realizados com o sistema de baixa rotação, foi utilizada uma broca esférica, sob abundante irrigação com soro fisiológico. Imediatamente após exposição da polpa, a cavidade foi irrigada com soro fisiológico e seca com bolinhas de algodão esterilizadas. Após o controle do sangramento, uma porção do cimento de hidróxido de cálcio (Dycal, Dentsply,

USA) foi aplicada sobre a ferida pulpar, sendo a cavidade restaurada com cimento de ionômero de vidro (Fuji 1, CG Co., Japan). Ao término do procedimento restaurador, alguns ratos foram sacrificados imediatamente ou após 3 dias, 1 semana ou 2 semanas, sendo suas maxilas removidas e fixadas em solução de formol neutro a 10%. Após desmineralização, as amostras foram embebidas em parafina e cortadas seriadamente em micrótomo, para obtenção de cortes de 8µm, os quais foram corados com hematoxilina e eosina e Brown & Brenn. A análise microscópica dos cortes histológicos caracterizou ausência de raspas de dentina no grupo de dentes tratado com laser. Por outro lado, foi possível observar áreas hemorrágicas próximo a exposição pulpar. Após 2 semanas do procedimento, foi possível observar, com maior frequência, formação de dentina reparadora próximo à exposição pulpar. Os autores concluíram que para os dentes cujas polpas foram expostas com o sistema laser de Er:YAG, ocorreu reparação tecidual caracterizada pela deposição de barreira mineralizada e dentina reparadora.

Cavalcanti et al.¹¹ (2003) propuseram avaliar, comparativamente, in vitro, os aumentos de temperatura produzidos por 2 sistemas diferentes: laser de Er:YAG e alta velocidade. Cavidades de classe V, com profundidade média de 2,0mm, foram confeccionadas em trinta incisivos bovinos. Nas regiões cujas cavidades seriam preparadas, foram realizados desgastes

internos na câmara coronária com o objetivo de padronizar a espessura do esmalte e dentina em 2,5mm. Os espécimes foram divididos em 3 grupos experimentais (n=10): G1) alta velocidade sem refrigeração do jato água/ar; G2) alta velocidade com refrigeração do jato água/ar (30mL/min); e G3) laser de Er:YAG utilizando-se energia por pulso de 350mJ, taxa de repetição de 10Hz e refrigeração com jato água/ar (4,5mL/min). As variações de temperatura que ocorreram no interior da câmara pulpar dos dentes (durante a confecção das cavidades) eram captadas por termopares, os quais se encontravam estrategicamente posicionados subjacente à região do preparo cavitário. Dessa forma, o aumento de temperatura captado pelo termopar era automaticamente transmitido para um computador, o qual armazenava os dados obtidos. Os resultados mostraram que o aumento médio de temperatura encontrado nos grupos G2 e G3 eram estatisticamente iguais entre si: $0,96^{\circ}\text{C} \pm 0,71$ e $2,69^{\circ}\text{C} \pm 1,12$, respectivamente. Por sua vez, para o grupo G1, onde os preparos cavitários foram realizados sem refrigeração, o aumento médio da temperatura foi de $11,64^{\circ}\text{C} \pm 4,35$, o qual foi estatisticamente diferente dos grupos G2 e G3. Os autores concluíram que ambos sistemas devem ser utilizados com auxílio de refrigeração água/ar, pois a mesma foi eficaz em impedir que a temperatura aumentasse excessivamente.

Nair et al.⁷¹ em 2003, propuseram investigar a resposta de polpas humanas após confecção de cavidades com o sistema laser de Er:YAG (energia por pulso de 400mJ, taxa de repetição de 8Hz e refrigeração com jato água/ar de 15mL/min.). Cavidades de classe I foram confeccionadas em 7 dentes terceiros molares humanos, as quais foram restauradas com resina composta. Após 7 dias (n=5) ou 90 dias (n=2), os dentes foram extraídos, fixados em solução de Karnovsky e desmineralizados. Após inclusão em resina epóxica, cortes histológicos com 1 a 2µm de espessura foram obtidos e avaliados em um microscópio eletrônico de transmissão. Dos 5 dentes avaliados no período de 7 dias, 4 não apresentavam alterações histológicas. Entretanto, em um dos dentes, ocorreu ruptura da camada de odontoblastos e vasodilatação na região da polpa relacionada com o ponto mais profundo do preparo cavitário, cujo remanescente dentinário apresentava 80µm de espessura. Para os 2 dentes extraídos no período de 90 dias, foi observado deposição de dentina terciária abaixo do preparo cavitário. Os autores concluíram que o sistema laser de Er:YAG, com parâmetros utilizados na presente pesquisa, não causou danos pulparem significantes. Dessa forma, este sistema pode ser seguramente utilizado para confeccionar cavidades de classe I.

Oelgiesser et al.⁷³ (2003) propuseram avaliar, *in vitro*, as alterações de temperatura ocorridas no interior da câmara pulpar de dentes

humanos, durante a confecção de cavidades e remoção do tecido cariado, empregando-se um sistema laser de Er:YAG. Este procedimento clínico ocorreu sob refrigeração água/ar, sendo que o laser atuou sob uma energia por pulso que variava entre 600 e 1000mJ e taxa de repetição de 10 e 12Hz. Neste estudo, 175 dentes molares hígidos recém extraídos foram utilizados para confeccionar cavidades de classe I e V (esmalte e cimento). Quarenta e dois dentes pré-molares apresentando lesões de cárie também foram utilizados. Ambos procedimentos foram realizados utilizando o sistema laser de Er:YAG - Opus 20 (Centauri-Premier Laser Systems, USA). Após remoção do tecido pulpar dos dentes, a câmara coronária foi preenchida com uma pasta condutora de calor (Omegaterm 201, Omega Engineering, USA) e finalmente, um termopar do tipo K foi posicionado. Durante a realização dos procedimentos operatórios, as alterações de temperatura que chegavam ao interior da câmara pulpar eram captadas pelo termopar. Utilizando-se de um software específico (VIPS), estes dados eram transmitidos e analisados em computador. Durante a irradiação do tecido alvo, a ponta de safira da caneta laser se distanciou do tecido alvo em 1mm. Todos os procedimentos foram realizados por um mesmo operador, sendo que a caneta laser era movida lentamente e de forma contínua sobre a superfície do dente a fim de evitar o acúmulo de energia em um mesmo local. A profundidade média das cavidades resultantes foi de 2mm. A temperatura da câmara pulpar antes de iniciar os procedimentos clínicos era de 23°C. Não foi possível observar

aumento significativo da temperatura no interior da câmara pulpar dos dentes durante a realização de todos os procedimentos clínicos determinados pela pesquisa. A elevação de temperatura mais significativa ocorreu quando se confeccionou cavidades de classe I, com energia por pulso de 1000mJ e taxa de repetição de 12Hz ($4,78 \pm 0,64$). Todavia, este aumento de temperatura não foi superior ao limite crítico de $5,5^{\circ}\text{C}$ estabelecido por Zack , Cohen ¹⁰⁵ (1965). Diante destes resultados, os autores especularam que é provável que a temperatura produzida pelo sistema laser de Er:YAG, in vivo, seja menor do que os valores obtidos na presente pesquisa. Isto porque a presença do tecido pulpar com sua microcirculação sangüínea e elevado conteúdo de água presente no dente vital, contribuem para a dissipação do calor produzido durante o processo de ablação dos tecidos dentais.

Attrill et al. ³ (2004) propuseram avaliar comparativamente, in vitro, as variações de temperatura produzidas na câmara pulpar dos dentes durante irradiação com o sistema laser de Er:YAG, na presença ou ausência de refrigeração com jato água/ar. Um total de 16 dentes humanos hígidos recém extraídos foi utilizado nesta pesquisa, sendo que em cada dente, 2 preparos cavitários (vestibular e lingual) foram confeccionados. Com relação aos parâmetros adotados pela pesquisa, o sistema laser foi aplicado utilizando-se diferentes taxas de repetição, ou seja, 2, 4 ou 8Hz e energia por pulso variável entre 82 a 223mJ. Para captar a variação térmica no espaço

pulpar, um gel com consistência semelhante ao tecido pulpar foi inserido na câmara coronária do dente, onde foi posicionado o termopar. Os resultados desta pesquisa mostraram que quando o dente foi irradiado em associação com o jato água/ar, a temperatura máxima alcançada foi de 3,9°C, empregando-se de uma energia por pulso de 157mJ, taxa de repetição de 4Hz e tempo de aplicação de 170 segundos. Na ausência de refrigeração, a temperatura máxima registrada foi de 24,7°C, empregando-se de uma energia por pulso de 223mJ, taxa de repetição de 8Hz e tempo de aplicação de 75 segundos. Os autores concluíram que o laser de Er:YAG deve ser sempre utilizado em associação com o jato água/ar para a confecção de cavidades. Estes cuidados evitariam possíveis danos irreversíveis ao tecido pulpar.

O objetivo do trabalho de Inoue et al.⁴⁴ (2004) foi examinar as alterações morfológicas ocorridas com os elementos neurais do complexo dentino-pulpar, após irradiação com o sistema laser de Er:YAG e elucidar o mecanismo de redução da dor durante processo de ablação do esmalte e dentina. Preparos cavitários foram confeccionados na superfície oclusal de primeiros molares superiores e inferiores de 4 ratos, utilizando-se de um sistema laser de Er:YAG (Erwin, Morita, Japan), cujo parâmetro de irradiação foi: energia por pulso de 70mJ/pulso, taxa de repetição de 10Hz e tempo de aplicação de 10 segundos. Após 6 horas do término dos preparos cavitários, os animais foram sacrificados, suas maxilas e mandíbulas removidas, fixadas

por 24 horas e desmineralizadas por 3 semanas. Os 16 dentes tratados foram reduzidos, pós-fixados em tetróxido de ósmio a 1% por 2 horas, submetidos ao processo de desidratação e finalmente embebidos em resina epóxica. Os cortes histológicos foram analisados em microscópio de luz e de transmissão. Não foram observadas alterações histológicas significantes na dentina e na polpa dental, quando as amostras tratadas foram comparadas com as amostras do grupo controle (sem cavidades). Todavia, quando as amostras foram submetidas à análise em microscopia de transmissão, foi possível observar o rompimento de membranas celulares da maioria das terminações nervosas, com presença de vesículas granulares e contração de alguns processos odontoblásticos presentes no interior dos túbulos dentinários, logo abaixo da área ablacionada. Com relação à zona rica em células e região central da polpa, parte da bainha de mielina das fibras nervosas mielinizadas se mostraram edemaciadas e rompidas. Por sua vez, a maioria dos axônios e corpos celulares das células de Schwann permaneceu intacta. Estes achados não foram observados nas amostras do grupo controle. Os autores concluíram que alguns feixes de luz laser (referindo-se aos sistemas lasers de Er:YAG) podem penetrar mais profundamente no tecido duro do dente para causar danos ao tecido nervoso subjacente da polpa. Especula-se que estes achados possam justificar a redução do mecanismo da dor quando os tecidos dentais são ablacionados.

Geraldo-Martins et al.³⁰ (2005) propuseram investigar, *in vitro*, as alterações de temperatura ocorridas no interior da câmara pulpar de 72 dentes incisivos bovinos, durante o processo de irradiação com laser de Er:YAG. Uma abertura coronária foi realizada na superfície lingual dos dentes para facilitar o posicionamento do termopar no interior da câmara pulpar. Na superfície vestibular de cada dente foi realizado um preparo cavitário de classe V, com broca diamantada e em alta velocidade, preservando uma espessura de dentina entre a porção interna da câmara pulpar e o assoalho da cavidade de 2mm. Dessa forma, os espécimes foram divididos em 3 grupos experimentais ($n = 24$), de acordo com as taxas de repetição ($G1 = 2 \text{ Hz}$; $G2 = 4\text{Hz}$; e $G3 = 6\text{Hz}$) e energias por pulso (250mJ; 300mJ; e 350mJ) aplicadas. Assim, metade das paredes pulpares das cavidades resultantes foi irradiada sob refrigeração com jato de água/ar, enquanto que a outra metade, a irradiação foi realizada sem refrigeração. De acordo com os resultados obtidos, foi possível observar redução da temperatura no interior da câmara pulpar dos espécimes referentes ao grupo G1, quando a irradiação foi realizada sob refrigeração, independente das energias por pulso utilizadas. O mesmo fato ocorreu com as amostras do grupo G2, quando se empregou energia por pulso de 350 mJ associada à refrigeração com jato de água/ar. Com relação aos outros parâmetros, foi possível observar discreto aumento da temperatura no interior da câmara pulpar dos dentes, o qual variou entre 0,03 e 2,5°C, mesmo quando se empregou jato de água/ar durante o processo

de irradiação. Os autores concluíram que o uso do sistema laser de Er:YAG deve estar sempre associado a um eficiente sistema de refrigeração com jato de água/ar, uma vez que se observou pontos enegrecidos na superfície da dentina, sugerindo áreas de carbonização, quando a irradiação foi feita sem refrigeração.

O objetivo do trabalho de Meister et al.⁶² (2006) foi investigar a influência da água presente na composição do esmalte e dentina de dentes bovinos, no processo de ablação desses tecidos. Neste estudo, 192 dentes (esmalte e dentina) foram irradiados com o sistema laser de Er:YAG (Deka-DLS, Smart 2940D, Italy) ou com o sistema laser de Er,Cr:YSGG (Biolase, Millenium, USA), os quais emitiram comprimentos de ondas de 2,94µm e 2,78µm, respectivamente. Antes da irradiação, a superfície vestibular de cada dente foi polida sob refrigeração à água, utilizando lixas abrasivas de granulação P 800 e P 2400. Os espécimes foram então desgastados com auxílio de uma pedra montada, até apresentar forma retangular. Ao final, em cada uma das superfícies foi possível realizar duas irradiações, totalizando 384 irradiações. Com o objetivo de avaliar a influência da água presente no esmalte e dentina no processo de ablação desses tecidos, 96 espécimes permaneceram armazenados em uma solução salina isotônica. Os demais dentes foram desidratados à vácuo na temperatura de 100°C, por 24 horas, antes de serem irradiados. Dessa forma, parte dos espécimes foi irradiada na

sua forma in natura, enquanto que outra parte, na forma desidratada. Por sua vez, com o intuito de avaliar a influência do suprimento externo de água no processo de ablação destes tecidos, um terço das amostras foi irradiada sem a presença de jato água/ar, enquanto que o restante das amostras foi irradiada sob a ação do jato água/ar, atendendo a 2 tipos de suprimento de água: 0,8 e 3mL/s. As amostras foram irradiadas com energia por pulso variável entre 100 e 500mJ, através de movimentos lineares, com o feixe de luz incidindo perpendicularmente sobre o tecido alvo. Através de um microposicionador computadorizado, as amostras sofriam movimentos, permitindo que as superfícies irradiadas pudessem originar incisões lineares. A taxa de repetição adotada foi de 5 e 10Hz para o sistema laser de Er: YAG e 20Hz para o sistema laser de Er,cr:YSGG. A utilização destes parâmetros permitiu que o volume das ablações pudesse ser determinado através do preparo histológico das amostras. Com o intuito de se avaliar lateralmente os cortes produzidos por ambos sistemas, um disco de corte foi utilizado para produzir fatias de aproximadamente 1,5mm de espessura. A avaliação das amostras foi realizada em 2 etapas. Inicialmente, realizou-se uma análise para verificar o volume ablacionado a partir de um único pulso do laser, o qual foi obtido a partir da análise histológica. Determinados estes dados, o volume ablacionado por pulso de energia (eficiência de ablação) foi calculado. Com relação ao esmalte dental, não foi possível observar a ablação deste tecido quando os 2 sistemas foram utilizados sem o suprimento de água externo (jato água/ar).

Sob esta condição, foi possível determinar áreas de fusão superficial do esmalte dental, com algumas regiões apresentando profunda carbonização. Para ambos sistemas, o fenômeno de ablação do esmalte dental ocorreu quando o jato água/ar foi acionado. Para os espécimes desidratados ou não, o volume do esmalte ablacionado foi semelhante entre si, quando da utilização do sistema laser de Er:YAG, considerando-se o mesmo volume de água emitido pelo sistema. Assim, quando se utilizou o volume do jato água/ar de 0,8mL/s, o volume de tecido ablacionado foi de $2,3 \cdot 10^{-3} \text{ mm}^3$ por pulso. Por sua vez, quando o volume do jato água/ar aumentou para 3 mL/s, o volume de tecido ablacionado diminuiu, atingindo o patamar de $1,7 \cdot 10^{-3} \text{ mm}^3$ por pulso. Com relação ao volume de esmalte dental ablacionado quando da utilização do sistema laser de Er, Cr:YSGG, os valores obtidos foram sempre inferiores àqueles produzidos pelo sistema laser de Er:YAG, ou seja: $1,3 \cdot 10^{-3} \text{ mm}^3$ quando se utilizou o volume de água de 0,8mL/s e $1,28 \cdot 10^{-3} \text{ mm}^3$ para o volume de água de 3mL/s. Com relação à dentina, um comportamento diferente daquele observado no esmalte dental pôde ser determinado quando este tecido foi irradiado com o sistema laser de Er:YAG. Neste sentido, a ablação da dentina também ocorreu quando não se utilizou suprimento externo de água oriundo do sistema, independentemente da condição de tratamento dos espécimes, ou seja, desidratados ou não. Dentro deste contexto, o volume de tecido dentinário ablacionado foi de $10,1 \cdot 10^{-3} \text{ mm}^3$ para os espécimes desidratados e $14,6 \cdot 10^{-3} \text{ mm}^3$ para as amostras convencionais.

Sob esta condição, o volume de tecido dentinário ablacionado foi significativamente menor para os espécimes desidratados. A variada quantidade de água externa exerceu papel importante na eficiência de ablação da dentina. Assim, quando se utilizou o volume de água de 0,8mL/s, o volume de tecido ablacionado, por pulso, foi de $11,7 \cdot 10^{-3} \text{ mm}^3$ nos espécimes não desidratados e $10,9 \cdot 10^{-3} \text{ mm}^3$, para as amostras desidratadas. Por sua vez, quando o volume de suprimento externo da água aumentou para 3ml/s, o volume de dentina ablacionada diminuiu, assumindo os valores de $7,6 \cdot 10^{-3} \text{ mm}^3$ para as amostras não desidratadas e $3,7 \cdot 10^{-3} \text{ mm}^3$ para as amostras desidratadas. Por outro lado, áreas de fusão da dentina associadas à regiões de profunda carbonização do tecido foram observadas quando o sistema laser de Er, Cr:YSGG foi empregado sem o auxílio do suprimento externo da água. Sob esta condição, a ablação da dentina não foi observada. Assim, semelhante ao que ocorreu para o esmalte dental, a ablação da dentina apenas foi constatada quando o sistema Er,Cr:YSGG foi utilizado em associação com o suprimento externo de água. O volume de tecido ablacionado foi semelhante para as amostras desidratadas e não desidratadas. Com relação ao suprimento da água, o volume de dentina ablacionada variou de $1,9 \cdot 10^{-3} \text{ mm}^3$ para um volume de água de 0,8mL/s e de $1,7 \cdot 10^{-3} \text{ mm}^3$, quando se utilizou o volume de água de 3mL/s. Foi possível concluir que apenas para o sistema laser de Er:YAG a eficiência de ablação dependeu do suprimento de água externo fornecido pelo próprio sistema.

Também, um maior volume de tecido ablacionado pôde ser observado quando se empregou menor volume de água gerado pelo suprimento externo (0,8mL/s). Todavia, não foi possível constatar esta mesma correlação quando se utilizou o sistema laser de Er,Cr:YSGG.

