HENRIQUE CESAR PURCHIO BRUCOLI

**ANÁLISE DA IMAGEM RADIOGRÁFICA DE RAÍZES
APICETOMIZADAS E IRRADIADAS COM LASER DE ND:YAG POR
MEIO DO PROCESSAMENTO DE IMAGEM DE RADIOGRAFIAS
DIGITAIS DIRETAS**

São Paulo

2009

Henrique Cesar Purchio Brucoli

Análise da imagem radiográfica de raízes apicetomizadas e irradiadas com laser de Nd:YAG por meio do processamento de imagem de radiografias digitais diretas

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para obter o título de Doutor pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Área de Concentração: Diagnóstico Bucal

Orientador: Profa. Dra. Emiko Saito Arita

São Paulo

2009

FOLHA DE APROVAÇÃO

Brucoli HCP. Análise da imagem radiográfica de raízes apicetomizadas e irradiadas com laser de Nd:YAG por meio do processamento de imagem de radiografias digitais diretas [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2009.

São Paulo, / /2009

Banca Examinadora

1) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

2) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

3) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

4) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

5) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

A Ana Helena, minha filha, cuja figura me inspira de uma forma que não consigo traduzir em palavras.

A Andrea, minha esposa, com amor, admiração e gratidão por estar ao meu lado.

Aos meus pais e irmãos, pelo suporte desde sempre.

AGRADECIMENTOS

A minha orientadora Prof. Dra. Emiko Saito Arita, pelo incentivo a encarar o desafio de realizar este trabalho e por me ensinar que o orientador pode e deve aliar suas críticas a um estímulo sempre motivador. Muito obrigado!

Ao Engenheiro Fernando Augusto Purchio Brucoli, meu irmão, pela contribuição na concepção da análise de histogramas e análise estatística, além do incansável suporte.

Ao Departamento de Dentística da FOU SP pela disponibilização dos aparelhos de corte e polimento das amostras.

Ao Prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo e Prof. Dra. Ana Cecília Aranha do Laboratório Especial de Laser em Odontologia (LELO-FOUSP) pelo apoio e disponibilização do laser de alta potência e demais acessórios utilizados para irradiação de nossas amostras.

Ao Prof. Dr. Cesar Lascale da disciplina de Radiologia da FOU SP pela disponibilização do aparelho de raio X e sistema digital utilizados em nosso trabalho.

Ao Prof. Dr. Camilo Morea pela disponibilização do dispositivo de paralelismo indispensável para o posicionamento do modelo experimental.

Aos colegas Prof. Dr. Fernando Aparecido Kawaguchi, Prof. Dr. Sergio Brossi Botta e Prof. Dr. Washington Steagall Jr. pelo companheirismo e ajuda indispensável.

A Secretária da Disciplina de Radiologia Maria Cecília Forte Muniz, por nos manter sempre atentos.

As Sras. Vania Martins Bueno de Oliveira Funaro, chefe técnica do Serviço de Informação Documentária e Circulação do SDO-FOUSP, Maria Cláudia Pestana e

Glauci Elaine Damasio Fidelis pelo auxílio na revisão e normalização do trabalho escrito.

Ao Sr. José Pascoal dos Santos, técnico do SDO-FOUSP pelo auxílio na formatação do trabalho escrito.

Aos funcionários da Secretaria de Pós-Graduação da FOUSP.

A CAPES pela bolsa de bolsa de Doutorado.

Brucoli HCP. Análise da imagem radiográfica de raízes apicetomizadas e irradiadas com laser de Nd:YAG por meio do processamento de imagem de radiografias digitais diretas [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2009.

RESUMO

Nesta pesquisa foi realizada a análise da imagem radiográfica digital da técnica periapical de raízes cujos ápices foram irradiados com laser de Neodymium Yttrium Aluminum Garnet (Nd:YAG) após a ressecção apical. Com intuito de encontrar alterações da imagem radiográfica digital das raízes causadas pela irradiação laser, desenvolvemos um modelo experimental in vitro. Foram realizadas as apicectomias de 39 raízes de dentes unirradiculares a dois milímetros do limite apical, com posterior fixação dos dentes em dispositivo que conferiu uma rígida padronização das radiografias, cujas imagens foram capturadas por meio de um sistema de radiografia digital direta (Dixi® Planmeca). Com a fixação das raízes no dispositivo de padronização, realizamos uma radiografia inicial, irradiamos os ápices radiculares com o laser de Nd:YAG e em seguida fizemos uma radiografia final, sem manipulação do sistema de padronização durante todo o processo. Os parâmetros de irradiação laser utilizados foram baseados no protocolo de pesquisa clínica para cirurgias apicais desenvolvido no Laboratório Especial de Laser em Odontologia (LELO-FOUSP). Foram eles 100mJ, 15Hz, 1,5W e diâmetro da fibra óptica de 320µm. As radiografias foram obtidas com três tempos de exposição diferentes (0,05s, 0,08s e 0,14s). As imagens radiográficas antes e depois a irradiação laser, obtidas em 12 bits, foram convertidas para 8 bits e exportadas para o programa de análise de imagens ImageTool 3.0.0. A análise das imagens digitais foi executada por meio de histogramas e subtração de imagem digital quantitativa. Foi possível detectar por meio dos dois métodos uma menor quantidade de dentina na superfície apical após a irradiação com o laser de Nd:YAG. A variável “tempo de exposição” não apresentou diferenças estatísticas significantes, porém foi observada uma tendência de melhor desempenho dos métodos com imagens obtidas com exposição de 0,05s. Apesar de termos observado remoção de tecido dentinário, não foi

possível detectar a presença de uma camada de dentina mais radiopaca nas imagens radiográficas da superfície irradiada.

Palavras-Chave: Radiologia Digital – Laser – Apicectomia - Processamento de imagens

Brucoli HCP. Radiographic image analysis of apicetomized roots irradiated with Nd:YAG laser using imaging processing of direct digital radiographs. [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2009.

ABSTRACT

In this research, we carried out an evaluation of the digital radiographic image of dental root-ends irradiated with Neodymium Yttrium Aluminum Garnet (Nd:YAG) laser after apical resection. With the intention of founding alterations in the digital radiographic image of the roots caused by laser irradiation, we developed an in vitro experimental model. We made apicectomy in 39 single-root teeth, 2 millimeters below the apical limit and then we fixed these teeth in a standardization device. The radiographic images were captured thru a direct digital radiographic system (Dixi® Planmeca). After positioning of the teeth in the standardization device, we made an initial radiograph, Nd:YAG laser irradiation of the apex and a final radiograph, without manipulation of the standardized system during the whole process. The laser parameters applied in this research followed the clinical research protocol for apical surgeries developed in the LELO- FOUSP. They were 100mJ, 15Hz, 1,5W and a 320µm diameter optic fiber. The radiographs were made within three different exposure times (0,05s, 0,08s and 0,14s). The obtained 12 bit radiographic images before and after laser irradiation were converted to 8 bit images and exported to the ImageTool 3.0.0 image analysis software. With this software we analyzed the digital images in the methods of histogram analysis and quantitative digital image subtraction. The two methods indicated less amount of dentin in the apical surface after Nd:YAG laser irradiation. The variable "exposure time" did not present statistical differences. However, we observed a tendency of better performance of the methods with images obtained with 0,05s exposure time. Although we observed dental tissue ablation, it was not possible to detect the presence of a more radiopac dentin layer in the irradiated surface radiographic images.

Key-words: Digital Radiology - Laser - Apicectomy - Image processing

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 4.1 - Cortador Labcut 1010	34
Figura 4.2 - Politriz Ecomet 3	34
Figura 4.3 - Laser de Nd:YAG	35
Figura 4.4 - Ponteira, alicate, óculos e radiômetro	35
Figura 4.5 - Dispositivo de paralelismo	36
Figura 4.6 - Método da apicectomia	38
Figura 4.7 - Fixação dos dentes	39
Figura 4.8 - Inversão da plataforma acrílica	39
Figura 4.9 - Posicionamento e fixação do cabeçote	39
Figura 4.10 - Tempos de exposição: da esquerda para a direita, 0,05s (seta na região verde da barra de exposição); 0,08s (seta entre as regiões verde e laranja da barra de exposição); 0,14s (seta na região laranja da barra de exposição).....	40
Figura 4.11 - Radiografia inicial obtida pelo sistema digital e apresentada pelo programa Dimaxis Pro 4.4.0.....	41
Figura 4.12 - Painel do equipamento com parâmetros de irradiação	42
Figura 4.13 - Método de irradiação laser.....	42
Figura 4.14 - Radiografia final dos mesmos dentes após a irradiação laser de Nd:YAG	43
Figura 4.15 - Aspecto da mesma imagem exportada em 8bits	44
Figura 4.16 - Delimitação da área de análise de histograma	45
Figura 4.17 - Histograma obtido a partir da área delimitada	46
Figura 4.18 - Imagem de subtração quantitativa apresentando mancha radiopaca na linha de dois ápices	48
Gráfico 5.1 - Diferença entre os níveis médios de cinza, antes e depois do laser, nos diferentes tempos de exposição	51

Gráfico 5.2 - Diferença entre a contagem (em porcentagem) dos pixels de cada região, antes e depois do laser, nos diferentes tempos de exposição .. 53

Gráfico 5.3 - Distribuição dos escores para a classificação de consenso em porcentagem 58

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1 – Resultados dos testes t com ênfase a região analisada ($p>0,05$)	54
Tabela 5.2 – Resultados dos testes t com ênfase a tempos de exposição ($p>0,05$).....	55
Tabela 5.3 - Classificação de consenso para as imagens obtidas por subtração, de acordo com o tempo de exposição	57

LISTA DE ABREVIATURA E SIGLAS

Bit	Binary Digit
Ca/P	Calcio/Fosforo
CCD	Charge Coupled Device
CMOS	Complementary Metal Oxide Semiconductor
Er:YAG	Erbium: Yttrium Aluminum Garnet
Ga-Al-As	Gallium Aluminum Arsenic
Hz	Hertz
J/cm ²	Joules por centímetro quadrado
JPEG	Joint Photographic Expert Groups
kVp	Quilovoltagem de pico
Laser	Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation
mA	Miliamperagem
Mg/Ca	Magnésio/Calcio
mJ	Milijoules
mJ/p	Milijoules por pulso
mm	Milímetro
Nd:YAG	Neodimiummio: Yttrium Aluminum Garnet
ROI	Region of Interest
TIF	Tagged Image File
W	Watt
μm	Micrômetro

LISTA DE SÍMBOLOS

p	nível de significância
%	porcentagem

SUMÁRIO

p.

1 INTRODUÇÃO	15
2 REVISÃO DA LITERATURA	18
3 PROPOSIÇÃO	33
4 MATERIAL E MÉTODOS	34
5 RESULTADOS	49
6 DISCUSSÃO	59
7 CONCLUSÕES	75
REFERÊNCIAS	76
APÊNDICES	80
ANEXO	90

1 INTRODUÇÃO

A radiologia odontológica da técnica periapical continua sendo um dos principais recursos de auxílio ao diagnóstico de patologias que envolvem os tecidos dentais e periodontais. Sua aplicação possibilita o cirurgião dentista a observar uma gama enorme de alterações dos tecidos de maneira não invasiva, a um baixo custo e com grande especificidade em casos de calcificações ou descalcificações. Além do diagnóstico, os registros radiográficos nos permitem acompanhar a estabilização, progressão ou regressão de uma determinada patologia, com grande precisão, desde que observados todos os critérios de padronização para sua obtenção.

O advento das radiografias digitais veio oferecer aos profissionais e pacientes uma série de vantagens em relação às radiografias convencionais. Com elas, reduziu-se o tempo de exposição do paciente às radiações ionizantes bem como o tempo para obtenção das imagens. É possível também armazenar as imagens sem que haja perda de qualidade com o passar do tempo e sem o uso de espaço físico.

Com os programas que acompanham os sistemas de radiografias digitais é possível realizar o processamento das imagens, de forma a facilitar a observação de determinadas estruturas ou regiões. Com estes programas podemos também realizar medições de distâncias e densidades das estruturas de interesse, ampliando vastamente os recursos diagnósticos.

No contexto da utilização das radiografias periapicais como ferramenta diagnóstica, encontramos o acompanhamento das alterações do periápice. A

grande frequência de contaminação do tecido pulpar seguida de necrose, bem como a ocorrência de insucessos no tratamento endodôntico devido a calcificações dos canais, acidentes anatômicos das raízes, iatrogenias, entre outras, levam à alteração das imagens radiográficas do periápice. Não raro, existe a necessidade de intervenção cirúrgica na região apical devido a permanência da infecção no sistema radicular após a realização de todas as técnicas endodônticas convencionais. Mais uma vez, as radiografias vêm exercer nestes casos um papel fundamental na indicação, planejamento, realização e preservação do tratamento.

A utilização dos lasers de baixa e alta potência vem sendo cada vez mais indicada para aumentar o índice de sucesso das intervenções paraendodônticas. Os lasers de alta potência são usados no acesso à região apical, apicectomia e tratamento da superfície do ápice radicular remanescente. Já os lasers de baixa potência atuam no processo de reparação, diminuindo os sinais e sintomas pós-operatórios (inflamação e dor) e acelerando a cicatrização.

O laser de Nd:YAG é classificado como de alta potência. Seu meio ativo é um cristal de Ítrio e Alumínio, alterado (dopado) por átomos de Neodímio. Entre várias outras aplicações na clínica odontológica, este laser é utilizado em cirurgias apicais após o corte do ápice radicular. Graças ao seu mecanismo de interação com o tecido dentinário, ele é capaz de promover a diminuição drástica da colonização bacteriana, seguida do selamento dos túbulos dentinários e conseqüente diminuição de sua permeabilidade. Desta forma, independentemente do método cirúrgico aplicado para a ressecção apical, o laser de Nd:YAG contribui de forma efetiva para o sucesso do tratamento paraendodôntico.

