



**INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO**

**ESTUDO “*IN VITRO*” DA INFLUÊNCIA DA IRRADIAÇÃO INTRACANAL COM
LASER DE Er:YAG E Er,Cr:YSGG NA MICROINFILTRAÇÃO MARGINAL DE
DENTES OBTURADOS COM CIMENTO SEALER 26®**

CAIO FABIO RACY

Dissertação apresentada como parte dos
requisitos para obtenção do Grau de Mestre
Profissional em Lasers em Odontologia

Orientador:
Prof. Dr. José Eduardo Pelizon Pelino

Co-orientador:
Prof. Dr. Armando Mirage

SÃO PAULO
2006





**INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO**

**ESTUDO “*IN VITRO*” DA INFLUÊNCIA DA IRRADIAÇÃO INTRACANAL COM
LASER DE Er:YAG E Er,Cr:YSGG NA MICROINFILTRAÇÃO MARGINAL DE
DENTES OBTURADOS COM CIMENTO SEALER 26®**

CAIO FABIO RACY

Dissertação apresentada como parte dos
requisitos para obtenção do Grau de Mestre
Profissional em Lasers em Odontologia

Orientador:
Prof. Dr. José Eduardo Pelizon Pelino

Co-orientador:
Prof. Dr. Armando Mirage

SÃO PAULO
2006



À Camila e à Manuela
Meus amores, minha inspiração.

Ao meu pai, Fabio, que sempre me incentivou, acreditou em meu sucesso e de quem sempre seguirei os passos.

À minha mãe, Sandra, pelas sábias palavras de apoio e conforto.

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, Prof. Dr. José Eduardo Pelizon Pelino e meu co-orientador, Prof. Dr. Armando Mirage pela sabedoria e ajuda em todos os momentos deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Eduardo De Bortoli Groth (i.m.), meu orientador durante boa parte deste trabalho.

Ao Prof. Dr. José Luiz Lage-Marques, que despertou em mim o amor pela atividade acadêmica.

Aos professores do curso de Mestrado Profissionalizante, por tantos conhecimentos transmitidos.

Aos meus colegas de curso, pela constante troca de informações.

Aos funcionários do IPEN e do LELO, pelo esforço e dedicação.

Aos meus colegas do Hospital Geral de São Paulo, pela ajuda na obtenção dos dentes utilizados nesse estudo.

À toda minha família e amigos, pela compreensão nos dias de ausência.

À Camila, minha maior companheira, que respeitou o meu silêncio e teve paciência nos momentos difíceis.

ESTUDO “IN VITRO” DA INFLUÊNCIA DA IRRADIAÇÃO INTRACANAL COM LASER DE Er:YAG E Er,Cr:YSGG NA MICROINFILTRAÇÃO MARGINAL DE DENTES OBTURADOS COM CIMENTO SEALER 26[®]

Caio Fabio Racy

RESUMO

O objetivo desse trabalho é avaliar, *in vitro*, os efeitos da irradiação intracanal com lasers de Er:YAG e Er,Cr:YSGG, tendo como referência a irrigação com EDTA-T, no selamento apical de canais radiculares, quando realizadas previamente à obturação com cimento Sealer 26[®]. Foram utilizados 36 dentes humanos unirradiculares extraídos que, após o preparo químico cirúrgico, foram divididos em 3 grupos experimentais: grupo I (controle) - irrigação final com substância irrigante desmineralizadora EDTA-T; grupo II – irrigação final com substância irrigante desmineralizadora EDTA-T e irradiação com laser de Er:YAG (comprimento de onda: 2940 nm) e grupo III - irrigação final com substância irrigante desmineralizadora EDTA-T e irradiação com laser de Er,Cr:YSGG (comprimento de onda: 2780 nm). Os dentes foram, então, obturados com cimento obturador Sealer 26[®], tiveram a superfície coronária e o ápice impermeabilizados com esmalte de unha e foram imersos em corante azul de metileno. Após o período experimental, as amostras foram cortadas transversalmente em três fatias de 2,0 mm de espessura cada para posterior leitura com o software ImageLab. Depois da leitura, os resultados foram submetidos a análise estatística através do método Kruskal-Wallis. Os resultados mostraram que a microinfiltração marginal foi maior nos grupos 2 e 3 em relação ao grupo 1. O maior índice de microinfiltração foi observado no grupo 3, especialmente no terço apical. Uma vez que as médias de infiltração foram inferiores a 10%, as irradiações tanto com laser de Er:YAG como com laser de Er,Cr:YSGG mostraram-se métodos seguros e eficazes para o aumento da permeabilidade do canal.

**“IN VITRO” STUDY OF THE INFLUENCY OF INTRACANAL IRRADIATION BY
Er:YAG AND Er,Cr:YSGG LASER AT MARGINAL MICROLEAKAGE OF TEETH
OBTURATED WITH SEALER 26™ CEMENT**

Caio Fabio Racy

ABSTRACT

The aim of this study is to evaluate, *in vitro*, the effects of intracanal irradiation with Er:YAG and Er,Cr:YSGG lasers, using the irrigating solution 17% EDTA-T as reference, on the apical sealing of root canals, when done earlier than obturation with Sealer 26™ cement. Thirty six human single root extracted teeth were divided into three experimental groups after the chemical-surgical preparation: group I (control) – final irrigation with EDTA-T irrigating solution; group II – final irrigation with EDTA-T irrigating solution and irradiation with Er:YAG laser (wavelength: 2940 nm) and group III - final irrigation with EDTA-T irrigating solution and irradiation with Er,Cr:YSGG laser (wavelength: 2940 nm). The teeth were obturated with Sealer 26™ cement, had the coronal surface and the apex impermeabilized with nailpolish and were immersed in methylene blue dye. After the experimental period, the samples were transversely cut into three 2.0 mm thick slices for subsequent reading using the ImageLab software. After reading, the results were submitted by statistic analysis through Kruskal-Wallis test. The results had shown that marginal microinfiltration was bigger in groups 2 and 3 compared to group 1. The biggest values of marginal microinfiltration were observed in group 3, especially at apical third. Once the infiltration averages were lower than 10%, the irradiation with Er:YAG laser or Er,Cr:YSGG laser had shown to be safe and efficient methods for intracanal permeability increase.

SUMÁRIO

	<i>Página</i>
1 INTRODUÇÃO	1
2 OBJETIVOS	3
3 REVISÃO DE LITERATURA	4
3.1 Descrição do funcionamento dos equipamentos	4
3.2 Influência do <i>smear layer</i> no sucesso do tratamento endodôntico.....	6
3.3 Mecanismo de ablação	6
3.4 Avaliação das alterações morfológicas da parede dentinária	8
3.5 Avaliação do aumento da permeabilidade do canal radicular	19
3.6 Alteração na adesividade dos cimentos obturadores	20
3.7 Avaliação da microinfiltração marginal apical	23
4 MATERIAIS E MÉTODOS	26
4.1 Preparo dos espécimes	26
4.2 Equipamentos e procedimentos utilizados na irradiação	27
4.3 Obturação dos canais e impermeabilização	28
4.4 Avaliação da microinfiltração marginal	29
5 RESULTADOS	32

6 DISCUSSÃO	34
7 CONCLUSÕES	38
APÊNDICE A - Médias de infiltração de corante	39
APÊNDICE B - Teste dos três tratamentos	42
APÊNDICE C - Teste de igualdade de médias	43
ANEXO: Aprovação do comitê de ética FOUSP	44
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	45

LISTA DE ABREVIATURAS

λ – Comprimento de onda
° – Graus
°C – Graus Celsius
% – Percentagem
 μ l – Microlitro
 μ m – Micrometro
 μ s – Microsegundos
cm – Centímetro
 cm^2 – Centímetro quadrado
 CO_2 – Óxido de carbono
Cr –Cromo
EDTA – Ácido etileno diamino tetra acético
EDTA-C – Ácido etileno diamino tetra acético - ácido cítrico
EDTA-T – Ácido etileno diamino tetra acético - tergentol
Er – Érbio
 H_2O – Água
Hg – Mercúrio
Hz – Hertz
J – Joule
 J/cm^2 – Joule por centímetro quadrado
 J/mm^2 – Joule por milímetro quadrado
LTDA - Limitada
mJ – Milijoule
mJ/pulso – Milijoule por pulso
mL – Mililitro
mL/min – Mililitro por minuto
mm – Milímetro
 mm^2 – Milímetro quadrado
mm/s – Milímetro por segundo
ms – Milisegundos

n° – Número

NaOCl – Hipoclorito de sódio

Nd – Neodímio

NDP – Paramonoclorofenol - fosfato de dexametasona - polietilenoglicol

nm – Nanômetro

ns – Nanosegundos

pH – Potencial de hidrogênio

s – Segundo

S/A – Sociedade anônima

W – Watt

YAG – Ítrio-Alumínio-Granada

YSGG – Ítrio-Escândio-Gálio-Granada

1 INTRODUÇÃO

O sucesso do tratamento endodôntico depende da limpeza e desinfecção profundas de todo o complexo sistema de canais, seguido de obturação tridimensional desta região. Muitos estudos demonstram que as diversas técnicas de preparo dos canais produzem uma quantidade considerável de lama dentinária, tecidos calcificados e elementos orgânicos tais como remanescentes de tecido pulpar, processos odontoblásticos, microorganismos e células sanguíneas (Takeda et al., 1998-C). O *smear layer* (lama dentinária) é depositado nas paredes dentinárias obliterando os canalículos e reduzindo dessa forma a permeabilidade dentinária. A obliteração dos canalículos dificulta a penetração de substâncias químicas e medicação intracanal na massa dentinária, prevenindo assim uma limpeza e desinfecção adequada dos canais (Raldi & Lage-Marques, 2003).

A massa dentinária é dividida em duas camadas: uma superficial fracamente aderida à camada subjacente e de fácil remoção e uma mais profunda fortemente aderida à dentina projetando-se no interior dos túbulos dentinários (Cameron, 1987). Para uma remoção efetiva do *smear layer*, uma associação entre soluções de hipoclorito de sódio (NaOCl) e substâncias desmineralizadoras (EDTA, ácido cítrico) tem sido recomendada pela sua ação nas porções tanto orgânicas quanto inorgânicas deste magma. Contudo, alguns estudos mostram que estas associações não removem completamente o *smear layer*, particularmente quando este é formado no terço apical do canal (Raldi & Lage-Marques, 2003).

Desde o desenvolvimento do laser de rubi por Maiman em 1960, vários comprimentos de onda e suas aplicações na odontologia têm sido estudados. Dentre os vários lasers disponíveis no mercado, destacam-se o argônio, o Nd:YAG e o Er:YAG os quais possuem diversas aplicações na área odontológica. A família dos lasers de érbio, em particular, é bastante efetiva na remoção do *smear layer* e debris (Kimura et al., 2001). A infiltração apical permite a invasão de microorganismos nos tecidos perirradiculares e, desta forma, afeta o prognóstico dos canais obturados. O *smear layer* impede a penetração da

medicação intracanal nos túbulos dentinários e prejudica a adaptação entre o cimento obturador e a parede do canal sendo, portanto, sua remoção aconselhável antes do procedimento de obturação (Torabinejad et al., 2002).

Entre outras propriedades físico-químicas, a habilidade de selamento dos cimentos obturadores é primordial. Por muitos anos, um selamento apical inadequado tem sido considerado o fator responsável pelo fracasso do tratamento endodôntico. Os selantes podem ser classificados como cimentos obturadores a base de resina epóxi, óxido de zinco e eugenol, ionômero de vidro e hidróxido de cálcio. Muitas pesquisas têm sido realizadas com o objetivo de avaliar o potencial de selamento dos diversos cimentos obturadores disponíveis no mercado (Souza-Neto, et al., 2002, 2005).

Diante da controvérsia a respeito da forma mais eficiente de remoção do *smear layer* e sua consequência perante a microinfiltração marginal, o objetivo deste trabalho é avaliar o efeito do aumento da permeabilidade dentinária de canais irradiados com laser de Er:YAG e Er,Cr:YSGG na microinfiltração marginal.

2 OBJETIVOS

O presente trabalho visa avaliar, *in vitro*, os efeitos das irradiações dos lasers de Er:YAG e Er,Cr:YSGG, tendo como referência a irrigação com EDTA-T, na permeabilidade marginal de canais radiculares, quando realizadas previamente à obturação com cimento Sealer 26[®].

3 REVISÃO DE LITERATURA

3.1 Descrição do funcionamento dos equipamentos

O modo de funcionamento do laser de Er,Cr:YSGG foi descrito por Eversole & Rizioi (1995). O equipamento (Biolase Technology, San Clemente, Califórnia) emprega um cristal de érbio cromo YSGG e um sistema de entrega por intermédio de uma fibra acoplada a uma peça de mão com um cristal de safira que é banhado em spray de água. O sistema emite fótons em um comprimento de onda de 2,78 μm , sendo pulsado a uma taxa de repetição de 20 Hz, tendo cada pulso um tempo de duração de 140 a 200 μs . A potência de saída pode variar de 0 a 4 W e a área do feixe é de $2 \times 10^{-2} \text{ cm}^2$ (0,2 mm de diâmetro). A energia deste sistema ativa grupos hidroxila no spray de água e nos tecidos, com energia máxima entregue a uma distância de 1 a 2 mm da ponta de safira.

Segundo Hadley et al. (2000), o equipamento utiliza um cristal Er,Cr:YSGG com uma emissão de fótons com comprimento de onda de 2,78 μm . Os fótons são entregues por meio de uma fibra óptica flexível e são focados através de uma ponta de safira acoplada a um contra-ângulo. A partir daí, interagem com uma matriz de spray de água e ar resultando em forças microexplosivas nas gotas de água.

Durante seis meses de utilização de um equipamento de laser de Er,Cr:YSGG ($\lambda = 2780 \text{ nm}$) e dois de Er:YAG ($\lambda = 2940 \text{ nm}$) no Departamento de Dentística Conservadora da Universidade de Viena, Straßl et al. (2004) compararam os parâmetros indicados nos visores com os parâmetros reais. A energia emitida, a taxa de repetição e a potência média foram constantemente mensuradas por um medidor de potência com uma cabeça piroelétrica (Ophir Laser tar with Ophir PE50DIF/Er, Jerusalém, Israel). A largura e a forma do pulso foram medidas por meio de um sensor infravermelho e um osciloscópio (Velleman PC 50i, Genebra, Bélgica). Os autores concluíram que não é possível comparar diferentes equipamentos levando-se em consideração apenas os indicadores de seus painéis. A formação e a largura do pulso, bem como o perfil do feixe devem ser considerados. Utilizando-se pulsos únicos como base de comparação, os

lasers de Er:YAG promoveram maior impacto térmico em comparação ao laser de Er,Cr:YSGG quando foram utilizadas a mesma energia e potência média.

