UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA E DE COMPUTAÇÃO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

Lucas Exposto Soares

**Aplicação de técnicas de processamento
de imagens para auxílio na detecção de
fraturas radiculares verticais em
radiografias periapicais digitais**

Lucas Exposto Soares

**Aplicação de técnicas de processamento
de imagens para auxílio na detecção de
fraturas radiculares verticais em
radiografias periapicais digitais**

Dissertação de Mestrado apresentada à Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Ciências, Programa de Engenharia Elétrica.

Área de concentração: Processamento de Sinais e Instrumentação

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Andrade da Costa Vieira

São Carlos

2019

Trata-se da versão corrigida da dissertação. A versão original se encontra disponível na EESC/USP que aloja o Programa de Pós-Graduação de Engenharia Elétrica.

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

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Prof. Dr. Sérgio Rodrigues Fontes da
EESC/USP com os dados inseridos pelo(a) autor(a).

E676a Exposto Soares, Lucas
 Aplicação de técnicas de processamento de imagens
 para auxílio na detecção de fraturas radiculares
 verticais em radiografias periapicais digitais / Lucas
 Exposto Soares; orientador Marcelo Andrade da Costa
 Vieira. São Carlos, 2019.

 Dissertação (Mestrado) - Programa de Pós-Graduação
 em Engenharia Elétrica e Área de Concentração em
 Processamento de Sinais e Instrumentação -- Escola de
 Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo,
 2019.

 1. Processamento Digital de Imagens. 2. Fraturas
 Radiculares Verticais. 3. Radiografia Periapical
 Digital. I. Título.

FOLHA DE JULGAMENTO

Candidato: Bacharel **LUCAS EXPOSTO SOARES**.

Título da dissertação: "Aplicação de técnicas de processamento de imagens para auxílio na detecção de fraturas radiculares verticais em radiografias periapicais digitais".

Data da defesa: 26/02/2019.

Comissão Julgadora:

Resultado:

Prof. Associado **Marcelo Andrade da Costa Vieira**
(Orientador)
(Escola de Engenharia de São Carlos/EESC)

APROVADO

Prof. Dr. **João do Espírito Santo Batista Neto**
(Instituto de Ciências Matemáticas e de Computação/ICMC-USP)

APROVADO

Profa. Dra. **Fernanda Paula Yamamoto Silva**
(Universidade Federal de Goiás/UFG)

APROVADO

Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica:
Prof. Titular **Luis Fernando Costa Alberto**

Decano da Comissão de Pós-Graduação:
Prof. Titular **Murilo Araujo Romero**

*A Deus por guiar meus passos e me oferecer luz nos momentos difíceis.
A toda a minha família que sempre me incentivou e acreditou em mim.*

Agradecimentos

Primeiramente a Deus, que permitiu que tudo isso acontecesse debaixo de sua boa, agradável e perfeita vontade. Os planos de Deus sempre são maiores que os nossos.

Aos meus pais e aos meus irmãos, pelo amor e apoio incondicional. A todos meus familiares, que contribuíram de alguma forma na minha jornada acadêmica.

Ao meu orientador Prof. Dr. Marcelo Andrade da Costa Vieira, pela paciência e confiança depositada em mim, uma vez que o tempo para dedicação a este trabalho sempre foi algo complicado de lidar. Por ter sido atencioso em todos os momentos em que procurei e claro, por ter propiciado um ambiente amigável dentro e fora do laboratório.

A Profa. Dra. Fernanda Paula Yamamoto Silva e aos colegas de pós-graduação Kaique e Lorena da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás (FO-UFG), que me auxiliaram durante o desenvolvimento deste estudo com diversas ideias e recursos.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPQ), pelo suporte financeiro concedido através da Chamada Universal – MCTI/CNPq N° 14/2014 projeto n° 457536/2014-4, e ao Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo (IFSP), pelo apoio e incentivo oferecido para o desenvolvimento deste projeto.

A Profa. Dra. Juliana Cobre e aos seus alunos de estatística do Instituto de Ciências Matemáticas e de Computação (ICMC) da USP São Carlos, por toda assistência oferecida durante o progresso desta pesquisa. A Profa. Dra. Deborah Queiroz de Freitas da Faculdade de Odontologia de Piracicaba (FOP/Unicamp), pela colaboração durante e após a etapa de qualificação do mestrado.

A todos os radiologistas e endodontistas que participaram das avaliações subjetivas deste estudo, pois colaboraram com a pesquisa de maneira voluntária e prestativa.

Aos meus professores, por todo empenho e dedicação na arte de ensinar.

Agradeço a todos os meus amigos e colegas do Laboratório de Visão Computacional (LAVI) e da Escola de Engenharia de São Carlos (EESC-USP) pelas conversas proveitosas e os bons momentos de descontração durante o mestrado.

Enfim, agradeço a todos que contribuíram na elaboração deste trabalho, mas por um esquecimento não constam aqui. Todavia, sua contribuição foi de igual significância, desta forma, além dos meus agradecimentos, ficam registradas minhas sinceras desculpas.

*“Tudo o que fizerem, façam de todo o coração,
como para o Senhor, e não para os homens.”
(Colossenses 3:23 NVI)*

Resumo

Soares, Lucas Exposto **Aplicação de técnicas de processamento de imagens para auxílio na detecção de fraturas radiculares verticais em radiografias periapicais digitais.** 116 p. Dissertação de Mestrado – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, 2019.

Fraturas radiculares verticais (FRV) são fraturas longitudinais que acontecem na raiz dos dentes. O diagnóstico clínico da FRV é um desafio, já que os pacientes não apresentam sinais e sintomas patognômicos. Embora apresente limitações, a radiografia periapical deve ser o primeiro exame a ser realizado, pois possui menor custo e dose de radiação do que os exames tomográficos. O objetivo deste trabalho foi avaliar a contribuição de novas técnicas de processamento de imagens para o realce da FRV em radiografias periapicais digitais, visando facilitar sua detecção pelos odontologistas. O método de pré-processamento de imagem proposto foi composto de quatro etapas: ajuste geométrico+negativo, filtragem de ruído, realce de contraste adaptativo e correção *Gamma*. Trinta radiografias periapicais digitais de dentes (fraturados ou não) tratados endodonticamente e com pino metálico instalado foram adquiridas. Resultados objetivos mostraram que o método desenvolvido aumentou o valor médio da razão contraste-ruído em 173% em comparação com o método de processamento tradicional fornecido pelo fabricante do equipamento. Testes subjetivos foram realizados com dez especialistas (radiologistas e endodontistas), que classificaram as imagens segundo a presença ou ausência de fratura. Os resultados indicaram que o método proposto melhorou a taxa de detecção de FRV pelos especialistas em 14%, em comparação com o método comercial, mas a especificidade foi reduzida. Dessa forma, a proposta deste trabalho pode ser utilizada como uma ferramenta complementar ao método de processamento tradicional, de modo a aumentar a sensibilidade do exame sem comprometer sua especificidade.

Palavras-chave: Processamento Digital de Imagens. Fraturas Radiculares Verticais. Radiografia Periapical Digital.

Abstract

Soares, Lucas Exposto **Application of image processing techniques to assist detection of vertical root fractures in digital periapical radiographs**. 116 p. Master Thesis – São Carlos School of Engineering, University of São Paulo, 2019.

Vertical root fractures (VRF) are longitudinal fractures that occur at the root of the teeth. The clinical diagnosis of VRF is a challenge, since the patients have no pathognomonic signs and symptoms. Although it presents limitations, periapical radiography should be the first examination to be performed, because it has a lower cost and radiation dose than tomographic exams. The aim of this work was to evaluate the contribution of new image processing techniques for the enhancement of VRF in digital periapical radiographs, in order to facilitate its detection by dentists. The proposed image preprocessing method was composed of four steps: geometric adjustment+negative, noise filtering, adaptive contrast enhancement and *Gamma* correction. Thirty digital radiographs of teeth (fractured or not) treated endodontically and with installed metal pin were acquired. Objective results showed that the method developed increased the mean value of the contrast-to-noise ratio by 173% compared to the traditional processing method provided by the equipment manufacturer. Subjective tests were performed with ten examiners (radiologists and endodontists), who classified the images according to the presence or absence of fracture. The results indicated that the proposed method improved the detection rate of VRF by the examiners by 14% compared to the commercial method, but the specificity was reduced. Therefore, the proposal of this work can be used as a complementary tool to the traditional processing method, in order to increase the sensitivity of the test without compromising its specificity.

Keywords: Digital Image Processing. Vertical Root Fractures. Digital Periapical Radiography.