Em 2005, publicamos em caráter inédito um trabalho que demonstra a capacidade do laser de Nd:YAG de alterar a imagem radiográfica da dentina. Nele, mostramos que a irradiação da dentina com laser de Nd:YAG em determinado nível de energia é capaz de alterar sua imagem radiográfica, tornando-a mais radiopaca. Os resultados desta pesquisa nos levam a indagar se estas alterações seriam perceptíveis em radiografias de ápices radiculares irradiados com o laser. Considerando-se que o nível de energia utilizado em cirurgias apicais é consideravelmente maior e provoca, além das alterações descritas, a ablação (remoção) do tecido dentinário, como ficaria o aspecto radiográfico do ápice irradiado?

Na medida em que é indicada a aplicação do Laser de Nd:YAG após a ressecção apical e considerando a importância das radiografias para a preservação do tratamento paraendodôntico, propomos, como continuação de nossa linha de pesquisa, um novo estudo in vitro, no intuito de avaliar se a irradiação do ápice radicular com laser de Nd:YAG, em níveis de energia específicos para esse procedimento é ou não capaz de alterar seu aspecto radiográfico e de que forma se dá essa alteração.

Com emprego de metodologia simples e objetiva, executamos um estudo das alterações da imagem radiográfica de ápices irradiados com laser de Nd:YAG, por meio do processamento de imagens de radiografias digitais diretas.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Interação do laser de Nd:YAG com a dentina

Em 1990, Myers estudou os efeitos do laser de Neodímio sobre o esmalte e dentina. Usando parâmetros de 80 mJ, 10 hertz, e 0,8 W em dentina não cariada e uma fibra de 200 μ m de diâmetro, definindo uma densidade de energia de 254,65 J/cm². O autor verificou alterações importantes sobre esta dentina por meio de microscópio eletrônico de varredura e microscopia ótica. Com o auxílio de microscopia eletrônica de varredura, foi detectada uma aparência de mosaico da dentina com a presença de pequenos corpos esféricos sobre a superfície irradiada. Além disso, não foram detectadas trincas ou fraturas na dentina irradiada ou em sua adjacência. Sob microscópio óptico, a dentina analisada não mostrou evidências de trincas ou separação dos túbulos dentinários, o que estaria associado a danos térmicos. Outro achado importante foi a alteração dos túbulos dentinários num perímetro de 40 microns do local das crateras.

Em 1993, White et al. realizaram um estudo sobre parâmetros mínimos de energia de laser necessária para a alteração física da superfície dentinária. Neste estudo os autores definiram como parâmetros mínimos para se obter alterações da superfície dentinária uma energia de pulso de 167mJ e densidade de energia de 207J/cm² na utilização de uma fibra de 320 μ m de diâmetro. Os autores também descreveram a modificação da superfície da dentina irradiada sob esses níveis de

energia por meio de microscopia eletrônica de varredura. As alterações descritas foram fusão e recristalização da dentina, com o fechamento parcial dos túbulos dentinários. Foi também observada uma superfície dentinária mais "áspera" com a eliminação da estrutura normal dos túbulos dentinários. Neste trabalho, também foi detectada a espessura de dentina modificada, sendo que a irradiação laser determinou a alteração da dentina numa profundidade menor que 50 microns.

White, Fagan e Goodis (1994), realizaram um estudo in vitro das temperaturas intrapulpares durante a irradiação de preparos cavitários e regiões cervicais de raízes com laser de Nd:YAG. A área de irradiação foi definida em 2mm², tanto nas cavidades, quanto nas raízes. Os autores afirmam que, com níveis de energia de 0,3 a 3,0 Watts e tempo de exposição de até 30 segundos, o laser é capaz de provocar alterações da superfície dentinária sem aumento de temperatura danoso ao tecido pulpar.

Kinney et al., em 1996, avaliando a eficiência da laserterapia na resistência da superfície dentinária à desmineralização, investigaram as alterações morfológicas que ocorrem na dentina irradiada. Os autores afirmam neste trabalho que a irradiação com laser de Nd:YAG altera a estrutura da dentina e produz camadas superficiais que aparentam ser mais similares ao esmalte. Além disso, foram observados uma significativa recristalização e aumento dos grãos de apatita, sem a formação de segundas fases como o β -tricalcio fosfato.

White e Goodis (1996) descrevem as interações do laser com os tecidos dentais, mais especificamente com o complexo dentina-polpa. Neste estudo, os

autores analisaram vários aspectos da ação do laser sobre a dentina e a polpa, tais como limiar de alteração física, microdureza da dentina irradiada, alterações estruturais e químicas da dentina irradiada e efeitos sobre a polpa dental. Quanto ao limiar de alteração física, os autores detectaram não somente os parâmetros necessários, mas também as alterações da superfície dentinária. O limiar de energia por pulso necessário para produzir uma modificação física na superfície dentinária, no comprimento de onda de $1.06\mu\text{m}$, foi de 167mJ/p e a densidade de energia que produziu as primeiras modificações físicas da superfície dentinária foi de 207J/cm^2 , usando-se uma fibra de $320\mu\text{m}$ de diâmetro. Nestes parâmetros, a irradiação laser foi capaz de provocar fusão e resolidificação da dentina, aumento da rugosidade superficial e fechamento parcial dos túbulos dentinários, alterações essas que atingiram uma profundidade menor que $50\mu\text{m}$. Obteve-se, também nestes parâmetros, aumento da microdureza da dentina. Sobre a alteração da composição da superfície irradiada, os autores afirmam que ocorre a remoção de colágeno e a alteração do conteúdo mineral.

Liu, Lin e Lan, em 1997, publicaram um trabalho sobre a profundidade de selamento dos túbulos dentinários irradiados com laser de Neodímio e observou-se que nos túbulos vedados havia uma camada de dentina recristalizada de aproximadamente 4 micrômetros.

Em 1997, Watanabe et al. realizaram um estudo para verificar a ação do laser sobre a superfície da dentina e no canal radicular de dentes incisivos e caninos humanos, extraídos por indicação clínica. Com o auxílio de um microscópio eletrônico de varredura, observou-se, após a irradiação com o laser de Neodímio,

uma superfície contendo fusão e recristalização da dentina com formação de áreas vitrificadas. Nas áreas irradiadas observou-se também a formação de pequenas gotículas de dentina e forams de diferentes diâmetros.

Em 1998, Anic et al. realizaram um estudo da dentina irradiada com laser de Argônio, CO², e Nd:YAG. O objetivo desse estudo foi comparar as alterações morfológicas da dentina causadas pelo laser com a fibra perpendicular ou paralela à superfície dentinária. Foi possível concluir que o ângulo de incidência influencia diretamente a quantidade de energia absorvida pela dentina, sendo que esta absorve mais energia com a fibra perpendicular à sua superfície.

Em 1999, Rohanizadeh et al. realizaram um estudo com o propósito de avaliar as alterações ultraestruturais e químicas da dentina causadas pela irradiação laser. Foi utilizado para este experimento um laser de Neodímio com emissão desencadeada ou Q-switched. As amostras de dentina irradiadas foram investigadas por meio de microscopia eletrônica de varredura e transmissão, além de serem submetidas a microanálise por energia dispersiva de raio X. Os resultados desse trabalho levaram os autores a afirmar que a irradiação laser causa alterações morfológicas e químicas sobre os tecidos duros. As alterações morfológicas observadas foram fusão e a resolidificação da dentina, com a formação de cristais de apatita bem maiores. Quanto as alterações de composição (químicas) dos cristais de apatita, observou-se nas regiões irradiadas uma menor proporção de Ca/P e uma maior proporção de Mg/Ca. A extensão dessas alterações é afetada pelas características de absorção dos tecidos, de forma que as alterações podem variar de acordo com tipo de laser e de tecido dental. Os autores afirmam ainda que as

alterações morfológicas e químicas no esmalte e na dentina podem variar de acordo com a temperatura e as condições de sinterização da dentina.

2.2 Cirurgia apical com auxílio de laser

Stabholz et al. (1992) analisaram os efeitos do laser pulsado de Nd:YAG em superfícies de raízes que sofreram apicectomia e retro-obturação. Neste trabalho, as raízes cortadas a 2 milímetros do limite apical e tratados com o laser apresentaram considerável diminuição da permeabilidade dentinária.

Gouw-Soares et al. (1999) realizaram um estudo sobre os efeitos do uso de laser de Erbium Yttrium Aluminum Garnet (Er:YAG) e Nd:YAG como ferramentas para cortar e tratar a superfície dentinária respectivamente. O laser de érbio, com comprimento de onda de 2.94µm, foi capaz de realizar o corte do periápice deixando uma superfície regular, livre de smear layer, com túbulos dentinários abertos e limpos. O laser de neodímio, com comprimento de onda de 1064nm, por sua vez, provocou fusão e resolidificação da dentina, diminuindo sua permeabilidade dentinária, sem causar danos à dentina irradiada como trincas e carbonização. Por meio dos parâmetros de irradiação 100mJ, 15Hz, 1,5W e fibra óptica com diâmetro de 320µm para o laser de Nd:YAG, os autores obtiveram os resultados acima descritos, indicando o uso do laser como boa alternativa para cirurgias de apicectomia.

Kimura et al. (1999) realizaram um estudo comparativo do efeito da irradiação de três tipos de laser no selamento apical de canais radiculares. O método consistiu na irradiação dos lasers de argônio, NdYAG e Er:YAG em canais radiculares após sua instrumentação, previamente à obturação. Com auxílio de corantes e observação por meio de microscopia eletrônica de varredura, foi verificada uma menor infiltração dos túbulos dentinários de canais radiculares tratados em sua região apical, sendo que o laser que apresentou melhores resultados foi o laser de Nd:YAG, funcionando em modo pulsado, com energia de pulso de 2W, frequência de 20hz e duração de 4 segundos.

Gouw-Soares et al. (2001) realizaram um estudo clínico do uso de lasers de alta e baixa potência em cirurgia periapical, cujos insucessos geralmente são associados à permanência de microrganismos após a cirurgia. O método utilizado consistiu em realizar o acesso à região e apicectomia sem presença de smear layer com o uso do laser de Er:YAG, além de selamento dos túbulos dentinários e redução bacteriana da cavidade óssea com o laser de Nd:YAG. Por fim, foi aplicado o laser de Gallium Aluminum Arsenic (Ga-Al-As) de baixa potência para um melhor quadro pós-operatório. A condição do periápice foi acompanhada por até três anos após a cirurgia, indicando diminuição da área radiolúcida e ausência de sinais e sintomas. Dessa forma, os autores concluíram que a associação dos lasers de alta e baixa potência constituem uma alternativa viável e vantajosa para a realização de apicectomias.

Oliveira et al. (2004) Avaliaram a permeabilidade dentinária da superfície de corte após apicectomia e tratamento retro-cavitário com os lasers de Er:YAG e

Nd:YAG com auxílio de microscopia eletrônica de varredura e microscopia óptica. Os resultados do estudo demonstraram baixos índices de infiltração de corante azul de metileno nos túbulos dentinários dos espécimes irradiados com laser de Nd:YAG (100mJ; 15Hz; 1,5W), evidenciando significativa diminuição da permeabilidade dentinária.

Tsesis et al. (2006) realizaram uma comparação entre técnicas modernas e tradicionais de apicectomia quanto à sua eficácia. A técnica convencional se resumia em corte do ápice com angulação de 45 graus ao longo-eixo do dente e preparo retro-cavitário com broca carbide esférica. Já na técnica moderna, a apicectomia foi realizada perpendicularmente ao longo-eixo do dente e o preparo retro-cavitário foi feito com auxílio de microscópio operatório por meio de pontas ultra-sônicas. Com resultados superiores quanto à cura completa dos dentes operados na técnica moderna, os autores a preconizam.

2.3 Radiologia com ênfase em Imagem Digital

Stassinakis et al. (1995), ao estudarem o potencial diagnóstico dos sistemas digitais diretos em detectar pequenos defeitos ósseos produzidos artificialmente, concluíram que as características de diagnóstico de sistemas digitais diretos podem ser significativamente melhoradas por meio da subtração digital e posterior processamento dessas imagens.

Forsberg e Halse (1997) realizaram um estudo de projeções geométricas de lesões periapicais em filmes radiográficos. O estudo teve como finalidade comparar a técnica do paralelismo com a técnica da bisettriz quanto à sua precisão em indicar a extensão de uma lesão periapical. Como conclusão, os autores indicam que a técnica do paralelismo oferece maior confiabilidade.

Christgau et al. (1998) encontraram forte correlação entre pequenas mudanças de espessura de osso alveolar e suas diferentes densidades de imagem detectadas por meio de subtração de imagem digital, indicando o potencial do método em captar pequenas alterações das imagens radiográficas nos tecidos mineralizados.

Delano et al. (1998) realizaram um interessante trabalho sobre preservação quantitativa de cirurgias periapicais por meio de radiografias digitalizadas, usando como parâmetros análises histomorfométricas e histológicas. Após a indução de lesões periapicais em animais, radiografias padronizadas foram obtidas imediatamente e após seis meses. Com a digitalização e aplicação de subtração digital, o resultado diagnóstico das imagens obtidas foi comparado com a análise histológica e histomorfométrica (quantitativa) da região periapical. Os resultados indicaram que a subtração digital obteve uma forte correlação com as análises de parâmetro, demonstrando ser uma ferramenta útil no controle de cirurgias periapicais.

Nummikoski et al. (2000) concluíram que a subtração de imagem digital consiste em um método mais eficaz para a detecção da perda da crista óssea

alveolar comparada com radiografias convencionais. Por meio do método utilizado com ajuda de observadores, foi gerada uma área receiver operating characteristic (ROC) de 0.730 para radiografias convencionais e 0.882 para as imagens geradas por subtração digital. Os autores salientam também o potencial do método digital na prática clínica devido a sua maior simplicidade e praticidade.

Heo et al. (2001) realizaram um estudo para compreender o potencial diagnóstico de imagens de subtração digital de radiografias digitais intra-orais. O alvo do estudo foram lesões de reabsorção radicular induzidas artificialmente. A subtração digital foi comparada com a visualização das mesmas lesões por meio de radiografias convencionais. Utilizando o método de subtração digital quantitativa, foi possível detectar as pequenas perdas de tecido causadas pela reabsorção. Ao mesmo tempo, o potencial diagnóstico do método convencional de observação de radiografias intra-orais se revelou baixo, com um valor de área ROC de 0.6446.