Em estudo realizado por Lee et al. (2004-A), foram comparados dois sistemas de entrega. Uma fibra de ponta cônica e outra de ponta plana. Foram utilizados canais artificiais em blocos de dentina obtidos a partir de incisivos bovinos. Um equipamento laser de Er:YAG, emitindo luz em um comprimento de onda de 2,94 μm foi utilizado no experimento. A energia de saída variou entre 6 e 593 mJ por pulso e a taxa de repetição foi de 10 pulsos por segundo. Utilizou-se uma fibra de 330 μm de diâmetro acoplada ao equipamento. Duas pontas foram utilizadas no estudo. Uma delas, cônica, entregava 80% da energia lateralmente e apenas 20% da energia era direcionada para a ponta. Com a outra fibra, de ponta plana, toda energia era direcionada para frente. Nas amostras irradiadas com a ponta plana, uma densa camada de *smear layer* e debris foi notada na superfície das paredes do canal. Utilizando os mesmos parâmetros com a ponta cônica, houve exposição dos túbulos dentinários e redução do debris.

Ramalho et al. (2005) afirmam que, embora a capacidade de limpeza do laser melhore o tratamento endodôntico convencional, existe a necessidade de se desenvolver dispositivos capazes de irradiar as paredes do canal em toda sua extensão. Eles analisaram a morfologia das paredes dos canais radiculares irradiadas com laser de Nd:YAG e Er:YAG através de microscopia eletrônica de varredura e verificaram que o laser de Er:YAG promove a remoção do *smear layer* e a abertura dos túbulos dentinários. Porém, algumas áreas da parede dentinária apresentaram-se cobertas por *smear layer*, o que significa que a fibra óptica de 375 μm utilizada não alcançou toda a superfície do canal. Os parâmetros utilizados no referido estudo foram os seguintes: pulso de 250 ms de largura, 120 mJ de energia, 15 Hz de taxa de repetição, 1,8 W de potência média e densidade de energia de 108,7 J/cm^2 . Cada canal foi irradiado três vezes com 10 s de intervalo a uma velocidade de 2 mm/s com movimentos de rotação no sentido ápice-coroa.

Alves et al. (2005) afirmam que, para as aplicações clínicas da radiação laser no canal radicular, é imperativo o uso de pontas de fibra óptica com dimensões compatíveis aos instrumentos endodônticos. Em estudo realizado, fibras ocas de silicato de vidro sem revestimento interno reflexivo e com diferentes geometrias em suas pontas foram avaliadas quanto à habilidade de transmitir

radiação de laser de Er:YAG axialmente e lateralmente sem causar cristalização. Utilizando tubos de silicato de vidro com diâmetro externo de 1,4 mm e interno de 1,0 mm, várias fibras ópticas sem revestimento interno reflexivo foram preparadas e três delas foram escolhidas. A primeira tinha formato cilíndrico, a segunda, formato cônico e a terceira, formato cônico terminando em uma esfera sólida. O equipamento laser utilizado foi o OPUS 20 (Opus Dent, Tel-Aviv, Israel). As pontas de safira, que acompanham o equipamento do fabricante, e a segunda fibra utilizada no estudo, apresentam apenas emissão frontal de mesma intensidade. A primeira e a terceira fibra, apesar de atenuação da potência da saída frontal, apresentaram emissão frontal e lateral.

3.2 Influência do *smear layer* no sucesso do tratamento endodôntico

Estudando as considerações clínicas da microinfiltração, Pashley (1990) afirma que o *smear layer* constitui um forramento cavitário natural que reduz a permeabilidade dentinária mais do que qualquer outro verniz cavitário. Em contra partida, sua presença limita a força de adesão dos adesivos dentinários em razão de sua baixa força de coesão que o mantém junto à dentina. Se removido, a adesividade aumenta, mas também aumenta a responsabilidade por inflamação pulpar se a adesão não for uniformemente perfeita.

Cengiz et al. (1990) afirmam que a orientação dos túbulos dentinários não tem efeito na formação e remoção do *smear layer*. Os autores verificaram que solução salina fisiológica não tem efeito na remoção do *smear layer* em canais artificiais e naturais, ao passo que a associação das soluções de EDTA e NaOCl remove o *smear layer* mais eficazmente que a solução de EDTA sozinha.

Segundo Torabinejad et al. (2002), os métodos tradicionais de instrumentação endodôntica produzem uma camada de material orgânico e inorgânico (*smear layer*) que também pode conter bactérias e seus subprodutos. Essa camada cobre as paredes instrumentadas, impedindo a penetração da medicação intracanal nos túbulos dentinários e afetando a adaptação entre o cimento obturador e a parede do canal.

3.3 Mecanismo de ablação

Em 1989, Hibst & Keller descreveram o mecanismo de ablação do laser de Er:YAG da seguinte forma: o laser de Er:YAG é efetivamente absorvido no esmalte e na dentina pela água e componentes orgânicos, causando um

rápido aquecimento em um pequeno volume. O esmalte e a dentina são removidos em parte pelo processo de contínua vaporização e em parte na forma de microexplosões. A vaporização contínua ocorre na região de alta exposição à radiação e explica a alta energia necessária para a ablação, bem como a relação linear entre a exposição à radiação e a profundidade da cratera. Quando a exposição à radiação é baixa, a vaporização dentinária é dominada por outro processo que necessita de uma deposição de dentina muito maior. A água contida na dentina é vaporizada e provoca derretimento dos componentes orgânicos e inorgânicos. A grande pressão interna resultante pode conduzir a remoção da matéria na forma de microexplosões. Emitindo laser com comprimento de onda de 2,94 μm , o laser de Er:YAG age por meio de fotoablação, e a evaporação instantânea da água contida no tecido duro dental ablaçiona o tecido adjacente com efeitos térmicos mínimos.

Segundo Ishizaka et al. (2002), a matéria orgânica contida na dentina irradiada pelo laser de Er:YAG é decomposta pelo efeito fototérmico. Esse processo é seguido por microexplosões da matéria orgânica degenerada. Em estudo realizado, os autores utilizaram quinze pré-molares superiores e fizeram duas cavidades em cada dente: uma delas utilizando broca e outra por intermédio de um laser de Er:YAG. Os parâmetros utilizados foram os seguintes: duração de pulso de 250 a 500 μs , 250 mJ de energia entregue para o esmalte, 140 a 80 mJ para a dentina e taxa de repetição de 4 Hz. A distância do feixe até a superfície era de 12 mm na direção perpendicular e a irradiação foi realizada com resfriamento por meio de spray de água. Nas cavidades feitas por laser, havia a presença de uma camada ligeiramente manchada de espessura máxima de 600 μm , a luz dos canais parecia estar vazia e o número de processos odontoblásticos era muito menor do que nas cavidades feitas por broca. Não foi observada fratura ou carbonização.

Bachmann et al. (2003) indicam as principais alterações promovidas pela irradiação da dentina com laser de Er:YAG: perda de água e alteração da matriz orgânica. Após irradiarem fatias de incisivos bovinos com laser de Er:YAG, os autores observaram que os efeitos produzidos pelo laser estavam restritos a água que absorve a luz laser e a alguns componentes químicos da matriz orgânica, provavelmente ligações químicas fracas, que são mais sensíveis à variação de temperatura.

3.4 Avaliação das alterações morfológicas da parede dentinária

Matsuoka et al. (1998) sugerem os seguintes parâmetros para a diminuição de debris em canais irradiados com laser de Er:YAG: energia de pulso de 150 mJ, potência de 3 W, taxa de repetição de 20 Hz e tempo de irradiação de 1 s na porção apical e 2 s em cada uma das paredes dos canais. Os autores realizaram um estudo com oitenta dentes unirradiculares extraídos que foram divididos em quatro grupos. Grupo 1: 50 mJ, 1 W, 20 Hz e tempo de irradiação de 5 s na porção apical e 10 s em cada uma das quatro paredes do canal. Grupo 2: 100 mJ, 2 W, 20 Hz e tempo de irradiação de 3 s na porção apical e 5 s em cada uma das quatro paredes do canal. Grupo 3: 150 mJ, 3 W, 20 Hz e tempo de irradiação de 1 s na porção apical e 2 s em cada uma das quatro paredes do canal. O grupo 4 serviu de controle e não recebeu irradiação. Os parâmetros utilizados no grupo 3 foram os mais eficientes na remoção do debris, promovendo a abertura dos túbulos dentinários sem aspecto de derretimento.

Takeda et al. (1998-A) descrevem a dentina das paredes do canal irradiado com laser de Er:YAG como livres de *smear layer*, com túbulos dentinários abertos e sem aspecto de derretimento. Os autores analisaram a eficácia dos lasers de Er:YAG, argônio e Nd:YAG na remoção do *smear layer*. Trinta e dois dentes foram divididos em quatro grupos sendo o primeiro, o grupo controle. Os outros três grupos foram irradiados com laser de argônio, Nd:YAG e Er:YAG respectivamente. Os parâmetros utilizados para irradiação com laser de Er:YAG foram: 1 W, 100 mJ/pulso e 10 Hz. Uma fibra de 0,5 mm de diâmetro foi introduzida até o ápice e essa região foi irradiada por 3 segundos. Mais quatro irradiações foram realizadas do ápice até a coroa com movimentos helicoidais totalizando um tempo de irradiação de 15 segundos. Durante toda irradiação, água na forma de spray foi utilizada para o resfriamento. Os espécimes irradiados com laser de Er:YAG tiveram o *smear layer* vaporizado e os túbulos dentinários ficaram limpos e abertos. Nos espécimes irradiados com laser de Nd:YAG, todas as superfícies do canal, e em alguns casos, o *smear layer*, apresentaram aspecto de derretimento, fusão e recristalização. As paredes dos canais irradiados com laser de argônio apresentaram as paredes derretidas, livres de *smear layer* e sem aparência uniforme.

No mesmo ano, Takeda et al. (1998-B) compararam dois tempos de irradiação distintos, três e cinco segundos, e concluíram que três segundos é o

tempo de irradiação mínimo necessário para a obtenção de resultados efetivos. Com cinco segundos de irradiação, foi observada excessiva remoção de dentina. Segundo os autores, a irradiação com laser de Er:YAG através dos seguintes parâmetros é eficiente na remoção do *smear layer*: 100 mJ, 10 Hz, 3 s (totalizando 15 s) e 2 cm de distância entre a ponta e a superfície dentinária com refrigeração através de spray de água.

Tendo como variável a potência utilizada, Takeda et al. (1998-C) comprovaram a eficácia do laser de Er:YAG na remoção do *smear layer* e do debris utilizando 1 e 2 W de potência. Em estudo realizado, 36 dentes foram divididos da seguinte forma: grupo 1 – controle – sem irradiação; grupo 2 – 100 mJ, 1 W, 10 Hz e 3 s (totalizando 15 s) de irradiação com spray de água e grupo 3 – mesmos parâmetros, mas com 2 W de potência. Em ambos os grupos irradiados, verificou-se a ausência de *smear layer* e debris e os túbulos dentinários estavam abertos, sem diferença estatisticamente significativa entre os grupos.

Tanji et al. (1999) afirmam que o laser de Nd:YAG tem capacidade de fechar túbulos dentinários abertos resultantes da ablação com laser de Er:YAG. Os autores irradiaram os dentes com laser de Nd:YAG após a irradiação com laser de Er:YAG. A irradiação com laser de Nd:YAG seguiu os parâmetros: 100 mJ e 15 Hz, e a irradiação com laser de Er:YAG: 54 mJ e 15 Hz. Ambas foram realizadas quatro vezes com movimentos circulares da fibra desde o ápice até a região cervical durante dez segundos. As amostras irradiadas apresentaram derretimento e recristalização da dentina com fechamento de alguns túbulos.

Houssain et al. (1999) analisaram o efeito do spray de água na irradiação com laser de Er,Cr:YSGG e concluíram que o spray direcionado para o local da ablação aumenta a profundidade de ablação. Segundo os autores, a irradiação sem spray de água promove carbonização de coloração marrom no esmalte e preta na dentina, produzindo cavidades com paredes de aspecto derretido e uma superfície dentinária irregular com muitos orifícios. Eles compararam diversos parâmetros de irradiação com laser de Er,Cr:YSGG em esmalte e dentina. As amostras que tiveram a dentina irradiada foram submetidas aos seguintes parâmetros: 5W de potência com nível máximo de ar, 29% de água e densidade de energia de 56,6 J/cm² por 6 s; 3 W de potência com 70% de nível de ar, 20% de nível de água e densidade de energia de 33,9 J/cm² por 6 s; 5 W de

potência com nível máximo de ar, sem água e densidade de energia de $56,6 \text{ J/cm}^2$ por 6 s; 3 W de potência com 70% de nível de ar, sem água e densidade de energia de $33,9 \text{ J/cm}^2$ por 6 s. Por meio de observação estereoscópica, os autores verificaram que em amostras irradiadas com spray de água, a superfície dentinária apresentou-se branca opaca. A cor natural foi mantida e não havia evidência de carbonização ou derretimento nas cavidades e tecidos adjacentes. Além disso, as margens das cavidades estavam limpas, lisas e a morfologia dos prismas de esmalte e dos túbulos dentinários foi preservada. Entretanto, quando irradiadas sem spray de água, as margens da cavidade apresentaram áreas carbonizadas e coloração preta.

Ao revisar as aplicações do laser em endodontia, Kimura et al. (2000) concluíram que a remoção do *smear layer* e debris é possível, no entanto, é difícil limpar todas as paredes do canal, uma vez que o laser é emitido em linha reta, tornando quase impossível a irradiação das paredes laterais. Em razão desta dificuldade, depois da irradiação, as paredes apresentam-se ásperas e irregulares. Segundo os autores, é necessário aperfeiçoar a ponta da fibra para que seja possível a irradiação de todas as paredes.

Matsuoka et al. (2000) descrevem a superfície dentinária intracanal irradiada com laser de Er:YAG como limpa, ondulada, áspera e irregular. Em estudo realizado, eles verificaram que o tempo necessário para o preparo do canal com altas energias é significativamente menor em comparação ao preparo com baixas energias. Quarenta dentes foram divididos e irradiados com dois parâmetros diferentes: grupo 1 – 2 Hz e 136-184 mJ/pulso e grupo 2 – 2 Hz e 170-230 mJ/pulso. Três pontas de diferentes diâmetros (0,285 – 0,375 – 0,47 mm) foram utilizadas em seqüência. Os autores verificaram que, conforme a energia aumentava, a remoção gradual de debris aumentava e os túbulos dentinários se tornavam cada vez mais visíveis.