Lista de ilustrações

Figura 1	Pré-molar tratado endodonticamente e posteriormente extraído com fratura radicular vertical. Imagens (A) clínica e (B) radiográfica	28
Figura 2	Fratura radicular oblíqua. (A) Radiografia indicando uma FRV após exodontia (B) Fotografia do dente fraturado após exodontia	30
Figura 3	Radiografia digital x convencional	34
Figura 4	Vista partilhada do sensor CMOS	38
Figura 5	Estrutura básica de um sensor CCD. (A) Matriz de <i>pixels</i> ; (B) Visão lateral do sensor; (C) Composição do <i>pixel</i> individual	39
Figura 6	Sistema de Radiografia Computadorizada. (A) Estrutura da placa de fósforo; (B) Placas de fósforo fotoestimulável e <i>Scanner Express</i>	40
Figura 7	Leitura da placa de imagem. HeNe: hélio-neônio.	41
Figura 8	Técnica do paralelismo	43
Figura 9	Técnica da bisettriz	44
Figura 10	Diagrama de funcionamento básico da TC de feixe cônico	45
Figura 11	Imagem digital (A) com seu respectivo histograma (B)	50
Figura 12	Ajustes de imagem relativos a Figura 11. (A) Aumento do brilho; (B) Diminuição do brilho; (C) Aumento do contraste; (D) Diminuição do contraste; (E) Aumento em <i>Gamma</i> ; (F) Diminuição em <i>Gamma</i> . . .	51
Figura 13	Funcionamento do método CLAHE	53
Figura 14	Operações contidas no CLAHE (A) Limite de amplificação do histograma (linha tracejada) e redistribuição (região verde); (B) Interpolação bilinear	53
Figura 15	Processo de busca e agrupamento de blocos em imagens naturais ruidosas. Cada imagem ruidosa apresenta um bloco de referência (marcado com “R”) e alguns dos blocos correspondentes a ele	56
Figura 16	Etapas do algoritmo BM3D	57
Figura 17	Aplicação de filtro de máscara de nitidez (A) Imagem original; (B) Imagem com realce de nitidez	58

Figura 18	Diagrama de blocos do projeto	65
Figura 19	Ambiente de aquisição dos exames radiográficos	67
Figura 20	Fotografias digitais de amostras com FRV	68
Figura 21	Diagrama do pré-processamento proposto para FRV	69
Figura 22	Diagrama de validação do método	69
Figura 23	Radiografia digital (A) em formato <i>RAW</i> (B) com ajustes geométricos e negativo	70
Figura 24	Filtragem de ruído com o algoritmo BM3D (A) imagem ruidosa (B) imagem filtrada. As regiões de interesse foram realçadas para melhor visualização desta etapa.	71
Figura 25	Histograma da imagem após filtragem de ruído	72
Figura 26	Aplicação do CLAHE (A) imagem de entrada (B) imagem realçada . .	73
Figura 27	Histograma da imagem após equalização adaptativa de histograma . .	73
Figura 28	Correção <i>Gamma</i> (A) imagem de entrada (B) imagem realçada	74
Figura 29	Histograma da imagem após correção <i>Gamma</i>	75
Figura 30	<i>Software</i> desenvolvido para avaliação das imagens	79
Figura 31	Comparação do perfil radiométrico da imagem <i>RAW</i> (Negativo) com a imagem processada no <i>software</i>	84
Figura 32	CNR e <i>Sharpness</i> em cada etapa de pré-processamento do método proposto para uma amostra fraturada	85
Figura 33	Análise do perfil radiométrico da fratura ao decorrer do processamento proposto	86
Figura 34	Comparação do perfil radiométrico da imagem obtida no método proposto com a imagem processada no <i>software</i>	87
Figura 35	Curvas ROC para os métodos proposto e comercial	90
Figura 36	Curvas ROC para os métodos proposto e comercial considerando os examinadores especialistas em (A) radiologia (B) endodontia (C) radiologia e endodontia	91

Lista de tabelas

Tabela 1	Diferenças básicas entre as imagens geradas por TC e TCFC	46
Tabela 2	Esquema de sessões de avaliação randômicas	78
Tabela 3	Comparação das imagens <i>RAW</i> com as imagens processadas no <i>software</i> comercial utilizando os valores de CNR e <i>Sharpness</i> (dB)	83
Tabela 4	Valores médios (desvio padrão) de CNR e <i>Sharpness</i> (dB) ao decorrer de cada etapa de pré-processamento do método proposto	85
Tabela 5	Comparação das imagens processadas pelo método proposto com as imagens do <i>software</i> comercial utilizando os valores de CNR e <i>Sharpness</i> (dB)	87
Tabela 6	Reprodutibilidade intra e interexaminador para o método proposto . .	88
Tabela 7	Reprodutibilidade intra e interexaminador para o método comercial . .	89
Tabela 8	Valores médios (desvio padrão) das áreas sob a curva ROC (AUC) com os respectivos IC (intervalo de confiança) para cada método	90
Tabela 9	Áreas sob a curva ROC (AUC) com os respectivos IC (intervalo de confiança) para cada especialidade e método	92
Tabela 10	Valores médios (desvios padrão) dos testes diagnósticos utilizando os métodos de processamento de imagem para a detecção de FRV	93

Lista de siglas

ALADA As Low As Diagnostically Acceptable

ANVISA Agência Nacional de Vigilância Sanitária

AUC Area Under the Curve

BM3D Block-Matching and 3D filtering

CCD Charge-Coupled Device

CDF Cumulative Distribution Function

CLAHE Contrast-Limited Adaptive Histogram Equalization

CMOS Complementary Metal-Oxide-Semiconductor

CNR Contrast-to-Noise Ratio

CR Computed Radiography

CTL Grupo Controle

DICOM Digital Imaging and Communications in Medicine

FOV Field of View

FR Fratura Radicular

FRV Fratura Radicular Vertical

FTR Grupo Fraturado

LUT Look Up Table

NLM Non-Local Means

PCA Principal Component Analysis

PSF Point Spread Function

PSP Photostimulable Phosphor

ROC Receive Operating Characteristic

SRD Subtração Radiográfica Digital

TC Tomografia Computadorizada

TCFC Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico

VPP Valor Preditivo Positivo

VPN Valor Preditivo Negativo

Sumário

1	Introdução	23
1.1	Motivação	23
1.2	Objetivos	26
1.3	Organização do Trabalho	26
2	Fraturas Radiculares Verticais	27
2.1	Diagnóstico	29
2.2	Tratamento	31
3	Diagnóstico por Imagens Digitais em Odontologia	33
3.1	Sistemas de Imagem Digital	35
3.1.1	Sensores Digitais	36
3.2	Técnicas de Diagnóstico por Imagem	41
3.2.1	Radiografia Intraoral Periapical	42
3.2.2	Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico	44
4	Processamento de Imagens	47
4.1	Transformações Geométricas	48
4.2	Realce	49
4.2.1	Transformações de Intensidade	49
4.2.2	Filtros de Suavização	54
4.2.3	Filtragem de Ruído	55
4.2.4	Filtros de Aguçamento	57
4.3	Restauração de Imagens	59
5	Trabalhos Relacionados	61
6	Materiais e Métodos	65
6.1	Preparo da Amostra	66
6.2	Pré-processamento das Imagens	68

6.2.1	Ajuste Geométrico + Negativo	70
6.2.2	Filtragem de Ruído	71
6.2.3	Realce de Contraste Adaptativo	72
6.2.4	Correção <i>Gamma</i>	74
6.3	Avaliação Objetiva das Imagens	75
6.3.1	<i>Contrast-to-Noise Ratio</i>	76
6.3.2	<i>Sharpness</i>	76
6.4	Avaliação Subjetiva das Imagens	77
6.5	Análise Estatística	78
7	Resultados e Discussão	83
7.1	Resultados Objetivos	83
7.2	Resultados Estatísticos	88
8	Conclusões e Trabalhos Futuros	95
	Referências	97
	Apêndices	105
	APÊNDICE A Instrumento de Avaliação	107
	Anexos	111
	ANEXO A Parecer Consubstanciado do Comitê de Ética em Pesquisa	113

Capítulo 1

Introdução

1.1 Motivação

Fraturas radiculares verticais são definidas como fraturas longitudinais que acontecem na raiz dos dentes podendo ou não envolver a coroa dentária. As fraturas radiculares verticais (FRV) são qualificadas por iniciarem na coroa e continuarem até o ápice radicular, podendo envolver o ligamento periodontal. A separação dos fragmentos aumenta com o tempo e na área adjacente inicia-se o processo de reabsorção óssea e destruição periodontal, que progride gradativamente, afetando negativamente o prognóstico do tecido ósseo afetado (RIVERA; WALTON, 2009a). Por este motivo, a rápida decisão e o correto diagnóstico são cruciais para determinar o tratamento mais adequado (LIN et al., 2008).

O tratamento varia de acordo com a severidade da fratura, podendo ser: extração dentária ou amputação da raiz em dentes multirradiculares (LIN et al., 2008).

A etiologia da FRV é comumente iatrogênica, após a inserção de núcleos/pinos de retenção em dentes não-vitais ou durante a força excessiva da condensação do material obturador durante o tratamento endodôntico, além de força oclusal excessiva, especialmente em dentes tratados endodonticamente (LAM, 2009).

Transiluminação, sondagem periodontal, utilização de corantes, rastreamento de fístula, exames por imagem (radiografias e tomografias) e exame visual direto são os métodos tradicionais utilizados para diagnóstico. Entretanto, além dos métodos citados acima serem limitados, os sinais e sintomas das FRVs são inespecíficos, o que torna o diagnóstico precoce um desafio (CHANG et al., 2016; HARGREAVES; LAW, 2011; TSEIS et al., 2010).

A detecção e o diagnóstico das FRVs em exames radiográficos são problemáticos, especialmente se não há separação dos fragmentos, uma vez que a FRV é representada por um discreto halo radiolúcido (preto). Em outras palavras, a FRV corresponde a uma fronteira (borda), isto é, um componente de alta frequência na imagem digital. Por ser um exame bidimensional, para haver a detecção da fratura, o feixe centralizado de raios-x deve estar no plano da fratura ou em uma variação de 4° para ambos os lados, do contrário, a lesão não é notada. Outra desvantagem das radiografias é a sobreposição dos

tecidos adjacentes e de materiais restauradores, o que diminui a sensibilidade do exame (YOUSSEFZADEH et al., 1999; KOSITBOWORNCHAI et al., 2001; BERNARDES et al., 2009).