Liu et al.⁵⁸ (2006) realizaram um estudo clínico, com o intuito de avaliar a eficiência e a aceitação dos pacientes (crianças) quando da remoção do tecido cariado, empregando-se do sistema laser de Er:YAG e alta velocidade. Este estudo foi realizado contando com a participação de 40 crianças com idade entre 4 e 12 anos. Cada participante deveria apresentar pelo menos 2 dentes incisivos afetados por cárie, com lesões de proporções semelhantes, os quais dariam origem a preparos cavitários de classe III ou IV. Assim, para cada paciente, um dente foi tratado com o sistema laser de Er:YAG (energia por pulso de 700mJ, taxa de repetição de 10Hz e jato água/ar gerando um volume de água de 24mL/min) enquanto o outro dente foi submetido ao sistema de alta velocidade. Todos os procedimentos clínicos, independentemente dos sistemas utilizados, foram iniciados sem a aplicação de um anestésico local. Entretanto, todos os pacientes foram instruídos a interromper o procedimento de remoção do tecido cariado, caso sentissem qualquer tipo de desconforto. Uma vez necessário, o anestésico local era aplicado. Ao final do procedimento de abertura cavitária, todos os dentes

foram restaurados com compômero fotopolimerizável. Durante a remoção do tecido cariado, os movimentos de cabeça e corpo dos pacientes, bem como o tempo necessário para se realizar o preparo cavitário foram cuidadosamente registrados. Ao final de cada restauração, o paciente era questionado sobre: 1) sensações de dor sentidas durante o procedimento de remoção do tecido cariado; 2) sua preferência entre um tratamento e o outro; e 3) com qual destes sistemas o mesmo gostaria de ser tratado, caso fosse necessário à realização de um novo procedimento operatório. De acordo com os resultados obtidos, pode-se observar que 82,5% das crianças não sentiram sensações dolorosas quando a remoção do tecido cariado foi realizada com o laser. Também, as movimentações da cabeça e corpo dos pacientes foram mais freqüentes quando se realizou a remoção do tecido cariado com a turbina de alta velocidade. Embora o sistema laser de Er:YAG empregue mais tempo (2,35 vezes mais) para se realizar o mesmo procedimento clínico quando comparado à turbina de alta velocidade, 92% das crianças optaram pelo sistema a laser para realizar futuros tratamentos clínicos. Os autores concluíram que o sistema laser de Er:YAG parece ser uma boa opção para se realizar tratamentos de dentes decíduos, desde que este sistema, de acordo com os relatos das crianças, causa menor sensação de dor quando comparado ao tradicional sistema de alta velocidade. Somado a este fato, as pesquisas vêm demonstrando que o sistema laser de Er:YAG parece ser tão

seguro e eficiente para corte dos tecidos dentais quanto o tradicional sistema que emprega alta velocidade.

Corona et al.¹⁶ (2007) propuseram avaliar, in vitro, os efeitos produzidos pelo sistema laser de Er:YAG durante o processo de ablação da dentina variando-se a taxa de repetição e a energia por pulso, bem como realizar uma análise morfológica das estruturas irradiadas. Coroas provenientes de 15 molares humanos foram seccionadas em 4 partes, dando origem a 60 fragmentos, os quais foram desgastados até expor a superfície da dentina. Seqüencialmente, os fragmentos foram pesados e divididos em 12 grupos experimentais, de acordo com a combinação taxa de repetição (2, 3 e 4Hz) e energia por pulso (200, 250, 300 e 350mJ) selecionadas. Ao término do experimento, os fragmentos foram novamente pesados, permitindo, dessa forma, que a massa dental perdida durante o processo de irradiação pudesse ser calculada. Os resultados desta pesquisa mostraram que aumento na taxa de repetição determinou maior remoção do tecido dentinário em profundidade, bem como discreto aumento da embocadura dos túbulos dentinários. Por sua vez, o aumento da energia por pulso determinou que uma maior quantidade de dentina intertubular fosse ablacionada. A taxa de repetição de 4Hz produziu os mesmos efeitos que a taxa de 3Hz. Da mesma forma, as energias por pulso de 300 e 350mJ produziram efeitos similares entre si. Os autores concluíram que a capacidade do laser de Er:YAG em ablacionar maior

quantidade de tecido dentinário está intimamente relacionada com o aumento da taxa de repetição e/ou energia por pulso, embora este fato tenha sido particularmente evidente para o primeiro fator, o qual produziu, da mesma forma, alterações morfológicas mais significativas.

Matsumoto et al.⁶¹ (2007) avaliaram a aplicabilidade clínica de um sistema laser de Er:YAG através da confecção de cavidades em 98 dentes humanos provenientes de 47 pacientes com idade entre 23 a 70 anos. Em todos os dentes, a lesão de cárie era primária. Preparos cavitários envolvendo esmalte e dentina foram realizados com o sistema laser Smart 2940D (Deka Corp., Italy), o qual emite energia por pulso entre 100 e 700mJ e taxa de repetição entre 8 e 20Hz. Nesta pesquisa, as cavidades foram confeccionadas com auxílio de jato água/ar, produzindo um volume médio de água de 12mL/min. Para cada dente, o tempo total necessário para se realizar o preparo foi registrado. Apenas para os dentes cujas cavidades eram profundas, foi aplicada sobre o assoalho cavitário uma fina camada do cimento de hidróxido de cálcio (Dycal, Dentsply, USA). Os preparos cavitários foram restaurados com resina composta. Em todos os casos, os preparos cavitários foram iniciados sem a aplicação prévia de um anestésico local. Por sua vez, todos os pacientes foram instruídos a interromper o procedimento de abertura cavitária, caso sentissem qualquer tipo de desconforto no transcorrer

do ato operatório. Ao final do procedimento restaurador e nos períodos de 7, 30 e 90 dias após o tratamento, todos os pacientes foram questionados quanto às sensações experimentadas durante o período em que se utilizou o sistema laser (tolerância com relação à sensação dolorosa e incômodo do ruído produzido pelo sistema laser). A partir do desenvolvimento desta pesquisa clínica foi possível observar que em apenas 5 dentes (5,3%) foi necessário realizar a injeção do anestésico local para concluir a remoção do tecido cariado e restaurar a cavidade. Dos 45 pacientes avaliados (2 pacientes não compareceram durante as avaliações intermediárias), apenas 3 (6,7%) se sentiram incomodados com o ruído produzido pelo sistema laser. Com relação ao tempo necessário para se realizar um preparo cavitário, o mesmo variou em função do tipo e tamanho da cavidade. Assim, preparos cavitários de classe I demoraram em média entre 1 e 2 minutos para serem concluídos. Por outro lado, cavidades de classe III, IV e V, demoraram em média 49 segundos para serem confeccionados (tempo variável entre 10 e 70 segundos). Os autores concluíram que o sistema laser avaliado é eficiente, seguro e apropriado para realizar remoção de tecido cariado e confeccionar cavidades dentais.

Park et al.⁷⁸ (2007) propuseram investigar, *in vitro*, as variações de temperatura produzidas no interior da câmara pulpar de 10 molares

humanos, utilizando-se para isto o sistema laser de Er:YAG, o qual foi aplicado através do modo de contato (contact mode). Com o intuito de facilitar a instalação de dois termopares no interior da câmara pulpar, uma abertura foi realizada na superfície oclusal dos dentes. Dessa forma, o primeiro termopar foi posicionado próximo à região a ser irradiada enquanto que o segundo termopar, na região do lado oposto. Assim, a câmara pulpar era preenchida com solução salina fisiológica e a superfície oclusal vedada com resina. Os espécimes foram divididos em 3 grupos experimentais, de acordo com o tempo de refrigeração aplicado após o processo de irradiação: G1) irradiação sem aplicação posterior do jato água/ar; G2) aplicação do jato água/ar por 1 seg imediatamente após o término da irradiação; e G3) aplicação do jato água/ar por 2 segs ao término da irradiação. Durante o processo de irradiação, o qual durou 3 segs, a ponta laser do sistema foi posicionada perpendicularmente a superfície externa do dente. Os resultados deste estudo mostraram que a aplicação do jato água/ar por 1 ou 2 segs ao término do processo de irradiação determinou uma redução significativa da temperatura no interior da câmara pulpar dos dentes, quando comparados aos espécimes que não foram refrigerados. Não houve variações estatisticamente significantes da temperatura quando o jato de água/ar foi aplicado por 1 ou 2 segs. Os autores concluíram que ao término do processo de irradiação com o laser de Er:YAG (contact mode), a aplicação do jato de água/ar por 1 ou 2 segundos auxilia na redução da temperatura transmitida à porção interna da

câmara pulpar dos dentes, evitando dessa forma, que o calor produzido possa provocar danos de variada intensidade ao tecido pulpar.

Raucci-Neto et al.⁸¹ (2007) propuseram investigar, in vitro, as variações de temperatura produzidas no interior da câmara pulpar de 40 dentes humanos (caninos e pré-molares), durante a confecção de preparos cavitários de classe V, utilizando-se para isto os sistemas laser de Er:YAG e turbina de alta velocidade. Os espécimes foram divididos em 4 grupos experimentais de acordo com o tipo de sistema e parâmetros utilizados: G1) laser (300mJ/3Hz); G2) laser (300mJ/4Hz); G3) alta velocidade (jato água/ar de 9mL/min); e G4) alta velocidade (jato água/ar de 100mL/min). Um termopar foi adaptado no interior da câmara pulpar de cada dente para avaliar as variações de temperatura antes, durante e após o procedimento de abertura cavitária. Os resultados deste estudo mostraram que houve uma redução significativa da temperatura apenas para o grupo G4, onde a alta velocidade foi utilizada em associação com refrigeração com jato de água/ar de 100 mL/min. Para os grupos G1 e G3, as variações de temperatura não foram estatisticamente diferentes entre si. Por sua vez, o grupo G2 produziu os maiores valores de temperatura, os quais foram estatisticamente diferentes entre os demais grupos avaliados. Todavia, os valores de temperatura alcançados não excederam o valor crítico de 5,6°C, os quais poderiam causar danos de variada intensidade ao tecido pulpar. Os autores concluíram que o

laser de Er:YAG produziu significante aumento de temperatura apenas quando comparado com o sistema de alta velocidade associado ao jato água/ar de 100mL/min.

3 PROPOSIÇÃO

Avaliar comparativamente, através de análise histopatológica, a resposta de polpas de dentes humanos após confecção de cavidades de classe I, utilizando-se de instrumentos rotatórios associados à turbina de alta velocidade ou sistema laser de Er:YAG.

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 SELEÇÃO E DISTRIBUIÇÃO DOS DENTES

O protocolo de investigação proposto para realização da presente pesquisa foi submetido à apreciação do Comitê de Ética em Pesquisa para Estudos em Seres Humanos no Centro Universitário de Araraquara – UNIARA, São Paulo, Brasil. Após aprovação (protocolo de número 645 - Anexo 1), a parte clínica da pesquisa foi desenvolvida.

Através do exame clínico e radiográfico inicial (radiografia periapical e interproximal), foram selecionados pacientes de ambos os sexos, com idade entre 12 e 18 anos, os quais apresentavam 1 par de dentes pré-molares inferiores hígidos. Todos os dentes eram indicados para extração por motivos ortodônticos (Figura 1A/B/C/D).

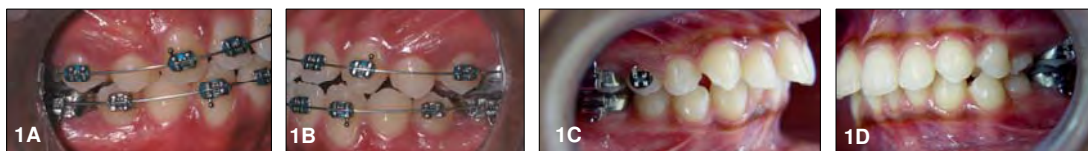


FIGURA 1A/B/C/D – Vista lateral de pares de dentes pré-molares inferiores íntegros, os quais foram selecionados para serem utilizados na presente pesquisa.

Os pares de dentes pertencentes a um mesmo paciente foram distribuídos aleatoriamente, através de sorteio, em 2 grupos experimentais de acordo com o tipo de sistema utilizado para preparar as cavidades. Assim, cada grupo experimental apresentava 6 dentes, sendo que para o grupo controle íntegro, 4 pré-molares foram utilizados. Os grupos experimentais e controle segundo as variáveis determinadas neste estudo, estão apresentados na Tabela 1.

Tabela 1 - Relação entre grupos experimentais e controle de acordo com o número de dentes utilizados e sistemas de preparo cavitário estabelecidos.

Identificação do grupo – número de dentes	Sistema utilizado para o preparo das cavidades
G1 – 06 dentes (experimental)	turbina de alta velocidade
G2 – 06 dentes (experimental)	sistema laser de Er:YAG
G3 – 04 dentes (controle)	íntegro

4.2 TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO / DESCRIÇÃO DOS SISTEMAS UTILIZADOS PARA CONFECCIONAR OS PREPAROS CAVITÁRIOS

Tanto os pacientes como seus respectivos representantes legais receberam os devidos esclarecimentos sobre os propósitos da pesquisa. Somente após terem lido e aceito participar espontaneamente deste estudo, confirmado através da assinatura do Termo de Consentimento Livre e

Esclarecido (Anexo 2), é que se deu início a etapa clínica da pesquisa. Os procedimentos de abertura cavitária e posterior restauração foram realizados no par de dentes de um mesmo paciente, em uma única sessão. Os preparos cavitários foram confeccionados através da utilização da turbina de alta velocidade ou sistema laser de Er:YAG, sendo as cavidades resultantes, restauradas com os mesmos materiais selecionados para a pesquisa. Os sistemas utilizados para confeccionar os preparos cavitários, bem como suas especificações e respectivos fabricantes estão demonstrados na Tabela 2.

Tabela 2 - Sistemas utilizados para confecção dos preparos cavitários, respectivos fabricantes e especificações dos aparelhos.

Sistema	Fabricante	Especificações do fabricante
Turbina de alta velocidade	Dabi Atlante (Brasil)	MRS 400 Torque Jato água/ar: triplo Rotação: 400.000 rpm Consumo de ar: 40l/min Pressão: 35 psi
Laser de Er:YAG	Twin Ligth Fotona Medical Laser (Slovênia)	Meio ativo: cristal de ítrio-alumínio e granada dopado com érbio Comprimento de onda: 2.94µm Modo de operação: pulsado Largura de pulso: 200 - 400 segundos Modo de aplicação: não contato Distância focal: de 12 a 15mm da estrutura irradiada Área do spot: 0,46mm ² Transmissão: braço articulado de 5 espelhos, com peça de mão óptica Efeito: fotomecânico

4.3 CONFEÇÃO DAS CAVIDADES EM ALTA VELOCIDADE - GRUPO 1.

Os pacientes, cujos pares de dentes foram selecionados para receber os preparos cavitários em alta velocidade, foram atendidos no consultório de pesquisas clínicas do Departamento de Clínica Infantil da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP, cuja temperatura ambiente foi mantida em 22°C durante a realização dos procedimentos operatórios.

Após anestesia infiltrativa local com o agente anestésico contendo vaso constritor (Articaína 4% com epinefrina 1:100.000 – ampola de 1,8ml, DFL Indústria e Comércio S/A, Rio de Janeiro, RJ, Brasil), foi realizado o isolamento absoluto do campo operatório (Figura 2A) seguido da profilaxia dos dentes com água e pedra pomes (Figura 2B), lavagem (Figura 2C), secagem e assepsia do campo operatório com álcool 70% (Figura 2D).

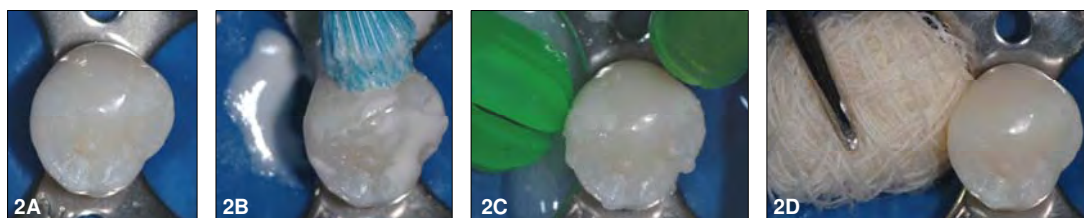


FIGURA 2A – Vista oclusal do primeiro pré-molar inferior hígido, devidamente isolado.

FIGURA 2B – Profilaxia do dente com água e pedra pomes.

FIGURA 2C – Lavagem abundante do dente com spray água/ar da seringa tríplice.

FIGURA 2D – Assepsia do campo operatório com álcool 70%.

Previamente a realização de cada preparo cavitário, os jatos de água/ar provenientes da caneta de alta velocidade (modelo MRS 400 Torque, Dabi Atlante, Ribeirão Preto, SP, Brasil) foram cuidadosamente inspecionados, devendo os mesmos ser contínuos e incidir sobre a porção ativa das pontas diamantadas (Figura 3A). Imediatamente após a análise dos jatos de água, três medições foram realizadas para avaliar o volume de água expedido pela caneta de alta velocidade, que por sua vez, não deveria ser inferior ao valor de 45mL/min. Em todas as medições realizadas, o volume de água variou entre 45 a 46mL/min. Após estas avaliações técnicas preliminares, deu-se início à confecção das cavidades, as quais foram realizadas com auxílio de 2 pontas diamantadas (KG Sorensen, São Paulo, SP, Brasil - Figura 3B). A primeira delas (número 1013) foi utilizada apenas para delimitar as extensões do preparo cavitário (Figura 3C), cuja conformação final era de um preparo convencional de classe I. Seqüencialmente, uma segunda ponta diamantada (número 1094) foi utilizada para a confecção do preparo cavitário propriamente dito (Figura 3D). Para cada paciente, foi utilizado um conjunto novo de pontas diamantadas, as quais foram aplicadas de forma intermitente contra as superfícies do dente. Durante a confecção do preparo cavitário, a crista marginal distal de cada dente foi utilizada como referência para padronizar a profundidade da cavidade, cujo valor médio final obtido foi de 2,5mm, medido com auxílio de uma sonda periodontal milimetrada (Schwert, A-Schweick Hardt GmbH & Co. KG,

Tuttlingen, Alemanha). Dessa forma, ao atingir o valor de 2,0mm, a profundidade da cavidade passou a ser aferida periodicamente. Neste momento, os desgastes passaram a ser realizados de forma mais cuidadosa, até que a cavidade viesse atingir a profundidade média de 2,5mm (Figura 3E). Ao final, as cavidades apresentavam dimensões aproximadas de 4mm de comprimento x 2mm de largura x 2,5mm de profundidade (Figura 3F). As cavidades eram então lavadas com jatos de água/ar da seringa tríplice (Figura 3G), sendo que o excesso de água que permanecia no seu interior, era removido com auxílio de bolinhas de algodão esterilizadas (Figura 3H). Ao final deste procedimento clínico, as cavidades foram restauradas.

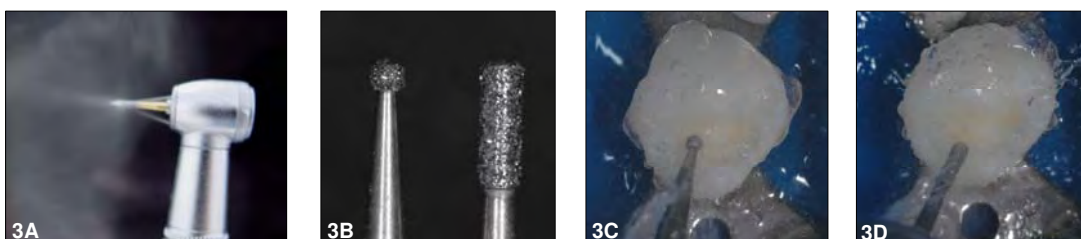


FIGURA 3A – Jato água/ar da caneta de alta velocidade (MRS 400 Torque) sendo inspecionado previamente a realização de cada preparo cavitário. Observe o jato de água/ar incidindo adequadamente em direção à porção ativa da ponta diamantada.

FIGURA 3B – Pontas diamantadas de número 1013 (esférica) e 1094 (cilíndrica) utilizadas para a confecção dos preparos cavitários de classe I.

FIGURA 3C – Delimitação do preparo cavitário sendo realizado com auxílio da ponta diamantada de número 1013, sob abundante refrigeração à água.

FIGURA 3D – Preparo cavitário de classe I sendo confeccionado com auxílio da ponta diamantada de número 1094.

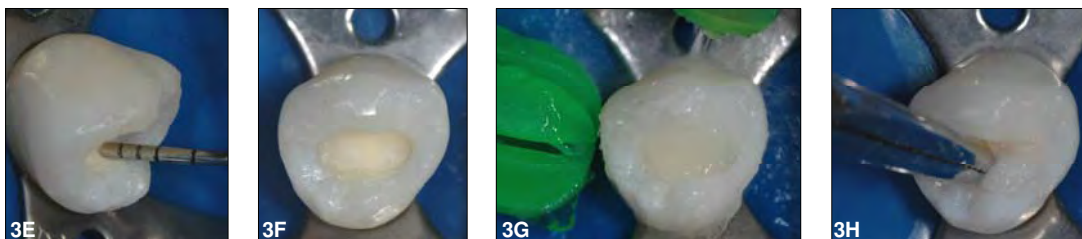


FIGURA 3E – Padronização da profundidade da cavidade, cuja medida foi realizada com auxílio de uma sonda periodontal milimetrada.