Eduardo & Gouw-Soares (2001) afirmam que o comprimento de onda utilizado determina as alterações na estrutura da superfície dentinária, causando derretimento e recristalização com fechamento de túbulos dentinários, remoção de estrutura dentária mineral por ablação ou até carbonização do tecido. Os parâmetros energéticos não devem causar aumento de temperatura maior do que 10°C . Por essa razão, a irradiação do tecido dental deve ser realizada em modo pulsado com pulsos de curta largura, tornando possível a operação em altas

potências com períodos de intervalo relativamente longos. Dependendo da interação entre o comprimento de onda do laser e o tecido alvo, lasers de alta intensidade são capazes de promover alterações morfológicas superficiais na dentina radicular, influenciando a permeabilidade das paredes e a adaptação do material de preenchimento do canal. Por outro lado, o efeito térmico do mesmo comprimento de onda pode causar derretimento e recristalização da estrutura dentinária, além de expor os túbulos.

De acordo com Yamazaki et al. (2001), a irradiação com laser de Er,Cr:YSGG com resfriamento por água é um método útil para a remoção de *smear layer* e debris do canal radicular. Eles compararam diferentes parâmetros de irradiação com laser de Er,Cr:YSGG utilizando um equipamento que emite laser de comprimento de onda de 2,78 μm com taxa de repetição de 20 Hz e pulsos com duração entre 140 e 200 μs . A potência variou de 1 a 6 W com e sem spray de água. Quando o spray de água foi utilizado, o nível de ar foi de 48% e o de água foi de 50%. A análise estereoscópica mostrou áreas carbonizadas e fraturas em todas as amostras irradiadas sem resfriamento e com potência acima de 2 W, especialmente quando a potência utilizada foi maior do que 4 W. Nas amostras irradiadas com 1 W sem resfriamento, apenas algumas áreas de carbonização foram verificadas. Não foram verificadas áreas de carbonização ou fraturas nas amostras irradiadas com spray de água, com exceção dos casos em que potência de 6 W foi utilizada. A análise em microscopia eletrônica de varredura mostrou que todas as amostras irradiadas sem resfriamento apresentaram áreas carbonizadas e fraturas, ao passo que as amostras irradiadas com resfriamento apresentaram túbulos dentinários abertos e canal dentinário livre de debris. Além disso, nem derretimento nem fusão foram observados. Poucas fraturas foram observadas em amostras irradiadas com 5 e 6 W de potência.

Segundo Ebihara et al. (2002), a presença de água acelera o início do processo de ablação da dentina irradiada com laser de Er:YAG. Em estudo realizado comparando vários parâmetros de irradiação do laser de Er:YAG na superfície dentinária, verificou-se que as paredes do canal estavam sem debris quando se utilizou 30 J/cm^2 . Além disso, a superfície apresentou-se muito lisa e com túbulos dentinários abertos. Fatias de aproximadamente 600 μm de espessura foram irradiadas com laser de Er:YAG seguindo diferentes parâmetros.

Três modos de geração de pulso foram utilizados: pulsos ultracurtos (duração de 80 μ s), pulsos longos (duração de 180 μ s) e pulsos ultralongos (duração de 280 μ s). A densidade de energia nos três modos foi a mesma: 28 a 29 J/cm². A presença de spray de água foi outra variável desse estudo. As profundidades das cavidades resultantes dos três modos de irradiação são similares entre elas, independentemente da presença de spray de água. Outra consideração feita pelos autores foi a de que pulsos ultracurtos mostraram a maior eficiência ablativa sob fluência moderada, mas também o índice de saturação mais alto com fluências maiores. Além disso, também foi verificado que com seqüência de três pulsos, a profundidade de ablação por pulso é a mesma que com pulsos únicos quando água não é utilizada.

Ao compararem a eficácia do laser de Er:YAG no preparo do canal radicular em substituição ao preparo convencional, Kesler et al. (2002) verificaram que o laser promove um alargamento mais rápido e mais eficiente. Em estudo realizado, eles utilizaram os seguintes parâmetros: microfibra de 200 a 400 μ m de diâmetro e 20 mm de comprimento acoplada a uma peça de mão, duração de pulso de 400 ms, taxa de repetição de 10 Hz, energia por pulso de 140 mJ para a microfibra de 400 μ m e 90 mJ para a microfibra de 200 μ m. Através da análise em microscopia eletrônica de varredura, verificou-se que o debris e o *smear layer* evaporaram expondo os orifícios dos túbulos dentinários que estavam limpos e abertos.

Segundo Schoop et al. (2002), o laser de Er:YAG é capaz de remover a dentina infectada superficial e o *smear layer* presentes em várias áreas do canal resultantes de todas as formas de preparo químico mecânico. No estudo realizado pelos autores, foram utilizados doze dentes unirradiculares extraídos. A irradiação foi realizada em etapas: 0,5, 1 e 1,3 W, correspondente a 120, 180 e 250 mJ a 15 Hz. Foram realizadas cinco irradiações de 5 segundos cada. O equipamento utilizado foi o laser de Er:YAG KaVo Key II[®] (Kavo, Biberach, Alemanha). Quando a potência de 1 W foi utilizada, os túbulos dentinários expostos foram claramente visualizados uma vez que o *smear layer* foi removido pela irradiação. Quando a potência foi aumentada para 1,3 W, pontos de derretimento e recristalização foram observados.

Mazeki et al. (2003) descrevem as paredes do canal alargadas por irradiação com laser de Er:YAG como ásperas, limpas e praticamente sem *smear*

layer ou debris. Eles analisaram a efetividade do laser de Er:YAG no preparo dos canais radiculares de 36 dentes extraídos e de 11 dentes em um estudo clínico. Os parâmetros utilizados no estudo *in vitro* foram os seguintes: energia máxima do feixe de aproximadamente 250 mJ por pulso utilizando uma peça de mão na forma de contra-ângulo; spray de água com fluxo de 20 mL/min; taxa de repetição de 8 Hz e tempo de irradiação de 60 s por canal. No estudo clínico, a irradiação foi realizada com 160 mJ por pulso, 8 Hz de taxa de repetição e 60, 90 e 120 s de tempo de irradiação para dentes anteriores, pré-molares e molares respectivamente. A irradiação com os parâmetros utilizados foi adequada para expor os canalículos dentinários e alargar o canal. O estudo *in vitro* apontou orifícios dos canais radiculares identificados claramente por inspeção visual ou estereoscópica em todos os dentes irradiados. Nas áreas onde a irrigação com o spray de água foi inadequada, as paredes do canal foram carbonizadas. Através da análise em microscopia eletrônica por varredura, verificou-se que as superfícies irradiadas apresentaram-se ligeiramente ásperas, onduladas e livres de *smear layer* e debris.

Após irradiarem a superfície dentinária com laser de Er:YAG, Benazzato & Stefani (2003) concluíram que a dentina mantém as características morfológicas necessárias para tornar a formação da camada híbrida possível, um requisito indispensável quando são utilizados adesivos dentinários. Os autores irradiaram dez discos de dentina obtidos através de dez molares extraídos, com um laser de Er:YAG emitindo luz com comprimento de onda de 2,94 μm com os seguintes parâmetros: 30 a 300 mJ de energia por pulso; taxa de repetição de 3 a 30 Hz e potência de 5,1 W. A fibra utilizada tem 600 μm de diâmetro e a irradiação foi efetuada com resfriamento por meio de spray de ar e água destilada. O resultado obtido demonstrou que o efeito térmico do laser escavou o tecido dentinário sem criar *smear layer*, mantendo abertos e visíveis os túbulos dentinários e sem sinal de fusão. De acordo com análise em microscopia eletrônica de varredura, o colágeno superficial aparentou estar modificado pelo laser, especialmente na área intertubular. O colágeno da parte inicial dos túbulos apresentou-se inalterado, como se o laser fosse incapaz de desnaturá-lo.

Segundo Matsumoto et al. (2003), a dentina irradiada com laser de Er:YAG com refrigeração por meio de um spray de água apresenta superfície irregular e áspera e tem aparência esbranquiçada quando seca com seringa de

ar. O uso do spray de água permite que a coloração da dentina seja mantida e que não haja sinais de escurecimento, carbonização ou trincas. Por outro lado, carbonização e trincas na dentina são observadas quando não se realiza resfriamento. Através da análise em microscopia eletrônica de varredura, os autores verificaram que o laser de Er:YAG removeu o *smear layer* e expôs a entrada dos túbulos dentinários. A dentina intertubular sofreu mais ablação do que a peritubular. No estudo, 25 dentes foram preparados com laser de Er:YAG (200 mJ e 25,5 J/cm²), e vinte deles receberam resfriamento ao passo que os outros cinco não .

Sebrão (2003) comparou vários parâmetros de irradiação com laser de Er:YAG e concluiu que com 6 Hz, 140 mJ (saída do aparelho), 58,8 mJ (saída da fibra) e 2 mm/s de velocidade de irradiação em canais úmidos consegue-se um grande aumento na permeabilidade dentinária com um baixo aumento na temperatura. No estudo, foram utilizados 81 dentes que, depois de irradiados, foram imersos em solução corante azul de metileno a 2% por 24 horas. Quando os canais estavam secos, o aumento de temperatura foi maior em relação aos canais úmidos. No entanto, em nenhum caso o aumento de temperatura superou os 10°C.

Kim et al. (2003) verificaram que o efeito do fluxo de água na ablação do tecido duro dental usando o laser de Er:YAG foi influenciado pela energia do feixe, componentes orgânicos e água contidos no tecido. Uma efetiva ablação requer um apropriado fluxo de água correspondente às condições de irradiação. De acordo com estudo realizado pelos autores, os seguintes parâmetros são sugeridos: fluxo de água de 1,69 mL/min para esmalte e dentina com energia de pulso de 250 mJ e 6,75 mL/min com energia de pulso de 400 mJ, independente da taxa de repetição ser 5, 10 ou 20 Hz.

Lee et al. (2004-B) concluíram que o resfriamento é importante para reduzir os efeitos térmicos do laser de Er:YAG. Segundo os autores, a irradiação com spray de água não promove alterações significantes na estrutura e composição dentinária. No entanto, a vaporização da matriz orgânica e a modificação dos componentes inorgânicos da dentina ocorreriam se o spray de água não fosse utilizado. Eles investigaram as alterações da dentina irradiada com laser de Er:YAG (10 Hz, 10 s e 300 a 700 mJ por pulso) variando a presença

de spray de água e verificaram que nas amostras irradiadas sem spray, foi encontrada dentina derretida, sinais de recristalização e crescimento de cristais.

Khabbaz et al. (2004) afirmam que o aumento de temperatura causado pelo laser não se difunde da área irradiada para as áreas adjacentes, ou se o faz, não é capaz de vaporizar o debris e o *smear layer* ali localizados. Além disso, o ângulo do feixe em relação à superfície alvo pode ser um fator decisivo na quantidade de energia que será absorvida pela dentina. Em estudo realizado, os autores fizeram uma comparação entre a eficácia do procedimento convencional e a irradiação com laser de Er:YAG no modo contínuo e no modo *Q-switched* na remoção do *smear layer* e debris do canal radicular. Vinte e um dentes foram instrumentados até o instrumento de calibre 50. Hipoclorito de sódio a 3% foi utilizado durante e após a instrumentação. Os dentes foram, então, seccionados longitudinalmente e divididos em três grupos. As amostras do grupo A não foram irradiadas. No grupo B, o laser de Er:YAG no modo contínuo foi utilizado de acordo com os seguintes parâmetros: 30 a 70 mJ, 1 e 4 Hz e 20 a 50 pulsos com largura de pulso de 100 μ s. No grupo C, o laser de Er:YAG no modo *Q-switched* com o mesmo comprimento de onda e parâmetros de energia foi utilizado. A largura do pulso no modo *Q-switched* foi de 190 ns. A ponta da fibra foi mantida perpendicularmente a uma distância de 8 cm do canal. Durante a irradiação, as raízes foram mantidas sob constante irrigação com solução salina. A irradiação no modo contínuo produziu crateras com diferentes profundidades nas paredes do canal com superfícies muito limpas, sem debris e *smear layer* e com túbulos dentinários abertos. Fraturas não foram encontradas quando se utilizou taxa de repetição de 1 Hz, com exceção das amostras irradiadas com 70 mJ e 40 pulsos. Em contrapartida, fraturas foram encontradas em todas as amostras em que o número total de pulsos excedeu cinquenta, e a frequência utilizada foi de 4 Hz. Neste modo de irradiação, não foram encontradas evidências de derretimento ou fusão de dentina. No modo *Q-switched*, debris e *smear layer* foram removidos e túbulos dentinários abertos foram encontrados em todas as áreas irradiadas. Fraturas foram verificadas com todos os parâmetros utilizados, com exceção das amostras em que se utilizou 1 Hz, 30 mJ e 20 a 40 pulsos. Nos dois grupos irradiados, a superfície dentinária nas margens da área irradiada estava coberta por *smear layer*.

Ao realizarem um estudo termográfico e morfológico da irradiação do laser de Er,Cr:YSGG em canais radiculares, Ishizaki et al. (2004) constataram que o aumento de temperatura ocasionado pela irradiação com laser de Er,Cr:YSGG utilizando uma fibra de 400 μm de diâmetro e 5 W de potência é menor do que o nível crítico de 10°C. Eles utilizaram um equipamento capaz de emitir um feixe laser no comprimento de onda de 2,78 μm com os seguintes parâmetros: duração de pulso de 140 a 200 μs , taxa de repetição de 20 Hz, potência de 2 a 5 W e spray de água com 50% de pressão de ar e 50% de nível de água. O sistema de entrega consistia em uma fibra óptica de cristal de safira com pontas de 200, 320 e 400 μm de diâmetro e comprimento de 18, 20, 22 e 25 mm. Os canais foram instrumentados até os instrumentos de calibre 25, 35 e 45 correspondendo às amostras irradiadas com as pontas de 200, 320 e 400 μm . Nas amostras irradiadas com as pontas de 200 e 320 μm e potência de 2, 3 e 5 W, o *smear layer* estava presente em grande parte da parede do canal e alguns túbulos dentinários expostos foram observados. Nas amostras irradiadas com a ponta de 400 μm e potência de 2 e 3 W, algumas áreas das paredes do canal apresentaram-se livres de *smear layer* e debris, no entanto, nem todos os túbulos dentinários estavam expostos. As amostras irradiadas com a ponta de 400 μm e potência de 5 W tiveram o *smear layer* e debris removidos na maior parte das áreas irradiadas.