A utilização da tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) para diagnóstico na Odontologia possibilitou a aquisição volumétrica de alta resolução, e ainda, com menor dose de radiação do que a tomografia computadorizada de feixe em leque (TC) (PAUWELS et al., 2012). Diversos estudos realizados anteriormente denotam a superioridade da TCFC em relação à radiografia periapical convencional e digital na detecção longitudinal de fraturas radiculares (MORA et al., 2007; HANNIG et al., 2005; HASSAN et al., 2009; WENZEL et al., 2009).

O custo do exame, a habilidade do profissional em detectar a FRV (LUDLOW; IVANOVIC, 2008; COTTON et al., 2007) e mais importante, o alto número de ocorrências de FRV em dentes tratados endodonticamente e com a presença de retentores metálicos, são fatores que restringem a indicação da TCFC. Na imagem de tomografia computadorizada, materiais de alta densidade como retentores/pinos de metal e material de obturação produzem artefatos de reconstrução (SANDERS et al., 2007). Os artefatos exercem influência significativa na qualidade da imagem obtida, pois reduzem o contraste, obscurecem as estruturas e prejudicam a detecção de áreas de interesse, diminuindo a acurácia do exame, que conseqüentemente, resulta em um diagnóstico mais difícil e demorado para o especialista, e às vezes, inconclusivo (COSTA et al., 2011; COSTA et al., 2012; ROBERTSON et al., 1998).

Vários métodos para a redução de artefatos na TCFC têm sido propostos, porém, estudos recentes mostraram que não houve aumento na acurácia na detecção de fraturas em dentes com tratamento endodôntico utilizando esses métodos (BECHARA et al., 2013a; BEZERRA et al., 2015; BARBOSA et al., 2016).

Apesar de apresentarem limitações, as radiografias periapicais convencionais ou digitais são o tipo de exame mais frequentemente realizado na prática odontológica (JUNQUEIRA et al., 2013; BECHARA et al., 2013b), já que possuem menor dose de radiação quando comparada a TCFC (WATANABE; ARITA, 2012; BECHARA et al., 2013b). Ademais, a radiografia digital permite o ajuste de contraste e densidade, além da aplicação de filtros digitais que visam melhorar a qualidade da imagem através de *softwares* no pré e pós-processamento (WENZEL, 2006; PARKS; WILLIAMSON, 2002).

No que diz respeito às aplicações de filtros, Ludlow e Mol (2015) afirmam que tais operações podem fazer as imagens de radiografia odontológica subjetivamente mais atraentes, entretanto, não há uma prova científica que comprove um aumento no valor diagnóstico. O uso indiscriminado de filtros disponíveis na maioria dos pacotes de programas de imagens deve ser evitado caso não haja um apoio científico em sua utilidade clínica. Um estudo prévio relatou redução na acurácia diagnóstica da radiografia utilizando imagens com contraste reverso e imagens coloridas para detectar FRV (TOFANGCHIHA et al., 2012).

Diferentes técnicas de processamento de imagens, como a subtração digital de imagens

e métodos de segmentação, foram empregadas em exames radiográficos com o objetivo de colaborar no diagnóstico de fraturas radiculares verticais, apresentando resultados satisfatórios (MIKROGEORGIS et al., 2017; JOHARI et al., 2016).

Um recente estudo avaliou a acurácia diagnóstica da radiografia com aplicação de filtros digitais na detecção de FRVs utilizando placas de fósforo fotoestimulada (PSP) e foi observado que a aplicação do filtro de aguçamento (*Sharpen*) apresentou melhores resultados na detecção de tais fraturas quando comparado a imagem original e demais imagens filtradas (NASCIMENTO et al., 2015).

Outros estudos também compararam filtros de realce em imagens de TCFC, e embora não tenham sido observadas diferenças estatísticas significativas no diagnóstico de fraturas radiculares longitudinais ao usar estes filtros, foi relatada melhora no diagnóstico das fraturas dentárias quando essas ferramentas são aplicadas (NASCIMENTO et al., 2014; FERREIRA et al., 2015).

Em uma comparação de dois mecanismos de TCFC com imagens de placas de armazenamento de fósforo melhoradas com a ferramenta de equalização, observou-se que as imagens obtidas usando placas PSP tiveram a menor taxa de resultados falso-positivos na detecção de fraturas radiculares em dentes endodonticamente tratados (BECHARA et al., 2013b).

Contudo, de acordo com Angelopoulos et al. (2004), esses ajustes podem ainda não ser suficientes para a detecção de doenças e anormalidades dentárias.

De qualquer forma, em nenhum destes trabalhos as técnicas de processamento de imagem foram aplicadas em imagens radiográficas no formato *RAW*¹, visto que normalmente, há uma restrição dos equipamentos digitais na disponibilização destes arquivos para o usuário. Uma vez obtidos esses arquivos, as técnicas de processamento de imagens podem ser aplicadas e testadas como etapa de pré-processamento, ao contrário dos trabalhos prévios, que aplicaram as ferramentas investigadas visando o pós-processamento das imagens já processadas pelo *software* do equipamento.

É importante destacar ainda que os métodos de pré-processamento de imagem de *softwares* comerciais aplicam correções e realces que visam melhorar a imagem de uma maneira generalizada para que o profissional possa utilizá-la em diversas situações da prática clínica (diagnóstico de cáries, fraturas, periodontopatias, etc.). Todavia, como foi relatado anteriormente, o uso indevido de algumas destas ferramentas pode prejudicar o diagnóstico das FRVs, e consequentemente, os métodos de pós-processamento serão ineficientes nos casos onde a imagem foi pré-processada incorretamente, uma vez que ela perdeu os detalhes finos e características que representavam a FRV.

Sendo assim, estes fatos possibilitaram investigar o uso das ferramentas e recursos de pré-processamento em imagens sem tratamento (*RAW*), permitindo assim, analisar a

¹denominação genérica de formatos de arquivos de imagens digitais que contém a totalidade dos dados da imagem sem tratamento, tal como captada pelo sensor do equipamento.

influência destes ajustes na capacidade diagnóstica da radiografia.

1.2 Objetivos

O objetivo deste trabalho foi avaliar a contribuição das técnicas de processamento de imagens na detecção de fraturas radiculares verticais em radiografias periapicais digitais, que atualmente mostram-se deficientes quando a avaliação envolve um dente tratado endodonticamente e com pino metálico instalado.

A partir da aplicação de técnicas de pré-processamento em imagens *RAW* e análise objetiva das radiografias processadas, foi estabelecido um método de processamento de imagem, a fim de colaborar no aumento da acurácia de diagnóstico de FRV em radiografias periapicais digitais com dentes que possuem retentor metálico intracanal. O método foi validado subjetivamente por dez odontologistas.

1.3 Organização do Trabalho

Além deste capítulo introdutório, o presente trabalho apresenta outros 7 capítulos, nos quais os temas estão distribuídos na seguinte maneira:

Capítulo 2 – Fraturas Radiculares Verticais: define a fratura radicular vertical apresentando suas particularidades, incidência, formas de diagnóstico e tratamento.

Capítulo 3 – Diagnóstico por Imagens Digitais em Odontologia: explica as características das imagens digitais e influências no processo diagnóstico.

Capítulo 4 – Processamento de Imagens: apresenta uma revisão das técnicas de processamento de imagens destacadas na literatura.

Capítulo 5 – Trabalhos Relacionados: relata o estado da arte em processamento de imagens para auxiliar a detecção de fraturas radiculares verticais em radiografias digitais.

Capítulo 6 – Materiais e Métodos: descreve a metodologia abordada neste trabalho.

Capítulo 7 – Resultados e Discussão: discussão dos resultados encontrados para avaliar a colaboração do trabalho no diagnóstico de fraturas radiculares verticais.

Capítulo 8 – Conclusões e Trabalhos Futuros: análise e comparação dos resultados obtidos, bem como, descrição das próximas etapas do trabalho.

Capítulo 2

Fraturas Radiculares Verticais

As fraturas que acometem as raízes dentárias são caracterizadas por ruptura do tecido dentário, com a presença de uma linha de descontinuidade que se apresenta em variadas orientações. São classificadas em horizontal, vertical e oblíqua, dependendo de sua orientação em relação ao longo eixo do dente; podem ocorrer em diversas localizações; sua incidência não é bem estabelecida na literatura; podem estar envolvidos tanto os dentes que não tiveram tratamento endodôntico como os tratados endodonticamente (BEZERRA, 2014; NASCIMENTO, 2014).

Relativamente atípicas entre os traumas dentários, as fraturas radiculares compreendem 0,5 a 7% das lesões que afetam a dentição permanente e 2-4% dentição primária (ANDREASEN; ANDREASEN; CVEK, 2007). Sigurdsson, Trope e Chivian (2011) definem esse tipo de fratura como relativamente incomum, ocorrendo em menos de 3% de todas as lesões dentárias. No entanto, estudos mostraram que 7,7% a 32,1% das exodontias investigadas foram indicadas em decorrência de fraturas radiculares (CHEN et al., 2008; MAJORANA et al., 2002) e ainda, segundo o estudo de Fuss, Tamse e Lustig (1999), 10,9% das causas de extrações dentárias foram em virtude de fraturas radiculares verticais.

As fraturas radiculares verticais (FRV) ou oblíquas são fraturas orientadas a cerca do sentido longitudinal em direção ao ápice radicular (AMMONS; HARRINGTON, 2007), conforme apresenta a Figura 1. Essas fraturas podem ocorrer tanto na direção vestibulolingual (maior prevalência) quanto mesiodistal e são limitadas às raízes, fato que as tornam difíceis de serem visualizadas (NAIR; LEVIN; NAIR, 2017).