FIGURA 3F – Aspecto da cavidade de classe I finalizada.

FIGURA 3G – Cavidade sendo abundantemente lavada com o spray água/ar da seringa tríplice.

FIGURA 3H – Excesso de umidade sendo removido do interior da cavidade com auxílio de bolinhas de algodão esterilizadas.

4.3.1 RESTAURAÇÃO DAS CAVIDADES PREPARADAS COM INSTRUMENTOS ROTATÓRIOS ASSOCIADOS À TURBINA DE ALTA VELOCIDADE.

Os materiais odontológicos utilizados para restaurar as cavidades foram manipulados e aplicados de acordo com as recomendações dos fabricantes. Estes materiais dentários e seus componentes químicos, bem como os respectivos fabricantes estão demonstrados na Tabela 3.

Tabela 3 - Apresentação dos materiais dentais, seus respectivos fabricantes e principais componentes químicos.

Nome comercial	Fabricante	Principais componentes
Hydro C	Dentsply	1. Base: ester glicol salicilato, fosfato de cálcio, óxido de zinco e corantes minerais. 2. Catalisador: etiltolueno sulfonamida, hidróxido de cálcio, óxido de titânio, estearato de zinco e corantes minerais.
Vitrebond	3M ESPE	1. Pó: vidro de fluoralumino silicato. 2. Líquido: copolímero do ácido poliacenóico, água, HEMA e fotoativador.
Adper Single Bond	3M ESPE	Bis-GMA, HEMA, dimetacrilatos, fotoiniciador, copolímero, metacrilato funcional do ácido poliacrílico e politacônico, etanol e água. pH 4,2.
Filtek Z 250	3M ESPE	BIS-GMA, UDMA, Bis-HEMA, zircônia e sílica.

Inicialmente, uma camada do cimento de hidróxido de cálcio (Hydro C, Dentsply Ind. e Com. Ltda, Petrópolis, RJ, Brasil) foi aplicada sobre o assoalho das cavidades (Figura 4A). Este material foi preparado através da espatulação por 10 segundos de quantidades iguais das pastas base e catalisadora, as quais foram dispensadas sobre o bloco de papel fornecido pelo próprio fabricante. Posteriormente, uma fina camada do cimento de ionômero de vidro modificado por resina (Vitrebond, 3M ESPE, St.Paul, MN, EUA) foi aplicada sobre o cimento de hidróxido de cálcio (Figura 4B). O cimento Vitrebond foi preparado através da mistura de uma porção do pó e uma gota do líquido, como recomendado pelo fabricante. Os componentes foram misturados sobre o bloco de papel, pelo período de 10 segundos,

utilizando-se de uma espátula de metal. Uma vez inserida na cavidade, a camada do cimento de ionômero de vidro foi fotoativada por 30 segundos (Figura 4C/D), empregando-se o aparelho fotopolimerizador Curing Light XL 3000 (3M ESPE Dental Products, St. Paul, MN, EUA). Todos os procedimentos envolvendo fotoativação foram realizados com o mesmo aparelho fotopolimerizador. A intensidade de luz emitida por este aparelho era periodicamente avaliada e os valores obtidos, medidos com auxílio de um radiômetro, eram sempre superiores a 450mW/cm^2 . Seqüencialmente, esmalte (Figura 4E) e dentina (Figura 4F) foram condicionados com ácido fosfórico a 35% (Scotchbond Multi-Purpose Etchant, 3M ESPE, St. Paul, MN, EUA) por 30 e 15 segundos, respectivamente. Ao final deste período, a cavidade era abundantemente lavada por 10 segundos com jatos de água/ar da seringa tríplice (Figura 4G). Posteriormente, a água que permaneceu no interior da cavidade foi removida com auxílio de bolinhas de algodão esterilizadas (Figura 4H), mantendo as paredes circundantes em dentina ligeiramente umedecidas. Então, uma primeira camada do adesivo dental Adper Single Bond (3M ESPE, St. Paul, MN, EUA) foi aplicada sobre as superfícies do esmalte (Figura 4I) e dentina (Figura 4J) com auxílio de um pincel descartável do tipo microbrush, seguida da aplicação de uma segunda camada sobre as mesmas superfícies (Figura 4K e 4L). Posteriormente, o conjunto recebia a aplicação de um suave jato de ar por 5 segundos, para acelerar a evaporação dos componentes voláteis do adesivo (Figura 4M). Ao

final deste procedimento, o conjunto era fotoativado por 10 segundos (Figura 4N) e a cavidade passava a ser preenchida, de maneira incremental, com a resina composta Filtek Z 250 – cor A3 (3M ESPE, St. Paul, MN, EUA - Figura 4O), até o seu completo preenchimento (Figura 4P). Cada incremento, apresentando espessura máxima de 1,5mm, era fotoativado por 40 segundos. Finalizada a restauração da cavidade, a oclusão de cada paciente foi cuidadosamente avaliada (Figura 4Q), e quando necessário, eram realizados desgastes e ajustes com auxílio de brocas para acabamento F e FF (KG Sorensen, São Paulo, SP, Brasil) nos locais previamente marcados pelo papel carbono (Figura 4R). Então, cada paciente recebeu instruções gerais sobre higienização e foi dispensado.

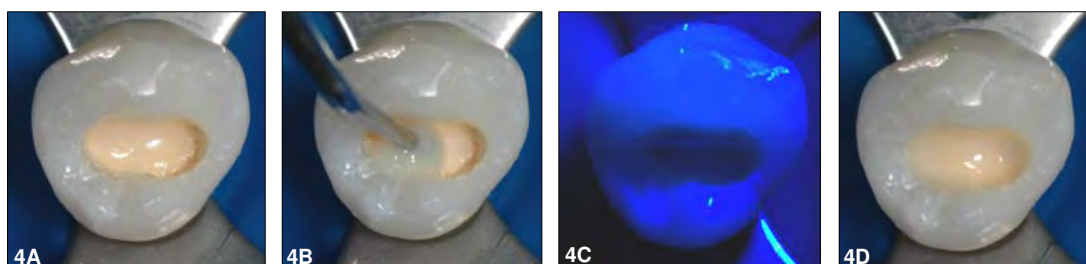


FIGURA 4A – Cimento de hidróxido de cálcio aplicado sobre o assoalho da cavidade.

FIGURA 4B – Cimento de ionômero de vidro modificado por resina sendo aplicado sobre o cimento de hidróxido de cálcio.

FIGURA 4C – Cimento de ionômero de vidro sendo fotoativado.

FIGURA 4D – Aspecto da cavidade, após fotoativação do cimento de ionômero de vidro.

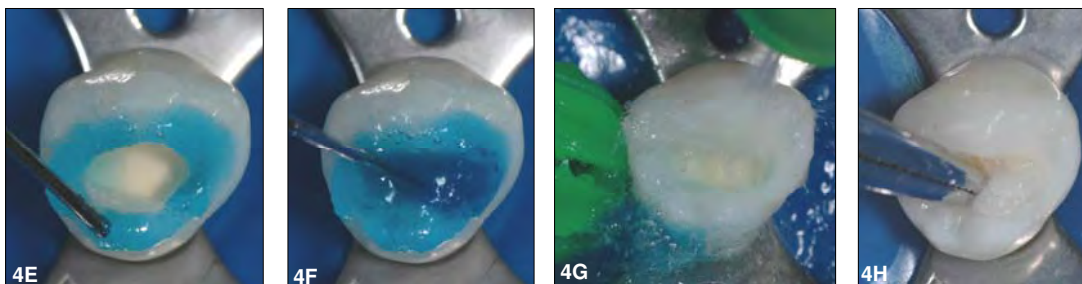


FIGURA 4E – Condicionamento ácido do esmalte dental sendo realizado com ácido fosfórico por 30 segundos.

FIGURA 4F – Condicionamento ácido da dentina (15 segundos).

FIGURA 4G – Lavagem abundante da cavidade com jato água/ar da seringa tríplice para remoção do ácido fosfórico.

FIGURA 4H – Excesso de umidade sendo removido do interior da cavidade com auxílio de bolinhas de algodão esterilizadas.

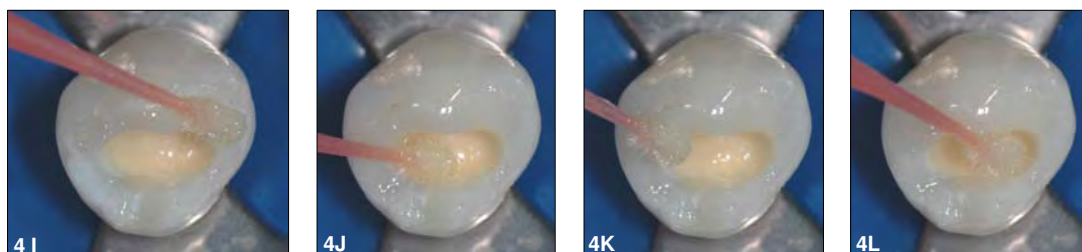


FIGURA 4I – Primeira camada do adesivo dental sendo dispensado sobre o esmalte.

FIGURA 4J – Primeira camada do adesivo dental sendo aplicado sobre as superfícies da dentina.

FIGURA 4K – Segunda camada do adesivo dental sendo aplicada sobre as superfícies do esmalte dental.

FIGURA 4L – Segunda camada do adesivo dental sendo dispensada sobre as superfícies da dentina.

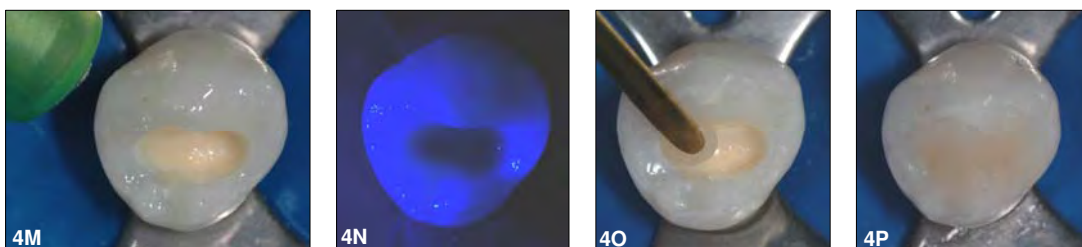


FIGURA 4M – Breve jato de ar sendo aplicado para evaporação dos componentes voláteis do adesivo.

FIGURA 4N – Fotoativação do adesivo com luz halógena por 10 segundos.

FIGURA 4O – Cavidade sendo incrementalmente preenchida com resina composta fotopolimerizável.

FIGURA 4P – Aspecto final do dente restaurado.



FIGURA 4Q – Oclusão do paciente sendo avaliada com auxílio de papel carbono.

FIGURA 4R – Restauração final da cavidade com resina composta.

4.3.2 EXTRAÇÃO DOS ELEMENTOS DENTAIS TRATADOS COM ALTA VELOCIDADE

Com intuito de avaliar comparativamente as respostas pulpares produzidas após os dentes terem sido submetidos aos preparos cavitários com turbina de alta velocidade, estes dentes foram extraídos 15 dias após o procedimento clínico. Para isto, foi realizada anestesia infiltrativa com anestésico local injetável com vasoconstritor (Articaine / cloridrato de articaína + epinefrina – ampola de 1,8ml – DFL Indústria e Comércio S.A., Rio de Janeiro, RJ, Brasil), sendo que dois terços do líquido anestésico de um tubete foram depositados na região do nervo mentoniano (Figura 4S) e o terço restante, na região lingual. As extrações dos dentes (Figura 4 T/U/V/X/Y) foram realizadas com auxílio do fórceps de número 150 (Quinelato, São Paulo, S.P., Brasil). A remoção das suturas foi realizada entre 5 e 7 dias após as extrações dos dentes.

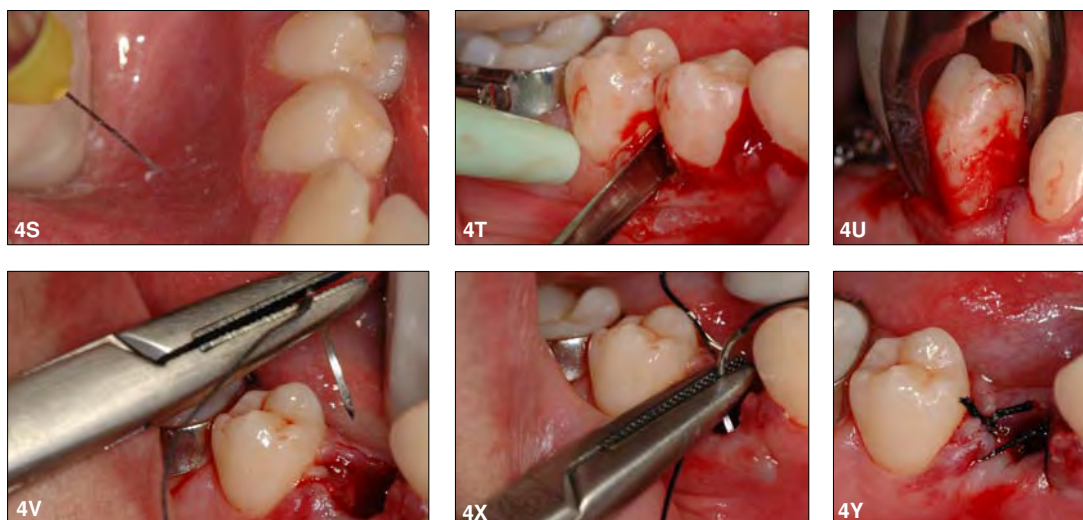


FIGURA 4S – Agente anestésico sendo depositado na região do nervo mentoniano.

FIGURA 4T/U/V/X/Y – Dente sendo inicialmente luxado com auxílio da alavanca reta e posterior remoção com fórceps. Sutura sendo realizada com fio de seda 3.0. Aspecto final da loja cirúrgica suturada.

4.4 CONFEÇÃO DAS CAVIDADES COM O SISTEMA LASER DE Er:YAG - GRUPO 2.

Todos os procedimentos que antecederam os preparos cavitários realizados com turbina de alta velocidade foram os mesmos para os dentes tratados com o sistema laser de Er:YAG. Da mesma forma, somente após o paciente e seu respectivo representante legal terem lido e assinado o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, é que se deu início a etapa clínica da pesquisa, a qual foi realizada nas dependências clínica do Instituto de Física de São Carlos – USP, a uma temperatura ambiente média de 22°C.

Após anestesia infiltrativa, isolamento absoluto do campo

operatório, profilaxia e assepsia dos dentes selecionados, preparos cavitários de classe I foram realizados com o sistema laser de Er:YAG (Twin Light Fotona Medical Laser, Ljubljana, Slovênia - Figura 5A/B/C), o qual emite comprimento de onda de $2.94\mu\text{m}$, com largura de pulso variando de 200-450 μs , energia por pulso de 1 a 500mJ e taxa de repetição de 1 a 15Hz. Para a presente pesquisa, os preparos cavitários de classe I foram realizados utilizando-se energia por pulso de 500mJ e taxa de repetição de 10Hz, uma vez que, de acordo com a pesquisa realizada por Gouw-Soares (2001), estes parâmetros não oferecem risco de danos ao tecido pulpar. O tempo de irradiação, para a confecção dos preparos cavitários variou entre 100 e 110 segundos, uma vez que o volume dos dentes variava entre os pacientes e as dimensões do preparo cavitário foram pré-estabelecidas para ambos os sistemas de preparo cavitário.

As cavidades foram confeccionadas sob refrigeração, contando com o auxílio de jatos de água/ar provenientes dos 2 orifícios localizados próximos ao spot da caneta de Er:YAG (Figura 5D), os quais, em conjunto, liberaram um volume de água de aproximadamente 8,4mL/min. O fluxo do jato de água/ar proveniente do sistema laser de Er:YAG foi cuidadosamente inspecionado previamente à realização de cada preparo cavitário, devendo o mesmo ser contínuo e atuar em direção à superfície do dente a ser irradiada (Figura 5E).

É importante mencionar neste momento, que a distância de

focalização do sistema laser de Er:YAG foi alcançada quando a ponta ativa da caneta (janela de safira) do aparelho permaneceu numa distância entre 12 a 15mm do tecido-alvo (Figura 5F). Esta distância de focalização foi determinada pelo arranjo óptico para entrega do feixe-laser, o qual está descrito no manual do equipamento.

Uma vez averiguados todos os parâmetros necessários para a realização da ablação, teve início a confecção dos preparos cavitários de classe I. Neste momento, paciente, operador e auxiliar estavam adequadamente paramentados, utilizando óculos de proteção (Figura 5G/H) durante todo o período em que o laser foi ativado, respeitando rigorosamente as normas de biossegurança para a utilização da radiação laser em consultório odontológico.



FIGURA 5A/B – Vista frontal do sistema laser de Er:YAG produzido pela Twin Light Fotona Medical Medical Laser (Ljubljana, Slovênia), utilizado durante a confecção de cavidades de classe I.

FIGURA 5C – Caneta acoplada ao braço articulado do sistema laser de Er:YAG, de onde a luz infravermelha era irradiada.

FIGURA 5D – Observe a presença dos 2 orifícios de onde eram liberados os jatos do spray água/ar para refrigeração do tecido alvo irradiado (seta).

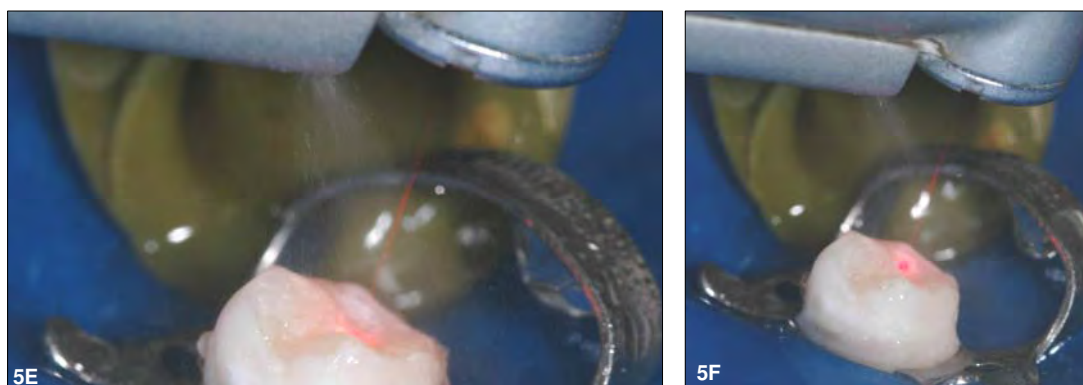


FIGURA 5E – Fluxo de água sendo adequadamente liberado em direção ao ponto de focalização no tecido alvo irradiado.

FIGURA 5F – Ponto de focalização do laser sendo definido, quando a caneta do sistema laser de Er:YAG se distancia do tecido-alvo em 12 a 15mm.



FIGURA 5G/H – Paciente, auxiliar e operador adequadamente paramentados, utilizando óculos de proteção durante todo período de confecção das cavidades com o sistema laser de Er:YAG.

Da mesma forma como ocorreu para os preparos cavitários realizados com turbina de alta velocidade, nos preparos cavitários confeccionados com laser, a crista marginal distal de cada dente também foi utilizada como referência para padronizar a profundidade das cavidades, cujo valor médio final obtido era de 2,5mm, medido com auxílio de uma sonda periodontal milimetrada (Schwert, A-Schweick Hardt GmbH & Co. KG, Tuttlingen, Alemanha). Assim, ao atingir o valor de 2,0mm, a profundidade da cavidade passou a ser aferida periodicamente, com a ablação do tecido dentinário sendo realizada, a partir desse momento, de forma mais cuidadosa, avaliando o preparo a cada 10 segundos, ou seja, interrompendo a irradiação dentro deste período, até que a mesma alcançasse o valor final médio de 2,5mm (Figura 5I/J). A adoção deste procedimento também permitiu que a profundidade de cada cavidade fosse definida com maior precisão. Ao final, os

preparos cavitários apresentavam, em média, dimensões de 4,0mm de comprimento x 2,0mm de largura x 2,5mm de profundidade (Figura 5J).