Segundo Harashima et al. (2005), existe uma diferença morfológica pequena resultante da irradiação com laser de Er:YAG e de Er,Cr:YSGG no preparo de cavidade classe V. Eles compararam a ablação resultante da irradiação com laser de Er:YAG e Er,Cr:YSGG dividindo vinte e dois dentes em dois grupos. Todos os espécimes foram irradiados sob irrigação com spray de água e a fibra estava posicionada perpendicularmente às amostras a uma distância de 2 mm. Nos espécimes irradiados com laser de Er:YAG, os seguintes parâmetros foram utilizados: duração de pulso de 250 μs , 15 Hz, 250 mJ por pulso com 25 mL por minuto de spray de água. A irradiação com laser de Er,Cr:YSGG seguiu os seguintes parâmetros: 5 W, 20 Hz e fibra de 0,6 mm de diâmetro com spray de água (50% de pressão de ar e pressão máxima de água). As cavidades preparadas com laser de Er:YAG apresentaram uma superfície áspera com a maior parte dos túbulos dentinários abertos. Por outro lado, as cavidades irradiadas com laser de Er,Cr:YSGG apresentaram túbulos dentinários

mais claramente visíveis do que as preparadas com laser de Er:YAG. Superfícies mais finas e sem *smear layer* foram observadas nas cavidades preparadas com laser de Er,Cr:YSGG. Quando a irradiação foi realizada perpendicularmente à cavidade, as superfícies estavam muito limpas, praticamente sem *smear layer* e debris e com os túbulos dentinários abertos. No entanto, nas regiões nas quais a irradiação foi feita em diferentes ângulos, a maior parte da superfície das paredes do canal apresentou aparência riscada com túbulos dentinários abertos espalhados em áreas cobertas por pontos de derretimento.

De acordo com Carvalho et al. (2005), mantendo a mesma energia e modo de irradiação, o ângulo de incidência do feixe de laser (45° ou 90°) não altera significativamente a morfologia da dentina irradiada com laser de Er:YAG. Energias maiores tendem a induzir maior ablação na dentina intertubular. Ainda segundo os autores, a distância da superfície irradiada, com ou sem contato, tem grande papel nas alterações dentinárias. Em estudo realizado, quarenta e cinco discos de dentina foram obtidos de terceiros molares extraídos e irradiados com laser de Er:YAG sob diferentes parâmetros. A energia variou de 10 a 400 mJ e a taxa de repetição de 1 a 25 Hz. Alguns foram irradiados com contato e outros a uma distância de 10 mm da superfície. O tempo de irradiação foi de 52 s na forma de varredura em ambas as direções com resfriamento por meio de spray de água (5,0 mL/min). O diâmetro do feixe no modo sem contato era de 0,63 mm e no modo com contato, 0,32 mm. No modo de irradiação sem contato, a dentina apresentou uma superfície lisa, com túbulos dentinários obliterados e tanto a dentina intertubular quanto a peritubular foram preservadas. Por outro lado, a irradiação no modo com contato resultou em alterações morfológicas mais pronunciadas. A dentina apresentou uma superfície rugosa com túbulos dentinários expostos e a dentina intertubular sofreu mais ablação do que a peritubular.

Em estudo realizado em 2005, Ali et al. verificaram que o laser de Er,Cr:YSGG foi eficiente na remoção do *smear layer* e debris, mas em alguns casos provocou a formação de degrau, perfuração e excesso de remoção de dentina. Os autores compararam a técnica convencional com a irradiação com laser de Er,Cr:YSGG utilizado sob os seguintes parâmetros: potência de saída de 0 a 6 W, taxa de repetição de 20 Hz com contato e resfriamento por meio de spray de água (50% de ar e 50% de água). Pontas de safira com 400, 320 e

200 µm de diâmetro foram utilizadas, respectivamente, no terço cervical, médio e apical. As amostras irradiadas com 2 W apresentaram as paredes do canal livres de debris e *smear layer* no terço apical e cervical. No terço médio, algumas partículas de debris na forma de *smear layer* foram encontradas, local no qual a fibra não tocou todas as paredes do canal. Além disso, no terço apical, pontos de carbonização e derretimento foram observados em razão da fibra permanecer por um tempo maior neste local.

Em estudo realizado em 2005, Matsuoka et al. analisaram a morfologia do canal radicular preparado com laser de Er,Cr:YSGG e constataram que este laser é útil para a limpeza do canal radicular, além de ter potencial para ser uma das técnicas para o preparo dos canais curvos. Os dentes irradiados com fibra de 320 µm de diâmetro, taxa de repetição de 20 Hz e potência variando entre 2 e 3 W apresentaram remoção do debris e exposição dos túbulos dentinários. Áreas curvas do canal apresentaram zonas de carbonização e algumas trincas também foram observadas. As amostras irradiadas com a fibra de menor diâmetro, 200 µm, taxa de repetição de 20 Hz e potência variando entre 2 e 3 W apresentaram superfícies com aspecto esfoliado e túbulos dentinários abertos. Áreas de carbonização foram verificadas apenas em alguns pontos.

No mesmo ano, Matsuoka et al. verificaram que o laser de Er,Cr:YSGG é capaz de preparar canais com curvatura menor do que 10° removendo debris e *smear layer* eficientemente. Os autores dividiram vinte incisivos inferiores com raízes com curvatura entre 10° e 15° em dois grupos. Cada ponta irradiou o canal por 5 segundos. Nos canais com curvatura aproximada de 15° foram observados pontos de carbonização. Esses canais só podem ser irradiados com a ponta de 200 µm. A ponta de 320 µm fraturou algumas vezes devido à dificuldade de atingir o ápice.

Biedma et al. (2005) sugerem que o laser de Er:YAG seja utilizado após a instrumentação convencional para a remoção do *smear layer* e melhora no modo como os canais são limpos. Em estudo realizado, a morfologia do canal radicular após a instrumentação manual e mecânica com e sem uso do laser de Er:YAG foi verificada. Para o estudo, doze dentes foram divididos em quatro grupos. Os canais do grupo 1 foram instrumentados manualmente e não receberam irradiação. Os canais do grupo 2 foram instrumentados manualmente e irradiados com laser de Er:YAG. Os canais do grupo 3 foram instrumentados

mecanicamente e não receberam irradiação. Os canais do grupo 4 foram instrumentados mecanicamente e receberam irradiação. Os parâmetros de irradiação utilizados foram os seguintes: 10 Hz, 100 mJ/pulso, 0,0141 J/mm², 0,285 mm de diâmetro da ponta e 2 mm/s de velocidade de irradiação. As amostras que receberam instrumentação mecânica e irradiação apresentaram maior abertura dos túbulos dentinários e remoção do *smear layer* seguidas pelas amostras instrumentadas manualmente e irradiadas.

Quinto Jr. et al. (2005) analisaram as alterações morfológicas e de temperatura da dentina do canal radicular irradiado com laser de Er,Cr:YSGG. Vinte e sete canais foram preparados e divididos em nove grupos. Os parâmetros de irradiação variaram de 0,25 a 2,0 W e 20 Hz com uma fibra óptica de quartzo de 200 µm (fator de transmissão: 0,3) em contato.

3.5 Avaliação do aumento da permeabilidade do canal radicular

Em estudo realizado em 1999, Takeda et al. verificaram que o laser de Er:YAG é mais eficiente do que a solução de EDTA a 17%, ácido cítrico a 6% e ácido fosfórico a 6% na remoção do *smear layer*. Eles dividiram sessenta dentes em cinco grupos variando o mecanismo de remoção do *smear layer*. Grupo 1 – EDTA a 17%, grupo 2 – ácido fosfórico a 6%, grupo 3 – ácido cítrico a 6%, grupo 4 – laser de CO₂ e grupo 5 – laser de Er:YAG (1 W, 100 mJ, 10 Hz e tempo total de irradiação de 15 s com spray de água). Dentre os mecanismos citados, o laser de Er:YAG foi o mais eficiente na remoção do *smear layer*.

Pécora et al. (2000) verificaram a eficácia no aumento da permeabilidade dentinária do canal radicular do laser de Er:YAG associado a água destilada e deionizada, laser associado a hipoclorito de sódio a 1%, somente água destilada e deionizada e somente hipoclorito de sódio. A irrigação com água seguida de irradiação com laser de Er:YAG promoveu o maior aumento da permeabilidade. No estudo, os autores utilizaram o equipamento KaVo Key Laser II® (Kavo, Biberach, Alemanha) de acordo com os seguintes parâmetros: 140 mJ, 15 Hz e 300 pulsos totalizando 42 J. Uma peça de mão E-2055 com uma fibra óptica correspondente a uma lima de calibre 20 a 30 foi utilizada. Após o preparo do canal, a fibra óptica foi introduzida até a região apical e o laser ativado. A ponta foi gentilmente removida do canal quando 300 pulsos e 42 J de energia foram alcançados. Os espécimes foram imersos em sulfato de cobre por

5 minutos em ambiente a vácuo. A seguir, os dentes foram secos com pontas de papel absorventes e colocados em solução de ácido rubeânico a 1% novamente por 5 minutos. A irrigação com água destilada deionizada seguida da irradiação com laser de Er:YAG apresentou aumento da permeabilidade dentinária estatisticamente superior quando comparada ao hipoclorito de sódio a 1% puro ou associado ao laser.

De acordo com Brugnera et al. (2003), o uso do laser de Er:YAG com água destilada e deionizada promove maior aumento na permeabilidade da dentina do canal radicular quando comparado ao uso do laser com hipoclorito de sódio a 1%. Os autores realizaram um estudo avaliando o efeito na permeabilidade da dentina radicular dos lasers de Er:YAG e Nd:YAG associados às soluções irrigadoras de água destilada e deionizada e hipoclorito de sódio a 1%. A utilização de água destilada e deionizada com laser de Er:YAG apresentou maior aumento na permeabilidade da dentina. O equipamento de laser de Er:YAG utilizado foi o KaVo Key Laser II[®] (Kavo, Biberach, Alemanha) de acordo com os seguintes parâmetros: 140 mJ antes da fibra, 61 mJ depois da fibra, 15 Hz e 300 pulsos totalizando 42 J. A ponta de fibra óptica utilizada foi a 2055 Gr 50 x 28 com 0,47 mm de diâmetro externo, 28 mm de comprimento e 0,46 de fator de transmissão.

Segundo Raldi & Lage-Marques (2003), a interação entre substâncias desmineralizadoras (EDTA-T + ácido cítrico) mais a associação de medicação intracanal e laser de Er:YAG promovem grande aumento na permeabilidade do canal. Por outro lado, a interação das substâncias desmineralizadoras e o laser de Er:YAG é ineficiente no aumento da permeabilidade dentinária. Os autores realizaram um estudo comparando os efeitos na permeabilidade dentinária da interação entre soluções irrigantes desmineralizadoras (EDTA-T + ácido cítrico), medicação intracanal (NDP) e laser de Er:YAG. Os parâmetros de irradiação utilizados foram os seguintes: 200 mJ de energia de entrada, 84 mJ de energia de saída, 6 Hz de frequência e 1,2 W de potência média totalizando 24 J de energia total. O sistema de entrega utilizado foi composto por uma fibra óptica acoplada a um contra-ângulo. Os canais foram irradiados com movimentos helicoidais durante aproximadamente 5 segundos. Este procedimento foi repetido por quatro vezes totalizando 120 pulsos.

3.6 Alteração na adesividade dos cimentos obturadores

White et al. (1984) afirmam que a presença do *smear layer* não permite a penetração dos cimentos pHEMA e de um material a base de silicone. Por outro lado, a ausência do *smear layer* permite a penetração desses materiais nos túbulos dentinários. Em estudo realizado, os autores verificaram a eficiência do NaOCl a 5,25% e EDTA a 17% na remoção do *smear layer*. Nas amostras irrigadas apenas com NaOCl a 5,25%, a presença de *smear layer* foi detectada e o cimento não penetrou nos túbulos. Nas amostras que receberam NaOCl a 5,25% e EDTA a 17% como soluções irrigadoras, o *smear layer* estava praticamente ausente e o cimento havia penetrado nos túbulos.

Três anos depois, os mesmos autores realizaram estudo semelhante, só que desta vez, um cimento a base de óxido de zinco e eugenol também foi analisado. O resultado foi o mesmo que no estudo anterior, quando a presença do *smear layer* não permitiu a penetração desses materiais nos túbulos dentinários, ao passo que sua ausência permitiu.

De acordo com Pécora et al. (2001), a dentina tratada com laser de Er:YAG promove maior adesividade de cimentos a base de resina epóxi quando comparada com a dentina tratada com EDTA-C ou sem tratamento algum. O aumento na adesão da resina epóxi pode ser explicado por dois fatores: a remoção do *smear layer*, expondo os túbulos dentinários que são parcialmente preenchidos por cimento e o condicionamento da superfície dentinária, causando uma adesividade mecânica entre o cimento e a dentina intertubular. Os autores realizaram um estudo para avaliar o efeito do laser de Er:YAG e da solução de EDTA-C na adesividade da resina epóxi. Noventa e nove dentes foram divididos em três grupos. O grupo 1 não recebeu tratamento algum. No segundo grupo, 50 µl de EDTA-C foram colocados sobre a dentina por 5 minutos. O terceiro grupo recebeu irradiação com laser de Er:YAG de acordo com os seguintes parâmetros: distância de 11 mm do feixe até a superfície, 4 Hz, 200 mJ, 1 min de tempo de aplicação e 2,25 W totalizando 62 J de energia. Neste estudo, o feixe laser foi aplicado perpendicularmente à superfície e os resultados obtidos se devem a essa direção.

Segundo Sousa Neto et al. (2002, 2005), o cimento a base de resina epóxi tem melhor índice de penetração em superfície irregular, aumentando a retenção mecânica e a resistência à tração, o que pode ser traduzido como maior

adesão. Os autores afirmam que o cimento a base de resina epóxi é capaz de penetrar nos túbulos expostos pela remoção do *smear layer*, preenchendo-os parcialmente e formando projeções similares ao que ocorre com adesivos dentinários. Com o laser de Er:YAG, o aumento na frequência tende a remover o *smear layer* e criar alterações morfológicas no tecido dentinário, aumentando a área de dentina irregular. Essas alterações podem explicar o aumento da adesividade do Sealer 26[®].