Brucoli (2002), em pesquisa realizada para desenvolvimento de sua Dissertação de Mestrado, demonstra que a irradiação da dentina com laser de Nd:YAG é capaz de alterar seu aspecto radiográfico, tornando-a cerca de 8% mais radiopaca. Neste trabalho in vitro, foram utilizados cortes horizontais de coroas de dentes posteriores de 2 milímetros de espessura, que se situavam abaixo da camada de esmalte oclusal, resultando em discos de dentina cercados por esmalte. Os discos foram polidos, lavados e irradiados com laser de Nd:YAG com energia de pulso de 80mJ, frequência de 10 Hz, potência de 0,8W. A irradiação foi feita em modo de contato e em forma de varredura em metade da superfície de dentina de cada corpo de prova, sendo que a outra metade não foi irradiada. Após a irradiação

da dentina com laser realizou-se as radiografias dos corpos de prova. Com o auxílio de um densitômetro de transmissão, foram obtidas as médias de densidade de imagem da dentina irradiada e comparadas em par com as médias de densidade de imagem da dentina não irradiada.

Eraso et al. (2002) detectaram um grande prejuízo da qualidade das imagens de radiografias digitais altamente compactadas quando comparadas às mesmas imagens não compactadas. O estudo foi baseado na comparação de imagens digitais de lesões periapicais em formato original (não compactadas) com as mesmas imagens convertidas para o formato Joint Photographic Expert Groups (JPEG), que correspondem as mesmas imagens compactadas.

Morea (2003), em sua tese de doutorado, realizou um estudo cujo objetivo foi avaliar in vitro as variações quantitativas da densidade óssea em função do tempo de exposição, por meio de radiografias digitais diretas, avaliadas por um método de subtração digital. Foi utilizado um segmento de mandíbula humana seca contendo um defeito ósseo. Com a inserção de fragmentos de diferentes espessuras no defeito, foram realizadas tomadas radiográficas por meio de rigorosa padronização, com o uso de um dispositivo metálico. Este dispositivo permitia o posicionamento de todos os componentes do modelo experimental (cabeçote de raio X, mandíbula e sensor digital) de maneira rígida e paralelos entre si, formando um sistema ideal para aplicação de análises de histogramas e subtração de imagem digital. Os resultados obtidos indicaram que o método de subtração de imagem digital foi capaz de detectar, de forma reprodutível e exata, as variações sutis da massa óssea.

Westphalen et al. (2004) realizaram um estudo cujo objetivo era avaliar e comparar a eficácia de um método convencional e um método digital no diagnóstico de lesões artificiais de reabsorção radicular externa. Os autores utilizaram um sensor digital intra-oral (DRS Gnatus System) e filmes convencionais (Kodak Insight). Foram feitas três incidências diferentes para cada radiografia periapical de dentes extraídos de mandíbula seca e reinseridos após a confecção das lesões radiculares. Três dentistas (um endodontista, um radiologista e um clínico geral) avaliaram as radiografias e as imagens digitais, detectando um maior número de lesões radiculares ($P < 0,05$) por meio das imagens digitais.

Brucoli, Arita e Eduardo (2005) detectaram alterações da imagem radiográfica de discos de dentina irradiados com laser de Nd:YAG em uma de suas superfícies. Primeiramente, realizou-se a aplicação do laser com parâmetros de irradiação ideais para promover alterações da superfície dentinária sem super aquecimento. Após a irradiação com laser e a obtenção das radiografias dos corpos de prova, essas foram analisadas com a ajuda de um densitômetro de transmissão. Os autores concluíram que a irradiação da dentina com laser foi capaz de aumentar sua densidade, criando imagens radiográficas aproximadamente 8% mais radiopacas na região irradiada.

Farman e Farman (2005) realizaram um estudo comparativo de dezoito sistemas de detecção de raio X, incluindo sensores digitais diretos dos tipos Charge Coupled Device (CCD) e Complementary Metal Oxide Semiconductor (CMOS), sensores indiretos de placa de fósforo e filme convencional. A comparação entre os diferentes detectores foi feita por meio dos seguintes parâmetros: resolução espacial (tamanho do pixel), percepção de contraste e latitude de exposição. Como resultados, os

autores detectaram uma resolução espacial maior ou igual a dezesseis pares de linha por milímetro para o sensor Dixi®2 v3 da Planmeca. Este trabalho apresenta também uma tabela com as especificações fornecidas pelos fabricantes de cada sensor. Nesta tabela consta que o tamanho do pixel do sensor Dixi®2 v3 da Planmeca é 19x19µm.

Haider-Neto e Wenzel (2005) realizaram um estudo comparativo entre dois programas de subtração de imagem digital, no sentido de comparar o ruído das imagens de subtração obtidas por meio de pares de radiografias interproximais. Neste trabalho, vinte e cinco pares de radiografias interproximais expostas em condições clínicas foram subtraídas com o auxílio dos programas X-Poselt (XP) e Emago®/Advanced 3.43 (EM). Foram utilizados quatro pontos de referência para a delimitação da região de interesse nas mesmas estruturas anatômicas para os dois programas. O desvio padrão (SD) dos histogramas que definiram a distribuição dos níveis de cinza da região de interesse foram usados como parâmetro estatístico para se comparar o ruído nas imagens de subtração obtidas por meio dos dois programas de subtração. Os resultados obtidos indicaram um menor ruído nas imagens de subtração obtidas por meio do programa X-Poselt, mostrando que existem diferenças entre imagens de subtração produzidas por diferentes programas.

Yi et al, em 2006, realizaram um interessante estudo sobre o enquadramento de regiões de interesse (ROIs) de radiografias periapicais, para posterior aplicação de subtração de imagem digital. Neste trabalho, os autores discutem a eficiência da subtração de imagem digital de acordo com o tamanho da ROI estabelecida. O modelo experimental envolveu imagens digitais de radiografias periapicais de molar

e pré-molar in vivo, com a padronização das imagens feita por meio de um posicionador de raio X (Rinn Co.) associado ou não a um bloco intra-oral de mordida, feito com silicone de adição. Neste modelo experimental, as radiografias finais foram feitas uma semana após as radiografias iniciais, implicando em movimentação do objeto a ser radiografado. Os autores concluíram que, devido ao fato de haver movimentação do objeto, a ROI de menor área foi mais eficaz para produzir imagens de subtração mais satisfatórias. O fator mais importante dessa constatação é a presença de diferentes padrões de trabeculado ósseo na mesma radiografia, produzindo distorções ao se determinar a ROI para posterior realização da subtração de imagem. Outra constatação é o fato de ser mais fácil a realização de subtração de imagem digital em região de raízes radiculares, devido a um padrão de imagem muito mais homogêneo dessas raízes.

Wenzel, Heiter-Neto e Gotfredsen (2007) realizaram um estudo cujo objetivo era avaliar a capacidade de diagnóstico de cáries com sensores digitais intra-orais que contêm mais de uma resolução e profundidade de pixel em dígitos binários (bits). Utilizando os sensores Digora Optime da Soredex (8 bits alta resolução e 8 bits super-resolução), VistaScan da Dürer (8 bits alta resolução, 8 bits máxima resolução, 16 bits alta resolução e 16 bits máxima resolução) e Dixi2 da Planmeca (8 bits e 12 bits), os autores concluíram que a eficácia no diagnóstico de cáries é pouco influenciada pelo aumento da resolução espacial e da profundidade de bits dos três sensores analisados.

Geraets et al. (2008) realizaram um estudo sobre seleção de regiões de interesse para detecção do padrão trabecular ósseo em maxila e mandíbula, por

meio de análise quantitativa de imagens digitais. Neste trabalho, radiografias intra-orais foram digitalizadas e o padrão do trabeculado ósseo foi analisado selecionando-se dois tipos de região de interesse (ROI) diferentes. No primeiro tipo apenas a região que envolve o osso foi marcada como ROI. No segundo tipo foram incluídas regiões adjacentes (dentes) na região de interesse. Os autores concluíram que, ao incluir estruturas adjacentes na região de interesse, ficou mais fácil e eficaz a realização da análise quantitativa do trabeculado ósseo, com resultados semelhantes ao da análise feita com ROIs mais restritas. Isto se deve ao fato de não se produzir distorções ao se remover estruturas adjacentes à região de estudo, além de ser mais rápido.

Em 2008, Hellén-Halme et al. investigaram como o controle de brilho e contraste, assim como o nível de iluminação do ambiente (luminância) podem influenciar a capacidade de se diagnosticar lesões de cárie em radiografias digitais. Por meio da análise de radiografias digitais de dentes extraídos sob diferentes condições de iluminação e diferentes ajustes do monitor, os autores concluíram que reduzir o nível de iluminação do ambiente para menos de 50 lux aumenta significativamente a precisão do diagnóstico de lesões de cáries em um monitor com ajuste ótimo de brilho e ajuste ótimo ou levemente maior de contraste.

Kozakiewics et al. (2008), produziram um estudo cujo objetivo foi determinar a influência do número de pontos de referência na qualidade das imagens de subtração digital. Os autores realizaram a subtração de imagem digital de radiografias intra-orais aplicando três, quatro e dez pontos de referência, usando o desvio padrão das imagens de subtração obtidas como parâmetro para se

determinar o ruído do método. Concluiu-se que existe uma relação entre o número de pontos de referência escolhidos e o ruído das imagens de subtração, sendo que quanto maior o número de pontos de referência, menor o desvio padrão das imagens de subtração e, conseqüentemente, menor o ruído.

3 PROPOSIÇÃO

A proposta deste estudo foi detectar alterações da imagem radiográfica digital de raízes apicetomizadas e irradiadas com laser de Nd:YAG in vitro, por meio de dois métodos que são: análise de histograma e subtração de imagem digital.

4 MATERIAL E MÉTODOS

Para o desenvolvimento de nossa pesquisa, foram utilizados 39 dentes humanos unirradiculares extraídos e obtidos no Banco de Dentes da FOU SP. O protocolo de nossa pesquisa foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da FOU SP (Anexo A).

Os dentes foram apicetomizados e radiografados antes e depois da irradiação da superfície do ápice pelo laser de Nd:YAG. A seguir, descreveremos detalhadamente todos os equipamentos, bem como a metodologia desenvolvida para nossa pesquisa.

4.1 Equipamentos

4.1.1 Equipamentos pertencentes ao Laboratório do Departamento de Dentística da FOU SP

Figura 4.1 - Cortador Labcut 1010

Figura 4.2 - Politriz Ecomet 3

- Cortador de tecido duro Labcut 1010 (Extec Corp.®, Connecticut, USA) (Figura 4.1)
- Politriz ECOMET® 3 (Buehler Ltd., Illinois, USA) (Figura 4.2)

4.1.2 Laser e acessórios pertencentes ao LELO-FOUSP

Figura 4.3 - Laser de Nd:YAG

Figura 4.4 - Ponteira, alicate, óculos e radiômetro

- Laser de Nd:YAG modelo PulseMaster 1000 (American Dental Technologies Inc., California, USA) (Figura 4.3)
- Estabilizador Eletrônico SMS® Revolution IV (SMS Tecnologia Eletrônica Ltda., São Paulo, Brasil)
- Fibra óptica de 320 μ m de diâmetro interno
- Óculos de proteção de densidade óptica 5, específico para o comprimento de onda de 1,064 μ m do laser de Nd:YAG (Figura 4.4)
- Alicata e ponteira específicos para clivagem da fibra óptica (Figura 4.4)
- Radiômetro PowerMax 600 (Molelectron Detector Inc., California, USA) (Figura 4.4)

4.1.3 Equipamentos pertencentes à Disciplina de Radiologia da FOUSP

- Equipamento de raio X periapical modelo Odontomax (Astex Equipamentos Radiológicos, São Paulo, Brasil), 70kVp e 7mA.
- Estabilizador eletrônico de tensão CMS 2.000 (Beta Ind. E Com. Equipamentos Eletrônicos Ltda., São Paulo, Brasil)
- Dispositivo de paralelismo e fixação dos vários componentes idealizado pelo Prof. Dr. Camilo Morea, capaz de promover a fixação do tubo de raioX, o alojamento e fixação dos corpos de prova e a fixação do sensor, com paralelismo preciso entre essas partes (Figura 4.5).
- Sistema de Radiografia Digital Direta Dixi®3 (Planmecca Oy, Helsinki, Finland).

Figura 4.5 - Dispositivo de paralelismo

4.1.4 Computador (hardware) e Programas (softwares)

- Computador Notebook HP-Compaq® modelo 6710b ligado diretamente ao sistema de radiografia digital direta Dixi®3.

- Programa Dimaxis Pro (versão 4.4.0, Planmeca Oy, Helsinki, Finland) utilizado para obtenção e armazenagem das imagens digitais.
- Programa Image Tool® (versão 2.00, The University of Texas Health Science Center, San Antonio, USA, 1995-1996) utilizado para obtenção dos histogramas das imagens digitais e para realização da subtração de imagem digital.

4.1.5 Outros equipamentos e materiais

- Aparelho LED fotopolimerizador bluephase® (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein).
- Barreira gengival fotopolimerizável (SDI Limited, Victoria, Australia).
- Plataforma de acrílico para posicionamento ideal dos dentes no dispositivo de paralelismo.

4.2 Método

4.2.1 Apicectomia

A apicectomia de todos os elementos dentais foi realizada com uso do cortador de tecido duro Labcut 1010, a dois milímetros do ápice, perpendicularmente ao

longo-eixo do dente (Figura 4.6). De maneira complementar, fizemos a regularização da superfície de corte com a politriz ECOMET 3, utilizando um disco de lixa de granulação 300 por 300µm. Os dentes foram então lavados e acondicionados em soro fisiológico.