Uma vez finalizado o preparo cavitário, a cavidade resultante foi abundantemente lavada com jato de água/ar proveniente da seringa tríplice (Figura 5K) e o excesso de água presente no interior da cavidade foi removida com auxílio de bolinhas de algodão esterilizadas (Figura 5L).

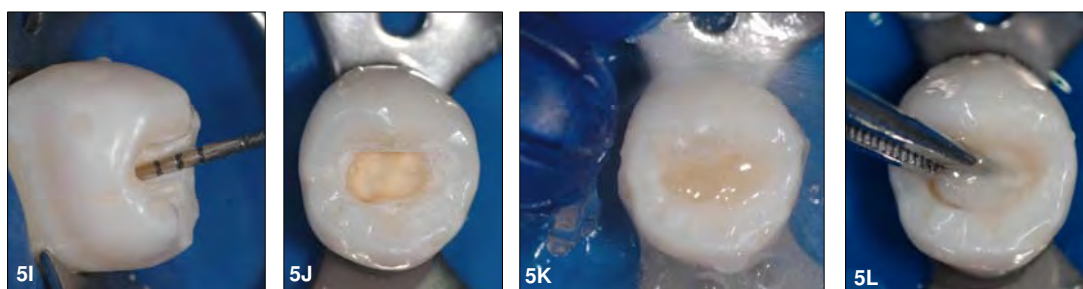


FIGURA 5I – Realizando a padronização da profundidade da cavidade (ao atingir o valor de 2,0mm, a profundidade de cada cavidade passou a ser aferida periodicamente, com a ablação sendo realizada de forma mais criteriosa até que a mesma atingisse o valor final médio de 2,5mm, medido com auxílio de uma sonda periodontal milimetrada).

FIGURA 5J – Aspecto do preparo cavitário de classe I dimensões médias de 4,0mm de comprimento x 2,0mm de largura x 2,5mm de profundidade.

FIGURA 5K – Cavidade sendo abundantemente lavada com o spray água/ar da seringa tríplice, ao término do preparo cavitário.

FIGURA 5L – Excesso de água sendo removido do interior da cavidade com auxílio de bolinhas de algodão esterilizadas.

Seqüencialmente, a cavidade foi submetida ao procedimento restaurador, como descrito para o Grupo 1 (Figura 6A até 6L).

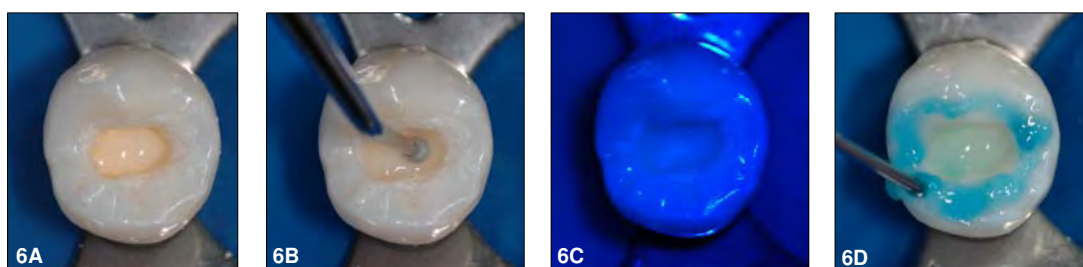


FIGURA 6A – Aspecto da cavidade após aplicação do cimento de hidróxido de cálcio.

FIGURA 6B – Cimento de ionômero de vidro modificado por resina (Vitrebond) sendo aplicado sobre o hidróxido de cálcio.

FIGURA 6C – Fotoativação do cimento de ionômero de vidro modificado por resina.

FIGURA 6D – Condicionamento ácido do esmalte por 30 segundos.

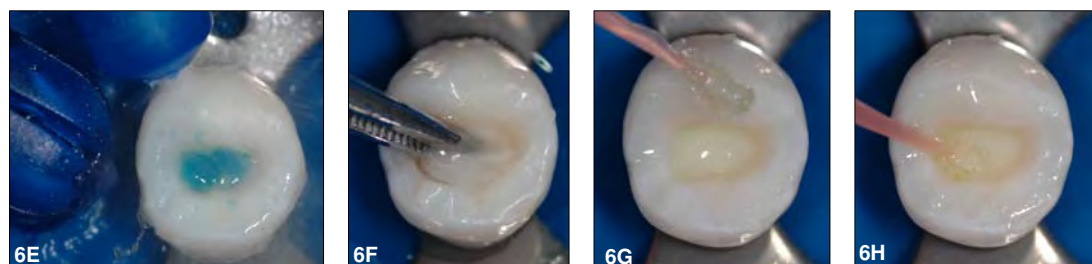


FIGURA 6E – Lavagem abundante da cavidade com jato água/ar da seringa tríplice para remoção do ácido fosfórico.

FIGURA 6F – Excesso de umidade sendo removido do interior da cavidade com auxílio de bolinhas de algodão esterilizadas.

FIGURA 6G – Primeira camada do adesivo sendo aplicada sobre as superfícies do esmalte dental.

FIGURA 6H – Primeira camada do adesivo sendo dispensada sobre as superfícies da dentina.

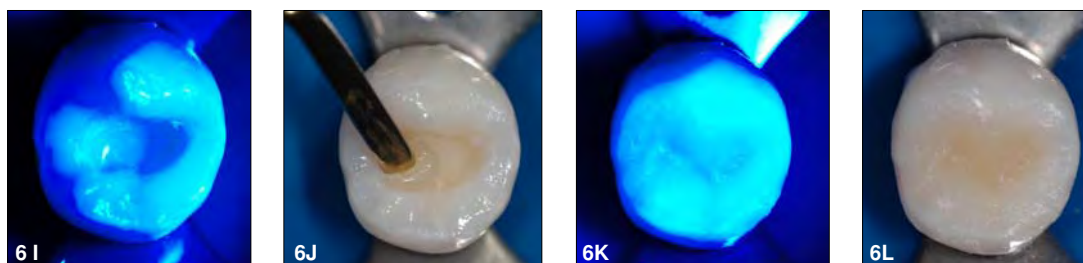


FIGURA 6 I – Fotoativação do adesivo, com lâmpada halógena, por 10 segundos.

FIGURA 6J – Cavidade sendo incrementalmente preenchida com resina composta fotopolimerizável.

FIGURA 6K – Fotoativação da última camada de resina composta (40 segundos).

FIGURA 6L – Aspecto final do dente restaurado.

Da mesma forma como ocorreu para os dentes tratados com turbina de alta velocidade, os dentes tratados com o sistema laser de Er:YAG também permaneceram na cavidade oral dos pacientes pelo período de 15 dias, antes de serem extraídos. Assim, completado este período, os pacientes foram novamente convocados para ter os seus respectivos pares de dentes extraídos, seguindo o mesmo protocolo descrito anteriormente. O mesmo protocolo de extração também foi aplicado para o Grupo 3 (controle).

4.5 PROCESSAMENTO LABORATORIAL E ANÁLISE HISTOPATOLÓGICA

4.5.1 PROCESSAMENTO LABORATORIAL DOS DENTES:

Imediatamente após as extrações, os dentes pertencentes aos grupos experimentais 1 e 2 (n=6) e controle (n=4) tiveram suas raízes

seccionadas ao nível do terço médio. Este procedimento foi realizado em alta velocidade, utilizando-se broca diamantada número 2200 (KG Sorensen, São Paulo, SP, Brasil), sob abundante refrigeração com água (Figura 7A). Tanto a coroa, como parte da raiz dental, foram colocadas no interior de frascos de acrílico identificados, os quais continham formalina tamponada a 10%. Este procedimento de fixação foi realizado pelo período de 72 horas em temperatura ambiente (Figura 7B). Completado este período, os dentes foram removidos da formalina tamponada e lavados em água corrente por 12 horas (Figura 7C). Então, cada dente foi colocado em um dispositivo de acrílico previamente identificado (Figura 7D), e os mesmos mantidos em um becker, para serem desmineralizados em solução descalcificadora de Morse (ácido fórmico a 50% e citrato de sódio a 20%, em partes iguais – Figura 7E), sob agitação. Com a finalidade de acelerar o processo de desmineralização dos dentes, a solução descalcificadora de Morse era substituída em dias alternados. Uma vez desmineralizados (Figura 7F), os dentes foram novamente lavados em água corrente por 12 horas e submetidos ao processo de desidratação em trocas ascendentes de álcool, ou seja: álcool 70% por 1 hora, álcool 90% por 1 hora, e finalmente álcool absoluto em 08 trocas de 1 hora cada. Após diafanização em álcool/xilol (30 minutos) e xilol puro (2 trocas de 30 minutos), os dentes foram imersos em parafina líquida e mantidos por 60 minutos em estufa na temperatura de 58°C. Finalmente, os dentes foram incluídos em parafina à vácuo (Figuras 7G/7H/7I) e posteriormente cortados

seriadamente em um micrótomo (820 Spencer Microtome – USA, Figura 7J) para obtenção de cortes histológicos com 6µm de espessura (Figura 7K/L), os quais foram corados com hematoxilina e eosina, tricômico de Masson e pela técnica de Brown e Brenn.



FIGURA 7A – Corte da raiz do dente sendo realizado em alta velocidade, com auxílio da broca diamantada número 2200, a fim de facilitar o processo de fixação do tecido pulpar.

FIGURA 7B – Dentes armazenados em formalina tamponada a 10% para fixação do tecido pulpar.

FIGURA 7C – Dentes sendo lavados em água corrente.

FIGURA 7D – Dentes acondicionados em dispositivos de acrílico, prontos para serem desmineralizados.

FIGURA 7E – Dentes imersos em solução descalcificadora de Morse, sob agitação.

FIGURA 7F – Aspecto do dente, após o mesmo ter permanecido na solução Morse por 60 dias.

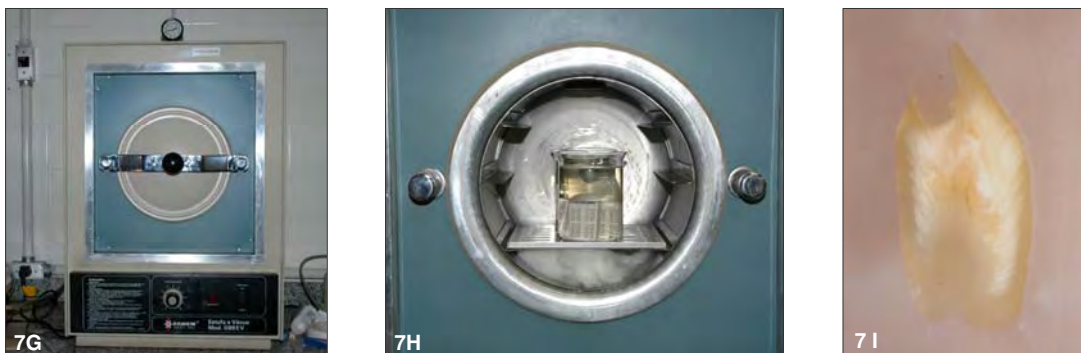


FIGURA 7G – Vista frontal da estufa a vácuo.

FIGURA 7H – Dentes imersos em parafina líquida, no interior da estufa a vácuo.

FIGURA 7I – Aspecto do dente desmineralizado incluído em parafina.



FIGURA 7J – Micrótomo utilizado para obtenção dos cortes histológicos.

FIGURA 7K/L– Dente sendo cortado com lâmina descartável.

4.5.2 ANÁLISE HISTOPATOLÓGICA DO COMPLEXO DENTINO- PULPAR:

Os cortes histológicos (não identificados nas lâminas obtidas) foram analisados em microscópio de luz (Carl Zeiss 62774 – Germany), por um único examinador. Dessa forma, os seguintes eventos histopatológicos foram avaliados: 1) resposta celular inflamatória; 2) desorganização tecidual; 3) presença de bactérias; e 4) formação de dentina reacional. Estes eventos

foram classificados através de análise descritiva, levando-se em consideração os critérios definidos nas Tabelas 4, 5, 6 e 7. A espessura de dentina remanescente (EDR) entre o assoalho da cavidade e a câmara pulpar foi medida com auxílio de um microscópio de luz, com objetiva para aumento de 40.10, ao qual foram adaptados uma câmara de vídeo (DXC – 107A/107P, Sony Electronics Inc., Tóquio, Japão), um microcomputador e um software analisador de imagens (Mocha, Jandel Scientific, San Rafael, CA, EUA). Para obter os valores de (EDR) para cada espécime, uma medida linear foi determinada entre o ponto mais superior do corno pulpar e superfície da parede cavitária mais próxima. A imagem capturada no microscópio era transferida para o computador, sendo que o software analisador de imagens determinava o valor da EDR em pixels, o qual era convertido em micrometros.

Tabela 4 - Graus atribuídos à resposta celular inflamatória.

Grau de inflamação pulpar	Caracterização
Grau 0	Nenhuma ou poucas células inflamatórias na polpa, caracterizando tecido normal.
Grau 1	Discreta quantidade de células inflamatórias na polpa, com predomínio de PMN ou células mononucleares.
Grau 2	Moderada quantidade de células inflamatórias envolvendo a polpa coronária.
Grau 3	Intensa quantidade de células inflamatórias caracterizando abscesso ou denso infiltrado celular envolvendo a polpa coronária.

Tabela 5 - Graus atribuídos à desorganização tecidual.

Grau de desorganização tecidual	Caracterização
Grau 0	Tecido normal.
Grau 1	Desorganização dos odontoblastos. Porção central da polpa normal.
Grau 2	Desorganização total da morfologia do tecido pulpar.
Grau 3	Necrose da polpa coronária e ou radicular.

Tabela 6 - Graus atribuídos à presença de bactérias coradas.

Grau de bactérias coradas	Caracterização
Grau 0	Ausência de bactérias.
Grau 1	Bactérias evidenciadas nas paredes laterais superficiais em dentina.
Grau 2	Bactérias evidenciadas nas paredes laterais média em dentina.
Grau 3	Bactérias presentes nas paredes laterais profundas e assoalho da cavidade.

Tabela 7 - Graus atribuídos à formação de dentina reacional.

Grau de formação de dentina reacional	Caracterização
Grau 0	Ausência de deposição de matriz dentinária.
Grau 1	Discreta deposição de matriz dentinária subjacente à região do preparo cavitário.
Grau 2	Moderada deposição de matriz dentinária subjacente à região do preparo cavitário.
Grau 3	Intensa deposição de matriz dentinária subjacente à região do preparo cavitário.

Além da determinação dos escores para cada evento histológico avaliado de acordo com a intensidade, foi realizada também, uma análise descritiva dos cortes histológicos corados. A partir desta análise, foram obtidas fotomicrografias representativas de ambos os grupos experimentais e controle.

5 RESULTADO

Os eventos histopatológicos avaliados para os dois sistemas em teste (alta velocidade e sistema laser de Er:YAG) graduados de acordo com a resposta celular inflamatória, desorganização tecidual, presença de bactérias e formação de dentina reacional, estão apresentados na Tabela 8.

Tabela 8 - Relação entre os eventos histológicos avaliados de acordo com os grupos experimentais (alta velocidade e sistema laser de Er:YAG) e os escores estabelecidos no período de 15 dias de avaliação.

Evento Histopatológico	Grupos	Escore				Total (amostras)	Período
		0	1	2	3		
Resposta celular inflamatória	1 – Av*	5	1	0	0	6	15 dias
	2 – La**	4	1	0	0	5	15 dias
Desorganização tecidual	1 – Av	2	3	1	0	6	15 dias
	2 – La	3	1	1	0	5	15 dias
Presença de bactéria	1 – Av	5	1	0	0	6	15 dias
	2 – La	4	1	0	0	5	15 dias
Formação de dentina reacional	1 – Av	5	1	0	0	6	15 dias
	2 – La	5	0	0	0	5	15 dias

Av* – Alta velocidade.

La** – Laser Er:YAG.

O valor do remanescente dentinário obtido para cada dente, considerando-se os 2 tipos de sistemas utilizados para preparar as cavidades, estão demonstrados na Tabela 9. Não houve diferença estatisticamente significativa entre a espessura de dentina remanescente entre os dois grupos experimentais avaliados (teste estatístico de Mann Whitney).

Tabela 9 - Remanescente dentinário (μm) de cada espécime, de acordo com os 2 tipos de sistemas utilizados para preparar as cavidades de classe I.

Grupos	Espécimes	Remanescente dentinário (μm^*)
1. Alta velocidade	1	1.098
	2	1.036
	3	1.202
	4	214
	5	896
	6	1.011
Valor médio (DP)		909,5 (355,33)
2. Laser Er:YAG	1	1.132
	2	1.284
	3	992
	4	413
	5	855
	6	exposição pulpar
Valor médio (DP)		935,2 (332,69)

μm^* – Micrometro.

(DP) – Desvio padrão

5.1 Descrição dos Eventos Histopatológicos

5.1.1 Grupo 1 – Alta velocidade

Período de 15 dias. Os cortes histológicos revelaram que do total de 6 espécimes avaliados, 5 não apresentavam células inflamatórias suficientes para determinar uma resposta inflamatória pulpar. Por outro lado, em 3 destes espécimes, suaves alterações estruturais na polpa resultaram em discreta desorganização tecidual, a qual foi caracterizada pela ruptura da camada odontoblástica na região da polpa relacionada com as paredes cavitárias. Neste local, alguns odontoblastos exibiam vacuolizações citoplasmáticas típicas de degeneração hidrópica (Figura 8A/B/C e 9A/B/C). Apenas 1 espécime exibia discreta reação inflamatória na região do tecido pulpar relacionado com a preparação cavitária. Neste caso único, onde a (EDR) entre o assoalho da cavidade e a polpa coronária era de 214µm, foi observada completa ruptura da camada odontoblástica, sendo que a porção superior do corno pulpar apresentava ampla área de hialinização com discreta quantidade de células inflamatórias mononucleares subjacentes (Figura 10A/B/C/D/E). Ainda neste espécime, foi observado discreta deposição de dentina terciária (Figura 10C), sendo que não foi evidenciada presença de bactérias nas paredes da cavidade (Figura 10F).

Neste grupo experimental, bactérias coradas foram observadas nas paredes laterais da cavidade em apenas 1 espécime, cuja EDR era de 1.011 μ m (Figura 11A/B). Este espécime exibia tecido pulpar com características histológicas de normalidade (Figura 11C). A EDR média determinada para este grupo foi de 909,5 μ m.

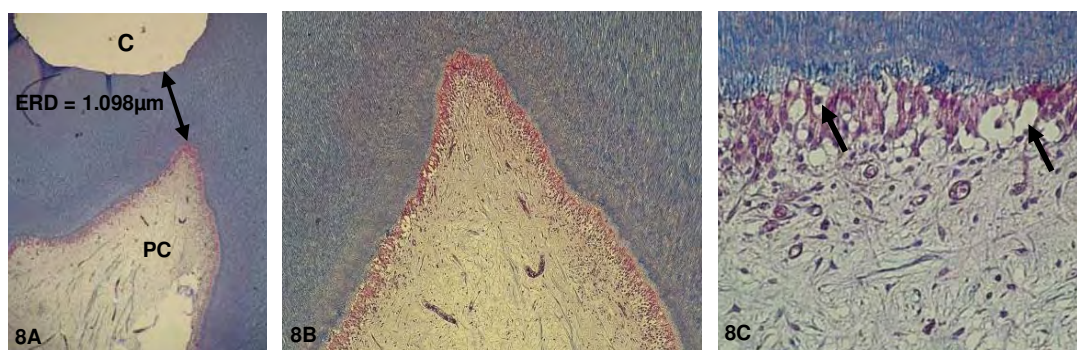


FIGURA 8 - Grupo 1 (Alta velocidade). **A** - Neste corte histológico pode-se observar a relação entre a cavidade (C) e a polpa coronária (PC). Neste espécime, foi determinada uma espessura de remanescente dentinário (ERD) de 1.098 μ m. Tricrômico de Masson, 32x. **B** - Detalhe da figura anterior. Observe que o corno pulpar apresenta tecido conjuntivo íntegro, com camada odontoblástica revestindo internamente toda câmara coronária. Tricrômico de Masson, 64x. **C** - Detalhe da camada de odontoblastos presente na região da polpa relacionada com a cavidade. Observe discreta ruptura desta camada odontoblástica, sendo que parte das células (odontoblastos) exibe vacúolos no seu citoplasma (setas), característicos de degeneração hidrópica. Tricrômico de Masson, 400x.