Carvalho et al. (2002) avaliaram os efeitos da irradiação com laser de Nd:YAG e Er:YAG no selamento do cimento obturador a base de resina epóxi Top Seal[®] (Dentsply Maillefer, Maillefer Instruments, Switzerland) e concluíram que as amostras irradiadas com laser de Er:YAG apresentaram penetração de corante maior em comparação às irradiadas com laser de Nd:YAG. No estudo, quarenta e dois dentes unirradiculares extraídos foram seccionados na região cervical e a 0,5 mm do ápice radicular e os canais foram preparados até o instrumento de calibre 80. Durante o preparo químico mecânico, os canais foram abundantemente irrigados com solução de hipoclorito de sódio a 1%. Os espécimes foram, então, divididos em três grupos. No grupo controle, os canais foram secos e preenchidos com solução de EDTA que foi agitada por 3 minutos com o auxílio de um instrumento endodôntico de calibre 15. Para a neutralização do EDTA, os canais foram irrigados com solução de soro fisiológico. Os canais do grupo 2 foram secos e irradiados com laser de Nd:YAG e os espécimes armazenados em solução fisiológica. Os canais do grupo 3 foram secos e irradiados com laser de Er:YAG em toda sua extensão e os espécimes armazenados em solução fisiológica. O equipamento de laser de Er:YAG utilizado no estudo foi o KaVo Key II[®] (Kavo, Biberach, Alemanha) de acordo com os seguintes parâmetros: 120 mJ, 10 Hz e 1,2 W. Uma fibra óptica de 0,375 mm de diâmetro foi introduzida até o comprimento do canal e as paredes dentinárias foram irradiadas do ápice até a região cervical em toda a sua extensão, com movimentos circulares a uma velocidade de 2 mm/s. Esse procedimento foi repetido por quatro vezes resultando em um tempo total de irradiação de 20 s. Após o tratamento das paredes dos canais, a superfície externa radicular foi impermeabilizada com duas camadas de esmalte de unha com exceção da abertura cervical e do forame apical. As raízes foram novamente irrigadas com solução fisiológica e então, secas. Os canais foram obturados seguindo a técnica

de condensação lateral com cimento Top Seal® e cones de guta-percha. As raízes foram novamente impermeabilizadas com cera, com exceção do forame apical. Os dentes foram imersos em solução corante de azul de metileno a 2% a uma temperatura de 37°C com umidade relativa de 100% durante 48 horas. A imersão foi efetuada em um ambiente a vácuo de 20 mm Hg. Os espécimes foram lavados em água corrente por 24 horas e, depois de secos, foram seccionados no sentido vestibulo-lingual. A análise estatística dos resultados foi realizada por intermédio do teste de variância ANOVA. Os resultados apontaram os espécimes que receberam irradiação com laser de Er:YAG como os que obtiveram os maiores índices de penetração do corante pela obturação.

Segundo Picoli et al. (2003), a irradiação com laser de Er:YAG aumenta a adesividade entre o cimento obturador Sealer 26® e a dentina. Para chegarem a essa conclusão, os autores avaliaram o efeito da irrigação com EDTA-C a 15% e da irradiação com laser de Er:YAG na adesividade de quatro cimentos contendo hidróxido de cálcio. No estudo, sessenta molares foram divididos em três grupos sendo que o primeiro não recebeu tratamento algum. Os espécimes do segundo grupo foram tratados com 50 µl de EDTA-C a 15% por 5 minutos e os do terceiro grupo foram irradiados de acordo com os seguintes parâmetros: distância de 11 mm do feixe até a superfície, 4 Hz, 200 mJ, 1 min de tempo de aplicação e 2,25 W, totalizando 62 J de energia. Quatro cimentos foram comparados: Sealer 26®, Apexit®, Sealapex® e CRCS® e o primeiro apresentou maior adesividade entre eles.

3.7 Avaliação da microinfiltração marginal

Matloff et al. (1982) compararam vários métodos utilizados no estudo do vedamento do canal radicular. As seguintes soluções foram testadas: azul de metileno, cálcio-45, uréia corada por carbono 14 e albumina corada por iodo 125. A solução de azul de metileno apresentou maior eficácia na evidência da microinfiltração marginal.

Kennedy et al. (1986) recomendam o uso do azul de metileno para a evidência de microinfiltração em razão de ser rapidamente detectado sob luz visível, permitindo mensuração rápida e livre de artefato.

Kersten & Moorer (1989) afirmam que a capacidade de infiltração do corante azul de metileno é comparável a de um produto metabólico bacteriano de

mesmo tamanho molecular, o ácido butírico, indicando sua utilização em estudos sobre a microinfiltração marginal.

Ao compararem a eficácia dos lasers de argônio, Nd:YAG e Er:YAG na diminuição da infiltração apical após a obturação, Kimura et al. (1999) concluíram que os lasers de argônio e Er:YAG não são eficazes e o *smear layer* e o debris foram removidos pelos três lasers. As amostras irradiadas com laser de Er:YAG emitindo 50 mJ de saída por pulso com frequência de 4 Hz e refrigeração com spray de água tiveram a maior parte do *smear layer* e debris removida, além da exposição de alguns túbulos dentinários.

Segundo De Almeida et al. (2000), o cimento AH Plus[®], quando comparado com o Fillcanal[®] e o Ketac Endo[®], é o mais eficaz no selamento apical. Noventa e nove dentes foram divididos em três grupos. As amostras do grupo 1 foram obturadas com cimento Fillcanal[®] (a base de óxido de zinco e eugenol). Os dentes do grupo 2 foram obturados com Ketac Endo[®] (a base de ionômero de vidro). Os dentes do grupo 3 foram obturados com AH Plus[®] (a base de resina epóxi). O corante utilizado foi o azul de metileno a 2% por 24 horas. Os espécimes obturados com cimento AH Plus[®] apresentaram menor infiltração apical quando comparados aos outros espécimes.

Kimura et al. (2001) afirmam que a irradiação intracanal com laser de Er:YAG não diminui a microinfiltração marginal apical em dentes obturados com cimento Canals N, a base de óxido de zinco e eugenol. Segundo os autores, o efeito hemostático, a remoção do *smear layer* e a descontaminação das paredes do canal são efeitos promovidos pelo laser de Er:YAG que melhoram a qualidade do tratamento endodôntico. Em estudo realizado, vinte e quatro dentes foram divididos em dois grupos. O grupo 1, controle, teve os canais instrumentados pela técnica convencional sem o uso do laser. Os canais do outro grupo foram irradiados de acordo com os seguintes parâmetros: 2 Hz, 500 mJ/pulso e três diâmetros de ponta da fibra óptica (0,285 mm – 170 mJ, 0,375 mm – 210 mJ e 0,470 mm – 230 mJ). Os resultados obtidos mostraram que as paredes dos canais irradiados estavam livres de *smear layer* e debris. Por outro lado, nas paredes dos canais instrumentados pelo método convencional, não houve remoção de *smear layer* e debris. Apesar desses resultados, a microinfiltração apical dos canais irradiados não foi maior do que nos canais instrumentados tradicionalmente.

Macedo (2003) comparou três métodos de leitura de infiltração de corante de azul de metileno e concluiu que os métodos de leitura digital são eficientes para este fim. Para analisar a infiltração do corante em dezesseis raízes de dentes unirradulares, a autora utilizou corante azul de metileno a 0,5% e 2% por 24 e 48 horas e concluiu que não houve diferença entre as concentrações e nem no tempo de imersão.

De acordo com Mello et al. (2004), o método de remoção do *smear layer* não tem influência no selamento apical. Para avaliarem a capacidade seladora de quatro cimentos obturadores após a remoção do *smear layer* através da irrigação com EDTA-T a 17% ou da irradiação com laser de Er:YAG, os autores dividiram 46 dentes em dois grupos. Depois de receberem irrigação com EDTA-T ou irradiação com laser, os dentes foram divididos em outros quatro grupos e obturados com os seguintes cimentos: AH Plus[®], Sealapex[®], Ketac Endo[®] e N-Rickert. Os espécimes foram imersos em corante azul de metileno a 0,5% por 48 horas. Os parâmetros de irradiação foram os seguintes: 4 Hz, 200 mJ, 2,25 W e 20 s. A ponta utilizada corresponde a um instrumento de calibre 35. O cimento a base de resina epóxi e o cimento a base de óxido de zinco e eugenol apresentaram os menores índices de infiltração do corante.

Souza et al. (2005) afirmam que a remoção do *smear layer* através da solução de EDTA-T a 17% ou do laser de Er:YAG aumenta o contato do cimento obturador com as paredes do canal, diminuindo assim, a microinfiltração via coronária. Os autores dividiram noventa dentes em três grupos: grupo 1 – sem tratamento, grupo 2 – EDTA-T a 17% e grupo 3 – laser de Er:YAG. A irradiação com laser de Er:YAG foi realizada por uma ponta #50x28, com movimentos helicoidais ápice-coroa, 2 mm/s, 10 Hz, 250 mJ de entrada e 112 mJ de saída. O fator de transmissão da fibra utilizada é 0.44. Cada grupo teve os dentes divididos em outros três grupos, variando o adesivo dentinário utilizado para a redução da microinfiltração: grupo 1 – sem adesivo, grupo 2 – Superbonder[®] (Loctite Brasil LTDA) e grupo 3 – Single Bond (3M Dental Products Division). A câmara pulpar foi preenchida com cimento Coltosol[®] e os dentes imersos em corante Índia por noventa dias a 37°C. Os grupos 2 e 3 não apresentaram diferença estatística, ao passo que o grupo 1 apresentou o maior índice de infiltração.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Preparo dos espécimes

Foram selecionados 36 pré-molares inferiores humanos recém extraídos na clínica odontológica do Hospital Geral de São Paulo – SP. Os dentes foram lavados em água corrente, escovados para melhor limpeza e o cálculo presente removido com o auxílio de curetas periodontais. A seguir, foram armazenados em recipientes fechados contendo água destilada. Os dentes selecionados apresentavam um canal único e reto e o ápice arredondado. Foi realizada cirurgia de acesso com o uso de brocas esféricas nº 1012 e 1013 (KG Sorensen – São Paulo, Brasil), brocas Endo-Z (Dentsply – Petrópolis, Rio de Janeiro, Brasil) montadas em uma caneta de alta rotação (Extra torque® 605 – Kavo do Brasil S.A., Brasil), brocas Gattes-Glidden nº 2 e 3 e brocas de Largo nº 2 e 3 (Dentsply – Petrópolis, Rio de Janeiro, Brasil) montadas em baixa rotação (Micromotor 181M e contra ângulo Intra, Kavo do Brasil S.A., Brasil). Os dentes foram, então, preparados de acordo com a técnica Paiva & Antoniazzi até o instrumento tipo K-File® de calibre 40 (Dentsply-Maillefer Instruments, Ballaigues, Suíça). O comprimento real de trabalho foi determinado recuando 0,5 mm uma lima nº 10 após a mesma alcançar o forame apical. Durante a instrumentação, os canais foram abundantemente irrigados com hipoclorito de sódio a 0,5% (Líquido de Dakin – Indústria Farmacêutica Bioquímica LTDA) e com Endo-PTC creme (polietileno glicol 400, polietileno glicol 4000, polisorbato 80 e peróxido de hidrogênio - Polidental Indústria e Comércio LTDA). Após o preparo químico-cirúrgico, foi realizada a irrigação final com 6 mL de EDTA-T a 17% (ácido etilenodiaminotetracético associado a tergentol - Fórmula & Ação Laboratório Farmacêutico LTDA – São Paulo - SP) durante 3 minutos. Para neutralizar o EDTA-T, os canais foram irrigados com solução salina fisiológica.

Em seguida, as amostras foram divididas aleatoriamente em três grupos de acordo com o tratamento a ser realizado nas paredes dentinárias intraradiculares:

Grupo 1: Controle – sem irradiação.

Grupo 2: Laser de Er:YAG ($\lambda = 2940 \text{ nm}$) \rightarrow 0,84 W, 140 mJ, 6 Hz (fibra com 0,375 mm de diâmetro e 0,54 de fator de transmissão), totalizando 75 J/cm^2

Grupo 3: Laser de Er,Cr:YSGG ($\lambda = 2780 \text{ nm}$) \rightarrow 0,5 W, 25 mJ, 20 Hz (fibra com 200 μm de diâmetro e 0,30 de fator de transmissão), totalizando 25 J/cm^2 ($\text{H}_2\text{O} = 34\%$ e $\text{Ar} = 24\%$).

4.2 Equipamentos e procedimentos utilizados na irradiação

Os equipamentos de laser utilizados neste experimento pertencem ao Laboratório Especial de Lasers em Odontologia (LELO) – da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (FOUSP).

A irradiação intracanal do grupo 2 foi realizada com os canais ligeiramente úmidos. Essa umidade relativa foi obtida por meio do uso de um cone de papel absorvente (Dentsply – Petrópolis, Rio de Janeiro, Brasil) que foi introduzido no canal e permaneceu em seu interior por 2 segundos. O equipamento utilizado foi o laser de Er:YAG modelo KaVo Key Laser II[®] (Kavo, Biberach, Alemanha - FIG. 1), pulsado, de alta intensidade, através de fibra óptica (fator de transmissão: 0,54) de 2 anéis (0,375 mm), montada em uma peça de mão 2055 (FIG. 2), a partir do comprimento total do canal radicular, com movimentos helicoidais de apical para cervical, a uma velocidade aproximada de 2 mm/s. Os parâmetros utilizados foram: 140 mJ e 6 Hz (Sebrão, 2003). Foram realizadas quatro irradiações com intervalo mínimo de 30 segundos entre cada uma delas.



FIGURA 1 – Laser de Er:YAG modelo Kavo Key II



FIGURA 2 – Peça de mão n° 2055 do laser de Er:YAG

A irradiação do grupo 3 foi realizada com um equipamento de laser de Er,Cr:YSGG modelo Waterlase[®] (Biolase Technology, San Clemente, Califórnia - FIG. 3), pulsado, de alta intensidade, através de uma ponta Z2 de 200 μm (fator de transmissão: 0,30) com refrigeração a partir do comprimento total do canal radicular, com movimentos helicoidais de apical para cervical, a uma velocidade aproximada de 2 mm/s Os parâmetros utilizados foram: 20 Hz e 0,5 W (Quinto Jr. et al., 2005). Foram realizadas quatro irradiações com intervalo mínimo de 30 segundos entre cada uma delas.



FIGURA 3 – Laser de Er,Cr:YSGG modelo Waterlase

4.3 Obturação dos canais e impermeabilização

Depois de secos com o auxílio de cânulas de aspiração e cones de papel absorventes (Dentsply – Petrópolis, Rio de Janeiro, Brasil), os canais foram obturados com cimento obturador Sealer 26[®] (Dentsply, Petrópolis, Rio de Janeiro, Brasil). Após a manipulação do cimento de acordo com as instruções do

fabricante, este foi introduzido em pequenas porções no canal radicular com o auxílio de um cone de guta-percha (Dentsply – Herpo[®], Petrópolis, Rio de Janeiro, Brasil) de calibre 40. O cimento foi introduzido de apical para cervical para evitar a formação de bolhas. Após a introdução definitiva do cone principal, cones de guta-percha secundários foram introduzidos (Dentsply – Petrópolis, Rio de Janeiro, Brasil). Os cones foram, então, cortados com o auxílio de calcadores Paiva n° 1, 2 e 3 aquecidos ao rubro. Após o corte, o conjunto foi condensado pelos mesmos calcadores. A câmara pulpar foi limpa com bolinhas de algodão embebidas em álcool e preenchida com cimento Coltosol[®] (Vigodent S.A. Indústria e Comércio, Rio de Janeiro, Brasil) (FIG. 4). Todos os dentes tiveram a superfície coronária e o ápice radicular impermeabilizados com duas camadas de esmalte de unha de cor vermelha (Risqué – Niasi S/A, São Paulo, Brasil) (FIG. 5).