Figura 4.6 - método da apicectomia

4.2.2 Montagem do modelo experimental

Fixamos os dentes apicetomizados em uma plataforma de acrílico que contém três orifícios circulares de mesmo diâmetro, paralelos ao plano horizontal. A fixação foi feita com os ápices voltados para baixo, apoiados em um paralelepípedo de barracha coberto com EVA, de modo que os ápices dos dentes ficassem fixados na mesma altura entre si e paralelos ao plano horizontal (Figura 4.7). Para a fixação dos dentes na plataforma de acrílico, utilizamos barreira gengival fotopolimerizável, devido a sua ideal viscosidade antes e boa rigidez após a fotopolimerização. Após a fixação dos dentes, removemos o paralelepípedo de borracha, invertemos a plataforma de acrílico horizontalmente e a fixamos ao dispositivo de paralelismo, de forma que os ápices ficassem voltados para cima (Figura 4.8), mantendo o

paralelismo com o plano horizontal e apresentando boa disposição espacial em relação ao feixe de raio X e sensor digital (previamente montado no dispositivo de paralelismo).

Com os dentes e o sensor já montados, finalmente acoplamos o cabeçote do aparelho de raio X ao dispositivo de paralelismo, de forma que a abertura do cilindro localizador de 20cm ficasse perfeitamente paralela aos dentes e ao sensor digital (Figura 4.9). Após o posicionamento do cabeçote, sua fixação foi feita por meio de elásticos que uniam o cilindro localizador ao dispositivo de paralelismo.

Figura 4.7 – Fixação dos dentes

Figura 4.8 – Inversão da plataforma acrílica

Figura 4.9 – Posicionamento e fixação do cabeçote

4.2.3 Radiografia inicial

Com o alojamento e fixação de todos os componentes do modelo experimental (cabecote do aparelho de raio X, dentes e sensor digital) no dispositivo de paralelismo, realizamos as radiografias iniciais, de três em três dentes, com tempos de exposição de 0,05s, 0,08s e 0,14s a 70kVp e 0,7mA, segundo resultado de experimento piloto. No experimento piloto para determinação dos tempos de exposição, usamos basicamente dois critérios: o primeiro critério foi indicação do próprio programa de aquisição de imagens Dimaxis Pro quanto ao nível ideal de exposição para o sensor digital (Figura 4.10). O segundo critério foi a definição das imagens obtidas. De acordo com o programa, o tempo de exposição ideal foi 0,05s. Porém, os tempos de exposição de 0,08 e 0,14 segundos apresentaram excelente definição, sem que houvesse perda aparente do contorno das imagens. Com tempos de exposição menores que 0,05s, as imagens tornavam-se extremamente claras, com perda de contraste. Em tempos de exposição a partir de 0,16 segundos, as imagens apresentavam perda dos contornos das raízes pela super exposição do sensor.

Figura 4.10 - Tempos de exposição: da esquerda para a direita, 0,05s (seta na região verde da barra de exposição); 0,08s (seta entre as regiões verde e laranja da barra de exposição); 0,14s (seta na região laranja da barra de exposição)

As imagens radiográficas obtidas foram armazenadas diretamente no computador por meio do programa que acompanha o sistema de radiografia digital direta Dimaxis Pro versão 4.4.0 (Figura 4.11).

Figura 4.11 - Radiografia inicial obtida pelo sistema digital e apresentada pelo programa Dimaxis Pro

4.2.4 Irradiação dos ápices com laser de Nd:YAG

Sem que houvesse movimentação dos elementos do modelo experimental, fizemos a irradiação dos ápices com laser de Nd:YAG de acordo com o protocolo utilizado no LELO-FOUSP. A figura 4.13 demonstra o método da irradiação.

Dessa forma, os parâmetros de irradiação foram:

- Energia de pulso 100mJ, frequência 15Hz e potência 1,5W (Figura 4.12)
- Fibra óptica com 320µm de diâmetro interno.
- Densidade de energia de 125 J/cm²

- Fibra óptica em contato, a 45 graus do longo-eixo do dente.
- Varredura da fibra sobre a superfície radicular do ápice nos dois eixos (x e y) durante a irradiação.
- Tempo de exposição do laser determinado pela alteração do aspecto visual da dentina e limitado a no máximo 30 segundos, evitando-se o sobre-aquecimento da dentina.
- Clivagem da fibra óptica após cada irradiação para que se evite o escurecimento da ponta da fibra, com conseqüente sobre-aquecimento.
- Conferência do nível de energia de saída da ponta da fibra antes de cada irradiação com o irradiômetro.

Figura 4.12 - Painel do equipamento com parâmetros de irradiação

Figura 4.13 – Método de irradiação laser

4.2.5 Radiografia final

Após a irradiação dos três ápices radiculares com o laser de Nd:YAG, realizamos as radiografias finais, nos mesmos parâmetros de irradiação e tempos de exposição, sempre lembrando que durante todo o experimento houve rigorosa manutenção do posicionamento do modelo experimental. A figura 4.14 demonstra a radiografia final dos mesmos dentes, após a irradiação laser.

Figura 4.14 - Radiografia final dos mesmos dentes após a irradiação laser de Nd:YAG

4.2.6 Exportação das imagens originais

Com todas as imagens digitais obtidas antes e depois da irradiação com laser, procedemos com a exportação dessas imagens em formato Tagged Image File (TIF)

para uma pasta específica do computador, de forma que elas ficassem disponíveis ao programa ImageTool®. Com este programa realizamos tanto as análises dos histogramas, quanto a subtração de imagem digital, métodos estes que descrevemos a seguir.

A Figura 4.15 demonstra o aspecto das imagens exportadas em 8 bits.

Figura 4.15 - Aspecto da mesma imagem exportada em 8bits

4.2.7 Análises dos histogramas

De forma a tornar a análise dos histogramas mais objetiva possível, desenvolvemos um método que consistiu na criação de janelas de análise. Essas janelas possuíam dimensões definidas por quatro pontos, formando um retângulo cuja área interna continha a imagem da região apical de um dente (Figura 4.16). Os pontos que definiam as janelas eram anotados (fornecidos pelo programa Image Tool® nos eixos X e Y), de forma que poderíamos criar exatamente a mesma janela de análise daquele ápice em qualquer condição, quer seja antes ou depois da irradiação com laser, ou ainda em diferentes tempos de exposição.

Figura 4.16 – Delimitação da área de análise de histograma

A partir da definição da janela de análise de cada região apical, foi possível obter-se o histograma dos níveis de cinza dessa janela, aplicando a ferramenta “histogram” do programa. O programa por sua vez, fornecia não apenas um gráfico do histograma, mas também a sua representação numérica, ou seja, o número de pixels em cada nível de cinza. Aplicando a ferramenta “copy histogram” do programa, foi possível copiar os dados numéricos. Esses dados foram então exportados para os programas Excel e Minitab para fazermos as análises numéricas dos histogramas antes e depois da aplicação do laser. A figura 4.17 mostra o histograma obtido a partir da área delimitada na Figura 4.16.

Figura 4.17 – Histograma obtido a partir da área delimitada

Para a análise numérica dos histogramas, foi necessário estabelecermos os níveis de cinza que correspondiam às regiões radiolúcida e radiopaca da imagem. No entanto, ao realizarmos um aumento (zoom) da imagem, percebemos que havia uma faixa de pixels, cujos níveis de cinza não se mostravam especificamente nem de uma, nem de outra região. Decidimos então nomear essa faixa de níveis de cinza como área de transição.

Considerando que as imagens podem apresentar 256 níveis de cinza diferentes, sendo o nível zero mais escuro e o nível 255 mais claro, estabelecemos então os níveis de cinza de cada região da seguinte forma:

- Região Radiolúcida: níveis de cinza de 0 a 9.
- Região de Transição: níveis de cinza de 10 a 49.
- Região Radiopaca: níveis de cinza acima 50 a 255.

Finalmente, analisamos o comportamento numérico dos pixels em cada nível de cinza, para que pudéssemos entender as efetivas alterações da dentina irradiada pelo laser nas imagens digitais. Essa análise envolveu três parâmetros:

- **Picos:** média ponderada dos níveis de cinza com frequências até dez por cento abaixo da máxima.
- **Médias:** a média ponderada de níveis de cinza em cada região.
- **Contagem:** número de pixels de cada região.

4.2.8 Subtração de imagem digital

A subtração de imagem digital foi feita por meio do programa Image Tool®. O programa nos permite realizar dois tipos de subtração de imagem digital: a subtração qualitativa e a subtração quantitativa. Optamos pelo método de subtração quantitativa como o mais adequado para nossa pesquisa. Por meio deste método, o programa analisa duas imagens pixel por pixel, criando uma terceira imagem (imagem de subtração), onde as diferenças entre as duas imagens são realçadas.

A sequência de procedimentos para obtenção das imagens de subtração pelo programa Image Tool® está representada na figura 4.18 e foi realizada da seguinte forma: primeiro abrimos a imagem radiográfica de um dente antes da irradiação laser, em seguida abrimos a imagem radiográfica do mesmo dente após a irradiação laser e finalmente selecionamos as ferramentas “Processing - Subtraction – Quantitative”. Por meio de uma janela, indicamos ao programa as duas imagens já abertas e obtivemos a imagem de subtração.

Após a criação de uma imagem de subtração para cada par de imagens dos mesmos dentes (antes e depois da aplicação do laser), foi possível verificar quantos ápices radiculares tiveram sua imagem alterada e de que forma ocorreu essa alteração.

Como exemplo, na figura 4.18 observamos nitidamente que duas raízes (direita e centro) apresentam uma mancha radiopaca na linha do ápice e uma terceira raiz (esquerda) apresenta a linha do ápice inalterada.

Figura 4.18 – Imagem de subtração quantitativa apresentando mancha radiopaca na linha de dois ápices

Por convenção, no método de subtração de imagem quantitativa, uma estrutura **mais clara** na imagem de subtração indica que houve **perda de densidade** da primeira para a segunda imagem.

5 RESULTADOS

Como descrevemos anteriormente, utilizamos dois métodos para analisarmos as eventuais alterações da superfície dentinária de ápices radiculares, após a aplicação de laser de alta potência. São eles análise de histogramas e subtração de imagem digital.

5.1 Método estatístico para análise de histograma

A partir de 39 amostras radiografadas antes e depois da irradiação com laser de Nd:YAG, com tempos de exposição ao raio X de 0,05s, 0,08s e 0,14s, obtivemos 39 pares de imagens digitais para cada tempo de exposição. As imagens foram divididas em 3 regiões (radiolúcida, transição e radiopaca) e o nível de cinza medido antes e depois da exposição ao laser, no pico, pela média e na contagem total de pixels, em cada região.

Em cada caso (pico, média e contagem), foi utilizado um modelo de Análise de Variância (ANOVA) com dois fatores, para verificar o efeito do tempo de exposição e da região analisada, quanto à diferença do nível de cinza medido antes e depois do laser.

Posteriormente à ANOVA, foi utilizado o teste t para amostras pareadas, para verificar se a diferença antes e depois do laser foi significativa.

A significância estatística foi considerada para valores de $p < 0,05$.

5.1.1 Nível de cinza (pico), de acordo com o tempo de exposição e região

A ANOVA mostrou que não existe efeito de interação entre o tempo de exposição e a região onde o nível de cinza foi medido ($p=0,331$), ou seja, a variação do nível de cinza de um tempo de exposição para o outro, independe da região medida. Por meio do mesmo modelo de ANOVA, foi verificado que não existe diferença estatística significativa entre os 3 tempos de exposição ($p=0,051$), bem como entre as 3 regiões analisadas ($p=0,091$).

O teste t, para amostras pareadas, indicou que não houve variação significativa do nível de cinza quando comparado a medida antes e depois do laser, independente do tempo de exposição e da região analisada ($p=0,892$).

5.1.2 Nível de cinza (média), de acordo com o tempo de exposição e região

A ANOVA mostrou que não existe efeito de interação entre o tempo de exposição e a região onde o nível de cinza foi medido ($p=0,239$), ou seja, a variação do nível de cinza de um tempo de exposição para o outro, independe da região medida. Por meio do mesmo modelo de ANOVA, foi verificado que não existe diferença estatística significativa entre os 3 tempos de exposição ($p=0,350$), porém foi detectada diferença entre as regiões ($p<0,001$). Nota-se pelo gráfico abaixo que o nível de cinza diminuiu mais para a medida realizada na região radiopaca do que nas duas outras regiões.

O gráfico 5.1 mostra a diferença entre os níveis médios de cinza antes e depois do laser, nos diferentes tempos de exposição, mostrando diminuição dos níveis de cinza na região radiopaca e radiolúcida.

Gráfico 5.1 - Diferença entre os níveis médios de cinza, antes e depois do laser, nos diferentes tempos de exposição

Como existe diferença entre as regiões, para avaliar a diferença antes e depois do laser, o teste t para amostras pareadas foi realizado separadamente para a região radiolúcida, transição e radiopaca.

região radiolúcida: apesar de muito pequeno, houve diferença estatística significativa entre o nível de cinza medido antes e depois do laser ($p=0,016$). Antes do laser a média do nível de cinza era de $3,959 \pm 1,150$ e depois do laser $3,895 \pm 1,207$.

região de transição: não houve diferença estatística significativa entre o nível de cinza medido antes e depois do laser ($p=0,683$). Antes do laser a média do nível de cinza era de $28,699\pm 1,258$ e depois do laser $28,715\pm 1,272$.

região radiopaca: houve diferença estatística significativa entre o nível de cinza medido antes e depois do laser ($p<0,001$). Antes do laser a média do nível de cinza era de $67,182\pm 6,381$ e depois do laser $66,700\pm 6,430$.

5.1.3 Contagem dos pixels de acordo com o tempo de exposição e região

A ANOVA mostrou que não existe efeito de interação entre o tempo de exposição e a região onde houve a contagem dos pixels ($p=0,374$), ou seja, a variação da contagem de pixels de um tempo de exposição para o outro, independe da região medida. Por meio do mesmo modelo de ANOVA, foi verificado que não existe diferença estatística significativa entre os 3 tempos de exposição, porém foi detectada diferença entre as regiões ($p<0,001$). Nota-se pelo gráfico abaixo que a contagem em porcentagem dos pixels na região radiolúcida aumentou e que a contagem nas regiões de transição e radiopaca diminuiu.