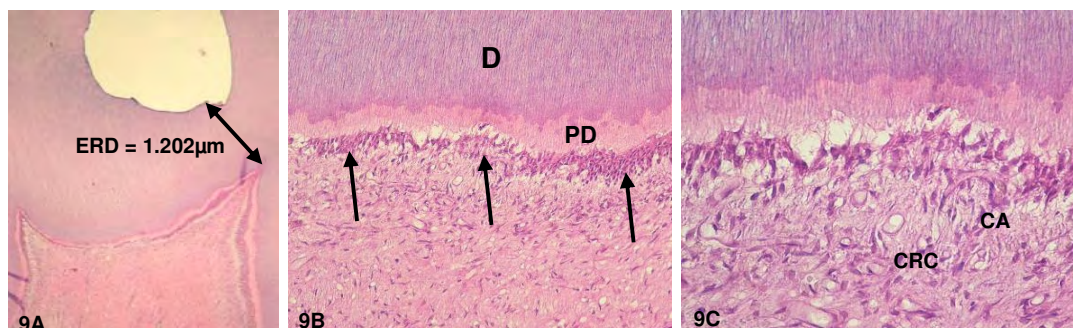


FIGURA 9 - Grupo 1 (Alta velocidade). **A** – Relação entre a cavidade de classe I preparada e o tecido pulpar subjacente (EDR = 1.202µm). H/E, 32x. **B** – Observe a dentina (D), pré-dentina (PD) e a camada de odontoblastos (setas) de uma região subjacente à cavidade. H/E, 125x. **C** – Detalhe da camada odontoblástica parcialmente rompida, a qual foi apresentada na figura anterior. Note que apesar das alterações presentes na camada de odontoblastos, pode-se observar claramente a camada acelular (CA) e camada rica em células (CRC). Nenhuma reação inflamatória foi observada neste tecido pulpar. H/E, 400x.

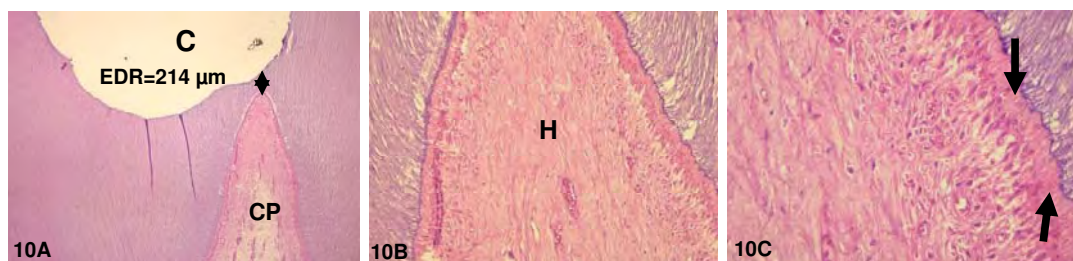


FIGURA 10 - Grupo 1 (Alta velocidade). **A** – Relação entre o assoalho da cavidade de classe I (C) e o corno pulpar (CP). Este espécime apresentou 214µm de EDR entre o assoalho da cavidade e a polpa. H/E, 32x. **B** - Note a ampla alteração hialina da matriz extracelular (H), sendo que delgada camada de dentina reacional foi depositada pelos odontoblastos. H/E, 125x. **C** – Detalhe da figura anterior. Observe os odontoblastos adjacentes a uma densa camada de dentina reacional (setas) ainda não mineralizada. H/E, 400x.

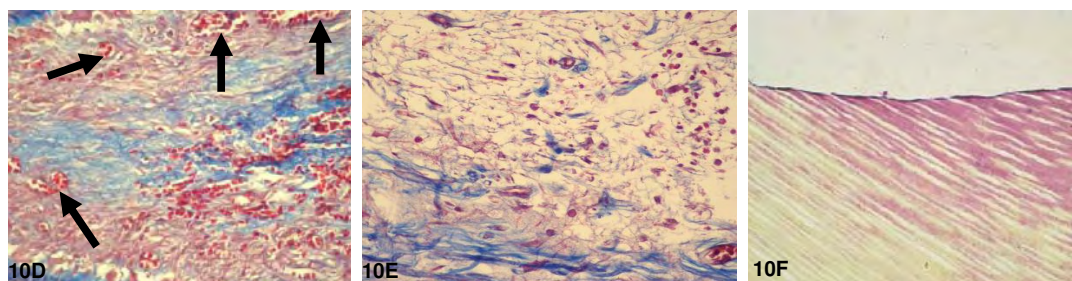


FIGURA 10 - Grupo 1 (Alta velocidade). **D** – Detalhe da região central do corno pulpar com alteração hialina. Observe o grande número de capilares congestionados no local (setas) e ampla área hemorrágica. Tricrômico de Masson, 125x. **E** – Região da polpa subjacente ao tecido hialinizado. Note a presença de células inflamatórias mononucleares em meio a uma área de degradação de colágeno da matriz extracelular. Tricrômico de Masson, 400x. **F** – Parede lateral da cavidade sem presença de microrganismos. Note a orientação dos túbulos dentinários. Brown & Brenn, 400x.

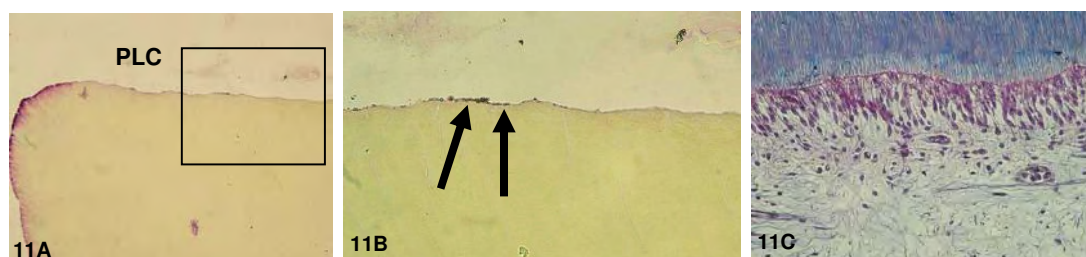


FIGURA 11 - Grupo 1 (Alta velocidade). **A** – Região superficial da parede lateral da cavidade (PLC). Brown & Brenn, 125x. **B** - Detalhe da área demarcada na Figura 11A. Note a presença de pontos escuros sugestivos de bactéria apenas na metade esquerda da fotomicrografia (setas). **C** – Região superficial da polpa relacionada com o assoalho da cavidade (EDR = 1.011µm), sendo que o tecido pulpar exibe características histológicas de normalidade. Tricrômico de Masson, 400x.

5.1.2 Grupo 2 – Sistema Laser de Er:YAG

Período de 15 dias. A análise histológica dos 6 espécimes determinou que num deles ocorreu exposição da parte mais superior do corno pulpar. Assim, o cimento de hidróxido de cálcio que seria utilizado para forramento cavitário, nesta situação de exposição pulpar, atuou como agente capeador. Nos cortes histológicos deste espécime foi observado o deslocamento do agente capeador para o interior da polpa coronária (Figura 12A/B/C). Junto à ferida pulpar havia áreas de necrose de coagulação (Figura 12A), sendo que uma moderada reação inflamatória com predomínio de células mononucleares foi visualizada na área subjacente (Figura 12C). Diante desta ocorrência, apenas os demais 5 espécimes foram incluídos na avaliação da resposta pulpar frente à técnica de preparação cavitária empregada.

Dos 5 espécimes histologicamente analisados para este grupo experimental, 4 apresentaram tecido pulpar com características histológicas de normalidade (Figura 13A/B/C). Em apenas 1 espécime, o qual apresentava EDR de 413µm, ocorreu moderada desorganização tecidual caracterizada por notável ruptura da camada de odontoblastos, os quais exibiam degeneração hidrópica. Foi observado também alteração hialina da matriz extracelular na região superficial da polpa relacionada com o preparo cavitário (Figura 14A/B/C). Neste espécime único, cuja reação inflamatória era mediada por

células mononucleares, havia também proliferação de vasos sanguíneos (Figura 14D), sendo que os cortes histológicos corados pela técnica de Brown & Brenn não evidenciou presença de bactérias nas paredes da cavidade (Figura 14E). Em média, a EDR para este grupo experimental foi de 935,2 μ m.

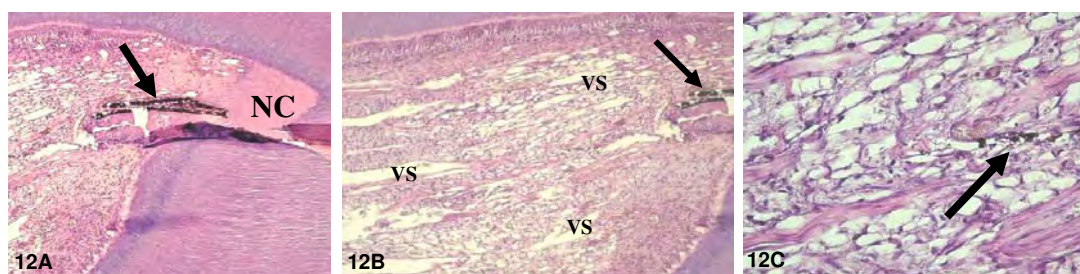


FIGURA 12 - Grupo 2 (Laser). **A** – Região superior do corno pulpar onde ocorreu exposição da polpa. Observe a ampla área de necrose de coagulação (NC) ao redor de parte do material capeador (seta) que se deslocou para o interior da polpa coronária. H/E, 32x. **B** – Detalhe da figura anterior. Note a presença do material capeador na parte direita da fotomicrografia (seta). O tecido pulpar subjacente exibe moderada reação inflamatória associada à significativa proliferação de vasos sanguíneos (VS). H/E, 64x. **C** – Região central da polpa com ampla área de degradação de colágeno. H/E, 125x. Observe que resíduos de hidróxido de cálcio (seta) estão presentes em meio à moderada reação inflamatória mediada por células mononucleares. H/E, 400x.



FIGURA 13 - Grupo 2 (Laser). **A** – Relação entre as paredes da cavidade e o tecido pulpar (EDR = 1.284µm). H/E, 32x. **B** - Detalhe da figura anterior. Observe a manutenção das características estruturais do tecido pulpar. H/E, 64x. **C** – Neste maior aumento da fotomicrografia apresentada anteriormente, pode-se notar a integridade da camada de odontoblástica, sendo que as camadas acelular e rica em células estão definidas. Nenhuma reação inflamatória ocorreu. H/E, 250x.

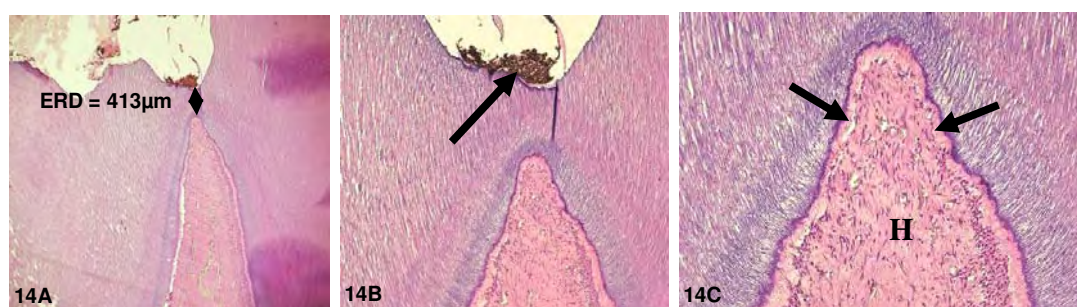


FIGURA 14 - Grupo 2 (Laser). **A** – Relação entre o assoalho da cavidade e o tecido pulpar (EDR = 413µm). **B** – Detalhe da figura anterior, onde o cimento de hidróxido de cálcio (seta) pode ser observado sobre a parede pulpar da cavidade. H/E, 64x. **C** – A região mais superior do corno pulpar apresenta grave ruptura da camada odontoblástica (setas). Não é possível definir as camadas acelular e rica em células, sendo que nesta região, bem como no centro da polpa, há uma significativa alteração hialina (H) da matriz extracelular. H/E, 250x.

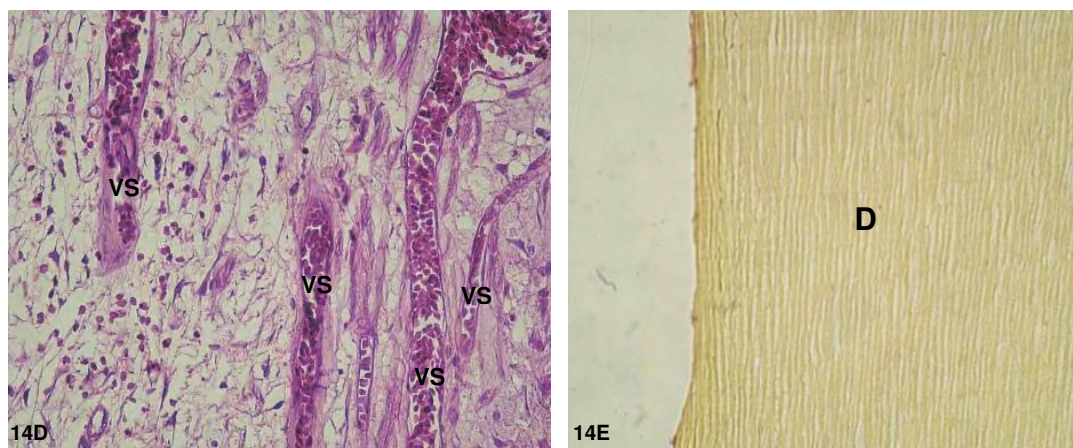


FIGURA 14 - Grupo 2 (Laser). **D** – Detalhe da região da polpa subjacente à área de hialinização. Note o grande número de vasos sangüíneos dilatados e congestionados, associados à discreta resposta inflamatória mediada por células mononucleares. H/E, 400x. **E** – Parede lateral da cavidade, onde não foi evidenciado presença de bactérias (D = dentina). Brown & Brenn, 400x. VS= vasos sangüíneos.

5.1.3 Grupo 3 – Controle íntegro.

Este grupo foi utilizado nesta pesquisa para avaliar as características histológicas do tecido pulpar normal e compará-las com as possíveis alterações teciduais causadas pelo procedimento clínico de preparação das cavidades utilizando alta velocidade ou laser de Er:YAG. Estes dentes do grupo controle íntegro também foram utilizados para determinar se o processamento laboratorial dos espécimes dos grupos experimentais foi adequadamente realizado. Assim, a análise histológica dos 4 espécimes deste grupo demonstrou que o processamento laboratorial foi correto. Os cortes histológicos exibiam a presença de camada odontoblástica contínua em toda polpa coronária, sendo que abaixo dela, a camada acelular

e a rica em células estavam definidas (Figura 15A/B). A região central da polpa exibiu equilíbrio entre os componentes celulares, vasos sanguíneos e estruturas da matriz extracelular (Figura 15C).

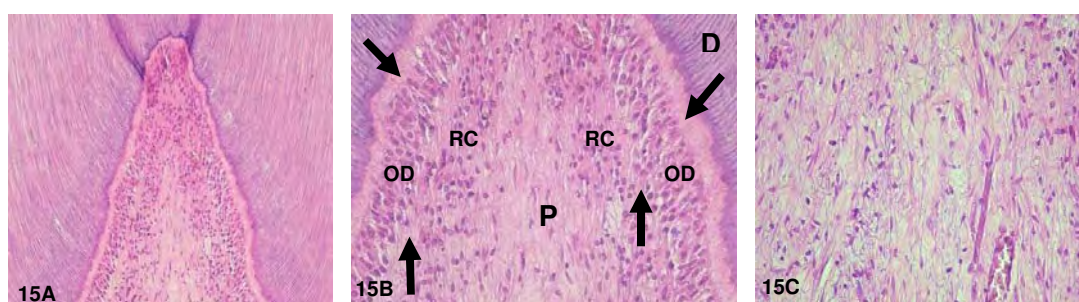


Figura 15: Grupo 3 (Controle íntegro). **A** – Complexo dentino-pulpar apresentando características histológicas de normalidade. **B** – Detalhe da figura anterior, onde podem ser claramente definidas as seguintes estruturas: dentina tubular (D), Pré-dentina (setas oblíquas), camada odontoblástica íntegra (OD), camada acelular (setas verticais), camada rica em células (RC) e parte central da polpa (P). Estas estruturas organizadas demonstram que o tecido pulpar apresenta-se histologicamente normal. H/E, 250x. **C** – Região central da polpa exibindo equilíbrio entre células, componentes da matriz extracelular e vasos sanguíneos. H/E, 400x.

6 DISCUSSÃO

De acordo com as normas e regulamentações da ISO 14155-1:2003(E), pesquisas clínicas utilizando seres humanos devem ser desenvolvidas para avaliar se determinados materiais ou equipamentos e técnicas são adequados para os objetivos de aplicação clínica propostos e para a população na qual os procedimentos serão utilizados. Estas pesquisas clínicas apenas devem ser realizadas após cuidadoso estabelecimento dos protocolos de investigação, os quais devem assegurar a obtenção de dados clínicos relevantes e de validade científica para suportar o desenvolvimento da pesquisa. Desta maneira, um estudo clínico envolvendo seres humanos não deve ter sua etapa prática iniciada sem que este esteja adequadamente redigido dentro das normas pré-estabelecidas pelas Organizações e Federações internacionais (ISO, ANSI/ADA, e FDI) para testes de novos materiais e equipamentos in vivo, e que o protocolo final de investigação seja aprovado pelo Comitê de Ética especializado. Dentro deste contexto, na presente pesquisa, o protocolo de investigação foi previamente discutido quanto à relevância do tema, de tal maneira que sua exeqüibilidade foi confirmada e os dados científicos a serem obtidos certamente seriam relevantes para a área do conhecimento. Assim, o projeto de pesquisa foi

redigido de tal maneira que a metodologia científica utilizada foi estabelecida com base em artigos científicos já publicados, seguindo assim as normas e recomendações da ISO 14155-2 para pesquisas clínicas de novos materiais e equipamentos médicos a serem avaliados em seres humanos (clinical investigation of materials and medical devices for human subjects).

Na presente pesquisa, foram selecionados pré-molares inferiores hígidos de pacientes com idade entre 12 e 18 anos, os quais haviam sido indicados para extração por motivos ortodônticos. Pacientes jovens foram selecionados para que os procedimentos operatórios de preparação cavitária pudessem ser realizados em dentes que apresentassem características estruturais e histológicas semelhantes quanto ao complexo dentino-pulpar⁶⁹. Este cuidado permitiu que avaliações comparativas mais seguras entre os grupos pudessem ser realizadas. Este tipo de seleção de pacientes com idades determinadas também tem sido utilizado em outras pesquisas recentes^{38, 69, 72, 80, 91, 92, 93}. Todavia, alguns pesquisadores têm utilizado dentes de variadas idades, o que poderia permitir que análises comparativas entre as respostas pulpares, de acordo com a idade cronológica dos dentes, pudessem ser realizadas²⁰ dentro do mesmo experimento. Todavia, deve-se estar consciente que traumas de variadas origens e intensidades podem ocasionar danos prévios ao complexo dentino-pulpar, o que certamente prejudica a avaliação comparativa segura entre os grupos experimentais e controles. Quanto à utilização de dentes hígidos, esta recomendação também seguida

pela grande maioria dos artigos científicos previamente publicados^{1, 38, 72, 91, 92, 93} evita que danos anteriores ocorridos nos dentes, tais como cárie, possam influenciar nos resultados da pesquisa. Desta maneira, na presente investigação, além da avaliação clínica preliminar dos dentes utilizados no trabalho, também foram obtidas radiografias interproximais e periapicais destes dentes para assegurar uma seleção adequada. Porém, outros pesquisadores equivocadamente utilizam apenas a análise clínica para caracterizar a integridade dos dentes e ainda omitem a idade dos pacientes⁷¹.