FIGURA 4 – Câmara preenchida com Coltosol[®]



FIGURA 5 – Amostra impermeabilizada

4.4 Avaliação da microinfiltração marginal

A seguir, os dentes foram imersos em solução aquosa de azul de metileno a 2%, pH 7,2 (Fórmula & Ação Laboratório Farmacêutico LTDA – São Paulo - SP) por 18 horas. Após este período, os dentes foram lavados em água corrente por 24 horas. Depois de secos, os dentes foram incluídos em resina ortoftálica Poliéster T 208 (Resina cristal - Valglass Comércio e Indústria LTDA) (FIG. 6).



FIGURA 6 – Amostra incluída em resina

Com o auxílio de um micrótomo Labcut 1010 (Extec - Instrumental, Instrumentos de Precisão LTDA) (FIG. 7) do departamento de dentística da FOUSP, três cortes transversais de 2 mm de espessura cada foram obtidos (FIG. 8).



FIGURA 7 – Micrótomo modelo Labcut

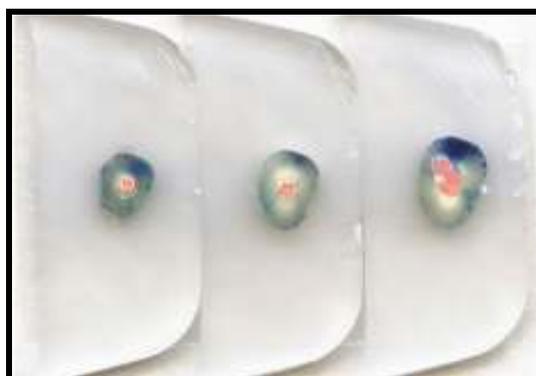


FIGURA 8 – Cortes transversais

O ápice e a coroa foram descartados a fim de se padronizar as amostras. Os cortes tiveram suas imagens digitalizadas e a análise dos resultados foi realizada por meio do software ImageLab 2.3 (FIG. 9), desenvolvido pelo Professor Dr. Moacyr Domingos Novelli através do Laboratório de Informática Dedicado à Odontologia (Lido) da FOU SP.

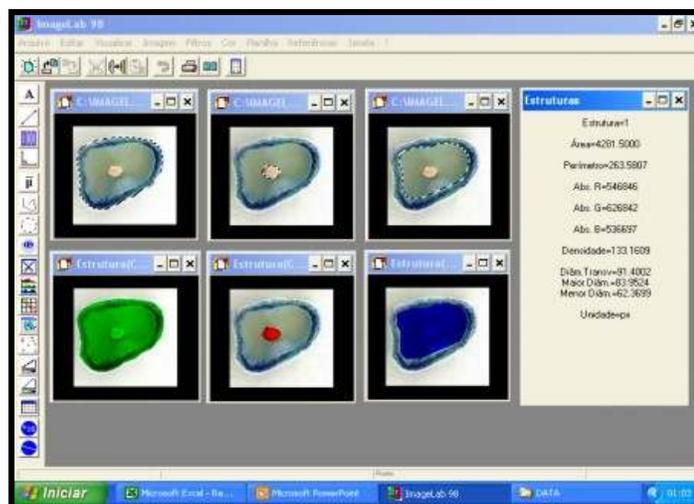


FIGURA 9 – Análise através do software ImageLab

Através da ferramenta de seleção do software, determina-se a área total (AT) do espécime e a seguir, a área do canal (ACA). A diferença entre elas é a área de dentina (AD). Depois, determina-se a área interna (AI) através do contorno interno da área corada. A diferença entre a área total e a área interna é a área corada (ACO). A relação entre a área de dentina e a área corada é a média de infiltração (MF).

Exemplo:

Grupo	Amostra	Corte	AT	ACA	AD	AI	ACO	MF
1	8	apical	1920,62	50,50	1870,12	1780,00	140,62	2,78

5 RESULTADOS

O grupo 1 (FIG. 10) obteve média de infiltração de 0,40%, o grupo 2 (FIG. 11), de 2,87% e o grupo 3 (FIG. 12), de 5,58%.



FIGURA 10 – Grupo 1



FIGURA 11 – Grupo 2



FIGURA 12 – Grupo 3

As médias de infiltração dos três terços de cada grupo estão representadas no gráfico abaixo e os valores de desvio-padrão, na TAB. 1.

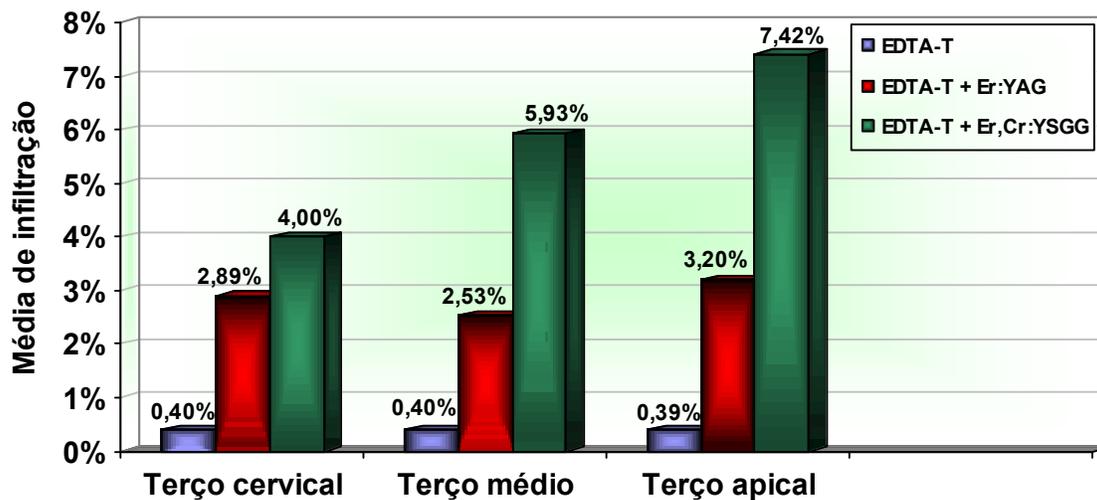


TABELA 1 – Valores do desvio-padrão das porcentagens de infiltração.

	Cervical	Médio	Apical
Grupo controle	0,88	0,97	1,20
Laser Er:YAG	2,14	2,45	1,94
Laser Er,Cr:YSGG	1,76	3,20	2,54

Os resultados obtidos estão representados nas TAB. 2, 3 e 4 (APÊNDICE A).

Após a constatação de uma distribuição não normal dos resultados, optou-se pela utilização de um teste não paramétrico (teste de Kruskal-Wallis) a 5% de significância.

Através do teste de Kruskal-Wallis, verificou-se que, nos terços médio e cervical, os grupos 2 e 3 não apresentaram diferenças estatisticamente significantes ao nível de 5% de significância, enquanto que o grupo 1, apresentou diferença estatisticamente significativa ao nível de 5% ($p < 0,05$) em relação aos grupos 2 e 3 em todos os terços. Os testes dos três tratamentos nas regiões apical, média e cervical estão representados nas TAB. 5, 6 e 7 (APÊNDICE B).

Analisando-se os terços separadamente, constatou-se que, apenas no rço apical, os grupos 2 e 3 apresentaram diferença estatisticamente significativa ao nível de 5%. Os testes de igualdade de médias nas regiões apical, média e cervical entre os grupos 2 e 3 estão representados nas TAB. 8, 9 e 10 (APÊNDICE C).

Método Kruskal-Wallis: 5% de significância

 Significante

	Grupo 1 Controle	Grupo 2 Er:YAG	Grupo 3 Er,Cr:YSGG
Grupo 1 Controle			
Grupo 2 Er:YAG			 TERÇO APICAL
Grupo 3 Er,Cr:YSGG		 TERÇO APICAL	

6 DISCUSSÃO

O sucesso do tratamento endodôntico depende da correta execução de cada uma de suas etapas. Duas delas, a desinfecção e a obturação do canal, estão intimamente ligadas à permeabilidade da superfície dentinária intracanal. A instrumentação endodôntica convencional produz uma considerável quantidade de *smear layer*. Pashley (1990) coloca em dúvida a necessidade de remoção do *smear layer*, uma vez que este aumenta a adesividade do cimento, mas também contribui para o aumento da infiltração pulpar. Segundo este autor, o *smear layer* constitui um forramento cavitário natural que diminui a permeabilidade, impedindo a penetração de microrganismos. Em contra partida, sua presença limita a força de adesão dos adesivos dentinários em razão de sua baixa força de coesão. Torabinejad et al. (2002) sugerem a remoção do *smear layer* uma vez que ele impede a penetração da medicação intracanal nos túbulos dentinários e afeta a adaptação entre o cimento obturador e a parede do canal.

Se por um lado, o aumento da permeabilidade melhora o prognóstico do tratamento endodôntico, ele pode provocar aumento na microinfiltração marginal, permitindo que microrganismos atinjam a luz do canal. O ideal é representado pela utilização de métodos eficientes no aumento da permeabilidade intracanal que não provoquem grande aumento na microinfiltração marginal.

A eficiência da irradiação com laser de Er:YAG no aumento da permeabilidade foi constatada por Takeda et al. (1999), Pécora et al. (2000), Brugnera et al. (2003) e Raldi & Lage-Marques (2003). A mesma eficiência, desta vez com Er,Cr:YSGG foi constatada por Yamazaki et al. (2001) e Ishizaki et al. (2004).

Takeda et al. (1999) fizeram uma comparação entre a irradiação com o laser de Er:YAG e a irrigação com três diferentes soluções: EDTA a 17%, ácido cítrico a 6% e ácido fosfórico a 6% e verificaram que a utilização do laser foi o método mais eficaz no aumento da permeabilidade.

Pécora et al. (2000) e Brugnera et al. (2003) afirmam que a associação de água destilada e deionizada à irradiação com laser de Er:YAG é mais eficiente que a associação do laser ao hipoclorito de sódio a 1%.

Raldi & Lage-Marques (2003) compararam vários métodos utilizados para o aumento da permeabilidade e verificaram que a irradiação com laser de Er:YAG é a mais eficiente.

Considerando-se o trabalho de Eduardo & Gouw Soares (2001), os parâmetros energéticos não devem causar aumento de temperatura maior do que 10°C. Por essa razão, a irradiação do tecido dental deve ser realizada em modo pulsado com pulsos de curta largura, tornando possível a operação em altas potências com períodos de intervalo relativamente longos. Ainda segundo esses autores, o efeito térmico do mesmo comprimento de onda pode causar derretimento e recristalização da estrutura dentinária, além de expor os túbulos dentinários. Os parâmetros para o laser de Er:YAG utilizados no presente estudo foram obtidos segundo estudo realizado por Sebrão em 2003. A autora verificou que a irradiação com 140 mJ, 6 Hz e 2 mm/s de velocidade de irradiação em canais úmidos promove um grande aumento na permeabilidade dentinária com um aumento na temperatura inferior a 10°C. Já os parâmetros utilizados para o laser de Er,Cr:YSGG foram determinados segundo estudo de Quinto Jr et al. (2005).

Um dos parâmetros que determinam as alterações morfológicas na parede dentinária é a presença de resfriamento por spray de água. A irradiação sem resfriamento promove derretimento, carbonização e fraturas na superfície dentinária irradiada, ao passo que a presença de resfriamento impede a ocorrência desses fenômenos (Matsumoto et al. 2003, Lee et al. 2004-B, Khabbaz et al. 2004 e Ishizaki et al. 2004).

A irradiação com laser de Er:YAG e Er,Cr:YSGG provoca alterações morfológicas na superfície dentinária intracanal. A superfície dentinária resultante da irradiação com estes lasers com resfriamento por spray de água apresenta-se livre de *smear layer* e debris e com os túbulos dentinários expostos (Takeda et al. 1998-A, B, C, Matsuoka et al. 2000, Matsumoto et al. 2003, Ishizaki et al. 2004, Carvalho et al. 2005, Matsuoka et al. 2005 e Biedma et al. 2005).

O aumento da permeabilidade promove maior adesividade entre o cimento obturador e a parede do canal. Segundo White et al. (1984), a ausência do *smear layer* permite a penetração dos cimentos nos túbulos dentinários expostos.

Os cimentos a base de resina epóxi preenchem os túbulos dentinários expostos e o condicionamento da dentina causa adesividade mecânica entre o cimento e a dentina intertubular (Pécora et al. 2001). Sousa Neto et al. em 2002 e 2005 também verificaram que os cimentos a base de resina epóxi tem melhor índice de penetração em superfície irregular. O aumento da adesividade do cimento a base de resina epóxi também foi constatado por Carvalho et al. (2002) e Picoli et al. (2003).

Pelos resultados obtidos no presente estudo verificou-se que o método utilizado para a remoção do *smear layer* e debris interfere na microinfiltração marginal. As amostras irradiadas tanto com laser de Er:YAG como com laser de Er,Cr:YSGG, apresentaram maiores índices de microinfiltração marginal em comparação às amostras do grupo controle que não foram irradiadas. Esse índice de microinfiltração é importante uma vez que a capacidade de infiltração do corante de azul de metileno a 2% é comparável a de um produto metabólico bacteriano de mesmo tamanho molecular, o ácido butírico. Em se tratando de infiltração apical, um estudo realizado por Mello et al. (2004) contraria o presente estudo, uma vez que os autores concluíram que o método utilizado para a remoção do *smear layer* e debris não influenciaram o selamento apical. Já Souza et al. (2005) afirmam que a remoção do *smear layer* diminui a microinfiltração coronária por aumentar a adesividade do cimento obturador.

A análise estatística através do método de Kruskal-Wallis, utilizada no presente estudo, apresentou diferenças estatísticas entre os dois grupos irradiados e o grupo controle. Além disso, foi verificada diferença estatística entre os cortes apicais do grupo 2 e do grupo 3, sendo que os cortes do grupo 3 apresentaram maior microinfiltração marginal. A diferença entre os grupos irradiados e o grupo controle se deve a maior eficiência no aumento de permeabilidade dos lasers de Er:YAG e Er,Cr:YSGG em comparação à irrigação com solução de EDTA-T. Os maiores índices de microinfiltração no terço apical se devem a menor espessura dentinária e provavelmente ao maior contato da fibra nesta região.

A diferença estatística entre as médias de infiltração dos cortes apicais do grupo 2 e do grupo 3 devem-se a maior eficiência do laser de Er,Cr:YSGG na remoção do *smear layer* e debris em relação ao laser de Er:YAG. Segundo Harashima et al. (2005), existe uma diferença morfológica pequena resultante da

irradiação com laser de Er:YAG e de Er,Cr:YSGG: a superfície dentinária irradiada com laser de Er,Cr:YSGG apresentou túbulos dentinários mais claramente visíveis em relação às preparadas com laser de Er:YAG.