Trabert e Kang (2016) explicam que a predisposição dos dentes a FRV está relacionada ao tratamento endodôntico prévio, aos procedimentos restauradores extensos, as diferenças morfológicas dos dentes, a idade, o gênero, a etnia, as diferenças culturais, os defeitos de reabsorção e as forças mastigatórias excessivas. Rivera e Walton (2009b) explicam que algumas formas e tamanhos radiculares são mais susceptíveis à FRV. São exemplos os incisivos e os pré-molares inferiores.

As fraturas radiculares verticais podem ocorrer durante a obturação do canal, inserção de pino ou núcleo, bem como na cimentação de restaurações intracoronais. Em alguns

Figura 1: Pré-molar tratado endodonticamente e posteriormente extraído com fratura radicular vertical. Imagens (A) clínica e (B) radiográfica

Fonte: Adaptado de Tsesis et al. (2008)

casos, a fratura radicular vertical pode ocorrer espontaneamente, neste caso, em dentes não tratados endodonticamente (AMMONS; HARRINGTON, 2007; LIM et al., 2017).

Na literatura, é sabido que a etiologia mais comum associada às fraturas radiculares verticais é o tratamento endodôntico prévio e a colocação/cimentação de pino. A aplicação excessiva de força de condensação para obturar um canal subinstrumentado ou sobreinstrumentado também é destacado como segundo fator causador de FRV. As fraturas radiculares verticais em dentes que não foram tratados endodonticamente são raras (TRABERT; KANG, 2016; TORABINEJAD; LEMON, 2009; AYUB; AYUB; PEREIRA, 2011).

Conforme Ayub, Ayub e Pereira (2011), é de consenso na literatura que a melhor forma de proteger um dente contra as fraturas radiculares é desgastá-lo o mínimo possível em sua estrutura, pois o desgaste excessivo influencia na resistência estrutural do dente. Seguindo esta ideia, Trabert e Kang (2016) afirmam que a prevenção de FRV se dá por meio da conservação da dentina radicular e da redução de tensões dentinárias resultantes das forças encontradas durante a instrumentação, a condensação e restauração.

Tanto os procedimentos endodônticos quanto os procedimentos restauradores removem estrutura dental fundamental para a estabilidade do dente e resistência a mastigação constante, portanto, as tensões geradas nestes procedimentos, com o passar dos anos, podem evidenciar clinicamente e radiograficamente uma FRV (TRABERT; KANG, 2016).

Os esforços internos e externos que excedem o módulo de elasticidade da dentina se tornam tensões que resultam em falha estrutural, ocasionando a fratura radicular vertical

(TRABERT; KANG, 2016). Portanto, a fratura é mais comum quando há a utilização de pino metálico fundido, pois este pode apresentar uma ação de cunha. Devido a sua rigidez, a tensão gerada nas raízes acaba sendo maior, e conseqüentemente, aumenta o risco de ocorrência da fratura (AYUB; AYUB; PEREIRA, 2011).

Segundo Nair, Levin e Nair (2017), foi relatado que a prevalência de FRV em dentes com tratamento endodôntico varia de 8,8% até 13,4%. Para Trabert e Kang (2016), a incidência de fraturas radiculares verticais em dentes com tratamento endodôntico foi relatada com variação entre 3,69% e 10,9%.

Trabert e Kang (2016) relatam que o percentual possui uma diferença ampliada devido à dificuldade de realização de um diagnóstico preciso antes de encaminhar os pacientes para que o dente fosse extraído. Um estudo de Tamse et al. (1999) afirma que clínicos gerais, de forma correta, diagnosticavam apenas 33% dos casos onde havia fratura radicular vertical, encaminhando o restante (67%) para tratamento periodontal ou endodôntico.

2.1 Diagnóstico

De acordo com Trabert e Kang (2016), é um desafio para os especialistas a detecção precoce e o diagnóstico de fraturas radiculares verticais, e conseqüentemente, com a incapacidade de diagnóstico de forma correta, é gerado um sofrimento prolongado e frustrante ao paciente. Segundo Nair, Levin e Nair (2017), as dificuldades no diagnóstico relativos à extensão e à localização exata da fratura frequentemente levam a extração injustificada de dentes.

Muitas vezes, o dentista diagnostica o caso por meio da queixa do paciente, juntamente com os exames radiográficos periapicais e um exame clínico completo (TRABERT; KANG, 2016). Quando ocorre a FRV, o paciente apresenta desconforto ao morder e mastigar, gosto ruim na boca, assim como, leves sinais de inflamação. No espaço da fratura, há vários irritantes que resultam na inflamação dos tecidos periodontais, como bactérias e cimento obturador (em especial quando há força de condensação excessiva ou cimentação do pino) (AYUB; AYUB; PEREIRA, 2011). Na área adjacente, inicia-se o processo de reabsorção óssea, que aumenta gradativamente com o tempo (RIVERA; WALTON, 2009b).

Além destes sintomas, ocorre o desenvolvimento de um defeito periodontal localizado ou trajeto fistuloso que não podem ser explicados por outros achados clínicos. Para se obter a confirmação da fratura pode ser necessário a exposição cirúrgica e o exame visual direto (AMMONS; HARRINGTON, 2007). De acordo com Rivera e Walton (2009b), a exposição cirúrgica do tecido mole e osso sobrejacente à superfície radicular é o melhor método de identificação de FRV.

Sabe-se que, tais fraturas podem ocorrer anos após o tratamento endodôntico e não são facilmente visíveis nas radiografias, exceto os casos onde os fragmentos estejam separados, como exemplifica a Figura 2. Estudos sugerem que um discreto halo apical

radiotransparente é um indicador de uma FRV (AMMONS; HARRINGTON, 2007).

Figura 2: Fratura radicular oblíqua. (A) Radiografia indicando uma FRV após exodontia (B) Fotografia do dente fraturado após exodontia

Fonte: Adaptado de Ayub, Ayub e Pereira (2011, p. 224)

Segundo Ayub, Ayub e Pereira (2011), a precocidade no diagnóstico radiográfico da FRV é inviável quando não há separação de fragmentos e o ângulo entre os raios X e o plano da fratura não é favorável. Em alguns casos, percebe-se uma área radiolúcida entre o canal e o material obturador-pino quando o ângulo é favorável, dando a impressão de haver uma falha de preenchimento nesta região. Nos casos de grande separação de fragmentos, ocorre a proliferação de tecido granular e posterior deslocamento da raiz remanescente. Estes casos são evidentes na radiografia.

O uso da tomografia computadorizada (TC) e da TC do tipo *cone beam*, também conhecida como tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC), mostraram ser superiores às radiografias periapicais na identificação e no diagnóstico de fraturas radiculares verticais em dentes sem tratamento endodôntico (TRABERT; KANG, 2016).

Sendo assim, desde a introdução da TCFC em odontologia, vários relatos de aplicação desta tecnologia a fim de detectar FRVs foram publicados. A sensibilidade para detectar FRVs descrita na literatura variou de 18,8% até 100%. Em contrapartida, para efeito comparativo, as radiografias convencionais possuem sensibilidade de aproximadamente 37% (NAIR; LEVIN; NAIR, 2017).

Entretanto, apesar de diversos estudos indicarem a superioridade da TCFC em relação à radiografia periapical (RIVERA; WALTON, 2009b; TAKESHITA et al., 2014), não há um consenso na literatura que confirma a TCFC como melhor exame por imagem para a detecção de FRV em dentes tratados endodonticamente (BAAGEEL et al., 2016).

Nair, Levin e Nair (2017) salientam que a presença de obturação do canal radicular nos dentes diminui a especificidade da TCFC para detectar FRVs, pois o material radiopaco causa artefatos filamentosos que imitam as linhas de fratura, todavia, as TCFCs têm sido utilizadas para visualizar FRVs em estudos clínicos onde o diagnóstico clínico foi difícil.

No Capítulo 3 são analisadas em detalhes algumas formas de diagnóstico radiográfico de fraturas radiculares verticais citadas na literatura, bem como suas vantagens e desvantagens no processo clínico.

2.2 Tratamento

Trabert e Kang (2016) relatam que já houve tentativas de tratamento das fraturas radiculares verticais a partir da utilização de técnicas de união de resina composta, a fim de reparar a superfície radicular fraturada, bem como a utilização de lasers de dióxido de carbono de onda contínua para fundir as superfícies fraturadas. Além disso, materiais de obturação foram utilizados para selar os segmentos fraturados. Nenhuma das opções supracitadas é aceita atualmente como forma viável de manter um dente com FRV, já que os resultados são variáveis.

Sendo assim, Trabert e Kang (2016) concluem que o prognóstico para o dente unirradicular fraturado verticalmente é irreparável e a solução indicada é a extração do dente e posterior substituição por prótese ou implante. Quanto aos dentes multirradiculares, a solução pode ser a amputação ou hemissecção da raiz envolvida por meio de cirurgia. Como alternativa, pode-se realizar a extração do dente e colocação de um implante.

Capítulo 3

Diagnóstico por Imagens Digitais em Odontologia

Segundo Whaite (2009), para a maioria dos pacientes da odontologia clínica, alguma forma de exame radiográfico se faz necessária, portanto, as radiografias são frequentemente referenciadas como principal meio auxiliar para o diagnóstico clínico.

A forma convencional de se produzir uma imagem radiográfica era pela passagem dos raios X através de um objeto (o paciente), resultando no escurecimento do filme que se dava por meio da interação da radiação com a emulsão da película radiográfica. De acordo com Ludlow e Mol (2015), por muitas vezes são relatados os efeitos prejudiciais do processamento inadequado de filmes na qualidade do diagnóstico e a dificuldade de manter a alta qualidade de substâncias químicas no processamento.