Na presente pesquisa, os dentes foram tratados aos pares em um mesmo indivíduo (pré-molar inferior direito e pré-molar inferior esquerdo), empregando-se de uma mesma técnica, ou seja, instrumentos rotatórios associados à turbina de alta velocidade ou sistema laser de Er:YAG. Foram utilizados 3 pares de dentes para cada um dos grupos experimentais (n=6), os quais foram extraídos no período de 15 dias após o procedimento operatório e restaurador das cavidades de classe I. Com relação ao número de dentes, a presente pesquisa seguiu a metodologia estabelecida em outras pesquisas que utilizaram, em média, 5 dentes humanos por grupo para avaliar, de maneira comparativa, a resposta do complexo dentino-pulpar aos materiais forradores ou capeadores^{37, 92, 93}. Nestas pesquisas, os autores sempre utilizaram pelo menos 2 períodos para extração dos dentes, sendo um deles curto e o outro longo. Assim, era possível determinar, logo após o procedimento operatório, a intensidade da agressão, determinada pela

resposta do tecido pulpar, e saber, através da análise dos dentes extraídos no período longo, se a polpa apresentou ou não capacidade de se reparar. Todavia, na presente investigação foi utilizado apenas um período experimental intermediário. Diante desta situação, uma análise minuciosa da resposta do complexo dentino-pulpar foi realizada para que se pudesse, em nível de microscopia de luz, determinar os eventos histológicos que estavam ocorrendo naquele momento, pressupondo como teriam reagido os tecidos dentais, especialmente a polpa, imediatamente após o preparo da cavidade. Porém, apesar do período único de avaliação histológica das características do tecido pulpar, foi possível obter dados científicos relevantes considerando as técnicas de preparação cavitária.

Uma vez que na presente pesquisa não foi observado diferença estatisticamente significativa entre a espessura de dentina remanescente entre os 2 grupos experimentais avaliados ($p > 0.05$), a análise histopatológica comparativa do tecido pulpar pôde ser realizada com segurança.

Com o objetivo de avaliar especificamente a resposta do complexo dentino-pulpar às diferentes técnicas propostas para realizar preparo de cavidades, sem interferência de outros fatores, tais como: 1) contaminação das paredes cavitárias e 2) efeitos tóxicos dos materiais utilizados na restauração das cavidades, alguns cuidados foram tomados. Tem sido descrito na literatura, que bactérias e seus produtos são altamente agressivos para o tecido pulpar^{5, 6, 64}, podendo induzir necrose e formação de

abscesso. Conseqüentemente, se após a restauração das cavidades preparadas com alta velocidade ou laser, ocorresse contaminação das paredes cavitárias, com bactérias e seus produtos alcançando o espaço pulpar, certamente este fato causaria danos pulpares intensos ⁶⁸. Desta maneira, a contaminação pulpar influenciaria diretamente os resultados da presente pesquisa, não permitindo assegurar quais seriam, efetivamente, os possíveis efeitos das técnicas de preparação cavitária avaliadas sobre o complexo dentino-pulpar. Diante desta condição, a técnica de restauração adesiva das cavidades foi cuidadosamente seguida, visto que tem sido descrito na literatura que uma das principais vantagens desta técnica é que ela elimina ou reduz significativamente a possibilidade de contaminação da interface dente/restauração ^{19, 67, 75}. Todavia, ainda para assegurar que não houve influência da contaminação da cavidade e polpa neste experimento, foi realizada a coloração de Brown & Brenn sobre os cortes histológicos dos dentes submetidos às diferentes técnicas de preparação cavitária. Esta coloração para evidenciar bactérias é recomendada pela ISO7405:1997(E) e tem sido amplamente utilizada por muitos pesquisadores ^{52, 65, 90, 91, 92, 93}. Na presente pesquisa, bactérias foram evidenciadas na região mais superficial das paredes laterais da cavidade em apenas 2 espécimes, os quais não apresentavam resposta inflamatória ou qualquer outro tipo de danos pulpares. Desta maneira, a possível influência da contaminação das cavidades na resposta do tecido pulpar determinada na presente investigação foi

descartada. Com relação aos materiais dentários utilizados para a restauração das cavidades, estes foram selecionados com base em dados científicos previamente publicados na literatura ^{92, 93}, de tal maneira que eles não viessem influenciar efetivamente nos resultados da pesquisa. Assim, diversas pesquisas têm demonstrado que sistemas adesivos aplicados sobre o assoalho de cavidades profundas preparadas em dentes humanos pode causar sérios danos para a polpa ^{35, 52, 91, 92, 93, 101}. Conseqüentemente, materiais biocompatíveis deveriam ser aplicados como agentes forradores antes de se proceder a restauração adesiva das cavidades ^{18, 38, 64, 91, 92, 93}, com o objetivo de proteger a polpa de agressões causadas por componentes resinosos que apresentam capacidade de se difundir através da dentina e alcançar o espaço pulpar. Desta maneira, assim como descrito na literatura, tanto o cimento de hidróxido de cálcio Hydro C quanto o de ionômero de vidro Vitrebond, além de apresentarem atividade antibacteriana ^{19, 25, 27, 41, 88, 97}, também são inertes para a polpa, sendo então considerados materiais biocompatíveis ^{63, 84, 93}. Desta maneira, ambos cimentos Hydro C e Vitrebond foram selecionados para fazer a proteção da polpa, evitando que o fator efeito tóxico de sistemas adesivos pudessem, de alguma maneira, influenciar nos resultados da presente pesquisa. Nos cortes histológicos analisados em microscopia de luz foi observado que os túbulos dentinários, particularmente àqueles que relacionavam o assoalho da cavidade e a polpa, não apresentavam difusão de componentes dos materiais utilizados na

restauração da cavidade. Assim, ficou evidente que os materiais dentários empregados para restaurar as cavidades preparadas com os dois sistemas analisados não influenciaram na resposta da polpa às técnicas em estudo.

Tem sido descrito na literatura que o processamento laboratorial inadequado dos dentes após extração pode resultar em alterações nas estruturas da polpa, o que pode confundir um profissional inexperiente (histologista/patologista) quando da avaliação microscópica dos cortes histológicos obtidos destes espécimes ⁵⁵. Desta forma, para verificar se o processamento laboratorial dos dentes, desde a fixação e descalcificação, até a obtenção dos cortes histológicos e suas colorações, foi incluído, na presente pesquisa, um grupo controle. Neste grupo, 4 dentes íntegros foram processados juntamente com àqueles pertencentes aos grupos experimentais, sendo finalmente cortados em micrótomo e corados pelo mesmo funcionário técnico do Laboratório de Patologia Experimental e Biomateriais do Departamento de Fisiologia e Patologia da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP. A estrutura da polpa para todos os espécimes avaliados dos grupos experimentais e controle estavam preservadas, sendo que a espessura do corte e colorações de H/E, Tricrômico de Masson e Brown & Brenn foram padronizadas.

Baseado no que foi exposto e discutido até o momento com relação às metodologias clínicas e laboratoriais empregadas na presente pesquisa, podemos assegurar que as respostas pulpares observadas para

ambos grupos experimentais ocorreram exclusivamente como repercussão dos preparos cavitários realizados nos dentes selecionados.

Zack , Cohen ¹⁰⁵ (1965) foram os primeiros pesquisadores a efetivamente mostrar, através de pesquisa in vivo realizada em dentes de primatas, que o calor que atinge o tecido pulpar pode causar sérios danos para este tecido. Assim, quando se aplicou uma temperatura de 5,6°C na câmara pulpar destes animais, 15% das polpas avaliadas sofreram necrose. Por outro lado, quando se elevou a temperatura ao limite de 16,5°C, 100% das polpas sofreram danos irreversíveis. Uma das principais maneiras de gerar calor sobre os tecidos dentais é através dos procedimentos clínicos de corte destes tecidos, utilizando-se para isto, instrumentos rotatórios associados à turbina de alta velocidade. Dependendo das condições e técnicas do preparo cavitário, o contato direto da broca contra as superfícies duras do dente pode gerar diferentes intensidades de calor, as quais devem ser neutralizadas pelo jato água/ar que atinge e resfria a porção ativa da broca e dos tecidos do dente. Sob esta condição, o calor excessivo gerado deixa de ser transmitido para o tecido pulpar, evitando que o aquecimento venha causar danos de variada intensidade a este tecido conjuntivo especializado ³.

As reações pulpares decorrentes da confecção de preparos cavitários foram extensamente estudadas ao longo dos anos, sempre visando acompanhar a evolução dos instrumentos e/ou sistemas utilizados para produzir o corte das estruturas duras do dente. Um dos estudos pioneiros

dentro desta área da Odontologia foi àquele desenvolvido por Gurley , Van Husey ³⁴ (1937), os quais relataram, após vários períodos de observação, que quanto mais profundo o preparo cavitário, maior a reação inflamatória produzida na polpa. Sabe-se que a dentina é um tecido que apresenta baixa condutividade térmica ^{33, 100}. Assim, é evidente que quanto menor a espessura de dentina remanescente (EDR) entre o assoalho da cavidade e a polpa, maiores as chances de ocorrer danos térmicos ^{32, 70, 96}. A correlação direta entre a EDR e intensidade dos danos pulparem também tem sido confirmada quando da avaliação da biocompatibilidade de novos materiais dentários resinosos ^{15, 36, 39, 69, 91}. Neste último caso, além da contribuição do aquecimento gerado durante a preparação cavitária, também há o desenvolvimento do calor durante a fotoativação do material resinoso e sua reação química exotérmica de polimerização ^{38, 101}. Dentro deste contexto, ainda tem sido demonstrado que quanto mais delgada a EDR, mais fácil e rápida é a difusão de componentes não polimerizados dos materiais, os quais atravessam os numerosos e amplos túbulos da dentina profunda para causar lesões pulparem graves ^{38, 91, 101}. Como anteriormente descrito, os materiais restauradores não influenciaram nas respostas pulparem observadas para os espécimes do grupo 1 (alta velocidade), onde a média da EDR foi de 909,5µm. Todavia, num espécime onde a cavidade era muito profunda (EDR entre o assoalho da cavidade e a polpa coronária era 214µm), uma discreta reação inflamatória da polpa associada à moderada desorganização tecidual,

caracterizada pela ruptura da camada odontoblástica na porção superior do corno pulpar e ampla área de hialinização foi observada. Neste espécime único, não foi detectada presença de bactérias nas paredes cavitárias nem difusão de componentes dos materiais restauradores através da dentina. Desta maneira, os resultados observados no grupo 1 desta pesquisa confirma os dados previamente descritos na literatura, onde tem sido demonstrado que quanto mais profunda uma cavidade, maior a possibilidade de causar inflamação e outros tipos de danos pulpares^{9, 14, 29, 68, 67, 103}. Todavia, sabe-se que estes danos podem ser mais intensos e freqüentes quando as cavidades são preparadas: 1) sob inadequada refrigeração com jatos de água/ar; 2) com utilização de brocas sem efetivo poder de corte dos tecidos duros do dente; e 3) sem utilização de corte intermitente dos tecidos dentários^{38, 72 76}. Conhecendo estes dados científicos previamente publicados, foi utilizado, na presente pesquisa (grupo 1), uma turbina de alta velocidade com 3 orifícios, os quais apresentavam jatos de água/ar que emitiam cerca de 45mL de água por minuto para o adequado resfriamento da ponta diamantada e paredes cavitárias. A efetividade da neutralização do calor gerado durante a preparação cavitária em alta velocidade, utilizando canetas com 3 orifícios emitindo volumes de água acima de 40mL/min. já está comprovado^{12, 28, 77}. Ainda, tal como anteriormente relatado, as cavidades de classe I foram preparadas através de cortes intermitentes do esmalte e dentina^{38, 72, 76}. Também, deve-se ressaltar que na presente pesquisa, as pontas diamantadas

foram substituídas a cada 2 preparos cavitários de classe I. Investigações anteriores demonstraram que para evitar aquecimento das estruturas dentais, as pontas diamantadas devem ser substituídas a cada 4 preparações cavitárias^{38, 72}. Assim, todos os cuidados foram tomados durante a confecção das cavidades para evitar o desenvolvimento de lesão pulpar em decorrência de alguma negligência clínica durante o procedimento operatório. Todavia, foi possível determinar, através da análise histológica dos espécimes, que apesar de todos os cuidados, o corte da dentina muito profunda com ponta diamantada, em alta velocidade, não evita a ocorrência de discreta inflamação e desorganização da estrutura da polpa. Esta lesão tecidual que ocorreu na região mais superior do corno pulpar relacionado com o assoalho da cavidade foi localizada e certamente poderá se reparar com o tempo. Porém, não devemos menosprezar o fato de que os dentes tratados na presente pesquisa eram hígidos e de pacientes jovens, os quais apresentavam notável capacidade de reparação. Geralmente, os procedimentos clínicos de preparação cavitária realizados nos consultórios odontológicos, ocorrem sobre esmalte e dentina cariados. Dentro deste contexto, o cirurgião dentista estará trabalhando sobre uma polpa previamente agredida e conseqüentemente inflamada. Assim, a resposta pulpar ao preparo cavitário certamente se somará às prévias agressões das bactérias e seus produtos, sendo que o resultado do procedimento clínico poderá ser catastrófico para o paciente. Diante dos dados científicos previamente publicados e de acordo com os

resultados obtidos na presente pesquisa, parece evidente que todo cuidado deve ser tomado ao se preparar uma cavidade, especialmente quando áreas muito profundas de dentina forem cortadas em alta velocidade. Por outro lado, de acordo com as condições experimentais estabelecidas na presente pesquisa, a utilização de alta velocidade para a confecção de cavidades profundas ou de média profundidade ⁸⁰ é segura, desde que nenhuma inflamação pulpar foi desencadeada.

Recentemente alguns sistemas a laser começaram a ser introduzidos na área da odontologia, sendo que a maioria deles atua no espectro de luz infravermelho e no comprimento de onda próximo a 3 μ m. Entre alguns destes sistemas, encontram-se os lasers de Er:YAG e Er,Cr:YSGG. Particularmente com relação ao laser de Er:YAG, este sistema atua no comprimento de onda de 2,94 μ m, o qual coincide com o pico de absorção da água e está muito próximo do pico de absorção da hidroxiapatita ⁴⁰. Tem sido descrito também por Hibst , Keller ³⁹ (1989), que a energia radiante do laser de Er:YAG é eficientemente absorvida pela água (2.94 μ m) e pelos cristais de hidroxiapatita (2.80 μ m), os quais são componentes naturalmente encontrados no esmalte e dentina (Pashley et al.⁷⁹, 2002). Este importante fator propicia que este sistema remova seletivamente o tecido dental afetado por cárie e produza cortes nas estruturas mineralizadas do dente de forma mais efetiva do que àquele

produzido pelo sistema laser de Er,Cr: YSGG. Dentro deste contexto, o laser de Er:YAG foi selecionado para ser avaliado na presente pesquisa.

Desde que o sistema laser foi oficialmente aprovado para uso odontológico³², inúmeros trabalhos começaram a ser desenvolvidos^{2, 13, 16, 20, 21, 23, 26, 30, 42, 47, 55, 58, 59, 60, 61, 66, 71, 78, 86, 89}. Porém, quase a totalidade destas pesquisas foi realizada empregando-se parâmetros variados, os quais dificultam significativamente a análise comparativa dos resultados obtidos. Somado a este fato, um grande percentual destes trabalhos foi realizado em nível laboratorial^{2, 14, 16, 21, 26, 30, 42, 47, 53, 58, 59, 60, 61, 66, 78, 86, 89}. Conseqüentemente, a maioria dos conhecimentos atuais sobre os mecanismos de ação e desempenho do laser de Er:YAG quando aplicado em diferentes situações são sustentados por informações essencialmente obtidas por pesquisas in vitro. Embora importantes para o descobrimento e validação dos princípios relacionados ao uso deste sistema, as pesquisas realizadas in vitro, em um dado momento, são sempre questionadas quanto à extrapolação de seus resultados para as situações clínicas. Diante deste fato, os parâmetros do laser selecionados para serem aplicados na presente pesquisa foram baseados, fundamentalmente, em dados científicos obtidos de pesquisas desenvolvidas em laboratório (in vitro). Os poucos trabalhos realizados in vivo (seres humanos) e publicados na literatura especializada^{20, 22, 71}, utilizavam parâmetros (taxa de repetição e energia por pulso) inferiores

ao que havíamos proposto avaliar inicialmente e por este motivo, não atendiam aos objetivos propostos na presente pesquisa.

Atualmente, tem crescido o apelo por parte de alguns pesquisadores para que se possa aplicar clinicamente, técnicas de preparação cavitária com laser que consumam reduzido tempo de trabalho, como acontece para as cavidades preparadas através do emprego de turbina de alta velocidade ⁶¹. Todavia, para que isto possa ocorrer, parâmetros específicos de laser devem ser levados em consideração, pois estes são importantes e influenciam no momento em que se realiza preparos cavitários com laser de Er:YAG ¹⁶. Entre estes parâmetros, a energia por pulso e taxa de repetição são os mais importantes, pois estão diretamente relacionados com a capacidade do sistema laser em ablacionar os tecidos dentais ¹⁶. Assim, à medida que se aumenta a taxa de repetição, ocorre maior remoção de tecido dentinário em tempo reduzido, porém, este processo provoca como consequência, aumento da temperatura do tecido irradiado. Da mesma forma, tem sido observado que, à medida que se aumenta a energia por pulso, uma maior quantidade do tecido dentinário é rapidamente removida, particularmente com relação à dentina intertubular ¹⁶. Todavia, esta aceleração na ablação da dentina através do aumento da energia por pulso também poderia causar danos ao tecido pulpar. Dados científicos importantes comprovam que uma pequena porção da energia emitida pelo sistema laser de Er:YAG não é totalmente consumida durante o processo de ablação das

estruturas duras do dente, sendo que esta energia residual provoca o aquecimento da superfície irradiada ^{39, 81}. Por outro lado, algumas outras pesquisas recentes ^{3, 85} têm demonstrado que a refrigeração, através da utilização de jato água/ar, previne o aumento excessivo da temperatura produzido durante o processo de ablação, resultando em um mecanismo eficiente e seguro para procedimentos clínicos ^{2, 49}. De acordo com Hossain et al. ⁴² (1999), a refrigeração com jato água/ar não apenas impede o aquecimento excessivo das estruturas irradiadas, como também, aumenta a efetividade de ablação. Todavia, tem sido demonstrado que variações na quantidade de água interferem na efetividade da ablação ^{8, 49}. Por sua vez, até o presente momento, não existe um consenso entre os pesquisadores quanto ao volume da água ideal necessário para produzir uma eficiente ablação tanto do esmalte como da dentina. Esta falta de definição tem sido muito criticada por alguns pesquisadores ⁴⁹ uma vez que em muitos trabalhos, os autores não relatam o volume da água utilizado para refrigerar as estruturas irradiadas. Na presente pesquisa, um volume específico de água foi utilizado durante a ablação dos tecidos dentários realizada como técnica experimental de preparação cavitária. Assim, o volume de 8,4mL/min foi aplicado, durante a irradiação, sobre o esmalte e dentina subjacente, o que foi suficiente para que as cavidades fossem finalizadas num tempo que variou entre 100 e 110 segundos. Estas informações são imprescindíveis de serem expostas, pois certamente poderão orientar futuras pesquisas in vivo ou determinar novas

metodologias a serem avaliadas futuramente. Todavia, Kim et al.⁴⁹ (2003) criticaram alguns pesquisadores que utilizam alguns termos genéricos, tais como “suficiente” e “adequado” para definir o volume de água utilizado em suas investigações para refrigerar as estruturas dentais. Nesta mesma pesquisa realizada por Kim et al.⁴⁹ (2003), os autores propuseram avaliar a eficiência de ablação do esmalte e dentina, a partir do uso de variados volumes de jato água/ar (1,69; 6,75; e 13,5mL/min), diferentes energias por pulso (250 e 400mJ) e taxas de repetição (5, 10 e 20Hz). De acordo com os resultados obtidos, foi demonstrado que a eficiência da ablação variou significativamente apenas em função da energia por pulso e do volume do jato água/ar emitido pelo sistema laser. Assim, quando se utilizou energia por pulso de 400mJ, a ablação do esmalte foi mais eficiente quando se empregou o jato água/ar de 6,75mL/min. Já para a dentina, considerando-se a mesma energia por pulso, a ablação foi mais eficiente quando se utilizou o jato água/ar de 1,69mL/min. Por outro lado, quando se utilizou energia por pulso de 250mJ, tanto para o esmalte como para a dentina, a ablação foi mais eficiente com jato de água/ar de apenas 1,69mL/min. Em um outro estudo realizado in vitro por Gouw-Soares et al. (2001)³³, os autores propuseram avaliar in vitro, a efetividade e segurança do sistema laser de Er:YAG para confeccionar preparos cavitários, utilizando-se os seguintes parâmetros: 1) energia por pulso de 500mJ e taxa de repetição de 10Hz; e 2) energia por pulso de 850mJ e taxa de repetição de 10Hz. Para ambos parâmetros, o

volume do jato água/ar foi o mesmo (9mL/min). De acordo com os resultados obtidos, ambos parâmetros foram eficientes, seguros e rápidos em produzir ablação do esmalte e dentina, sendo que em nenhum momento, a temperatura excedeu o limite de 3°C sobre os tecidos ablacionados. Devido a rígida padronização da metodologia desenvolvida por Gouw-Soares et al.³³ (2001) e aos resultados positivos alcançados pelos autores, o parâmetro de irradiação de 500mJ e taxa de repetição de 10Hz também foi selecionado para realização das cavidades na presente pesquisa. Somado a este fato, os autores mencionaram que os preparos cavitários foram realizados em curto período de tempo, sendo que, atualmente, este fato representa um apelo mundial quando da realização de diferentes tipos de procedimentos operatórios. Com relação ao volume do jato água/ar, como anteriormente descrito, o sistema laser utilizado na presente pesquisa liberava o volume de 8,4mL/min de água, o qual está muito próximo ao valor de 9mL/min. utilizado por Gouw-Soares et al.³³ (2001).