Podemos citar que, de acordo com o constatado no presente estudo, o aumento na microinfiltração marginal dos espécimes irradiados em relação aos espécimes do grupo controle não é suficiente para comprometer o sucesso do tratamento endodôntico.

Levando-se em consideração os resultados obtidos e o exposto até aqui, a irradiação intracanal tanto com laser de Er:YAG quanto com laser de Er,Cr:YSGG apresentam-se como eficientes ferramentas para o aumento da permeabilidade intracanal, e o laser de Er,Cr:YSGG, por apresentar maior capacidade no aumento da permeabilidade e pequeno índice de microinfiltração marginal, representa o método mais eficiente clinicamente.

7 CONCLUSÕES

As amostras irradiadas com laser de Er:YAG e Er,Cr:YSGG apresentaram maior microinfiltração marginal em comparação às amostras não irradiadas.

O terço apical apresenta maior aumento na microinfiltração marginal em relação aos terços médio e cervical.

A irradiação com laser de Er:YAG ou Er,Cr:YSGG é um método seguro para o aumento da permeabilidade.

APÊNDICE A – Médias de infiltração dos corantes

TABELA 2 – Médias de infiltração de corante nas amostras do grupo 1

GRUPO	AMOSTRA	CORTE	ÁREA TOTAL	ÁREA CANAL	ÁREA DENTINA	CONTORNO INTERNO	ÁREA CORADA	MÉDIA DE INFILTRAÇÃO
1	1	API	1791,00	44,50	1746,50	1791,00	0,00	0,00
		MED	2841,50	84,00	2757,50	2841,50	0,00	0,00
		CER	3796,50	228,00	3568,50	3796,50	0,00	0,00
1	2	API	2825,50	115,50	2710,00	2825,50	0,00	0,00
		MED	3634,00	203,50	3430,50	3634,00	0,00	0,00
		CER	4631,50	331,00	4300,50	4631,50	0,00	0,00
1	3	API	1813,50	60,50	1753,00	1813,50	0,00	0,00
		MED	2359,00	106,50	2252,50	2359,00	0,00	0,00
		CER	3016,50	125,50	2891,00	3016,50	0,00	0,00
1	4	API	2702,00	179,00	2523,00	2702,00	0,00	0,00
		MED	3628,50	348,50	3280,00	3628,50	0,00	0,00
		CER	4881,00	489,50	4391,50	4881,00	0,00	0,00
1	5	API	2239,62	70,00	2169,62	2239,62	0,00	0,00
		MED	2981,50	143,00	2838,50	2981,50	0,00	0,00
		CER	3938,00	271,50	3666,50	3938,00	0,00	0,00
1	6	API	1760,00	97,50	1662,50	1492,50	267,50	2,74
		MED	2529,50	99,00	2430,50	2251,00	278,50	2,81
		CER	3210,00	110,50	3099,50	2904,00	306,00	2,77
1	7	API	1303,50	106,50	1197,00	1303,50	0,00	0,00
		MED	2028,50	154,50	1874,00	2028,50	0,00	0,00
		CER	3418,50	270,00	3148,50	3418,50	0,00	0,00
1	8	API	1920,62	50,50	1870,12	1780,00	140,62	2,78
		MED	2247,50	108,00	2139,50	2104,00	143,50	1,33
		CER	3004,50	117,62	2886,88	3004,50	0,00	0,00
1	9	API	2254,00	179,00	2075,00	2013,00	241,00	1,35
		MED	2884,00	302,50	2581,50	2884,00	0,00	0,00
		CER	4112,00	424,00	3688,00	4112,00	0,00	0,00
1	10	API	2147,50	78,00	2069,50	2001,50	146,00	1,87
		MED	2547,62	139,00	2408,62	2357,50	190,12	1,37
		CER	3654,50	267,00	3387,50	3654,50	0,00	0,00

TABELA 3 – Médias de infiltração de corante nas amostras do grupo 2

GRUPO	AMOSTRA	CORTE	ÁREA TOTAL	ÁREA CANAL	ÁREA DENTINA	CONTORNO INTERNO	ÁREA CORADA	MÉDIA DE INFILTRAÇÃO
2	1	API	2328,50	184,00	2144,50	1837,12	491,38	2,67
		MED	3146,00	229,00	2917,00	2825,12	320,88	1,40
		CER	3954,00	673,50	3280,50	3292,12	661,88	0,98
2	2	API	1950,00	133,50	1816,50	1450,00	500,00	3,75
		MED	2124,00	241,50	1882,50	521,50	1602,50	6,64
		CER	3005,50	394,00	2611,50	1239,00	1766,50	4,48
2	3	API	2757,00	66,00	2691,00	2475,00	282,00	4,27
		MED	3677,50	183,50	3494,00	3422,50	255,00	1,39
		CER	4476,50	217,50	4259,00	4117,50	359,00	1,65
2	4	API	2297,50	106,50	2191,00	2180,00	117,50	1,10
		MED	3346,00	250,00	3096,00	3183,00	163,00	0,65
		CER	4674,00	373,00	4301,00	4511,00	163,00	0,44
2	5	API	1295,00	88,00	1207,00	1290,00	5,00	0,06
		MED	1844,50	99,00	1745,50	1773,50	71,00	0,72
		CER	2504,50	111,00	2393,50	2118,50	386,00	3,48
2	6	API	2121,00	47,00	2074,00	1931,50	189,50	4,03
		MED	2935,12	52,00	2883,12	2612,50	322,62	6,20
		CER	3897,12	98,50	3798,62	3228,00	669,12	6,79
2	7	API	2936,50	69,00	2867,50	2487,00	449,50	6,51
		MED	3439,00	89,50	3349,50	3377,00	62,00	0,69
		CER	4169,00	142,00	4027,00	3741,00	428,00	3,01
2	8	API	2147,00	101,50	2045,50	1876,00	271,00	2,67
		MED	3147,50	234,50	2913,00	2905,00	242,50	1,03
		CER	4758,00	368,50	4389,50	4527,00	231,00	0,63
2	9	API	1554,50	76,00	1478,50	1334,00	220,50	2,90
		MED	1754,00	94,00	1660,00	1547,50	206,50	2,20
		CER	2147,50	125,50	2022,00	2014,50	133,00	1,06
2	10	API	2247,50	51,00	2196,50	1957,00	290,50	5,70
		MED	2804,00	47,00	2757,00	2546,00	258,00	5,49
		CER	3544,12	89,12	3455,00	3114,00	430,12	4,83

TABELA 4 – Médias de infiltração de corante nas amostras do grupo 3

GRUPO	AMOSTRA	CORTE	ÁREA TOTAL	ÁREA CANAL	ÁREA DENTINA	CONTORNO INTERNO	ÁREA CORADA	MÉDIA DE INFILTRAÇÃO
3	1	API	1625,50	53,00	1572,50	1442,00	183,50	3,46
		MED	2551,50	96,00	2455,50	2300,00	251,50	2,62
		CER	3538,00	97,00	3441,00	3004,08	533,92	5,50
3	2	API	3222,50	77,50	3145,00	2554,00	668,50	8,63
		MED	3449,00	89,50	3359,50	2900,00	549,00	6,13
		CER	3686,50	180,50	3506,00	2754,50	932,00	5,16
3	3	API	2097,00	28,00	2069,00	1847,00	250,00	8,93
		MED	2018,00	30,50	1987,50	1754,50	263,50	8,64
		CER	2965,00	69,50	2895,50	2800,00	165,00	2,37
3	4	API	4269,12	44,50	4224,62	3870,00	399,12	8,97
		MED	5619,00	112,00	5507,00	4720,50	898,50	8,02
		CER	6458,00	126,00	6332,00	6067,00	391,00	3,10
3	5	API	1974,00	57,50	1916,50	1498,50	475,50	8,27
		MED	3058,50	75,50	2983,00	2354,50	704,00	9,32
		CER	3913,50	146,00	3767,50	3710,00	203,50	1,39
3	6	API	1538,50	44,00	1494,50	1124,50	414,00	9,41
		MED	2248,50	88,50	2160,00	1758,50	490,00	5,54
		CER	3285,50	89,00	3196,50	2738,50	547,00	6,15
3	7	API	1896,00	59,00	1837,00	1642,00	254,00	4,31
		MED	2483,00	106,00	2377,00	2354,50	128,50	1,21
		CER	3053,00	189,50	2863,50	2235,00	818,00	4,32
3	8	API	2244,50	150,50	2094,00	1750,00	494,50	3,29
		MED	3031,50	179,50	2852,00	2247,00	784,50	4,37
		CER	3953,00	325,00	3628,00	3440,00	513,00	1,58
3	9	API	2277,00	122,00	2155,00	1779,00	498,00	4,08
		MED	3094,12	154,50	2939,62	2753,50	340,62	2,20
		CER	3467,00	194,00	3273,00	3147,50	319,50	1,65
3	10	API	2280,50	42,50	2238,00	2001,50	279,00	6,56
		MED	2606,50	89,50	2517,00	2567,00	39,50	0,44
		CER	3331,00	117,00	3214,00	2957,50	373,50	3,19

APÊNDICE B – Teste dos três tratamentos

TABELA 5 – Teste dos três tratamentos na região apical.

Kruskal-Wallis Test on Contr Ap

C10	N	Median	Ave Rank	Z
1	10	0.00E+00	6.7	-3.87
2	10	3.33E+00	15.8	0.13
3	10	7.41E+00	24.0	3.74

Overall 30 15.5
 H = 19.33 DF = 2 P = 0.000
 H = 19.48 DF = 2 P = 0.000 (adjusted for ties)

TABELA 6 – Teste dos três tratamentos na região média.

Kruskal-Wallis Test on Contr Med

C10	N	Median	Ave Rank	Z
1	10	0.00E+00	7.8	-3.39
2	10	1.39E+00	16.9	0.64
3	10	4.95E+00	21.8	2.75

Overall 30 15.5
 H = 12.96 DF = 2 P = 0.002
 H = 13.13 DF = 2 P = 0.001 (adjusted for ties)

TABELA 7 – Teste dos três tratamentos na região cervical.

Kruskal-Wallis Test on Contr Ce

C10	N	Median	Ave Rank	Z
1	10	0.00E+00	6.4	-4.00
2	10	2.33E+00	18.6	1.39
3	10	3.14E+00	21.4	2.62

Overall 30 15.5
 H = 16.53 DF = 2 P = 0.000
 H = 16.99 DF = 2 P = 0.000 (adjusted for ties)

APÊNDICE C – Teste de igualdade de médias

TABELA 8 – Teste de igualdade de médias na região apical entre os grupos 2 e 3.

Kruskal-Wallis Test on Er Ap

C11	N	Median	Ave Rank	Z
1	10	3.325	7.0	-2.65
2	10	7.415	14.0	2.65

Overall 20 10.5
 H = 7.00 DF = 1 P = 0.008
 H = 7.01 DF = 1 P = 0.008 (adjusted for ties)

TABELA 9 – Teste de igualdade de médias na região média entre os grupos 2 e 3.

Kruskal-Wallis Test on Er Med

C11	N	Median	Ave Rank	Z
1	10	1.395	8.4	-1.55
2	10	4.955	12.6	1.55

Overall 20 10.5
 H = 2.40 DF = 1 P = 0.121
 H = 2.40 DF = 1 P = 0.121 (adjusted for ties)

TABELA 10 – Teste de igualdade de médias na região cervical entre os grupos 2 e 3.

Kruskal-Wallis Test on Er Cer

C11	N	Median	Ave Rank	Z
1	10	2.330	9.1	-1.02
2	10	3.145	11.8	1.02

Overall 20 10.5
 H = 1.04 DF = 1 P = 0.307
 H = 1.04 DF = 1 P = 0.307 (adjusted for ties)

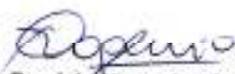
ANEXO

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIAPARECER DE APROVAÇÃO
Protocolo 40/06

O Grupo de Trabalho indicado pelo Comitê de Ética em Pesquisa, **APROVOU** o protocolo de pesquisa "Estudo *in vitro* da influência da irradiação intracanal com laser de Er: YAG e Er, Cr: YSGG na microinfiltração marginal de dentes obturados com cimento Sealer 26", de responsabilidade do Pesquisador **Caio Fabio Racy**, sob orientação do Professor Doutor **José Eduardo Peltzon Pelino**.

Tendo em vista a legislação vigente, devem ser encaminhados a este Comitê relatórios anuais referentes ao andamento da pesquisa e ao término cópia do trabalho em "cd". Qualquer emenda do projeto original deve ser apresentada a este CEP para apreciação, de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas.

São Paulo, 04 de abril de 2006


Prof. Dr. Rogério Nogueira de Oliveira
Coordenador do CEP-FOUSP

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ALI, M.N.; HOUSSAIN, M.; NAKAMURA, Y.; MATSUOKA, E.; KINOSHITA, J-I.; MATSUMOTO, K. Efficacy of root canal preparation by Er,Cr:YSGG laser irradiation with crown-down technique in vitro. *Photomed Laser Surg*, v. 23(2), p. 196-201, 2005.
2. ALVES, P.R.V.; ARANHA, N.; ALFREDO, E.; MARCHESAN, A.; SOUSA-NETO, M.D. Evaluation of hollow fiberoptic tips for the conduction of Er:YAG laser. *Photomed Laser Surg*, v. 23, p. 410-415, 2005.
3. BACHMANN, L.; DIEBOLDER, R.; HIBST, R.; ZECELL, D.M. Infrared spectroscopy of dentin irradiated by erbium laser. *International Congress Series*, v. 1743, p. 1-4, 2003.
4. BENAZZATO, P.; STEFANI, A. The effect of Er:YAG laser treatment on dentin collagen: an SEM investigation. *J Oral Laser Applications*, v.3, p. 79-1, 2003.
5. BIEDMA, B.M.; PATIÑO, V.; PARK, S.A.; CASTRO, B.; MUÑOZ, M.; BAHILLO, G.; CANTATORE, G. Comparative study of root canals instrumented manually and mechanically, with and without Er:YAG laser. *Photomed Laser Surg*, v. 23(5), p. 465-9, 2005.
6. BRUGNERA, A.; ZANIN, F.; BARBIN, E.L.; SPANÓ, J.C.; SANTANA, R.; PÉCORÀ, J.D. Effects of Er:YAG and Nd:YAG laser irradiation on radicular dentine permeability using different irrigating solutions. *Lasers Surg Med*, v. 33(4), p. 256-9, 2003.
7. CAMERON, J.A. The synergistic relationship between ultrasound and sodium hypochlorite: a scanning electron microscope evaluation. *J Endod*, v. 13(11), p. 541-545, 1987.
8. CARVALHO, C.A.T.; VALERA, M.C.; GOUW-SOARES, S.; EDUARDO, C.P. Effects of Nd:YAG and Er:YAG lasers on the sealing of root canal fillings. *J Clin Laser Med Surg*, v. 20(4), p. 215-219, 2002.
9. CARVALHO, R.C.R.; FREITAS, P.M.; OTSUKI, M.; EDUARDO, C.P.; TAGAMI, J. Influence of Er:YAG laser beam angle, working distance, and energy density on dentin morphology: an SEM investigation. *J Oral Laser Applications*, v. 5, p. 237-243, 2005.
10. CENGIZ, T.; AKTENER, O.; PISKIN, B. The effect of dentinal tubule orientation on the removal of smear layer by root canal irrigants. A scanning electron microscopic study. *Int Endod J*, v. 23(3), p. 263-271, 1990.
11. DE ALMEIDA, W.A.; LEONARDO, M.R.; TANOMARU FILHO, M.; SILVA, L.A.B. Evaluation of apical sealing of three endodontic sealers. *Int Endod J*, v. 33(1), p. 25-7, 2000.
12. EBIHARA, A.; MAJARON, B.; LIAW, L.H.; KRASIEVA, T.B.; WILDER-SMITH, P. Er:YAG laser modification of root canal dentine: influence of pulse duration, respective irradiation and water spray. *Lasers Med Sci*, v. 17(3), p. 198-207, 2002.