O gráfico 5.2 mostra a diferença entre a contagem (em porcentagem) dos pixels de cada região antes e depois do laser nos diferentes tempos de exposição.

Gráfico 5.2 - Diferença entre a contagem (em porcentagem) dos pixels de cada região, antes e depois do laser, nos diferentes tempos de exposição

Como existe diferença entre as regiões, para avaliar a diferença antes e depois do laser, o teste t para amostras pareadas foi realizado separadamente para a região radiolúcida, transição e radiopaca.

região radiolúcida: houve diferença estatística significativa entre a contagem dos pixels antes e depois do laser ($p < 0,001$). Antes do laser, a contagem dos pixels em porcentagem era de $0,310 \pm 0,021$ e depois do laser $0,327 \pm 0,146$.

região de transição: houve diferença estatística significativa entre o nível de cinza medido ante e depois do laser ($p = 0,021$). Antes do laser a contagem em porcentagem dos pixels era de $0,351 \pm 0,110$ e depois do laser $0,348 \pm 0,115$.

região radiopaca: houve diferença estatística significativa entre o nível de cinza medido antes e depois do laser ($p < 0,001$). Antes do laser a contagem em porcentagem dos pixels era de $0,339 \pm 0,112$ e depois do laser $0,325 \pm 0,112$.

Apesar da ANOVA não indicar diferença estatística significativa entre os tempos de exposição, realizamos testes t pareados isoladamente para todas as regiões (radiolúcida, transição e radiopaca) em todos os tempos de exposição, com $p < 0,05\%$. As tabelas abaixo foram criadas para facilitar a visualização do comportamento das amostras. Nas tabelas, as setas indicam aumento ou diminuição do parâmetro avaliado (em caso de aceitação do teste t) e o símbolo “=” indica que o parâmetro avaliado permaneceu inalterado (em caso de rejeição do teste t).

A tabela 5.1 tem a finalidade de dar um panorama geral da influência da irradiação laser sobre as três regiões analisadas. Verificamos nitidamente que as regiões radiolúcida e radiopaca foram as mais alteradas pelo laser.

Tabela 5.1 – Resultados dos testes t com ênfase a região analisada ($p < 0,05$)

Região	Exposição	PICO	MÉDIA	CONT.
Radiolúcida	0,05 s	≈	↓	↑
	0,08 s	≈	↓	↑
	0,14 s	≈	≈	↑
Transição	0,05 s	≈	≈	≈
	0,08 s	≈	≈	↓
	0,14 s	≈	≈	≈
Radiopaca	0,05 s	↓	↓	↓
	0,08 s	≈	↓	≈
	0,14 s	≈	≈	↓

A tabela 5.2 tem a finalidade de dar um panorama geral dos resultados obtidos em cada tempo de exposição. Apesar da ANOVA não acusar diferenças expressivas entre os tempos de exposição, verificamos nitidamente uma maior sensibilidade do método para os tempos de exposição de 0,05 e 0,08s. Pareceu-nos que, quanto menor o tempo de exposição, maior a sensibilidade do método.

Tabela 5.2 – Resultados dos testes t com ênfase a tempos de exposição ($p < 0,05$)

Exposição	Parâmetro	PICO	MÉDIA	CONT.
0,05 s	Radiolúcida	≈	↓	↑
	Transição	≈	≈	≈
	radiopaca	↓	↓	↓
0,08 s	Radiolúcida	≈	↓	↑
	Transição	≈	≈	↓
	radiopaca	≈	↓	≈
0,14 s	Radiolúcida	≈	≈	↑
	Transição	≈	≈	≈
	radiopaca	≈	≈	↓

Os resultados numéricos dos testes-t que originaram a tabela acima encontram-se nos apêndices A, B e C.

5.2 Método estatístico para subtração de imagem digital

A partir de 39 amostras radiografadas antes e depois da irradiação com laser de Nd:YAG, com tempos de exposição de 0,05s, 0,08s e 0,14s, obtivemos três grupos de 39 imagens de subtração.

Foi avaliado o grau de concordância de 3 avaliadores, sobre 3 parâmetros (escores) do aspecto do ápice nas imagens de subtração.

Os parâmetros (escores) a serem atribuídos ao aspecto apical foram:

1. mancha radiolúcida na linha do ápice
2. linha do ápice inalterada
3. mancha radiopaca na linha do ápice

Neste caso utilizou-se a **estatística de kappa**. Essa estatística mostra que, quanto mais próximo de 1, maior o grau de concordância entre os avaliadores.

Nas imagens expostas por 0,05s o índice de kappa foi de 0,848; para as imagens expostas por 0,08s o índice de kappa foi de 0,908 e para as imagens expostas por 0,14s o índice de kappa foi de 0,841. Nos três casos, o grau de concordância foi considerado muito bom, segundo os parâmetros do índice de kappa, abaixo relacionados.

$\kappa < 0,02$: concordância ruim
 $0,21 \leq \kappa \leq 0,40$: concordância fraca
 $0,41 \leq \kappa \leq 0,60$: concordância moderada
 $0,61 \leq \kappa \leq 0,80$: concordância boa
 $0,81 \leq \kappa \leq 1,00$: concordância muito boa

Depois que cada avaliador fez sua avaliação independente, as imagens que não obtiveram concordância entre os 3 avaliadores foram reavaliadas resultando em uma classificação de consenso.

A tabela 5.3 mostra a distribuição dos escores da classificação de consenso, para cada tempo de exposição.

Tabela 5.3 - Classificação de consenso para as imagens obtidas por subtração, de acordo com o tempo de exposição

	tempo de exposição		
	0,05s	0,08s	0,14s
mancha radiolúcida na linha do ápice	3 (7,7%)	3 (7,7%)	2 (5,1%)
linha do ápice inalterada	19 (48,7%)	18 (46,2%)	23 (59,0%)
mancha radiopaca na linha do ápice	17 (43,6%)	18 (46,2%)	14 (35,9%)
Total	39 (100%)	39 (100%)	39 (100%)

Conforme mostra a tabela, nas imagens expostas por 0,14s, houve mais imagens com linha do ápice inalterada (59,0%) do que nas imagens expostas por 0,05 (48,7%) e nas imagens expostas por 0,08 segundos (46,2%). Apesar do teste de Friedman não identificar essa diferença como significativa ($p=0,311$), verificamos uma clara tendência de menor sensibilidade do método com imagens do grupo 0,14s.

Para avaliarmos a sensibilidade e especificidade do método, seria necessário um “padrão ouro” que, pela proposta e metodologia utilizada, não conseguimos obter. Por outro lado, os 3 avaliadores apresentaram alto grau de concordância entre os mesmos, indicando que não existe muita dúvida quanto ao que está sendo visto nas imagens de subtração.

Gráfico 5.3 - Distribuição dos escores para a classificação de consenso em porcentagem

O gráfico 5.3 mostra a distribuição dos escores para a classificação de consenso, de acordo com o tempo de exposição (imagens obtidas pelo processo de subtração).

É importante sempre lembrar que, nas imagens de subtração quantitativa, a linha do ápice radiopaca indica menor densidade de imagem da primeira imagem (antes da irradiação laser) para a segunda imagem (depois da irradiação laser). Por outro lado, a linha de ápice radiolúcida indica que, nessa região, a segunda imagem (depois da irradiação) ficou mais densa que a primeira (antes da irradiação).

6 DISCUSSÃO

Devido ao caráter inédito de nossa pesquisa, gostaríamos de desenvolver a discussão da metodologia desenvolvida, de forma a dar consistência aos resultados e conclusões que iremos apresentar.

Nosso trabalho se originou a partir dos resultados encontrados em nossa dissertação de Mestrado de 2002 (BRUCOLI, 2002) e publicados em 2005 (BRUCOLI; ARITA; EDUARDO, 2005). Neste trabalho constatamos que a irradiação da dentina com laser de Nd:YAG é capaz de alterar seu aspecto radiográfico, tornando-o em média 8% mais radiopaco. Esta pesquisa foi feita in vitro, utilizando-se discos de 2mm de espessura de dentina coronária, cortados horizontalmente. A metodologia foi desenvolvida de forma que conseguimos encontrar alterações da imagem radiográfica da dentina irradiada. Com estes achados positivos, decidimos dar continuidade à linha de pesquisa, porém elevando seu caráter puramente in vitro para um status pré-clínico. Esta proposta veio somar-se a uma importante linha de pesquisa desenvolvida em nossa Faculdade, mais especificamente no Laboratório Especial de Laser em Odontologia (LELO-FOUSP), onde se realizam pesquisas clínicas sobre o desempenho do laser de Nd:YAG na descontaminação e diminuição da permeabilidade dentinária de raízes apicetomizadas (GOUW-SOARES et al., 1999; GOUW-SOARES et al., 2001; OLIVEIRA et al., 2004).

Se o laser de Nd:YAG é capaz de promover alterações na imagem radiográfica de discos de dentina e se esse mesmo laser é altamente indicado em cirurgias paraendodônticas, seriam essas alterações perceptíveis em radiografias de ápices radiculares irradiados?

Desta forma concebemos o trabalho que consiste em nossa tese de doutoramento. Alguns aspectos da metodologia como realização da apicectomia e irradiação do laser já estariam praticamente definidos, na medida em que seguíamos uma linha de pesquisa existente (LELO-FOUSP).

No entanto, é necessário analisarmos com cuidado alguns aspectos dessa metodologia exatamente por constituírem um modelo experimental diferente do modelo utilizado em nossa pesquisa de mestrado, podendo dessa forma modular a previsão dos resultados.

Nesse contexto, uma diferença marcante no método de aplicação do laser foi a angulação da fibra no momento da irradiação do laser. Segundo Anic et al. (1998), o tecido irradiado absorve mais energia quando a fibra está perpendicular à sua superfície. Com a fibra angulada, o laser também é capaz de promover alterações na dentina como ablação, fusão e resolidificação, porém com menor absorção de energia. Dessa forma, para que obtivéssemos alterações de superfície mais uniformes, deveríamos adotar a irradiação do ápice radicular com a fibra perpendicular à sua superfície (angulação utilizada em nosso trabalho de mestrado). Contudo, na medida em que simulamos uma situação clínica de cirurgia apical, foi necessário posicionar a fibra a 45 graus da superfície. Isto implica em menor uniformidade de absorção da energia do laser pela dentina do ápice. Para compensar uma absorção irregular, elevamos o tempo de irradiação do ápice, repetindo a varredura da superfície, de forma a assegurar uma alteração de superfície uniforme. Devido a pequena área da superfície do ápice, mesmo com a repetição da varredura, o tempo de exposição foi adequado e seguro, evitando demasiado aquecimento da dentina, segundo White, Fagan e Goodis (1994) e White et al. (1993). Porém, conseqüentemente,

intensificamos o efeito de ablação (remoção de tecido), fenômeno encontrado em nossos resultados.

Outro importante fator importante a ser discutido, são os parâmetros de energia de irradiação empregados nesta pesquisa (100mJ, 15 Hz, 125J/cm²), que foram significativamente mais intensos que os utilizados em nossa dissertação de mestrado (80mJ, 10 Hz, 99,4J/cm²).

A maior intensidade de energia se justifica, na medida em que tem como objetivo não apenas a modificação da superfície dentinária, mas também a redução bacteriana e selamento dos túbulos dentinários.

No entanto, quais seriam as conseqüências deste aumento de energia na superfície do periápice? Para respondermos esta pergunta, é necessário fazermos algumas considerações sobre limiar de alteração física da dentina. O limiar de alteração física é a energia de irradiação a partir da qual ocorrem as modificações da superfície dentinária. Muitos autores realizaram estudos por meio de microscopia eletrônica para entender os efeitos dos diferentes níveis de energia de irradiação do laser sobre a dentina.

Um trabalho clássico sobre limiar de alteração física da dentina é o de White et al. (1993), onde os autores definiram como parâmetros mínimos para se obter alterações da superfície dentinária uma energia de pulso de 167mJ e densidade de energia de 207J/cm² na utilização de uma fibra de 320µm de diâmetro. Esse trabalho serviu de referência para diversos outros autores como Kinney et al. (1996), que aplicaram na dentina os mesmos níveis de energia, considerando-os como limiar de alteração física. Porém, se analisarmos com cuidado a metodologia utilizada por White et al. (1993), iremos verificar que a obtenção desses parâmetros foi feita por meio da análise microscópica da

dentina de uma maneira pontual, ou seja, a análise das alterações foi feita pulso a pulso e não considerou a taxa de repetição desses pulsos. Portanto, esse trabalho nos dá apenas uma idéia da quantidade de energia necessária para alterar a área de dentina definida pelo diâmetro da fibra e não nos fornece a quantidade de energia necessária para provocar a alteração física de uma área maior de dentina como um ápice radicular.

Por outro lado, Rohanizadeh et al. (1999), realizaram um estudo com o propósito de avaliar as alterações ultraestruturais e químicas da dentina causadas pela irradiação laser com uma densidade de energia de $40,74 \text{ J/cm}^2$ e taxa de repetição de 10Hz. Os autores afirmam que as alterações significativas da superfície dentinária foram obtidas por meio do efeito acumulativo dos pulsos, num total de 50 segundos de exposição e 500 pulsos aplicados. Apesar de neste caso o tempo de exposição ser mais longo que o recomendado pela literatura (30 segundos), nós concordamos com a idéia de que o limiar de alteração física da dentina irradiada pode ser conseguido com energias mais baixas, por meio da varredura da área irradiada, causando um efeito acumulativo da energia aplicada sobre a superfície. Dessa forma, os parâmetros utilizados por nós (mesmos parâmetros das pesquisas do LELO-FOUSP) estabelecem uma densidade de energia mais alta (125 J/cm^2) que a utilizada por Rohanizadeh et al. (1999), garantindo alterações significativas da superfície do periápice, tanto em estrutura, quanto em composição e indicando potencial de remoção de dentina por ablação.

Até agora, a discussão da interação do laser de Nd:YAG com o tecido irradiado, por meio dos parâmetros utilizados em nosso trabalho, nos levam a

acreditar que houve basicamente dois efeitos sobre a dentina apical irradiada: **ablação** e formação de pequena camada de **dentina mais radiopaca**.