Gradualmente, o filme está sendo substituído por uma variedade de receptores digitais nos quais a imagem é formada com o auxílio do computador (este processo é detalhado na Subseção 3.1.1). Sendo assim, a imagem digital elimina o processamento químico, bem como os resíduos perigosos sob a forma de substâncias químicas resultantes do processamento e lâminas de chumbo. A Figura 3 apresenta o esquema da obtenção de imagens por radiografia digital e convencional para efeito comparativo.

Nos sensores digitais, as áreas que são atingidas pelos raios X aparecem pretas nas imagens geradas pelo computador. A extensão na qual a emulsão ou a imagem gerada pelo computador é enegrecida vai depender da quantidade de raios X que atingem o filme ou o sensor (ambos dispositivos podem ser referenciados como um receptor de imagem), o que, por sua vez, varia de acordo com a densidade do objeto (WHAITE, 2009).

A imagem final obtida pode ser descrita como uma imagem bidimensional composta por uma variedade de superposições de sombras pretas, brancas e cinza e, assim, é descrita algumas vezes como um gráfico de sombras. Whaite (2009) explica que o entendimento da natureza do gráfico de sombras e a interpretação das informações contidas dentro dele necessitam conhecimento de três itens:

Figura 3: Radiografia digital x convencional

Fonte: Watanabe e Arita (2012, p. 111)

- a) Sombras radiográficas: a proporção do feixe de raios X atenuada pelo objeto determina a densidade radiográfica das sombras. As sombras brancas (radiopacas) da imagem representam as estruturas densas dentro do objeto que bloqueiam totalmente o feixe de raios X. As sombras pretas (radiolúcidas) representam áreas onde o feixe de raios X atravessou o objeto e não foi totalmente bloqueado. As sombras em tons de cinza representam áreas onde o feixe de raios X foi parcialmente atenuado. A densidade final da sombra de qualquer objeto é afetada por:
- O tipo específico de material de que cada objeto é constituído (número atômico);
 - A espessura ou densidade do material;
 - A forma do objeto;
 - A intensidade do feixe de raios X empregado;
 - A posição do objeto com relação ao feixe de raios X e ao receptor de imagem;
 - A sensibilidade e o tipo de receptor de imagem.
- b) Tecidos anatômicos tridimensionais: a forma, a densidade e a espessura dos tecidos dos pacientes, principalmente os tecidos duros, possuem influência sobre a imagem radiográfica. Portanto, quando uma imagem radiográfica bidimensional é visualizada, deve-se considerar a anatomia tridimensional responsável pela imagem. Neste caso, um profundo conhecimento anatômico é obviamente um pré-requisito para a interpretação radiográfica.
- c) Limitações impostas pela imagem bidimensional e as superposições: as principais limitações da visualização de imagens bidimensionais de um objeto tridimensional

são:

- A estimativa de toda a forma do objeto: para a visualização de todos os aspectos de qualquer objeto tridimensional, este deve ser visualizado por diversas posições diferentes.
- A superposição e a avaliação da localização e da forma das estruturas de dentro do objeto: as sombras produzidas pelas diferentes partes de um objeto (ou paciente) são superpostas umas sobre as outras na radiografia final. Portanto, a imagem fornece informações limitadas ou mesmo enganosas relativas ao posicionamento de uma estrutura interna específica ou sobre sua forma.

Uma projeção radiopaca densa de um lado da cabeça pode, por exemplo, mascarar uma radiolucidez de uma outra área, tornando obscura esta visualização, ou uma projeção radiolúcida pode fazer uma superposição sobre uma projeção radiopaca, fazendo com que esta pareça menos opaca.

Uma solução clínica para este problema é realizar duas tomadas radiográficas perpendiculares entre si. Entretanto, mesmo as duas projeções podem ainda não ser capazes de proporcionar todas as informações desejadas para que o diagnóstico seja realizado.

Sendo assim, as limitações da imagem radiográfica convencional possuem implicações clínicas muito importantes e podem ser a razão básica para um relato negativo da radiografia. O fato de uma característica ou condição específica não ser visualizada em uma radiografia não significa que esta característica ou condição não exista, apenas ela não pode ser visualizada (WHAITE, 2009).

Muitas alternativas desenvolvidas recentemente e técnicas de imagens especializadas têm sido propostas para tentar superar essas limitações (WHAITE, 2009). A Subseção 3.2.2 apresenta uma alternativa de diagnóstico por imagem fundamental para auxílio no diagnóstico de FRVs. Apesar de apresentar limitações, a radiografia digital possui vantagens atrativas, destacadas na Seção 3.1.

3.1 Sistemas de Imagem Digital

Basicamente, um sistema de imagem por radiografia digital é um conjunto de dispositivos de transmissão, processamento ou armazenamento de sinais digitais que usam valores discretos (descontínuos). Em contraste, os sistemas não digitais (analógicos) usam um intervalo contínuo de valores para representarem a informação. O termo digital significa transformar algo na linguagem eletrônica que é compreendida pelo computador. Uma vez digitalizada a imagem, é possível armazená-la ou transmiti-la, e ainda manipular ou alterar eletronicamente a informação nela contida (WATANABE; ARITA, 2012).

A substituição dos filmes radiográficos pelos sensores digitais oferece uma série de vantagens à Radiologia ou aos profissionais e pacientes. A evolução da tecnologia dos computadores para a radiografia possibilitou a aquisição de imagens instantâneas e ampliadas, o armazenamento, a recuperação e até a transmissão de imagens para locais distantes, sob formato digital. As principais vantagens da radiografia digital na endodontia são as imagens radiográficas serem obtidas em tempo real, eliminando o tempo de processamento do filme, e a exposição à radiação geralmente ser reduzida de 50% a 90%, comparada às radiografias convencionais, seguindo o conceito internacional ‘tão baixo quanto razoavelmente diagnosticável’, do inglês *As Low As Diagnostically Acceptable* (ALADA). Finalmente, a imagem digital permite realces, medições e correções não disponíveis com o filme (GLICKMAN; VOGT, 2011; LUDLOW; MOL, 2015; WATANABE; ARITA, 2012).

Os sistemas digitais também possuem desvantagens em comparação com o filme, como por exemplo, o investimento inicial para montar um sistema digital de imagem, sendo relativamente alto. Certos componentes, como o receptor eletrônico de raios X usado em alguns sistemas intraorais, são suscetíveis a erros de manipulação e têm um alto custo de substituição. Como os sistemas digitais utilizam tecnologias em evolução, há um risco e/ou tendência de ficarem obsoletos ou de os fabricantes saírem do mercado. Por isso, a excelente qualidade da imagem e o baixo custo de um filme corretamente exposto e processado mantêm a radiografia convencional competitiva com relação às alternativas digitais (LUDLOW; MOL, 2015; WATANABE; ARITA, 2012).

Os sistemas digitais possuem três componentes: o componente “radio”, o qual utiliza emissão de raios X, por um equipamento de raios X convencional para registrar a imagem radiográfica em um sensor de alta resolução, ligado aos recursos de informática; o componente “visão”, o qual envolve a parte de processamento da imagem que armazena os sinais recebidos durante a tomada radiográfica através de um monitor; e o componente “gráfico”, que corresponde ao armazenamento digital que pode ser interligado ao monitor de um vídeo, ou a uma impressora, ou ainda ser fotografada (WATANABE; ARITA, 2012; GLICKMAN; VOGT, 2011).

Sendo assim, os sistemas de imagem digital necessitam de um sensor ou detector eletrônico, um conversor analógico/digital, um computador e um monitor ou uma impressora para apresentação da imagem. A Subseção 3.1.1 expõe dois tipos de receptores digitais comumente utilizados, bem como as informações sobre aquisição de imagens de forma direta e indireta.

3.1.1 Sensores Digitais

O uso de receptores de imagens digitais na radiografia dentária começou com o lançamento do primeiro sistema comercial em 1986. Esta tecnologia, chamada sistema *RadioVisioGraphy*, usou um dispositivo de carga acoplada, do inglês, *Charge-Coupled*

Device (CCD), para digitalizar as imagens de raios X intraoral. Sistemas de digitalização de placas de imagem digital foram introduzidos como a segunda tecnologia digital de imagem de raios X em meados da década de 1990 (FUHRMANN, 2015).

Como os receptores radiográficos são normalmente mais sensíveis aos raios X, a dose de radiação pode ser reduzida, e mesmo assim podem ser obtidas imagens com ótima qualidade para diagnóstico. Porém, a redução exagerada desses fatores, muitas vezes pode aumentar o ruído relativo da imagem, deteriorando sua qualidade. Quanto maior a tensão de pico aplicada ao tubo de raios X (kVp), a corrente elétrica e o tempo de exposição (mAs), maior a dose de radiação absorvida pelo paciente.

Os receptores de imagem digital englobam inúmeras tecnologias diferentes e vêm em vários formatos e tamanhos. A distinção mais útil para identificar esses receptores na odontologia é entre as duas principais tecnologias: tecnologia de estado sólido (mais conhecido como sensores de radiografia digital) e tecnologia de fósforo fotoestimulável (também referido como radiografia computadorizada), do inglês, *Photostimulable Phosphor (PSP)*.

3.1.1.1 Sensores Sólidos

De acordo com Ludlow e Mol (2015), os detectores do estado sólido coletam a carga gerada por raios X em um material semicondutor sólido. A característica clínica fundamental desses detectores é a rápida disponibilização da imagem após a exposição, já que a aquisição é de forma direta, ou seja, o detector é diretamente ligado ao computador. A matriz e seus componentes eletrônicos de leitura e amplificação dos detectores intraorais são encapsulados dentro de um invólucro plástico para protegê-los da cavidade oral. Esses elementos do detector consomem parte de sua área total, de modo que a área ativa do sensor é menor que sua área total de superfície.