13. EDUARDO, C.P.; GOUW-SOARES, S. The use of lasers in endodontics. *J Oral Laser Applications*, v. 1, p. 221-226, 2001.
14. EVERSOLE, L.; RIZOIU, I.M. Preliminary investigations on the utility of an Er,Cr:YSGG laser. *J Calif Dent Assoc*, v. 23(12), p. 41-7, 1995.
15. HADLEY, J.; YOUNG, D.A.; EVERSOLE, L.; GORNBEIN, J.A. A laser-powered hydrokinetic system for caries removal and cavity preparation. *J Am Dent Assoc*, v. 131(6), p. 777-85, 2000.
16. HARASHIMA, T.; KINOSHITA, J-I.; KIMURA, Y.; BRUGNERA, A.; ZANIN, F.; PECORA, J.; MATSUMOTO, K. Morphological comparative study on ablation of dental hard tissues at cavity preparation by Er:YAG and Er,Cr:YSGG lasers. *Photomed Laser Surg*, v. 23(1), p. 52-55, 2005.
17. HIBST, R.; KELLER, V. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: measurement of ablation rate. *Lasers Surg Med*, v. 9(4), p. 338-44, 1989.
18. HOUSSAIN, M.; NAKAMURA, Y.; YAMADA, Y.; KIMURA, Y.; MATSUMOTO, N.; MATSUMOTO, K. Effects of Er,Cr:YSGG laser irradiation in human enamel and dentin: ablation and morphological studies. *J Clin Laser Med Surg*, v. 17(4), p. 155-159, 1999.
19. ISHIZAKA, Y.; EGURO, T.; MAEDA, T.; TANAKA, H. Effects of Er:YAG laser irradiation on human dentin: polarizing microscopic, light microscopic and microradiographic observations, and FT-IR analysis. *Lasers Surg Med*, v. 31(3), p. 171-6, 2002.
20. ISHIZAKI, N.T.; MATSUMOTO, K.; KIMURA, Y.; WANG, X.; KINOSHITA, J-I.; OKANO, S.M.; JAYAWARDENA, J.A. Thermographical and morphological studies of Er,Cr:YSGG laser irradiation on root canal walls. *Photomed Laser Surg*, v. 22(4), p. 291-7, 2004.
21. KENNEDY, W.A.; WALKER III, W.A.; GOUGH, R.W. Smear layer removal effects on apical leakage. *J Endod*, v. 12(1), p. 21-27, 1986.
22. KERSTEN, H.W.; MOORER, W.R. Particles and molecules in endodontics leakage. *Int Endod J*, v. 22(3), p. 118-24, 1989.
23. KESLER, G.; GAL, R.; KESLER, A.; KOREN, R. Histological and scanning electron microscope examination of root canal after preparation with Er:YAG laser microprobe: a preliminary in vitro study. *J Clin Laser Med Surg*, v. 20(5), p. 269-277, 2002.
24. KHABBAZ, M.G.; MARKOPOULOU, M.I.; SERAFETINIDES, A.A.; PAPADOPOULOS, D.; PAPAGIAKOUMOU, E. Q-switched versus free-running Er:YAG laser efficacy on the root canal walls of human teeth: a SEM study. *J Endod*, v. 30(8), p. 585-8, 2004.
25. KIM, M-E.; JEOUNG, D-J.; KIM, K-S. Effects of water flow on dental hard tissue ablation using Er:YAG laser. *J Clin Laser Med Surg*, v. 21(3), p.139-144, 2003.
26. KIMURA, Y.; YAMAZAKI, R.; GOYA, C.; TOMITA, Y.; YOKOYAMA, K.; MATSUMOTO, K. A comparative study on the effects of three types of laser irradiation at the apical stop and apical leakage after obturation. *J Clin Laser Med Surg*, v. 17(6), p. 261-266, 1999.

27. KIMURA, Y.; WILDER-SMITH, P.; MATSUMOTO, K. Lasers in endodontics: a review. *Int Endod J*, v. 33(3), p. 173-85, 2000.
28. KIMURA, Y.; YONAGA, K.; YOKOYAMA, K.; MATSUOKA, E.; SAKAI, K.; MATSUMOTO, K. Apical leakage of obturated canals prepared by Er:YAG laser. *J Endod*, v. 27(9), p. 567-70, 2001.
29. LEE, B.S.; JENG, J.H; LIN, C.P.; SHOJI, S.; LAN, W-H. Thermal effect and morphological changes induced by Er:YAG laser with two kinds of fiber tips to enlarge the root canals. *Photomed Laser Surg*, v. 22(3), p. 191-7, 2004-A.
30. LEE, B.S.; LIN, C.P.; HUNG, Y.L.; LAN, W.H. Structural changes of Er:YAG laser-irradiated human dentin. *Photomed Laser Surg*, v. 22(4), p. 330-4, 2004-B.
31. MACEDO, M.S.C. *Comparação de diferentes métodos de leitura aplicados à infiltração de corante em dentina humana*. 2003. Tese (Doutorado). Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo.
32. MAIMAN, T.H. Stimulated optical radiation in ruby. *Nature*, v. 187, p. 493-4, 1960.
33. MATLOFF, I.R.; JENSEN, J.R.; SINJER, L.; TABIBI, A. A comparison of methods used in root canal sealability studies. *Oral Surg*, v. 53, p. 203-208, 1982.
34. MATSUMOTO, K.; HOUSSAIN, M.; NOBUYUKI, T. Morphological and compositional changes of human dentin after Er:YAG laser irradiation. *J Oral Laser Applications*, v. 3(1), p. 15-20, 2003.
35. MATSUOKA, E.; KIMURA, Y.; MATSUMOTO, K. Studies on the removal of debris near the apical seats by Er:YAG laser and assessment with a fiberscope. *J Clin Laser Med Surg*, v. 16(5), p. 255-61, 1998.
36. MATSUOKA, E.; YONAGA, K.; KINOSHITA, J.; KIMURA, Y.; MATSUMOTO, K. Morphological study on the capability of Er:YAG laser irradiation for root canal preparation. *J Clin Laser Med Surg*, v. 18(4), p. 215-9, 2000.
37. MATSUOKA, E.; JAYAWARDENA, J.A.; MATSUMOTO, K. A morphological study on root canal preparation using Er,Cr:YSGG laser. *J Oral Laser Applications*, v. 5(1), p. 17-22, 2005.
38. MATSUOKA, E.; JAYAWARDENA, J.A.; MATSUMOTO, K. Morphological study of the Er,Cr:YSGG laser for root canal preparation in mandibular incisors with curved root canals. *Photomed Laser Surg*, v. 23(5), p. 480-4, 2005.
39. MAZEKI, K.; KIMURA, Y.; YOKOYAMA, K.; MATSUMOTO, K. Preparation of root canal orifices by Er:YAG laser irradiation: in vitro and clinical observations. *J Clin Laser Med Surg*, v. 21(2), p. 85-91, 2003.
40. MELLO, I.; ROBAZZA, C.R.C.; ANTONIAZZI, J.H. Influence of Er:YAG laser irradiation on apical sealing of four different sealers. *Braz Dent J*, v. 15(3), p. 1-7, 2004.
41. PASHLEY, D.H. Clinical considerations of microleakage. *J Endod*, v. 16(2), p. 70-77, 1990.
42. PECORA, J.D.; BRUGNERA-JUNIOR, A.; CUSSIOLI, A.L.; ZANIN, F.; SILVA, R. Evaluation of dentin root canal permeability after instrumentation and Er:YAG laser applications. *Lasers Surg Med*, v. 26(3), p. 277-81, 2000.

43. PECORA, J.D.; CUSSIOLI, A.L.; GUERISOLI, D.M.Z.; MARCHESAN, M.A.; SOUSA-NETO, M.D.; BRUGNERA-JUNIOR, A. Evaluation of Er:YAG laser and EDTAC on dentin adhesion of six endodontic sealers. *Braz Dent J*, v. 12(1), p. 27-30, 2001.
44. PICOLI, F.; BRUGNERA-JUNIOR, A.; SAQUY, P.C.; GUERISOLI, D.M.Z.; PECORA, J.D. Effect of Er:YAG laser and EDTAC on the adhesiveness to dentine of different sealers containing calcium hydroxide. *Int Endod J*, v. 36(7), p. 472-5, 2003.
45. QUINTO JR., J.; ARCHILLA, J.R.F.; PELINO, J.E.P.; MARTINS, V.R.G.; WETTER, N.U.; MARQUES, M.M.; EDUARDO, C.P. Morphological and temperature analysis of root canal dentin after Er,Cr:YSGG laser irradiation. In: *Laser Congress 2005 - ESOLA/ SELO/ SILO, Barcelona. Abstract*, v. 1, p. 1, 2005.
46. RALDI, D.P.; LAGE-MARQUES, J.L. In vitro evaluation of the effects of the interaction between irrigating solutions, intracanal medication and Er:YAG laser in dentin permeability of the endodontic system. *Pesqui Odontol Bras*, v. 17(3), p. 278-85, 2003.
47. RAMALHO, K.M.; MARQUES, M.M.; APEL, C.; MENEGUZZO, D.T.; EDUARDO, C.P.; GUTKNECHT, N. Morphological analysis of root canal walls after Er:YAG and Nd:YAG laser irradiation: a preliminary SEM investigation. *Oral Laser Application*, v. 5(2), p. 91-96, 2005.
48. SCHOOP, U.; MORITZ, A.; KLUGER, W.; PATRUTA, S.; GOHARKHAY, K.; SPERR, W.; WERNISCH, J.; GATTRINGER, R.; MRASS, P.; GEORGOPOULOS, A. The Er:YAG laser in endodontics: results of an in vitro study. *Lasers Surg Med*, v. 30(5), p. 360-4, 2002.
49. SEBRÃO, C.C.N. *Avaliação da microinfiltração apical de condutos radiculares irradiados in vitro com laser de Er:YAG*. 2003. Tese (Mestrado) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.
50. SOUSA-NETO, M.D.; MARCHESAN, M.A.; PÉCOR, J.D.; JUNIOR, A.B.; SILVA-SOUSA, Y.T.; SAQUY, P.C. Effect of Er:YAG laser on adhesion of root canal sealers. *J Endod*, v. 28(3), p. 185-7, 2002.
51. SOUSA-NETO, M.D.; SILVA COELHO, F.I.; MARCHESAN, M.A.; ALFREDO, E.; SILVA-SOUSA, Y.T.C. In vivo study of the adhesion of an epoxy-based sealer to human dentine submitted to irradiation with Er:YAG and Nd:YAG lasers. *Int Endod J*, v. 38(12), p. 866-870, 2005.
52. SOUZA, F.D.; PÉCOR, J.D.; SILVA, R.G. The effect on coronal leakage of liquid adhesive application over root fillings after smear layer removal with EDTA or Er:YAG laser. *Oral Surg Med Pathol Radiol Endod*, v. 99(1), p. 125-8, 2005.
53. STRAßL, M.; UBLACKER, B.; BACKER, A.; BEER, F.; MORITZ, A.; WINTNER, E. Comparison of the emission characteristics of three erbium laser systems – a physical case report. *J Oral Applications*, v. 4(4), p. 263-270, 2004.
54. TAKEDA, F.H.; HARASHIMA, T.; KIMURA, Y.; MATSUMOTO, K. Comparative study about the removal of smear layer by three types of laser devices. *J Clin Laser Med Surg*, v. 16(2), p. 117-22, 1998-A.
55. TAKEDA, F.H.; HARASHIMA, T.; ETO, J.N.; KIMURA, Y.; MATSUMOTO, K. Effect of Er:YAG laser treatment on the root canal walls of human teeth: an SEM study. *Endod Dent Traumatol*, v. 14(6), p. 270-3, 1998-B.

56. TAKEDA, F.H.; HARASHIMA, T.; KIMURA, Y.; MATSUMOTO, K. Efficacy of Er:YAG laser irradiation in removing debris and smear layer on root canal walls. *J Endod*, v. 24(8), p. 548-551, 1998-C.
57. TAKEDA, F.H.; HARASHIMA, T.; KIMURA, Y.; MATSUMOTO, K. A comparative study of the removal of smear layer by three endodontic irrigants and two types of laser. *Int Endod J*, v. 32(1), p. 32-39, 1999.
58. TANJI, E.Y.; GOUW-SOARES, S.; EDUARDO, C.P. SEM of root canals irradiated with Er:YAG and Nd:YAG lasers. *J Dent Res*, v. 78, p. 976, 1999.
59. TORABINEJAD, M.; HANDYSIDES, R.; KHADEMI, A.A.; BAKLAND, L.K.; LINDA, L. Clinical implications of the smear layer in endodontics: a review. *Oral Surg Med Pathol Radiol Endod*, v. 94(6), p. 658-66, 2002.
60. WHITE, R.R.; GOLDMAN, M.; LIN, P.S. The influence of the smeared layer upon dentinal tubule penetration by plastic fillings materials. *J Endod*, v. 10(12), p. 558-62, 1984.
61. WHITE, R.R.; GOLDMAN, M.; LIN, P.S. The influence of the smeared layer upon dentinal tubule penetration by plastic fillings materials. Part II. *J Endod*, v. 13(8), p. 369-74, 1987.
62. YAMAZAKI, R.; GOYA, C.; YU, D.G.; KIMURA, Y.; MATSUMOTO, K. Effects of Er,Cr:YSGG laser irradiation on root canal walls: a scanning electron microscopic and thermographic study. *J Endod*, v. 27(01), p. 9-12, 2001.