Nosso objetivo primordial foi tentar detectar, por meio da metodologia desenvolvida, essas duas alterações nas imagens digitais. Ou seja, procuramos encontrar evidências da remoção da dentina superficial e da formação de uma superfície apical remanescente mais radiopaca.

No entanto, os resultados obtidos nos mostram que foi possível detectar a remoção da dentina, ao passo que não foi possível encontrar a superfície apical irradiada mais radiopaca. Por quê?

Vamos a partir de agora discutir o método de obtenção e análise das imagens digitais, para que possamos entender os motivos que nos levaram a encontrar estes resultados.

A primeira etapa a ser discutida é o desenvolvimento do modelo experimental. Segundo Forsberg e Halse (1997), para estudarmos alterações de periápices, a técnica do paralelismo é a mais adequada. Desta forma, era necessário encontrar um dispositivo que permitisse o posicionamento de todos os componentes do modelo experimental (cabeçote de raio X, mandíbula e sensor digital) de maneira rígida e paralelos entre si. A utilização do dispositivo de paralelismo desenvolvido por Morea (2003), não só tornou possível este paralelismo, como foi também perfeitamente adequado para alojamento e fixação do sensor digital Dixi®2. Em todos os trabalhos de nossa revisão onde foi utilizada a subtração de imagem digital (CHRISTGAU et al., 1998; DELANO et al., 1998; GERAETS et al., 2008; HEO et al., 2001; KOZAKIEWICS et al., 2008; MOREA, 2003; NUMMIKOSKI et al., 2000; STASSINAKIS et al., 1995; YI et al., 2006), o fator padronização de imagens foi considerado de suma

importância para a obtenção de resultados consistentes. Na medida em que a perfeita sobreposição das imagens, antes e depois da irradiação laser, era fundamental para a aplicação dos métodos de análise de histogramas e subtração de imagem digital, acreditamos que a rigidez do sistema utilizado nos garantiu esta conformação ideal.

Como demonstrado no capítulo 4 (Material e Métodos), utilizamos diferentes tempos de exposição para obtenção das imagens digitais. A intenção de inserirmos diferentes tempos de exposição de raio X em nossa pesquisa foi, além de estudar a influência dessa variável nas imagens radiográficas geradas, verificar se a barra indicadora de exposição do programa Dimaxis Pro seria um indicador confiável para obtenção de imagens ótimas em definição e contraste.

Podemos verificar por meio da ANOVA que os três tempos de exposição se comportaram de maneira semelhante e não influenciaram diretamente nos resultados obtidos. Nesse aspecto, devemos entender que a ANOVA consiste em um método estatístico que dá um panorama geral do comportamento das variáveis. No entanto, quando verificamos os resultados para a variável “tempo de exposição” com mais atenção, percebemos algumas “tendências” da influência dessa variável nas imagens de subtração e histogramas obtidos. De fato é o que mostram as tabelas 5.2 (resultados dos testes t com ênfase a tempos de exposição) e 5.3 (classificação de consenso para as imagens obtidas por subtração, de acordo com o tempo de exposição), onde percebemos nitidamente maior sensibilidade dos dois métodos para os tempos de exposição de 0,05 (principalmente) e 0,08 segundos.

Dessa forma, apesar de estatisticamente não significantes a 0,05%, as diferenças verificadas entre os grupos de diferentes tempos de exposição nos

levam a crer que a barra de exposição do programa Dimaxis Pro (Figura 4.11) é um importante indicador para obtenção de imagens de melhor qualidade, na medida em que o tempo ótimo indicado pela barra de exposição (0,05 segundos) apresentou tendência de melhor desempenho em nosso experimento.

Discutidos os tempos de exposição e os principais aspectos que envolvem essa variável em nossa pesquisa, passamos a analisar as características do sensor digital Dixi®2, que será de grande importância para a compreensão dos resultados obtidos.

Este sensor CCD possui, segundo o fabricante Planmeca, uma das melhores resoluções espaciais existentes entre os sensores digitais intraorais. A resolução espacial deste sensor, em sua máxima capacidade é de 26 pares de linhas por milímetro, definindo o tamanho do pixel (mínima unidade de tamanho sensível à irradiação X) de aproximadamente $19 \times 19 \mu\text{m}$. No entanto, Farman e Farman (2005), com auxílio de uma régua de chumbo apropriada, encontram uma resolução aproximada de 16 pares de linha por milímetro para este sensor, estabelecendo um tamanho de pixel três vezes maior, de aproximadamente $62 \times 62 \mu\text{m}$.

Esse dado é de suma importância para estabelecermos o seguinte raciocínio: Liu, Lin e Lan (1997), Myers (1990) e White et al. (1993), por meio de trabalhos de microscopia eletrônica, constatam que a irradiação laser provoca ablação e posterior alteração da dentina remanescente numa espessura de até $40 \mu\text{m}$, sendo a camada mais superficial de $4 \mu\text{m}$ de dentina densa resolidificada e o restante de $40 \mu\text{m}$ de dentina modificada em sua estrutura. Se o tamanho do pixel (resolução) do sensor for $62 \times 62 \mu\text{m}$, ao invés de $19 \times 19 \mu\text{m}$, de acordo com ao ângulo de incidência do raio X, será muito difícil detectarmos alterações da

ordem de 40 μ m. Estas características coincidem com a conformação do método utilizado para obtenção das imagens radiográficas, onde o feixe de raio X atravessa os corpos de prova paralelamente à superfície do ápice. Em nossa opinião, este foi o fator principal que nos impediu a detecção de uma linha de dentina mais radiopaca nas imagens digitais dos ápices irradiados, tanto por meio da análise de histograma quanto da subtração de imagem digital.

Por outro lado, com os dois métodos foi possível detectar a ablação provocada pelo laser. De fato, a análise dos histogramas evidencia uma quantidade menor de pixels cujos níveis de cinza indicam tecido dental e maior quantidade de pixels indicando vazio (região radiolúcida). Da mesma forma, por meio do método de subtração de imagem digital, encontramos alterações em até 46,2% das imagens indicando uma densidade de imagem radiográfica menor na linha do ápice. Podemos concluir, fazendo o mesmo raciocínio, que a remoção de tecido nos dentes correspondentes a essas imagens atingiu níveis maiores que 62 μ m.

Outra característica do sensor que merece algumas considerações e que poderia impedir a detecção de uma dentina mais densa nas imagens da superfície dos ápices é a profundidade dos pixels, ou seja, o número de níveis de cinza diferentes que cada pixel pode captar. Essa capacidade é expressa em bits. O sensor Dixi®2 da Planmeca é capaz de captar imagens em até 12 bits, num total de 4096 níveis de cinza diferentes para cada pixel. De acordo com Brucoli, Arita e Eduardo (2005), a imagem radiográfica da dentina alterada pela irradiação laser de Nd:YAG fica em média 8% mais radiopaca. Isto nos dá uma diferença de aproximadamente 327 níveis de cinza de diferença entre a dentina irradiada e a dentina não irradiada, em imagens de 12 bits. Ao exportarmos as

imagens originais de 12 bits do programa gerenciador do sistema digital (Dimaxis Pro 4.4.0) para o programa de análise ImageTool 3.0.0, essas imagens sofreram uma redução da profundidade de pixel para 8 bits. Considerando que as imagens de 8 bits nos fornecem 256 diferentes níveis de cinza, a diferença de 8% na densidade de imagem de uma dentina irradiada para uma dentina não irradiada nos daria uma distância em média de 20 níveis de cinza nas imagens digitais de 8 bits.

Em nossa opinião, a profundidade de pixel do sensor, gerando imagens de 12 bits, foi plenamente suficiente para detectar as alterações esperadas. Mesmo após a exportação dessas imagens em 8 bits, a profundidade de pixel dessas imagens seria suficiente para determinar a detecção de uma imagem de dentina mais radiopaca após a irradiação com laser. Baseamos essa afirmação no fato de termos encontrado diferenças estatisticamente significantes com diferenças menores que 0,1 níveis de cinza, segundo o item 5.1.2 do capítulo de resultados (nível de cinza (média), de acordo com o tempo de exposição e região).

Com a exportação das imagens originais para o programa de análises ImageTool, resta-nos agora discutir os métodos de análise de histograma e subtração de imagem digital de acordo com os resultados encontrados em nossa pesquisa.

O método de análise de histograma foi desenvolvido por meio das potencialidades do programa ImageTool e de algumas constatações. Confiando na estabilidade e rigidez do modelo experimental desenvolvido, nós idealizamos analisar os histogramas das imagens antes e depois da irradiação laser enquadrando apenas a região dos ápices. Com isto, estaríamos restringindo a

análise apenas a região alterada, diminuindo o desvio padrão das médias obtidas. O enquadramento das imagens radiográficas dos ápices por meio de coordenadas (pixels definidos pelos eixos x e y) deu-nos a certeza de estarmos comparando exatamente a mesma região antes e depois da irradiação laser.

Inicialmente, pensamos em fazer a comparação das médias dos níveis de cinza da região apical antes e depois da irradiação, mas, considerando que a irradiação laser poderia provocar ablação (remoção) além da alteração dos níveis de cinza da dentina, isto nos daria informações equivocadas. Era necessário então realizar a análise dos níveis de cinza separadamente nas diferentes regiões contidas no quadro de análise de histograma. Essas regiões foram então discriminadas em: radiolúcida (vazio), radiopaca (dente) e transição (região limítrofe entre as outras duas). Após intensa observação, atribuímos os níveis de cinza que pertenciam em média a cada região e aí sim realizamos a análise dos histogramas de cada região, comparando-as antes e depois da irradiação laser.

Outra idéia interessante foi fazer o estudo dos histogramas não apenas em relação a diferença das médias dos níveis de cinza de cada região, mas também em relação ao pico dos níveis de cinza de cada região, bem como a contagem total do número de pixels de cada região. O estudo do pico foi uma forma de análise mais específica para detectarmos alterações de densidade e se originou no fato de que esperávamos detectar uma dentina mais densa na região dos ápices irradiados. Se a média dos níveis de cinza da região radiopaca não apresentasse diferença, talvez seu pico (nível de cinza mais freqüente da região) pudesse estar alterado, indicando maior densidade daquela região. Já o estudo da contagem do número de pixels de cada região foi uma forma de análise mais

específica para detectarmos a remoção do tecido dentinário após a irradiação. Na medida em que houvesse remoção de dentina por sua interação com o feixe laser, o contagem dos pixels indicaria automaticamente menor número de pixels pertencentes a região radiopaca e maior número de pixels pertencentes a região radiolúcida.

Acreditamos que o método de análise de histograma por nós desenvolvido foi inédito, bastante completo e adequado para a detecção das alterações esperadas. Os resultados obtidos por meio da análise de histograma foram reforçados pelos resultados da subtração de imagem digital, método este que passaremos a discutir a partir de agora.

O método de subtração de imagem digital é preconizado por vários autores para a detecção de alterações de diferentes estruturas mineralizadas. Autores como Christgau et al. (1998), Morea (2003) e Stassinakis et al. (1995), concentraram seus estudos para detecção de variações da espessura do osso alveolar. Nummikoski et al. (2000) avaliaram perda de altura da crista óssea alveolar. Delano et al. (1998) estudaram o potencial do método para controle de lesões ósseas periapicais após cirurgias paraendodônticas. Heo et al. (2001) e Westphalen et al. (2004) aplicaram o método para estudar lesões de reabsorção radicular externa.

Nossa pesquisa visou aplicar a subtração de imagem digital para detecção de variações sutis de volume e densidade de ápices radiculares. Não encontramos na literatura nenhum trabalho com a mesma proposta. Portanto, foi necessário estudarmos com cautela o método utilizado pelos outros autores, para estabelecermos o método de subtração digital mais adequado ao nosso estudo.

Apesar de a subtração de imagem digital ser um método amplamente utilizado, não existe consenso entre os autores para sua utilização. A aplicação do método é feita por meio de diferentes programas, sendo que existem diferenças de resultados para a mesma pesquisa, de acordo com o programa a ser utilizado (HAITER-NETO; WENZEL, 2005; KOZAKIEWICS et al., 2008). Além disso, alguns autores submetem as imagens de subtração a diversos processos matemáticos, exportando-as a vários programas antes de atingir um resultado final (MOREA, 2003; STASSINAKIS et al., 1995), enquanto outros autores utilizam apenas as imagens de subtração primárias (HEO et al., 2001; WESTPHALEN et al., 2004) como objeto de estudo.

Nossa preocupação principal ao definirmos o método de subtração digital foi fazê-lo de forma simples e perfeitamente **reprodutível**. De fato, ao estudarmos os diferentes trabalhos que envolviam subtração de imagem digital, encontramos grande dificuldade para entender realmente a maneira como as imagens de subtração foram obtidas e analisadas. Quais ferramentas dos programas de subtração foram utilizadas? Que tipo de processamento matemático foi submetido as imagens e porquê? Como foi feita a padronização das imagens para o estudo? Entre outras perguntas.

Outra questão a ser esclarecida foi a de aplicarmos ou não uma região de interesse (ROI) as imagens obtidas antes e depois da irradiação laser, para então submetê-las ao processo de subtração de imagem. Para resolvermos este assunto, nos baseamos em três trabalhos presentes na revisão da literatura:

Segundo Yi et al. (2006), regiões de interesse de menor área são mais eficazes para produzir boas imagens de subtração. Porém, isto se deve ao fato do modelo experimental envolver o estudo de trabeculado ósseo (estrutura

irregular) e difícil padronização das imagens, produzindo distorções nas imagens de subtração obtidas por meio de regiões de interesse extensas. Por outro lado, Geraets et al. (2008), utilizando um modelo experimental semelhante, concluíram que, ao incluir estruturas adjacentes em ROIs mais extensas, ficou mais fácil e eficaz a realização da subtração de imagem, na medida em que os pontos de referência estavam mais evidentes. Finalmente, segundo Kozakiewics et al. (2008), quanto maior o número de pontos de referência para obtenção de imagens de subtração, menor será o ruído (desvio padrão) dessas imagens.