O tamanho do sensor, embora reduzido pela diminuição contínua dos componentes eletrônicos, é uma desvantagem potencial dos detectores intraorais de estado sólido. Além disso, a maioria dos detectores incorpora um cabo eletrônico para transferir os dados para o computador. Portanto, a presença de um cabo pode tornar o posicionamento do sensor mais desafiador e requer alguma adaptação. Além disso, ela também resulta no aumento da vulnerabilidade do dispositivo.

Sendo assim, a transmissão de radiofrequência sem fio também foi introduzida recentemente para eliminar o cabo por completo, todavia, este avanço não fez muito sucesso na área, pois demandava uma bateria para funcionamento usualmente espessa que trazia desconforto ao paciente.

Os sensores CCD (dispositivo de carga acoplada) e CMOS (semicondutor de óxido metálico complementar) são exemplos de sensores sólidos mais utilizados. Esses sensores consistem em chips de silício com minúsculos *pixels* e seus acessórios eletrônicos acondicionados em uma caixa de plástico. Os sensores CMOS são mais baratos e consomem menos energia (WATANABE; ARITA, 2012). Além disso, devido aos avanços gerados pelo

desenvolvimento dos sensores CMOS, a qualidade de imagem destes sensores se tornou muito similar a qualidade de imagem dos sensores CCD.

A Figura 4 apresenta os invólucros frontais e traseiros que formam uma barreira à prova de luz e impermeável para proteger os componentes do sensor CMOS. A tela do cintilador fluoresce quando exposta aos raios X e forma uma imagem radiográfica de luz visível. A placa de face de fibra óptica conecta a tela do cintilador ao chip CMOS para reduzir o ruído da imagem. O chip de imagem CMOS captura a luz do cintilador e cria uma carga em cada pixel proporcional à exposição. As partes eletrônicas do sensor leem a carga em cada pixel e transmitem-na para um computador.

Sendo assim, cada pixel de CMOS é isolado do vizinho e diretamente conectado a um transistor. O pacote de carga de cada pixel é transferido para o transistor como um valor de tensão, permitindo que cada pixel seja avaliado individualmente.

Figura 4: Vista partilhada do sensor CMOS

Fonte: Ludlow e Mol (2015, p. 43)

Nos sensores CCD, *pixels* individuais, que consistem em um sanduíche de silício dos tipos N e P, são ordenados em fileiras e colunas chamadas de arranjo ou matriz, e acima deles, há uma camada cintilante. O modelo original é ilustrado na Figura 5. Os fótons de raios X que incidem sobre a camada cintilante são convertidos em luz. A luz interage com o silício via efeito fotoelétrico para criar um pacote de carga para cada pixel individual, que fica concentrado em cada eletrodo.

A imagem é lida transferindo-se a carga de cada pixel de uma fileira para a próxima. Após ter passado por todas as fileiras, cada carga é transferida a um amplificador de leitura e transmitida como um sinal analógico de tensão através de um cabo, até o conversor analógico-digital do computador, geralmente localizado na estação de base. Cada sensor

compreende entre 1,5 e 2,5 milhões de *pixels*, e o tamanho de cada pixel varia de 20 a 70 microns (WHAITE, 2009).

Figura 5: Estrutura básica de um sensor CCD. (A) Matriz de *pixels*; (B) Visão lateral do sensor; (C) Composição do *pixel* individual

Fonte: Whaite (2009, p. 43)

Além disso, existem detectores de painel plano usados para radiografias médicas, mas também inseridos em vários dispositivos de imagem extraoral. Os detectores podem fornecer áreas relativamente grandes de matriz com tamanhos de pixel inferiores a 100 microns, permitindo uma imagem digital direta de grandes áreas do corpo, incluindo a cabeça. Os detectores de painel plano são caros e têm sua utilização limitada a tarefas especializadas, como tomografia computadorizada de feixe cônico (LUDLOW; MOL, 2015).

3.1.1.2 Placas de Fósforo Fotoestimulável

O sistema de placa de fósforo fotoestimulável ou *image plate* (PSP) também é conhecido como radiografia computadorizada ou CR (*Computed Radiography*), utilizada primariamente na área médica.

Esses sensores digitais consistem em uma faixa de placas de imagem que podem ser usadas tanto para radiografias intraorais como para extraorais. Uma variedade de tamanhos de placas intraorais e extraorais está disponível para esses sistemas, nos mesmos tamanhos dos filmes convencionais para as radiografias periapical, oclusal, lateral oblíqua, panorâmica e de crânio. Uma vez apagadas, as placas são reutilizáveis. Placas intraorais precisam ser envolvidas por uma barreira plástica como medida de controle de infecção (WHAITE, 2009; WATANABE; ARITA, 2012).

Segundo Ludlow e Mol (2015), as placas são constituídas tipicamente por uma camada de fósforo de haleto de bário-flúor, dopado com európio em um suporte de plástico flexível. A Figura 6 (A) ilustra a estrutura e modelo de tais placas de fósforo.

Figura 6: Sistema de Radiografia Computadorizada. (A) Estrutura da placa de fósforo; (B) Placas de fósforo fotoestimulável e *Scanner Express*

Fonte: Whaite (2009, p. 45); Instrumentarium Imaging, Inc., Tuusula, Finland.

De acordo com Fuhrmann (2015), da mesma maneira que acontece em um filme, a imagem produzida nesse tipo de receptor de imagem não é instantânea. Como ilustra a Figura 6 (B), essas placas não são ligadas a um computador por um cabo, fato que torna a aquisição indireta (ou semidireta), portanto, são necessários o escaneamento e a digitalização da imagem armazenada na placa do PSP.

As placas de PSP absorvem e armazenam energia de raios X e liberam essa energia como luz (fosforescência) quando estimuladas por outra luz de comprimento de onda apropriado. Como os comprimentos de onda da luz estimulante e da luz fosforescente diferem, as duas podem ser distinguidas e a fosforescência pode ser quantificada como uma medida da energia de raios X que o objeto absorveu (LUDLOW; MOL, 2015; WATANABE; ARITA, 2012; FUHRMANN, 2015).

Assim, para a imagem tornar-se visível, após retirar a placa da boca do paciente, e após descartar o invólucro protetor, a placa é introduzida em um leitor de *laser* específico (escâner), que fará uma varredura a *laser*, realizando, de fato, um processamento eletrônico. Os elétrons armazenados são liberados, sob a forma de luz visível, que por sua vez, é detectada por um tubo fotomultiplicador e quantificada. Esse sinal em voltagem passa por um conversor analógico-digital para ocorrer a formação da imagem digital, que pode ser vista em um monitor do computador. A Figura 7 ilustra este processo.

Esse processo pode levar de 20 segundos a alguns minutos se várias placas são inseridas no leitor, e também dependendo do tamanho da placa. Como nem toda a energia armazenada na placa do PSP é liberada durante a exposição, a placa deve ser apagada pelo escâner, ou exposta a uma forte fonte luminosa por diversos minutos antes de ser

Figura 7: Leitura da placa de imagem. HeNe: hélio-neônio.

Fonte: Traduzido de Fuhrmann (2015, p. 48)

reutilizada. Alguns equipamentos realizam a leitura e imediatamente apagam as imagens (WATANABE; ARITA, 2012).

3.2 Técnicas de Diagnóstico por Imagem

Watanabe e Arita (2012) afirmam que a radiografia sempre foi e ainda é o principal exame complementar de diagnóstico para o cirurgião-dentista. Como técnica de exame dos dentes e estruturas circunvizinhas, portanto, necessária para o diagnóstico das FRVs, tem sido aplicada principalmente a radiografia intraoral. Nas radiografias intraorais, a técnica periapical normalmente é utilizada para fins de observação, principalmente, da região do ápice radicular do dente.

Ainda na técnica periapical, existe a técnica da bisettriz (plano bissetor) na definição do ângulo vertical e a técnica do paralelismo, recomendada pela Legislação maior da radiologia brasileira, a Portaria 453 (ANVISA BRASIL, 1998). Todas essas técnicas são muito utilizadas no dia a dia e devem ser bem assimiladas (WATANABE; ARITA, 2012). A Subseção 3.2.1 aborda brevemente a técnica de radiografia periapical.

Atualmente, existem outras técnicas de radiografias intraorais, como a técnica *bitewing* (interproximal), para a observação da coroa dental e das cristas ósseas interproximais, e a técnica oclusal, indicada para observação de áreas maiores das maxilas e/ou mandíbula. Como técnica de exame da área maxilo-mandibular-facial, têm sido aplicadas as radiografias extraorais, principalmente as panorâmicas, cefalométricas (telerradiografia) e as radiografias da articulação temporomandibular. Entretanto, estas técnicas não serão explanadas e utilizadas no desenvolvimento deste trabalho.

É sabido que as radiografias possuem limitações, principalmente em virtude de as

imagens radiográficas serem bidimensionais, e assim, fornecem informações somente em dois planos, mas não referente à profundidade. Por essa razão o profissional especialista, deve utilizar os chamados “métodos de localização radiográfica” que, na maioria dos casos, se bem empregados, vão compensar a falta de profundidade.

Além disso, as técnicas acima citadas são, principalmente, aquelas que eram chamadas de radiografias específicas. Algumas técnicas que não se enquadram dentro dos conceitos tradicionais de diagnósticos radiográficos, como diagnóstico por ultrassonografia, a tomografia computadorizada (TC), imagem por ressonância magnética e outros, são consideradas como métodos avançados de diagnóstico por imagem ou exame de imagens. A Subseção 3.2.2 relata alguns conceitos básicos sobre a TC de feixe cônico, utilizada no diagnóstico de FRVs.