Outros parâmetros de irradiação utilizados em diversas pesquisas, avaliaram, in vitro, as variações de temperatura produzidas pelo sistema laser de Er:YAG durante a realização de preparos cavitários^{2, 3, 11, 42, 46, 73, 78}. Todavia, a maioria destes trabalhos utilizaram parâmetros de irradiação inferiores aos definidos por Gouw-Soares et al.³³ (2001). Desta maneira, tal como relatado anteriormente, o aumento da taxa de repetição e energia por pulso tende a remover maior quantidade do tecido dentinário, fator

considerado importante para a redução do tempo clínico do preparo cavitário. Dentro deste contexto, o parâmetro de irradiação empregado na presente pesquisa foi o mesmo demonstrado, em nível laboratorial, ser de rápida execução e gerar baixa temperatura (3°C) sobre os tecidos ablacionados ³³. Conseqüentemente, os parâmetros adotados na presente pesquisa: energia por pulso de 500mJ, taxa de repetição de 10Hz e volume do jato água ar de 8,4mL/min., resultaram em preparações cavitárias em curto período de tempo (entre 100 e 110 segundos). A temperatura gerada sobre a superfície de esmalte e dentina durante a ablação destes tecidos não foi avaliada na presente pesquisa. Todavia, baseado em dados anteriores ³³, podemos especular que nesta investigação, o calor gerado durante a confecção das cavidades foi baixo, pois não ocorreram danos teciduais significantes na polpa dos pacientes, mesmo considerando que o remanescente dentinário entre as paredes cavitárias e a polpa era, em média de 935,2µm, o que classifica as cavidades como profundas ⁸⁰. Assim, de acordo com os resultados divulgados em outras pesquisas recentes, podemos considerar que as cavidades confeccionadas na presente pesquisa foram realizadas dentro de períodos clínicos aceitáveis ⁶¹.

Durante a confecção das cavidades, a caneta laser de Er:YAG foi aplicada sobre os tecidos duros através de movimentos horizontais, lentos e contínuos, a fim de evitar o acúmulo de energia em uma única região do preparo. Provavelmente, em função destes cuidados, não foram observados

pontos de carbonização na dentina. Todavia, quando a morfologia das cavidades preparadas com alta velocidade (grupo 1) e laser (grupo 2) foram comparadas, foi possível demonstrar, claramente, uma maior homogeneidade e definição das paredes cortadas em alta velocidade. Assim, pode-se sugerir que o sistema laser não permite um controle efetivo quanto à eliminação dos tecidos mineralizados do dente (esmalte e dentina) durante a preparação cavitária. Esta informação pode ser comprovada pelo fato de ter ocorrido exposição mecânica accidental apenas no grupo 2 onde as cavidades foram preparadas com laser de Er:YAG. Ao contrário do que aconteceu quando se utilizou turbina de alta velocidade, onde o corte dos tecidos dentais era obtido através do contato da broca contra as superfícies do dente, no sistema laser de Er:YAG a remoção do esmalte e dentina ocorreu por ablação quando a ponta ativa da caneta (janela de safira) do aparelho permanecia numa distância entre 12 e 15mm do tecido alvo, a qual determinava a distância de focalização do sistema laser. Baseado nestas informações e nas análises dos cortes histológicos obtidos para ambos grupos experimentais, fica evidente que o contato mecânico da ponta diamantada, em alta rotação, contra as superfícies duras do dente pode causar maior agressão para a polpa do que o sistema de ablação com laser de Er:YAG avaliado na presente pesquisa. Isto pôde ser demonstrado na presente pesquisa, devido ao fato de que 4 espécimes do grupo 1 (alta velocidade) e apenas 2 espécimes do grupo 2 (laser) apresentaram desorganização do tecido pulpar, caracterizada por

ruptura da camada odontoblástica e degeneração hidrópica das células pulpare, respectivamente. Apesar da maioria destes espécimes não apresentarem quantidade de células de defesa que pudessem caracterizar uma significativa reação inflamatória pulpar, pode-se considerar que esta técnica de preparo de cavidades profundas com alta velocidade foi mais agressiva para a polpa do que a técnica que envolve o emprego do laser de Er:YAG. Apenas 1 espécime de cada grupo experimental apresentava tecido pulpar com significativa resposta inflamatória e notável desorganização tecidual no corno pulpar diretamente relacionado com as paredes cavitárias. Nestes espécimes únicos dos grupos 1 e 2, o remanescente dentinário entre o assoalho da cavidade e a polpa era de 214µm e 413µm, respectivamente. Estes dados histológicos demonstram que apesar de toda atenção e cuidado dispensados na confecção das cavidades dentárias com alta velocidade e laser, ambos sistemas causam agressões pulpare quando do corte ou ablação de tecido dentinário muito profundo ($EDR < 0,5\text{mm}$). Assim, os cirurgiões dentistas devem estar atentos quando da realização de procedimentos clínicos de preparação cavitária, especialmente quando houver a necessidade de remoção de dentina próxima à polpa. Como anteriormente discutido, este procedimento se torna mais crítico quando o tecido dentinário profundo a ser mecanicamente removido se apresentar cariado. Neste caso, os possíveis danos pulpare causados pelo preparo cavitário podem se somar

ao processo inflamatório previamente instalado na polpa em decorrência da presença de bactérias e seus produtos citotóxicos.

Dados da literatura revelam que uma das vantagens do laser de Er:YAG sobre o sistema de alta velocidade é que os pacientes tratados com o primeiro sistema não necessitam ser anestesiados durante a confecção dos preparos cavitários^{16, 47, 48, 58, 61, 78}. Embora esta condição clínica venha sendo proposta por alguns pesquisadores através das raras publicações clínicas existentes^{58, 61}, na presente pesquisa, os pacientes tratados com o sistema laser de Er:YAG foram submetidos à anestesia, seguindo assim, o mesmo protocolo clínico aplicado aos pacientes tratados com turbina de alta velocidade. Este procedimento de aplicação de anestesia local nos pacientes evitou qualquer questionamento do Comitê de Ética em Seres Humanos quanto a possibilidade de desconforto dos pacientes durante a confecção das cavidades, o que poderia inviabilizar a realização deste experimento. Ao mesmo tempo, sabe-se que dentes a serem submetidos a diferentes procedimentos clínicos que serão posteriormente comparados, como aconteceu nesta pesquisa, devem apresentar as mesmas características estruturais (íntegros), histológicas (características do complexo dentino-pulpar) e fisiológicas (sem variações do metabolismo pulpar). Porém, tem sido relatado que após anestesia infiltrativa local, o tecido pulpar reduz a pressão sangüínea, diminuindo a pressão intra-pulpar^{37, 45, 50}. Diante desta situação, procedimentos clínicos realizados em dentes submetidos à anestesia, não

podem ser comparados àqueles que não receberam anestésico. Conseqüentemente, o procedimento de anestesia infiltrativa foi realizado para todos os dentes tratados na presente pesquisa (ambos grupos), não sendo este um fator que pudesse interferir negativamente na análise dos resultados. Ainda dentro do contexto de análise das vantagens e desvantagens das técnicas de preparo de cavidades utilizadas na presente pesquisa, podemos citar o custo dos equipamentos, sua facilidade de utilização em consultório e outras. Todavia, este é um assunto específico que foge aos objetivos da presente pesquisa, mas que merece ser particularmente discutido em outro momento.

7 CONCLUSÃO

De acordo com a metodologia empregada na presente pesquisa e baseado nos resultados histopatológicos obtidos, foi possível concluir que ambos sistemas são eficientes para o procedimento de preparo de cavidades profundas em dentes humanos. Quando comparado ao laser de Er:YAG, os instrumentos rotatórios (pontas diamantadas) associados ao sistema de alta velocidade causaram maior desorganização do tecido pulpar, apesar de não induzirem processos inflamatórios definidos. Porém, quando a EDR entre o assoalho da cavidade e a polpa foi menor do que 500µm, ambos os sistemas causaram danos pulpare caracterizados por importante reação inflamatória associada à significativa desorganização tecidual.

8 REFERÊNCIAS *

1. Accorinte MLR, Reis A, Loguercio AD, Cavalcanti de Araújo V, Muench A. Influence of rubber dam isolation on human pulp responses after capping with hydroxide and an adhesive system. *Quintessence Int.* 2006; 37: 205-12.
2. Armengol V, Jean A, Marion D. Temperature rise during Er:YAG and Nd:YAP laser ablation of dentin. *J Endod.* 2000; 26: 138-41.
3. Attrill DC, Davies RM, King TA, Dickinson MR, Blinkhorn AS. Thermal effects of the Er:YAG laser on a simulated dental pulp: a quantitative evaluation of the effects of a water spray. *J Dent.* 2004; 32: 35-40.
4. Banerjee A, Watson TF, Kidd EAM. Dentine caries excavation: a review of current clinical techniques. *Br Dent J.* 2000; 188: 476-82.
5. Bergenholtz G. Effect of bacterial products on inflammatory reactions in the dental pulp. *Scand J Dent Res.* 1977; 85: 122-9.

* De acordo com o estilo Vancouver. Disponível no site: [HTTP:// www.nlm.nih.gov / bsd / uniform_requirements.html](http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html)

6. Bergenholtz G, Cox CF, Loesch WJ, Syed SA. Bacterial leakage around dental restorations: its effects on the dental pulp. *J Oral Pathol.* 1982; 11: 439-40.
7. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surface. *J Dent Res.* 1955; 34: 849-53.
8. Burkes EJ Jr, Hoke J, Gomes E, Wolbarsht M. Wet versus dry enamel ablate by Er:YAG laser. *J Prosthet Dent.* 1992; 67: 847-51.
9. Camps J, Déjou J, Rémuat M, About I. Factors influencing pulpal response to cavity restorations. *Dent Mater.* 2000; 16: 432-40.
10. Carvalho RM, Carrilho MRO, Pereira LCG, Garcia FCP, Marquezi Jr L, Andrade e Silva SM, et al. Sistemas adesivos: fundamentos para aplicação clínica. *Bio Odonto.* 2004; 2: 1-86.
11. Cavalcanti BN, Marques JLL, Sigmar MR. Pulpal temperature increases with Er:YAG laser and high-speed handpieces. *J Prosthet Dent.* 2003; 90: 447-51.
12. Cavalcanti BN, Otani C, Sigmar MR. High-speed cavity preparation techniques with different water flows. *J Prosthet Dent.* 2002; 87:158-61.

13. Ceballos L, Toledano M, Osorio R, Garcia-Godoi F, Flaitz C, Hicks J. Er-YAG pretreatment effect on in vitro secondary caries formation around composite restorations. *Am J Dent.* 2001; 14: 46-9.
14. Centingüç A, Olmez S, Vural N. Hema diffusion from dentin bonding agents through various dentin thicknesses in primary molars. *Am J Dent.* 2006; 19: 231-5.
15. Centingüç A, Olmez S, Vural N. Hema diffusion from dentin bonding agents in young and old primary molars in vitro. *Dent Mater.* 2007; 23: 302-7.
16. Corona SA, de Souza AE, Chinelatti MA, Borsatto MC, Pécora JD, Palma-Dibb RG. Effect of energy and pulse repetition rate of Er:YAG laser on dentin ablation ability and morphological analysis of the laser-irradiated substrate. *Photomed Laser Surg.* 2007; 25:26-33.
17. Corona SAM, Borsatto M, Dibb RG, Ramos RP, Brugnera A, Pécora JD. Microleakage of class V resin composite restorations after bur, air-abrasions or Er:YAG laser preparation. *Oper Dent.* 2001; 26: 491-7.
18. Cox CF, Suzuki S. Re-evaluating pulp protection: calcium hydroxide liners vs cohesive hybridization. *J Am Dent Assoc.* 1994; 125: 823-31.

19. Cox CF, Hafez AA, Zkimoto N, Otsuki M, Suzuki S, Tarim B. Biocompatibility of primer, adhesive and resin composite systems on non-exposed and exposed pulps of non-human primate teeth. *Am J Dent.* 1998; 10: S55-63.
20. Cozean C, Arcoria CJ, Pelagalli J, Powell L. Dentistry for 21 st century? Erbium:YAG laser for teeth. *J Am Dent Assoc.* 1997; 128:1080-7.
21. Dayem RN Evaluation of the ablation efficacy and morphology of some hard tissues irradiated with different types and modes of laser. *Lasers Med Sci.* 2007; [Epub ahead of print].
22. Dostálová T, Jelínková H, Krejsa O, Hamal K, Kubelka J, Procházka S et al. Dentin and pulp response to Erbium:YAG laser ablation: a preliminary evaluation of human teeth. *J Clin Laser Med Surg.* 1997; 15: 117-21.
23. Dostálová T, Jelínková H, Kucerová H, Krejsa O, Hamal K, Kubelka J, et al. Noncontact Er:YAG laser ablation: clinical evaluation. *J Clin Med Laser Surg.* 1998; 16: 273-82.
24. D'Souza R. Development of the pulpdentin complex. In: Hargraves KM, Goodies HE. *Seltzer and Bender's dental pulp.* Chicago: Quintessence.; 2002. p. 13-40.

25. Duque C, Negrini T de C, Hebling J, Spolidorio DM. Inhibitory activity of glass-ionomer cements on cariogenic bacteria. *Oper Dent*. 2005; 30: 636-40.
26. Esteves-Oliveira M, Zezell DM, Apel C, Turbino ML, Aranha AC, Eduardo C P, et al. Bond strength of self-etching primer to bur cut, Er, Cr:YSGG, and Er:YAG lased dental surfaces. *Photomed Laser Surg*. 2007; 25: 373-80.
27. Exterkate RA, Damen JJ, Ten Cate JM. Effect of fluoride-releasing filling materials on underlying dentinal lesions in vitro. *Caries Res*. 2005; 39: 509-13.
28. von Fraunhofer JA, Siegel SC, Feldman S. Handpiece coolant flow rates and dental cutting. *Oper Dent*. 2000; 25: 544-8.
29. Galler K, Hiller KA, Etti T, Schmalz G. Selective influence of dentin thickness upon cytotoxicity of dentin contact materials. *J Endod*. 2005; 31: 396-9.
30. Geraldo-Martins VR, Tanji EY, Wetter NU, Nogueira RD, Eduardo CP. Intrapulpal temperatures during preparation with Er:YAG: an in vitro study. *Photomed Laser Surg*. 2005; 23: 182-6.

31. Gontijo I, Navarro RS, Haypek P, Ciamponi AL, Haddad AE. The applications of diode and Er:YAG lasers in labial frenectomy in infant patients. *J Dent Child*. 2005; 72:10-5.
32. Goodies HE, Pashley D, Stabholtz A. Pulpal effects of thermal and mechanical irritants. In: Hargraves KM, Goodies HE. *Seltzer and Bender's dental pulp*. Chicago: Quintessence.; 2002. p. 371-88.
33. Gouw-Soares S, Pelino, JEP, Haypek P, Luciano B, Eduardo, CP. Temperature rise in cavities prepared in vitro by Er:YAG laser. *J Oral Laser Appl*. 2001; 1: 119-23.
34. Gurley WB, Van Huysen G. Histology changes in teeth due plastic filling materials (secondary dentin). *J Am Dent Assoc*. 1937; 24: 1806-16.
35. Gwinnett AJ, Tay FR. Early and intermediate time response of the dental pulp to an acid technique in vivo. *Am J Dent*. 1998; 10: S35-44.
36. Hamid A, Hume WR. The effect of dentine thickness on diffusion of resin monomers in vitro. *J Oral Rehabil*. 1997; 24: 20-5.
37. Hebling J, Castro FL, Costa CA. Adhesive performance of dentin bonding agents applied in vivo e in vitro. Effect of intrapulpal pressure and dentin depth. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2007; 83:295-303.

38. Hebling J, Giro EMA, Costa CAS. Biocompatibility of an adhesive system applied to exposed human dental pulp. *J Endod.* 1999; 25: 676-82.
39. Hibst R, Keller U. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate. *Lasers Surg Med.* 1989; 9: 338-44.
40. Hibst R, Keller U. The mechanism of Er:YAG laser induced ablation of dental hard substances. *SPIE Proc.* 1993; 1880: 156-61.
41. Hilton TJ. Cavity sealers, liners, and bases: current philosophies and indications for use. *Oper Dent.* 1996; 21: 134-46.
42. Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Kimura Y, Nakamura G, Matsumoto K. Ablation depths and morphological changes in human enamel and dentin after Er:YAG laser irradiation with or without water mist. *J Clin Laser Med Surg.* 1999; 17: 105-9.
43. Horiguchi S, Yamada T, Ionokoshi S, Tagami J. Selective caries removal with air abrasion. *Oper Dent.* 1998; 23:236-43.
44. Inoue H, Izumi T, Ishikawa H, Watanabe K. Short-term histomorphological effects of Er:YAG laser irradiation to rat coronal dentin-pulp complex. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2004; 97:246-50.

45. Itthagarun A, Tay FR. Self-contamination of deep dentin by dentin fluid. *Am J Dent.* 2000; 13: 195-200.
46. Jayawardena JA, Kato J, Moriya K, Takagi Y. Pulpal response to exposure with Er:YAG laser. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2001; 91:222-9.
47. Keller U, Hibst R. Effects of laser Er:YAG in caries treatment: a clinical pilot study. *Lasers Surg Med.* 1997; 20: 32-8.
48. Keller U, Hibst R. Erbium:YAG laser application in caries therapy. Evaluation of patient perception and acceptance. *J Dent.* 1998; 26: 649-65.
49. Kim M-E, Jeoung D-J, Kim K-S. Effects of water flown on dental hard tissue ablation using Er:YAG laser. *J Clin Laser Med Surg.* 2003; 21: 139-44.
50. Kim S. Ligament injection: a physiological explanation of its efficacy. *J Endod.* 1986; 12: 650-2.
51. Kina JF, Porto CLA, Andrade MF, Cândido MSM. Restauração conservativa usando a técnica de abrasão a ar para confecção do preparo cavitário. *J Bras Dent Estet.* 2002; 1: 206-12.
52. Koliniotou-Koumpia E, Papadimitriou S, Tziafas D. Pulpal responses after application of current adhesive systems to deep cavities. *Clin Oral Investig.* 2007; 11: 313-20.