De acordo com os trabalhos acima citados, consideramos como mais adequado para nossa pesquisa a não utilização de regiões de interesse, fazendo a subtração das imagens inteiras antes e depois da irradiação. Com isto estaríamos evitando distorções de posicionamento, elevando ao máximo o número de pontos de referência, facilitando e otimizando o processo.

No intuito de tornar claro o método por nós utilizado, optamos pela objetividade, com parâmetros bem definidos, que foram: rigorosa padronização das imagens, descrição detalhada de sua captação, descrição dos programas utilizados e dos passos realizados até a obtenção das imagens de subtração quantitativa.

Acreditamos que somente com a simplicidade e clareza do método realizado, pudemos avaliar não só os resultados obtidos, mas também a sua adequação a pesquisa proposta, além de seus limites.

De fato, os resultados obtidos por meio da subtração de imagem digital confirmaram de maneira visual aquilo que constatamos numericamente com a análise de histogramas, onde verificamos perda do tecido irradiado. Da mesma forma que com os histogramas, as imagens de subtração não foram capazes de

detectar uma linha de dentina mais radiopaca na superfície da maioria dos ápices radiculares, com exceção de 2 a 3 imagens. Pelo contrário, as imagens de subtração nos mostram principalmente perda de tecido (43,6% a 46,2% das amostras) e linha de ápice inalterada (46,2% a 48,7% das amostras) nos tempos de exposição mais expressivos de 0,05s e 0,08s. Devemos esses resultados a limitação da resolução do sensor como já explicamos.

Acreditamos que os dois métodos utilizados se comportaram de maneira complementar: a análise de histogramas forneceu **dados numéricos** e nos permitiu uma observação geral do comportamento das amostras. A subtração de imagem digital quantitativa nos trouxe, amostra por amostra, as alterações **visuais** dos ápices irradiados.

Restam duas perguntas: como explicar um alto índice de ápices inalterados nas imagens de subtração e como explicar o aparecimento de uma dentina mais densa em algumas poucas imagens?

A resposta a primeira pergunta deve estar no fato de, nas imagens de ápices inalterados, a remoção de dentina não ter atingido espessuras maiores de 62 μ m (tamanho do pixel que estabelece a resolução do sensor).

Quanto a segunda pergunta, podemos imaginar duas explicações: a primeira seria um enorme ruído do método, distorcendo o resultado final da imagem de subtração em questão. A segunda explicação (e mais intrigante) seria a conjuntura de alguns fatores, onde teríamos conseguido obter uma superfície uniforme de dentina alterada pelo laser, com pouca ablação, coincidindo com uma angulação favorável desse ápice em relação a incidência dos raios X, de forma que estes não estivessem paralelos entre si. Isto criaria no

sensor uma imagem de projeção com uma espessura de dentina alterada bem maior que 62 μ m, permitindo sua captação.

Apesar de não conseguirmos desenvolver um padrão ouro para estabelecermos a sensibilidade e especificidade do método de subtração utilizado, houve alto grau de concordância entre os avaliadores das imagens, indicando que não houve dúvida quanto ao que as imagens de subtração mostraram. Acreditamos que o método de subtração de imagem digital aplicado em nossa pesquisa foi claro e adequado, estando compatível com as alterações esperadas, considerando as limitações já discutidas.

Gostaríamos também de descrever algumas perspectivas futuras, tendo em vista a experiência adquirida no desenvolvimento do trabalho e visando a continuidade da linha de pesquisa.

Acreditamos que os estudos envolvendo as alterações da imagem radiográfica da dentina irradiada com laser de Nd:YAG devem continuar. Na medida em que encontramos uma dentina mais radiopaca após a irradiação com laser em algumas imagens de subtração, devemos concentrar nossos esforços para entender quais fatores determinam este achado. Isto dá margem a várias outras pesquisas utilizando a mesma metodologia como a influência da variação dos parâmetros de irradiação laser nas imagens digitais de ápices irradiados, ou ainda um estudo sobre a influência do ângulo de incidência do raio X nas imagens digitais de ápices irradiados. A metodologia desenvolvida pode também ser aplicada a qualquer estudo de alteração de volume ou densidade de imagens digitais envolvendo tecidos mineralizados.

No caso de encontrarmos melhores evidências de alterações da imagem radiográfica dos ápices irradiados, podemos abrir novas opções de pesquisa,

como, por exemplo, avançarmos a pesquisa a uma fase clínica e inserirmos a metodologia desenvolvida nas pesquisas clínicas que envolvem o uso do laser nas cirurgias apicais realizadas no LELO-FOUSP.

Encerrando nosso capítulo de discussão, gostaríamos de enfatizar que toda metodologia por nós desenvolvida foi fruto de intenso estudo e dedicação, permitindo-nos atingir resultados que contém informações inéditas para as pesquisas que envolvem tanto o laser, quanto a radiologia com ênfase a imagem digital. O desafio de realizar um trabalho de caráter multidisciplinar exigiu grande esforço, mas também nos levou a integrar conhecimento e nos deu a oportunidade de olharmos de maneira mais abrangente para as potencialidades de novas pesquisas.

7 CONCLUSÃO

De acordo com a proposta de nosso trabalho, segundo a metodologia desenvolvida e a análise e discussão dos resultados encontrados, podemos concluir que:

- É possível detectarmos alterações nas imagens radiográficas digitais de raízes apicetomizadas e irradiadas com laser de Nd:YAG.
- Por meio dos métodos de análise de histogramas e subtração de imagem digital detectamos imagens radiográficas com maior área radiolúcida após as irradiações das raízes com o laser de Nd:YAG.

REFERÊNCIAS¹

Anic I, Segovic S, Katanec D, Prskallo K, Nazjar-fleger D. Scanning electron microscopic study of dentin lased with argon, CO₂, and Nd:YAG laser. J Endod 1998;24(2):77-8.

Brucoli HCP Análise da imagem radiográfica da dentina irradiada pelo laser de Nd:YAG [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2002.

Brucoli HCP, Arita ES, Eduardo CP. In vitro radiographic analysis of Nd:YAG laser irradiated dentin. Lasers Med Sci 2005;20(2):89-94.

Christgau M, Hiller KA, Schmalz G, Kolbeck C, Wenzel A. Quantitative digital subtraction radiography for the determination of small changes in bone thickness: an in vitro study. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 1998;85(4):462-72.

Delano EO, Tyndall D, Ludlow JB, Trope M, Lost C. Quantitative radiographic follow-up of apical surgery: a radiometric and histologic correlation. J Endod 1998;24(6):420-6.

Eraso FE, Analoui M, Watson AB, Rebeschini R. Impact of lossy compression on diagnostic accuracy of radiographs for periapical lesions. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2002;93(5):621-5.

Farman AG, Farman TT. A comparison of 18 different x-ray detectors currently used in dentistry. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2005;99(4):485-9.

Forsberg J, Halse A. Periapical radiolucencies as evaluated by bisecting-angle and paralleling radiographic techniques. Int Endod J 1997;30(2):115-23.

Geraets WGM, Verheij JGC, Van der Stelt PF, Horner K, Lindh C, Nicopoulou-Karayianni K, et al. Selecting regions of interest on intraoral radiographs for the prediction of bone mineral density. Dentomaxillofac Radiol 2008;37(7):375-9.

¹ De acordo com Estilo Vancouver. Abreviatura de periódicos segundo base de dados MEDLINE.

Gouw-Soares S, Tanji E, Haypek P, Cardoso W, Eduardo CP. The use of Er:YAG, Nd:YAG and Ga-Al-As lasers in periapical surgery: a 3-year clinical study. *J Clin Laser Med Surg* 2001;19(4):193-8.

Gouw-Soares SC, Tanji E, Matson E, Lage-Marques JL, Eduardo CP. Apicoectomy with Er:YAG and Nd:YAG lasers. SEM and permeability study of dentine cut surface. *J Dent Res* 1999;78(5):1008.

Haiter-Neto F, Wenzel A. Noise in subtraction images made from pairs of bitewing radiographs: a comparison between two subtraction programs. *Dentomaxillofac Radiol* 2005;34(6):357-61.

Hellén-Halme K, Petersson A, Warfvinge G, Nilsson M. Effect of ambient light and monitor brightness and contrast settings on the detection of approximal caries in digital radiographs: an *in vitro* study. *Dentomaxillofac Radiol* 2008;37(7):380-4.

Heo M, Lee S, Lee K, Choi H, Choi S, Park T. Quantitative analysis of apical root resorption by means of digital subtraction radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2001;91(3):369-73.

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* 1999;17(6):261-6.

Kinney JH, Haupt DL, Balooch M, White JM, Bell WL, Marshall SJ, et al. The threshold effects of Nd and Ho: YAG laser-induced surface modification on demineralization of dentin surfaces. *J Dent Res* 1996;75(6):1388-95.

Kozakiewicz M, Bogusiak K, Hanclik M, Denkowski M, Arkuszewski P. Noise in subtraction images made from pairs of intraoral radiographs: a comparison between four methods of geometric alignment. *Dentomaxillofac Radiol* 2008;37(1):40-6.

Liu HC, Lin CP, Lan WH. Sealing depth of Nd:YAG laser on human dentinal tubules. *J Endod* 1997;23(11):691-3.

Morea C. Estudo “in vitro” das variações quantitativas da densidade óssea em função do tempo de exposição, em radiografias digitais diretas, avaliadas por um programa de análise computadorizada de imagens digitais (CADIA). [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2003.

Myers TD. Effects of a pulsed Nd:YAG laser on enamel and dentin. SPIE 1990;1200:425-8.

Nummikoski PV, Steffensen B, Hamilton K, Dove SB. Clinical validation of a new subtraction radiography technique for periodontal bone loss detection. J Periodontol 2000;71(4):598-605.

Oliveira RG, Gouw-Soares S, Baldochi SL, Eduardo CP. Scanning electron microscopy (SEM) and optical microscopy: effects of Er:YAG and Nd:YAG lasers on apical seals after apicoectomy and retrofill. Photomed Laser Surg 2004;22(6):533-6.

Rohanizadeh R, Legeros RZ, Fan D, Jean A, Daculsi G. Ultrastructural properties of laser-irradiated and heat-treated dentin. J Dent Res 1999;78(12):1829-35.

Stabholz A, Khayat A, Ravanshad S, McCarthy DW, Neev J, Torabinajed M. Effects of Nd:YAG laser on apical seal of teeth after apicoectomy and retrofill. J Endod 1992;18(8):371-5.

Stassinakis A, Brägger U, Stojanovic M, Bürgin W, Lussi A, Lang NP. Accuracy in detecting bone lesions in vitro with conventional and subtracted direct digital imaging. Dentomaxillofac Radiol 1995;24(4):232-7.

Tsesis I, Rosen E, Schwartz-Arad D, Fuss Z. Retrospective evaluation of surgical endodontic treatment: traditional versus modern technique. J Endod 2006;32(5):412-6.

Watanabe LS, Matsumoto K, Katayama AY, Brugnera Jr A, Lopes MCS. Efeitos da luz laser CO2 e Nd:YAG sobre a superfície dentinária: estudo ao microscópio eletrônico de varredura. Rev Bras Odontol 1997;54(3):167-70.

Wenzel A, Haiter-Neto F, Gotfredsen E. Influence of spatial resolution and bit depth on detection of small caries lesions with digital receptors. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2007;103(3):418-22.

Westphalen VP, Gomes de Moraes I, Westphalen FH, Martins WD, Souza PH. Conventional and digital radiographic methods in the detection of simulated external root resorptions: a comparative study. Dentomaxillofac Radiol 2004;33(4):233-5.

White JM, Fagan MC, Goodis HE. Intrapulpal temperatures during pulsed Nd:YAG laser treatment of dentin, in vitro. J Periodontol 1994;65(3):255-9.

White JM, Goodis HE. Laser interactions with dental hard tissues – effects on the pulp/dentin complex. Proceedings of the International Conference on The Dentin/pulp Complex; 1995; Tokio Japan. Tokio: Quintessence; 1996.

White JM, Goodis HE, Marshall Jr GW, Marshall SJ. Identification of the physical modification threshold of dentin induced by neodymium and holmium YAG lasers using scanning electron microscopy. Scanning Microsc 1993;7(1):239-45.

Yi WJ, Heo MS, Lee SS, Choi SC, Huh KH. ROI-based image registration for digital subtraction radiography. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2006;101(4):523-9.