3.2.1 Radiografia Intraoral Periapical

De acordo com Fuhrmann (2015), as radiografias intraorais são realizadas, normalmente, introduzindo um filme ou sensor odontológico na cavidade bucal do paciente, mantendo-o firme no local por dispositivos posicionadores ou pelo próprio dedo do paciente, e, assim, radiografam-se o dente e o tecido periodontal, ou região dentária, com determinado ângulo, pelo lado externo da face.

A radiografia periapical representa a técnica intraoral designada para mostrar os dentes individualmente e os tecidos em torno do ápice. Cada imagem normalmente mostra de dois a quatro dentes e fornece informações detalhadas sobre os dentes e o osso alveolar adjacente. As principais indicações clínicas para esta radiografia incluem a detecção de sinais de inflamação/infecção da região apical, avaliação do periodonto, traumatismos do dente, cistos apicais, lesões no osso alveolar, além da visualização pós-operatória de implantes e cirurgias apicais, bem como das raízes para posterior extração (WHAITE, 2009).

Para se obter uma imagem adequada na radiografia periapical, existem alguns requisitos ideais para o posicionamento do receptor e do feixe de raios X, relativos aos dentes. Primeiramente, os dentes sob investigação e o receptor de imagem devem estar em contato ou, se não for possível, o mais próximos possível, e ainda, os dentes e o receptor de imagem devem estar paralelos entre si. Além disso, o receptor de imagem deve ser posicionado com o seu longo eixo na vertical para os incisivos e caninos e na horizontal para os pré-molares e molares, com sobreposição suficiente do receptor além do ápice, para registrar os tecidos apicais. Por fim, o cabeçote de raios X deve estar posicionado de forma que o feixe incida perpendicularmente em relação ao dente e ao filme, tanto no plano horizontal quanto no plano vertical (WHAITE, 2009; WATANABE; ARITA, 2012).

Devido a anatomia da cavidade oral nem sempre permitir que todos esses requisitos ideais de posicionamentos sejam satisfeitos, para tentar solucionar esses problemas, duas

técnicas de radiografia periapical foram desenvolvidas (WHAITE, 2009; WATANABE; ARITA, 2012; LUDLOW; MOL, 2015; FUHRMANN, 2015; ALVARES; TAVANO, 2011):

- a) a técnica do paralelismo: A maioria dos clínicos prefere a técnica do paralelismo porque ela fornece uma vista menos distorcida da dentição. A técnica de paralelismo é a mais apropriada para imagem digital. O conceito central da técnica do paralelismo é que o receptor de raios X é apoiado paralelamente ao longo eixo dos dentes e o raio central do feixe de raios X é direcionado perpendicularmente ao receptor e aos dentes (Figura 8). Essa orientação do receptor, dentes e raio central minimiza a distorção geométrica e apresenta os dentes e estruturas de suporte ósseo em suas verdadeiras relações anatômicas. Para reduzir as distorções geométricas, a fonte de raios X deve ser localizada relativamente distante dos dentes. O uso de uma longa distância da fonte ao objeto reduz a divergência dos feixes de raios X, aumentando assim a nitidez da imagem e fornecendo imagens com mínima ampliação. O método de paralelismo funciona igualmente bem para o filme, sensores CCD ou CMOS ou placas de fósforo de armazenamento.

Figura 8: Técnica do paralelismo

Fonte: Ludlow e Mol (2015, p. 93)

- b) a técnica da bisettriz: Este método pode ser útil quando o operador é incapaz de aplicar a técnica de paralelismo por causa dos grandes sensores rígidos ou da anatomia do paciente. A técnica da bisettriz é baseada num simples teorema geométrico, a regra de isometria de Cieszynski, que afirma que dois triângulos são iguais quando compartilham um lado completo e têm dois ângulos iguais. O receptor é posicionado o mais próximo possível da superfície lingual dos dentes, apoiando-se no palato ou no assoalho da boca (Figura 9). O plano do receptor e o longo eixo do dente formam um ângulo com seu ápice no ponto onde o receptor está em contato com o dente junto com uma linha imaginária que divide este ângulo e direciona o raio central do feixe em ângulos retos a esse plano bisetor. Isso forma dois

triângulos com dois ângulos iguais e um lado em comum (a bissetriz imaginária). Consequentemente, quando essas condições são satisfeitas, as imagens projetadas no receptor teoricamente têm o mesmo comprimento do objeto projetado.

Figura 9: Técnica da bissetriz

Fonte: Ludlow e Mol (2015, p. 95)

Para todas as técnicas radiográficas intraorais é recomendada a utilização dos sistemas de posicionamento de filmes/sensores intraorais. Esta indicação está inserida na Portaria 453 do Ministério da Saúde (ANVISA). A regra é válida para as radiografias digitais, e esses dispositivos em geral acompanham todo o sistema direto. Para placas PSP, os mesmos dispositivos de posicionamento para filmes radiográficos convencionais podem, e devem ser utilizados (WATANABE; ARITA, 2012).

3.2.2 Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico

A tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC), ou *cone beam* com baixa dose de radiação, foi desenvolvida em 1998 com a finalidade específica de uso nas regiões dentárias e maxilofaciais, e rapidamente estabeleceu-se como a modalidade de imagem de escolha para diversas situações clínicas. Ela também é conhecida como tomografia digital volumétrica (WHAITE, 2009).

Atualmente, diversos equipamentos encontram-se disponíveis com novos desenvolvimentos planejados pela maioria dos fabricantes de equipamentos radiológicos. Os modelos variam desde aqueles que se assemelham com aparelhos panorâmicos até aqueles que lembram aparelhos de TC médicos (FUHRMANN, 2015).

Os feixe de raios X utilizados no aparelho são em formato de cone, em vez dos feixes em forma de leque usados na TC *fan beam*. Um detector especial, como por exemplo, um intensificador de imagem ou uma tela plana de silício amorfo, também é utilizado. O equipamento realiza um movimento giratório ao redor do paciente, levando aproximadamente 20 a 40 segundos, e em um ciclo de escaneamento, são criadas imagens volumétricas

esféricas ou cilíndricas com base no campo de visão (*Field of View* - FOV). Como toda informação é obtida em uma única varredura, o paciente deve permanecer imóvel durante toda a exposição (WHAITE, 2009).

De acordo com Ludlow e Mol (2015), a configuração geométrica e a aquisição mecânica para a técnica de TCFC são teoricamente simples (Figura 10). A imagem da TCFC é realizada utilizando-se uma plataforma rotativa ou pórtico que leva uma fonte de raios X e um detector. Uma fonte de radiação divergente em forma de cone ou de pirâmide é direcionada através da região de interesse, e o feixe residual de radiação atenuada é projetado sobre uma área do detector de raios X de área sobre o lado oposto. A fonte de raios X e o detector giram em torno de um centro de rotação, fixado no centro da região de interesse. Esse centro de rotação torna-se o centro do volume final da imagem adquirida. Durante a rotação, várias imagens de projeção planas sequenciais são obtidas ao mesmo tempo em que a fonte e o detector movem-se por um arco de 180 a 360 graus.

Figura 10: Diagrama de funcionamento básico da TC de feixe cônico

Fonte: Whaite (2009, p. 200)

Segundo Whaite (2009), o tamanho do campo de visão cilíndrico ou esférico varia de um aparelho para outro. A partir de um campo de visão grande (tipicamente 15 cm de diâmetro e altura), a maioria dos esqueletos maxilofaciais cabem dentro da forma

esférica ou cilíndrica e é visualizada em um único escaneamento, como mostra a Figura 10. Tendo os dados obtidos de um escaneamento, o computador arranja, então, a informação em *voxels*/cubos – descritos como reconstrução primária. O tamanho do *voxel* define a resolução espacial da imagem da TCFC e pode variar de 0,07 mm a 0,4 mm dependendo do aparelho e protocolo selecionado.

Oliveira-Santos, Watanabe e Monteiro (2012) explicam que as reconstruções primárias são feitas em três planos: sagital, axial e coronal. Já as reconstruções secundárias são realizadas por meio de processamentos computadorizados avançados dos dados adquiridos, por meio da seleção dos *voxels* necessários nos planos sagitais, coronais ou axiais, possibilitando processar/criar sequências de imagens em diferentes planos (Figura 10). Sendo assim, são possíveis reconstruções multiplanares, panorâmicas (reconstruções curvas), parassagitais (reconstruções sequenciais de seções a partir das reconstruções panorâmicas – *cross-sections*), e, ainda, reconstruções volumétricas (3D).

Alguns erros gerados na aquisição, processamento e reconstrução da imagem de TCFC, conhecidos como artefatos, podem ser causados por movimentos do paciente, itens metálicos presentes no corpo do paciente (“efeito em raios”), filtros ou detectores mal adaptados ou mal ajustados, entre outros fatores (ALVARES; TAVANO, 2011).

As doses de radiação empregadas nos exames de TC *cone beam* são, em geral, superiores à dos exames convencionais bidimensionais e, portanto, têm maior potencial de danos aos indivíduos expostos. Porém, quando comparada com a tomografia computadorizada *fan beam*, a TCFC costuma utilizar doses inferiores, já que emprega feixes de radiação em formato cônico ao invés dos feixes em leque (*fan beam*) (OLIVEIRA-SANTOS; WATANABE; MONTEIRO, 2012; WHAITE, 2009; FUHRMANN, 2015; LUDLOW; MOL, 2015). A Tabela 1 compara as características da TC convencional com a TC de feixe cônico.