53. Krause F, Braun A, Lotz G, Kneist S, Jepsen S, Eberhard J. Evaluation of selective caries removal in deciduous teeth by fluorescence feedback-controlled Er:YAG laser in vivo. *Clin Oral Investig*. 2008 [Epub ahead of print].
54. Langeland K. Tissue changes incident to cavity preparation. An evaluation of some dental engines. *Acta Odontol Scand*. 1961; 19: 397-430.
55. Langeland K, Langeland LK. Pulp reactions to cavity and crown preparation. *Aust Dent J*. 1970; 15: 261-70.
56. Lauer HCh, HKraft E, Rothlauf W, Zwingers Th. Effects of the temperature of cooling water during high-speed and ultrahigh-speed tooth preparation. *J Prosthet Dent*. 1990; 63: 407-14.
57. Lefkowitz W, Robinson HBG, Postle HH. Pulp response to cavity preparation. *J Prosthet Dent*. 1958; 8: 315-24.
58. Liu JF, Lai YL, Shu WY, Lee SY. Acceptance and efficiency of Er:YAG laser for cavity preparation in children. *Photomed Laser Surg*. 2006; 24: 489-93.
59. Lizarelli RF, Moryama LT, Bagnato VS. Ablation of composite resins using Er:YAG laser – comparison with enamel and dentin. *Lasers Surg Med*. 2003; 33: 132-9.

60. Lizarelli RF, Silva PC, Toledo Neto S, Bagnato VS. Study of microleakage at class V cavities prepared by Er:YAG laser using rewetting surface treatment. *J Clin Laser Med Surg.* 2004; 22: 51-5.
61. Matsumoto K, Wang X, Zhang C, Kinoshita JI. Effect of a noval Er:YAG laser in caries removal and cavity preparation: a clinical observation. *Photomed Laser Surg.* 2007; 25: 8-13.
62. Meister J, Franzen R, Forner K, Grebe H. Influence of the water content in dental enamel and dentin on ablation with erbium YAG and erbium YSGG lasers. *J Biomed Optics.* 2006; 11: 0340301-0340306.
63. Mjör IA. The effects of calcium hydroxide, zinc oxide/eugenol and amalgam on the pulp. *Odontol Tidskr.* 1963; 71: 94-105.
64. Mjör IA, Ferrari M. Pulp-dentin biology in restorative dentistry. Part 6: Reactions to restorative materials, tooth-restoration interfaces, and adhesive techniques. *Quintessence Int.* 2002; 33: 35-63.
65. Mjör IA, Sveen OB, Heyeras KJ. Pulp-dentin biology in restorative dentistry. Part 1: normal structure and physiology. *Quintessence Int.* 2001; 32: 427-46.
66. Monguini EM, Wanderley RL, Pecora JD, Palma-Dibb RG. Corona SA, Borsato MC. Bond strength to dentin of primary teeth irradiated with varying

- Er:YAG laser energies and SEM examination of the surface morphology. *Lasers Surg Med.* 2004; 34: 254-9.
67. Murray PE, Lumley PJ, Smith AJ. Preserving the vital pulp in operative dentistry: 2. Guidelines for successful restoration of unexposed dentinal lesions. *Dent Update.* 2002; 29: 127-34.
68. Murray PE, Hafez AA, Smith AJ, Cox CF. Bacterial microleakage and pulp inflammation associated with various restorative materials. *Dent Mater.* 2002; 18: 470-8.
69. Murray PE, About I, Lumley PJ, Franquin JC, Rémusat M, Smith AJ. Human odontoblast cell numbers after dental injury. *J Dent.* 2000; 28: 277-85.
70. Murray PE, About I, Lumley PJ, Franquin JC, Rémusat M, Smith AJ. Cavity remaining dentin thickness and pulpal activity. *Am J Dent.* 2002; 15: 41-6.
71. Nair PNR, Baltensperger MM, Luder HU, Eyrich GKH. Pulpal response to Er:AG laser drilling of dentine in healthy human third molars. *Lasers Surg Med.* 2003; 32: 203-9.
72. Nascimento ABL, Fontana UF, Teixeira HM, Souza Costa CA. Biocompatibility of a resin modified glass-ionomer cement applied as pulp capping in human teeth. *Am J Dent.* 2000; 13: 28-34.

73. Oelgiesser D, Blasbalg J, Amar AB. Cavity preparation by Er:YAG laser on pulpal temperature rise. *Am J Dent*. 2003; 16: 96-8.
74. Oliveira MT, Freitas PM, Eduardo CP, Ambrosano GMB, Giannini M. Influence of diamond sono-abrasion, air-abrasion and Er:YAG laser irradiation on bonding of different adhesive systems to dentin. *Eur J Dent*. 2007; 1: 158-66.
75. Onoe N. Study on adhesive bonding systems with vital dental pulps. *Jpn J Conserv Dent*. 1994; 37: 429-66.
76. Ottl P, Lauer HC. Temperature response in the pulpal chamber during ultrahigh-speed tooth preparation with diamond burs of different grit. *J Prosthet Dent*. 1998; 80: 12-9.
77. Oztürk B, Üsümez A, Oztürk N, Füsün O. In vitro assessment of temperature change in the pulp chamber during cavity preparation. *J Prosthet Dent*. 2004; 91: 436-40.
78. Park NS, Kim KS, Kim ME, Kim YS, Ahn SW. Changes in intrapulpal temperature after Er:YAG laser irradiation. *Photomed Laser Surg*. 2007; 25: 229-32.
79. Pashley DH, Pashley EL, Carvalho RM, Tay FR. The effects of dentin permeability on restorative dentistry. *Dent Clin North Am*. 2002; 46: 211-45.

80. Pereira JC, Furuse AY, Benetti AR, Hannas AR, Canova GC, Costa LC, et al. Proteção do complexo dentino pulpar. In: Busato ALS. Dentística – Filosofia, conceitos e prática clínica. São Paulo: Artes Médicas; 2005. p. 147-201.
81. Raucci-Neto W, Castro LAMS, Corrêa-Affonso AM, Silva RS, Chy BS, Pécora JD, et al. Assessment of thermal alteration during class V cavity preparation using the Er:YAG laser. *Photomed Laser Surg.* 2007; 25: 281-6.
82. Rinaudo PJ, Cochran MA, Moore BK. The effect of air abrasion on shear bond strength to dentin with dental adhesives. *Oper Dent.* 1997; 22:254-9.
83. Robinson HBG, Lefkowitz W. Operative dentistry and the pulp. *J Prosthet Dent.* 1962; 12: 985-1001.
84. Sasanaluckit P, Albustany KR, Doherty PJ, Williams DF. Biocompatibility of glass ionomer cements. *Biomaterials.* 1993; 14: 906-16.
85. Schuchard A, Watkins CE. Thermal and histologic response to high-speed and ultrahigh-speed cutting in tooth structure. *J Am Dent Assoc.* 1965; 71: 1451-8.
86. Shigetani Y, Tate Y, Okamoto A, Iwaku M, Abu-Bakr N. A study of cavity preparation by Er:YAG laser. Effects on the marginal leakage of composite resin restorations. *Dent Mater.* 2002; 21: 238-49.

87. Siegel SC, von Fraunhofer A. The effect of handpiece spray patterns on cutting efficiency. *J Am Dent Assoc.* 2002; 133: 184-8.
88. da Silva RC, Zuanon AC, Spolidorio DM, Campos JA. Antibacterial activity of four glass ionomer cements used in atraumatic restorative treatment. *J Mater Sci Mater Med.* 2007; 18: 1859-62.
89. Soares LE, Resende EB, Brugnera A Jr, Zanin FA, Martin AA. Combined FT- Raman and SEM studies of the effects of Er:YAG laser irradiation on dentin. *Photomed Laser Surg.* 2007; 25: 239-44.
90. de Souza Costa CA, Mesas A, Hebling J. Pulp response to direct capping with an adhesive system. *Am J Dent.* 2000; 13: 81-7.
91. de Souza Costa CA, Nascimento ABL, Teixeira HM. Response of human pulps following acid conditioning and application of a bonding agent in deep cavities. *Dent Mater.* 2002; 18: 543-51.
92. de Souza Costa CA, Teixeira HM, Nascimento ABL, Hebling J. Biocompatibility of resin-based dental materials applied as liners in deep cavities prepared in human teeth. *Biomaterials.* 2007; 81B: 175-84.
93. de Souza Costa CA, Giro EMA, Nascimento ABL, Teixeira HM, Hebling J. Short-term evaluation of the pulpo-dentin complex response to a resin-

modified glass-ionomer cement and a bonding agent applied in deep cavities. *Dent Mater.* 2003; 19: 739-46.

94. Stanley HR, Swerdlow H. Reaction of the human pulp to cavity preparation: results produced by eight different operative technics. *J Am Dent Assoc.* 1959; 58: 49-59.
95. Stanley HR, Swerdlow H. Biological effects of various cutting methods in cavity preparation: the part pressure plays in pulpal response. *J Am Dent Assoc.* 1960; 61: 451-6.
96. Stanley HR. Human pulp response to restorative dental procedures. Gainesville: Storter; 1981.
97. Stanley HR. Criteria for standardizing and increasing credibility of direct pulp capping studies. *Am J Dent.* 1998; 11 (special issue): S17-34.
98. Sulieman M. An overview of the use of lasers in general dental practice: 1. laser physics and tissue interactions. *Dent Update.* 2005; 32: 228-30, 233-4, 236.
99. Sulieman M. An overview of the use of lasers in general dental practice: 2. Laser wavelengths, soft and hard tissue clinical applications. *Dent Update.* 2005; 32: 286-8, 291-4, 296.

100. Takamori K. A histopathological and immunohistochemical study of dental pulp and pulpal nerve fibers in rats after the cavity preparation using Er:YAG laser. *J Endod*. 2000; 26: 95-9.
101. Tay FR, Pang KM, Gwinnett AJ, Wei SHY. Scanning electron microscopic study of the extent of resin penetration into human coronal dentin following a total etch technique in vivo. *Cells Mater*. 1994; 4: 317-29.
102. Ten Cate AR. Oral hystology:development, structure and function. 5th ed. St. Louis: Mosby; 1998.
103. Wisithphrom K, Murray PE, About I, Windsor LJ. Interactions between cavity preparation and restoration events and their effects on pulp vitality. *Int J Period Rest Dent*. 2006; 26:596-606.
104. Zach L, Cohen G. Thermogenesis in operative techniques. Comparison of four methods. *J Prosthet Dent*. 1962; 12: 977-84.
105. Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1965; 19: 515- 30.

ANEXO 1

ANEXO 2



CENTRO UNIVERSITÁRIO DE ARARAQUARA – UNIARA

**Extração 15 dias
(Preparo cavitário com Laser Er:YAG)**

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Por esse instrumento, declaro para os devidos fins éticos e legais que eu,

nacionalidade _____ portador R.G. nº _____

residente na _____

telefone _____ na cidade de _____

entendo que estou autorizando a participação do meu filho(a) como voluntário da pesquisa intitulada “**ANÁLISE HISTOPATOLÓGICA COMPARATIVA DE POLPAS HUMANAS APÓS CONFEÇÃO DE CAVIDADES DE CLASSE I COM TURBINA DE ALTA VELOCIDADE OU LASER DE ER:YAG**”. Declaro ainda que meu filho(a) também foi consultado(a) e está de acordo em participar espontaneamente da mesma. O pesquisador responsável me explicou todos os itens descritos abaixo, utilizando-se de uma linguagem simples e do meu entendimento.

Para tanto, estou consciente de que:

1. Serão utilizados nesta pesquisa os dentes que, segundo solicitação do ortodontista, deverão ser removidos para realização do tratamento ortodôntico. A decisão de quais dentes deverão ser removidos é de total responsabilidade do ortodontista, ficando o pesquisador responsável, alheio a esta decisão;

2. Fui esclarecido que a participação do meu filho nesta pesquisa **é totalmente desnecessária** e que a continuação do seu tratamento ortodôntico **não depende, de forma alguma, da sua participação nesta pesquisa**. Mesmo assim, tanto eu como meu filho (a) optamos por participar espontaneamente da mesma por acharmos importante contribuir com o aumento dos conhecimentos da ciência odontológica;

3. O operador responsável me esclareceu através de uma linguagem simples e do meu entendimento que esta pesquisa tem por finalidade avaliar a resposta dos tecidos pulpaes, após preparo cavitário feito com turbina de alta velocidade (“motorzinho” normalmente utilizado pelos cirurgiões dentistas para remover a cárie dos dentes) ou com laser de Er:YAG (um outro tipo de aparelho, também utilizado para remover o tecido cariado). Assim, no caso do meu filho, serão realizados preparos cavitários com **Laser** (definido por sorteio) nos dentes que deverão ser extraídos por motivo do tratamento ortodôntico, como se existisse uma cárie e o dentista tivesse que removê-la. Este procedimento será realizado no Instituto de Física de São Carlos (USP), onde eu e o meu filho seremos conduzidos (ida e volta) pelo pesquisador responsável até este estabelecimento, sem nenhum custo. Após o procedimento de abertura cavitária, serão aplicados diferentes materiais odontológicos, como normalmente se faz após os procedimentos de abertura cavitária, para a restauração do dente. Assim, será aplicado uma camada do cimento de **hidróxido de cálcio** (Hydro C – Dentsply, já autorizado pela ANVISA sob resolução RE número 1645 de 04 de julho de 2005) **seguido da aplicação de uma camada do cimento de ionômero de vidro fotopolimerizável** (Vitrebond – 3M ESPE, também autorizado pela ANVISA sob resolução RE número 698 de 29 de abril de 2004) **+ duas camadas de um material chamado adesivo dental** (Single Bond – 3M ESPE, autorizado pela ANVISA sob resolução RE número 698 de 29 de abril de 2004), e, finalmente, **algumas camadas de resina composta** (3M Filtek Z 250 – 3M ESPE, autorizado pela ANVISA sob resolução RE número 698 de 29 de abril de 2004) as quais

serão colocadas até o completo preenchimento da cavidade. Ao término das restaurações, os dentes deverão permanecer na cavidade oral do meu filho por 15 dias, onde somente após este período é que os mesmos serão extraídos (procedimento a ser realizado na Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP). Uma vez extraídos, será agendado um novo horário (7 dias após) para remoção dos pontos, onde, após esta data, o mesmo estará liberado da pesquisa, **tornando-se responsável a partir de então, por quaisquer danos desenvolvidos após este período**. Recebi esclarecimentos de que a participação do meu filho nesta pesquisa **não determinará atraso no seu tratamento ortodôntico**, uma vez que o espaço entre uma consulta ortodôntica e outra normalmente acontece após 30 dias, sendo que a permanência máxima do meu filho nesta pesquisa deverá ser de 22 dias;

4. Fui informado (a) que a realização deste estudo não implica em nenhum risco para o meu filho, pois os procedimentos clínicos a serem realizados tais como: anestesia local, preparo da cavidade (**com Laser**) e preenchimento da cavidade com resina composta, são procedimentos de domínio dos pesquisadores responsáveis. Os materiais restauradores a serem utilizados são comercializados por empresas idôneas (3M ESPE e Dentsply), tradicionais e há muitos anos atuando no mercado odontológico, fato que comprova a idoneidade das mesmas. Todos os materiais já estão autorizados para uso odontológico pela ANVISA (Agência Nacional de Vigilância Sanitária), bem como o laser de Er: YAG (autorizado pela FDA para uso odontológico desde 1997), que estará sendo utilizado dentro dos padrões internacionais de segurança. Fui esclarecido(a) que, uma vez que meu filho terá que tomar anestesia local para ter os preparos cavitários realizados, o mesmo(a) poderá ter problemas com queda de pressão arterial, reações alérgicas e ou anafiláticas, dormência dos lábios, dentes ou língua (que podem durar dias, semanas ou raramente, eternamente). Todavia, caso ocorra algum desses problemas, fui esclarecido(a) que o operador responsável prestará toda assistência necessária, a fim de devolver a integridade ao meu filho. Assim, para a solução desses problemas, o

operador responsável poderá fazer uso de medicamentos, fisioterapia, ou acompanhamento clínico por um curto ou longo período de tempo;

5. Fui orientado (a) a procurar o operador responsável caso meu filho sinta qualquer tipo de desconforto como dor, sensibilidade durante a mastigação, etc.....após tratamento restaurador realizado, devendo o mesmo solucionar o problema, nem que para isto, seja necessário extrair os dentes tratados antes do período planejado;
6. Fui esclarecido que as despesas de transporte serão pagas pelo operador responsável. Da mesma forma, caso seja necessário à presença do meu filho além dos dias estipulados para a realização do tratamento restaurador e cirúrgico, as despesas provenientes de consultas extras (avaliações intermediárias não previstas, requeridas tanto pelo operador responsável, como pelo próprio paciente), também serão de responsabilidade do operador responsável, bem como a despesa de alimentação, quando necessária;
7. Como responsável pelo meu (minha) filho (a) tenho total autonomia para cancelar a participação dele (a) na pesquisa, podendo retirar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, sem que isto resulte em prejuízos ou represálias em futuros tratamentos que o mesmo (a) possa estar realizando nesta instituição;
8. A remoção dos dentes será gratuita e não será oferecido nenhum tipo de remuneração pela doação dos mesmos. Todos os procedimentos serão realizados com materiais descartáveis e instrumentais autoclavados, sendo que o profissional e auxiliar estarão adequadamente paramentados, calçando luvas, máscara, avental, gorro e óculos. O anestésico a ser utilizado (Articaína 4%) será de procedência idônea (DFL Indústria e Comércio S.A.), e será administrado dentro das dosagens de segurança recomendadas em

Odontologia. Esta empresa também tem seus produtos autorizados pela ANVISA (resolução número 3660 de 09 de novembro de 2006);

9. O operador responsável também explicou de maneira clara para o meu filho, todos os procedimentos que deverão ser realizados em seus dentes, antes das extrações dos mesmos. Embora adolescente, entendemos que é importante respeitar a vontade dele, devendo o mesmo se manifestar por si só de querer ou não participar da pesquisa. Para tanto, segue anexo uma declaração preenchida por ele, mostrando o seu desejo de querer participar espontaneamente deste estudo;
10. Também fui esclarecido que os dados e resultados a serem obtidos nesta pesquisa serão utilizados para fins didáticos e de divulgação em revistas nacionais e internacionais, porém, será garantido o sigilo da identidade do meu filho, assegurando a sua privacidade. Assim, compreendi que os procedimentos os quais meu filho participará não provocarão danos morais, físicos, financeiros ou religiosos ao mesmo. Também, caso seja do meu interesse ou do meu filho, poderei ter acesso aos resultados obtidos;
11. As extrações dos dentes do meu filho estão sendo realizadas por finalidade terapêutica (indicação ortodôntica) e independentemente dele estar participando desta pesquisa, o mesmo estará sujeito a riscos decorrentes de qualquer procedimento cirúrgico. Assim, poderão ocorrer manifestações tais como: queda de pressão arterial, reações alérgicas e ou anafiláticas, fratura de raiz, da tábua óssea, estiramento da comissura labial, dormência dos lábios, dentes ou língua (que podem durar dias, semanas ou raramente, eternamente), hemorragia, etc.....Porém, caso ocorra alguma dessas manifestações, fui esclarecido(a) que o pesquisador responsável prestará toda assistência necessária. Assim, para a resolução desses problemas, os profissionais poderão fazer uso de terapia medicamentosa, fisioterapia, nova intervenção cirúrgica ou acompanhamento clínico longitudinal. Caso ocorra

qualquer outra manifestação não prevista acima, confio no julgamento profissional, permitindo fazer o que for necessário e aconselhável para o tratamento de meu (minha) filho (a). Desta forma, tendo lido os itens descritos acima, confirmo que recebi de maneira clara todas as informações com relação à pesquisa em questão. Informo que doarei, de livre espontânea vontade os dentes _____ do meu filho (a). Para tanto, dato e assino este termo de consentimento que constam de 06 (seis) páginas, por estar de pleno acordo com o teor do mesmo.

Araraquara, _____ de _____ de 200_____.

Responsável Legal

- Pesquisador Responsável -

Telefones: Pesquisador responsável: (16) 3301-6477 / residência: (16) 3301-6389.

DECLARAÇÃO (PARA MENORES DE 18 ANOS)

Eu, _____, nascido em _____ de _____ de 19____ declaro que recebi esclarecimentos detalhados dos procedimentos a serem realizados em meus dentes, antes das extrações dos mesmos. Assim, uma vez consciente e de acordo em participar espontaneamente desta pesquisa intitulada “**Avaliação Histopatológica Comparativa de Polpas Humanas Após Confeção de Cavidades de Classe I com Turbina de Alta Velocidade ou Laser de Er:YAG**”, dato e assino esta declaração.

Araraquara, _____ de _____ de 200____.

- Sujeito da Pesquisa –

**Autorizo a reprodução deste trabalho.
(Direitos de publicação reservado ao autor).**

Araraquara, 28 de Março de 2008.

JOÃO FERNANDO KINA.