APÊNDICES

APÊNDICE A – Testes-t das imagens com exposição de 0,05s

Teste-t para PICOS na região RADIOLÚCIDA

alfa = 0,05

exposição = 0,05s

≈	<i>Antes</i>	<i>Depois</i>
Média	3,950223	3,74939
Variância	2,035932	1,990318
Observações	39	39
Correlação de Pearson	0,651852	
Hipótese diferença de média	0	
Gl	38	
Stat t	1,059277	
P(T<=t) uni-caudal	0,14808	
t crítico uni-caudal	1,685954	
P(T<=t) bi-caudal	0,296161	
t crítico bi-caudal	2,024394	

Teste-t para MÉDIAS na região RADIOLÚCIDA

alfa = 0,05

exposição = 0,05s

↓	<i>Antes</i>	<i>Depois</i>
Média	4,642574	4,557189
Variância	0,791453	0,955725
Observações	39	39
Correlação de Pearson	0,962526	
Hipótese diferença de média	0	
Gl	38	
Stat t	1,974622	
P(T<=t) uni-caudal	0,027805	
t crítico uni-caudal	1,685954	
P(T<=t) bi-caudal	0,055611	
t crítico bi-caudal	2,024394	

Teste-t para CONTAGENS na região RADIOLÚCIDA

alfa = 0,05

exposição = 0,05s

↑	<i>Antes</i>	<i>Depois</i>
Média	28,53%	30,46%
Variância	2,22%	2,14%
Observações	39	39
Correlação de Pearson	0,9919	
Hipótese diferença de média	0	
Gl	38	
Stat t	-6,34893	
P(T<=t) uni-caudal	9,47E-08	
t crítico uni-caudal	1,685954	
P(T<=t) bi-caudal	1,89E-07	
t crítico bi-caudal	2,024394	

Teste-t para PICOS na região de TRANSIÇÃO
 alfa = 0,05 exposição = 0,05s

≈	<i>Antes</i>	<i>Depois</i>
Média	19,7928	18,36646
Variância	131,993	120,8546
Observações	39	39
Correlação de Pearson	0,811791	
Hipótese diferença de média	0	
gl	38	
Stat t	1,288543	
P(T<=t) uni-caudal	0,102674	
t crítico uni-caudal	1,685954	
P(T<=t) bi-caudal	0,205347	
t crítico bi-caudal	2,024394	

Teste-t para MÉDIAS na região de TRANSIÇÃO
 alfa = 0,05 exposição = 0,05s

≈	<i>Antes</i>	<i>Depois</i>
Média	28,32646	28,38082
Variância	1,990076	1,701661
Observações	39	39
Correlação de Pearson	0,954975	
Hipótese diferença de média	0	
gl	38	
Stat t	-0,80692	
P(T<=t) uni-caudal	0,212367	
t crítico uni-caudal	1,685954	
P(T<=t) bi-caudal	0,424734	
t crítico bi-caudal	2,024394	

Teste-t para CONTAGENS na região de TRANSIÇÃO
 alfa = 0,05 exposição = 0,05s

≈	<i>Antes</i>	<i>Depois</i>
Média	36,25%	35,91%
Variância	1,24%	1,33%
Observações	39	39
Correlação de Pearson	0,993279	
Hipótese diferença de média	0	
gl	38	
Stat t	1,546848	
P(T<=t) uni-caudal	0,065094	
t crítico uni-caudal	1,685954	
P(T<=t) bi-caudal	0,130189	
t crítico bi-caudal	2,024394	

Teste-t para PICOS na região RADIOPACA

alfa = 0,05

exposição = 0,05s

↓	<i>Antes</i>	<i>Depois</i>
Média	73,02474	71,4176
Variância	151,7931	106,5985
Observações	39	39
Correlação de Pearson	0,876365	
Hipótese diferença de média	0	
gl	38	
Stat t	1,686003	
P(T<=t) uni-caudal	0,049995	
t crítico uni-caudal	1,685954	
P(T<=t) bi-caudal	0,09999	
t crítico bi-caudal	2,024394	

Teste-t para MÉDIAS na região RADIOPACA

alfa = 0,05

exposição = 0,05s

↓	<i>Antes</i>	<i>Depois</i>
Média	67,91103	67,19775
Variância	41,14365	38,9823
Observações	39	39
Correlação de Pearson	0,991134	
Hipótese diferença de média	0	
gl	38	
Stat t	5,180684	
P(T<=t) uni-caudal	3,77E-06	
t crítico uni-caudal	1,685954	
P(T<=t) bi-caudal	7,54E-06	
t crítico bi-caudal	2,024394	

Teste-t para CONTAGENS na região RADIOPACA

alfa = 0,05

exposição = 0,05s

↓	<i>Antes</i>	<i>Depois</i>
Média	35,22%	33,63%
Variância	1,27%	1,24%
Observações	39	39
Correlação de Pearson	0,99135	
Hipótese diferença de média	0	
gl	38	
Stat t	6,703172	
P(T<=t) uni-caudal	3,11E-08	
t crítico uni-caudal	1,685954	
P(T<=t) bi-caudal	6,22E-08	
t crítico bi-caudal	2,024394	

APÊNDICE B – Testes-t das imagens com exposição de 0,08s

Teste-t para PICOS na região RADIOLÚCIDA

alfa = 0,05 exposição = 0,08s

≈	<i>Antes</i>	<i>Depois</i>
Média	2,821236	2,685345
Variância	2,565982	1,541026
Observações	39	39
Correlação de Pearson	0,796546	
Hipótese diferença de média	0	
gl	38	
Stat t	0,875723	
P(T<=t) uni-caudal	0,193341	
t crítico uni-caudal	1,685954	
P(T<=t) bi-caudal	0,386683	
t crítico bi-caudal	2,024394	

Teste-t para MÉDIAS na região RADIOLÚCIDA

alfa = 0,05 exposição = 0,08s

↓	<i>Antes</i>	<i>Depois</i>
Média	3,97633	3,918596
Variância	1,009145	1,075087
Observações	39	39
Correlação de Pearson	0,981727	
Hipótese diferença de média	0	
gl	38	
Stat t	1,823162	
P(T<=t) uni-caudal	0,038077	
t crítico uni-caudal	1,685954	
P(T<=t) bi-caudal	0,076153	
t crítico bi-caudal	2,024394	

Teste-t para CONTAGENS na região RADIOLÚCIDA

alfa = 0,05 exposição = 0,08s

↑	<i>Antes</i>	<i>Depois</i>
Média	30,81%	32,40%
Variância	2,21%	2,10%
Observações	39	39
Correlação de Pearson	0,991665	
Hipótese diferença de média	0	
gl	38	
Stat t	-5,1308	
P(T<=t) uni-caudal	4,41E-06	
t crítico uni-caudal	1,685954	
P(T<=t) bi-caudal	8,82E-06	
t crítico bi-caudal	2,024394	

Teste-t para PICOS na região de TRANSIÇÃO

alfa = 0,05

exposição = 0,08s

~	Antes	Depois
Média	18,93734	20,65048
Variância	113,9815	150,6969
Observações	39	39
Correlação de Pearson	0,697642	
Hipótese diferença de média	0	
gl	38	
Stat t	-1,18281	
P(T<=t) uni-caudal	0,122117	
t crítico uni-caudal	1,685954	
P(T<=t) bi-caudal	0,244234	
t crítico bi-caudal	2,024394	

Teste-t para MÉDIAS na região de TRANSIÇÃO

alfa = 0,05

exposição = 0,08s

~	Antes	Depois
Média	28,7198	28,73013
Variância	1,309612	1,549874
Observações	39	39
Correlação de Pearson	0,953111	
Hipótese diferença de média	0	
gl	38	
Stat t	-0,17016	
P(T<=t) uni-caudal	0,432892	
t crítico uni-caudal	1,685954	
P(T<=t) bi-caudal	0,865784	
t crítico bi-caudal	2,024394	

Teste-t para CONTAGENS na região de TRANSIÇÃO

alfa = 0,05

exposição = 0,08s

↓	Antes	Depois
Média	35,10%	34,50%
Variância	1,24%	1,30%
Observações	39	39
Correlação de Pearson	0,993454	
Hipótese diferença de média	0	
gl	38	
Stat t	2,883503	
P(T<=t) uni-caudal	0,003221	
t crítico uni-caudal	1,685954	
P(T<=t) bi-caudal	0,006442	
t crítico bi-caudal	2,024394	

Teste-t para PICOS na região RADIOPACA

alfa = 0,05

exposição = 0,08s

≈	<i>Antes</i>	<i>Depois</i>
Média	71,26803	70,86057
Variância	121,8609	128,4928
Observações	39	39
Correlação de Pearson	0,956891	
Hipótese diferença de média	0	
gl	38	
Stat t	0,771572	
P(T<=t) uni-caudal	0,22257	
t crítico uni-caudal	1,685954	
P(T<=t) bi-caudal	0,44514	
t crítico bi-caudal	2,024394	

Teste-t para MÉDIAS na região RADIOPACA

alfa = 0,05

exposição = 0,08s

↓	<i>Antes</i>	<i>Depois</i>
Média	67,26214	66,93609
Variância	39,52215	39,07356
Observações	39	39
Correlação de Pearson	0,997164	
Hipótese diferença de média	0	
gl	38	
Stat t	4,300874	
P(T<=t) uni-caudal	5,73E-05	
t crítico uni-caudal	1,685954	
P(T<=t) bi-caudal	0,000115	
t crítico bi-caudal	2,024394	

Teste-t para CONTAGENS na região RADIOPACA

alfa = 0,05

exposição = 0,08s

≈	<i>Antes</i>	<i>Depois</i>
Média	34,50%	34,09%
Variância	1,30%	1,27%
Observações	39	39
Correlação de Pearson	-0,12327	
Hipótese diferença de média	0	
gl	38	
Stat t	0,149687	
P(T<=t) uni-caudal	0,440902	
t crítico uni-caudal	1,685954	
P(T<=t) bi-caudal	0,881803	
t crítico bi-caudal	2,024394	

APÊNDICE C – Testes-t das imagens com exposição de 0,14s

Teste-t para PICOS na região RADIOLÚCIDA

alfa = 0,05

exposição = 0,14s

≈	<i>Antes</i>	<i>Depois</i>
Média	1,743345	1,831704
Variância	2,251027	1,975427
Observações	39	39
Correlação de Pearson	0,880166	
Hipótese diferença de média	0	
gl	38	
Stat t	-0,76937	
P(T<=t) uni-caudal	0,223216	
t crítico uni-caudal	1,685953	
P(T<=t) bi-caudal	0,446432	
t crítico bi-caudal	2,024394	

Teste-t para MÉDIAS na região RADIOLÚCIDA

alfa = 0,05

exposição = 0,14s

≈	<i>Antes</i>	<i>Depois</i>
Média	3,257083	3,207959
Variância	1,250163	1,480579
Observações	39	39
Correlação de Pearson	0,955331	
Hipótese diferença de média	0	
gl	38	
Stat t	0,846698	
P(T<=t) uni-caudal	0,201232	
t crítico uni-caudal	1,685953	
P(T<=t) bi-caudal	0,402465	
t crítico bi-caudal	2,024394	

Teste-t para CONTAGENS na região RADIOLÚCIDA

alfa = 0,05

exposição = 0,14s

↑	<i>Antes</i>	<i>Depois</i>
Média	33,69%	35,23%
Variância	2,16%	2,11%
Observações	39	39
Correlação de Pearson	0,985426	
Hipótese diferença de média	0	
gl	38	
Stat t	-3,85958	
P(T<=t) uni-caudal	0,000214	
t crítico uni-caudal	1,685953	
P(T<=t) bi-caudal	0,000427	
t crítico bi-caudal	2,024394	

Teste-t para PICOS na região de TRANSIÇÃO

alfa = 0,05

exposição = 0,14s

~	<i>Antes</i>	<i>Depois</i>
Média	22,05399	24,03616
Variância	161,9262	187,2273
Observações	39	39
Correlação de Pearson	0,798102	
Hipótese diferença de média	0	
gl	38	
Stat t	-1,46674	
P(T<=t) uni-caudal	0,075337	
t crítico uni-caudal	1,685953	
P(T<=t) bi-caudal	0,150674	
t crítico bi-caudal	2,024394	

Teste-t para MÉDIAS na região de TRANSIÇÃO

alfa = 0,05

exposição = 0,14s

~	<i>Antes</i>	<i>Depois</i>
Média	28,40695	28,39221
Variância	1,302911	1,442528
Observações	39	39
Correlação de Pearson	0,939174	
Hipótese diferença de média	0	
gl	38	
Stat t	0,222992	
P(T<=t) uni-caudal	0,412368	
t crítico uni-caudal	1,685953	
P(T<=t) bi-caudal	0,824736	
t crítico bi-caudal	2,024394	

Teste-t para CONTAGENS na região de TRANSIÇÃO

alfa = 0,05

exposição = 0,14s

~	<i>Antes</i>	<i>Depois</i>
Média	33,93%	33,88%
Variância	1,20%	1,37%
Observações	39	39
Correlação de Pearson	0,988769	
Hipótese diferença de média	0	
gl	38	
Stat t	0,172236	
P(T<=t) uni-caudal	0,432083	
t crítico uni-caudal	1,685953	
P(T<=t) bi-caudal	0,864166	
t crítico bi-caudal	2,024394	

Teste-t para PICOS na região RADIOPACA

alfa = 0,05

exposição = 0,14s

≈	<i>Antes</i>	<i>Depois</i>
Média	70,30186	69,78679
Variância	131,658	134,2759
Observações	39	39
Correlação de Pearson	0,948988	
Hipótese diferença de média	0	
gl	38	
Stat t	0,872941	
P(T<=t) uni-caudal	0,194089	
t crítico uni-caudal	1,685953	
P(T<=t) bi-caudal	0,388178	
t crítico bi-caudal	2,024394	

Teste-t para MÉDIAS na região RADIOPACA

alfa = 0,05

exposição = 0,14s

≈	<i>Antes</i>	<i>Depois</i>
Média	66,37249	65,96474
Variância	42,40801	47,30653
Observações	39	39
Correlação de Pearson	0,969838	
Hipótese diferença de média	0	
gl	38	
Stat t	1,512136	
P(T<=t) uni-caudal	0,069386	
t crítico uni-caudal	1,685953	
P(T<=t) bi-caudal	0,138772	
t crítico bi-caudal	2,024394	

Teste-t para CONTAGENS na região RADIOPACA

alfa = 0,05

exposição = 0,14s

↓	<i>Antes</i>	<i>Depois</i>
Média	32,38%	30,89%
Variância	1,28%	1,37%
Observações	39	39
Correlação de Pearson	0,956278	
Hipótese diferença de média	0	
gl	38	
Stat t	2,725929	
P(T<=t) uni-caudal	0,004822	
t crítico uni-caudal	1,685953	
P(T<=t) bi-caudal	0,009644	
t crítico bi-caudal	2,024394	

ANEXO

ANEXO A – PARECER DE APROVAÇÃO DO CEP-FOUSP

Universidade de São Paulo
Faculdade de Odontologia
Comitê de Ética em Pesquisa

PARECER DE APROVAÇÃO
FR - 214906
Protocolo 175/2008

O grupo de trabalho indicado pelo Comitê de Ética em Pesquisa APROVOU, o protocolo de pesquisa: **"Análise de imagem radiográfica de raízes apicetomizadas e irradiadas com Laser de Nd:YAG, através do processamento de imagem de radiografias digitais diretas"**, de responsabilidade do Pesquisador Henrique César Purchio Brucoli e sob orientação do Prof(a). Dr(a). Emiko Saito Arita.

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, 11 de novembro de 2008.

Prof. Dr. João Gualberto de Cerqueira Luz
Coordenador do CEP-FOUSP