Tabela 1: Diferenças básicas entre as imagens geradas por TC e TCFC

	TC	TCFC
Aparelho	Grandes dimensões	Compacto, similar ao panorâmico
Dose de radiação	Entre 1.200 e 2.000 uSv (maxila ou mandíbula). A mA pode variar de 80 a 200 mA	De 50 a 150 uSv (maxila ou mandíbula) = 14 periapicais ou 4 a 10 panorâmicas, sobretudo em virtude da baixa corrente efetiva do tubo de raios X (1 a 8 mA), já que a voltagem é quase a mesma (90–120 kV)
Imagem	Excelente contraste entre tecido duro e mole (patologias)	Baixo contraste entre tecido duro e mole (tecidos ósseos)
Imagem 3D	Excelente qualidade, fiel ao real	Perda de detalhes, devido à baixa miliampereagem do aparelho
Artefatos	Mais artefatos	Menos artefatos
Resolução	Tem menos ruído relativo devido à maior dose (mostra melhor os tecidos moles)	É maior, sobretudo devido ao <i>voxel</i> isotrópico
Custo aparelho	Mais elevado (em torno de US\$ 600.000,00)	Mais baixo (em torno de US\$ 200.000,00)

Fonte: Oliveira-Santos, Watanabe e Monteiro (2012)

Capítulo 4

Processamento de Imagens

Qualquer operação que atue para melhorar, restaurar, analisar ou de alguma maneira modificar a imagem digital é uma forma de processamento da imagem. O uso de imagens digitais em radiologia odontológica envolve várias operações de processamento de imagens. Algumas dessas operações estão integradas ao processo de aquisição da imagem e ao programa de gerenciamento da imagem, e não estão habilitadas ao usuário. Outras são controladas pelo usuário com a intenção de melhorar a qualidade da imagem ou analisar seu conteúdo (LUDLOW; MOL, 2015).

Algumas etapas do processamento de imagens que estão ocultas do usuário podem ter consequências que não existem ao usar um filme. Uma consequência, por exemplo, é a dificuldade de avaliar a subexposição ou superexposição em radiografias digitais. No caso do filme, esta condição é facilmente perceptível, entretanto, uma imagem digital subotimamente exposta raramente parece muito clara ou muito escura por causa do processamento de imagem, que geralmente inclui nivelamento de dados automaticamente. Métricas como o histograma de dados ou medições de ruído devem ser empregadas (LUDLOW; MOL, 2015).

Quando os dados originais da imagem são transferidos para o computador, eles normalmente não estão prontos para armazenamento ou visibilidade. Vários passos de pré-processamento precisam ser executados para corrigir a imagem de defeitos conhecidos e ajustar a intensidade da imagem de maneira satisfatória à visibilidade. Por exemplo, alguns dos *pixels* em um sensor de CCD podem estar defeituosos. A imagem é restaurada substituindo-se os valores de cinza dos *pixels* defeituosos com uma média ponderada dos valores de cinza dos *pixels* da região vizinha. Dependendo da qualidade do sensor e das configurações feitas pelo fabricante, várias outras operações podem ser aplicadas à imagem antes de torná-la visível no monitor. Essas operações são executadas muito rapidamente e passam despercebidas pelo usuário. A maioria das operações de pré-processamento é determinada pelo fabricante e não pode ser modificada.

Segundo Filho e Neto (1999), a função da etapa de pré-processamento é aprimorar a qualidade da imagem para as tarefas subsequentes. As operações efetuadas nesta etapa

são ditas de baixo nível porque trabalham diretamente com os valores de intensidade dos *pixels*. O resultado é uma imagem digital de melhor qualidade visual que a original.

Dentre as operações de pré-processamento de imagens, destacam-se as transformações geométricas e as técnicas de realce, como transformações de intensidade e métodos de filtragem de imagens no domínio espacial ou frequencial. Além disso, podem também ser aplicadas técnicas de restauração da imagem como ferramenta de pré-processamento.

As sessões abaixo relatam, de forma breve, algumas das principais técnicas de pré-processamento existentes na literatura que podem ser utilizadas nas imagens odontológicas.

4.1 Transformações Geométricas

Transformações geométricas são operações de processamento de imagens cujo principal efeito é a modificação da relação espacial entre os *pixels* que a compõem. Elas costumam ser úteis em situações que vão desde a correção de deformações até a produção de efeitos artísticos sobre imagens (FILHO; NETO, 1999).

Conforme Gonzalez e Woods (2010), em termos de processamento de imagens digitais, uma transformação geométrica é constituída de duas operações básicas: (1) uma transformação espacial para coordenadas e (2) interpolação de intensidade, responsável por atribuir níveis de intensidade aos *pixels* transformados no espaço.

Quando se trata de transformações no plano XY (plano da imagem), a translação de um objeto de um lugar a outro, a rotação do objeto e a mudança de escala (ampliação) de suas dimensões são operações que mudam as coordenadas do vetor de forma do objeto, mas não mudam sua forma essencial. Em outras palavras, a forma de um objeto é invariante sob translação, rotação e mudança de escala das coordenadas que definem o contorno (SOLOMON; BRECKON, 2013).

A translação de uma imagem consiste basicamente no deslocamento linear de cada pixel de coordenadas (X, Y) na horizontal e/ou na vertical. A rotação de uma imagem por ângulos quaisquer é uma tarefa mais complexa, que pode ser implementada usando as técnicas de *warping*, as quais alteram a relação espacial entre os objetos e características de uma imagem a partir de uma correspondência com outra imagem ou gabarito (*template*).

As operações de ampliação e redução de imagens (*zoom in* e *zoom out*) são processos pelos quais as dimensões de uma imagem são aumentadas ou diminuídas para efeito de visualização. Este processo refere-se ao caso em que a imagem é ampliada ou reduzida por um fator (que pode ser igual para as dimensões horizontal e vertical - preservando a relação de aspecto original - ou não). Em contrapartida, a operação redimensionamento (*resizing*) é utilizada nos casos em que, ao invés de especificar o fator de ampliação/redução, é especificado o novo tamanho que a imagem deve possuir.

Outras manipulações geométricas de imagens são frequentemente utilizadas:

- a) espelhamento (*flip*): operação que combina a rotação por ângulos múltiplos de 90° com o cálculo de matriz transposta;
- b) *cropping*, *cutting* e *pasting*: operações corriqueiras utilizadas para recortar e colar trechos de imagens para compor novas imagens;
- c) registro de imagens: operação que utiliza uma imagem de referência para obter pontos de controle e, em seguida, utiliza tais pontos para alinhar (registrar) uma outra imagem da mesma cena.

As transformações geométricas realocam em novas posições os *pixels* de uma imagem. Para concluir o procedimento, se faz necessário a atribuição de valores de intensidade a essas posições. Este processo é realizado utilizando a interpolação de intensidade, por meio dos algoritmos de interpolação bilinear, interpolação por vizinho mais próximo e a interpolação bicúbica, cujo detalhamento foge ao escopo desta seção.

4.2 Realce

O termo realce da imagem significa que a imagem ajustada é uma versão otimizada da original. A maioria das operações de realce da imagem é aplicada para tornar a imagem visualmente mais definida (realce subjetivo). Isto pode ser realizado aumentando-se o contraste, aperfeiçoando-se o brilho e reduzindo-se a falta de nitidez e ruídos.

O realce subjetivo da imagem não melhora a exatidão na interpretação da imagem. Operações de realce da imagem são frequentemente tarefas específicas: o que beneficia uma tarefa para o diagnóstico pode reduzir a qualidade da imagem em outra tarefa. Por exemplo, aumentar o contraste entre o esmalte e a dentina para detecção de cáries pode dificultar a identificação do contorno da crista alveolar. Operações de realce da imagem também são dependentes da preferência do observador (LUDLOW; MOL, 2015).

As subseções seguintes apresentam os conceitos e aplicações das técnicas de realce.

4.2.1 Transformações de Intensidade

Radiografias digitais, por exemplo, nem sempre utilizam toda a escala disponível de valores de cinza. Elas podem ser relativamente escuras ou claras e podem mostrar muito ou pouco contraste em certas áreas. Embora o brilho e contraste possam ser determinados durante a visibilidade, o histograma da imagem é uma ferramenta conveniente para examinar quais dos valores de cinza disponíveis a imagem está usando, conforme ilustra a Figura 11.

O histograma de uma imagem indica o percentual de *pixels* que apresentam um determinado nível de cinza. Estes valores são normalmente representados por um gráfico de barras que fornece para cada nível de cinza o número (ou o percentual) de *pixels* corres-

pondentes na imagem (FILHO; NETO, 1999). Os valores mínimo e máximo e a forma do histograma indicam o benefício potencial do brilho e do contraste nas operações de realce.

Figura 11: Imagem digital (A) com seu respectivo histograma (B)

Fonte: Adaptado de Ludlow e Mol (2015, p. 50)

As técnicas de modificação de histograma são conhecidas como técnicas ponto-a-ponto, uma vez que o valor de tom de cinza de um certo pixel após o processamento depende apenas de seu valor original. Diversas técnicas de modificação da distribuição dos *pixels* na escala de cinza podem ser implementadas a partir do conceito de transformações de intensidade. As transformações de intensidade podem ser lineares ou não lineares.

Segundo Ludlow e Mol (2015), os programas de imagem digital geralmente incluem uma ferramenta de traçado do histograma e ferramentas para o ajuste linear do brilho e do contraste. Algumas ferramentas também permitem ajustes não-lineares, como a correção *Gamma*. A correção *Gamma* é uma forma de aumentar o contraste através de uma transformação de potência, conforme Equação 1.

$$s = c.r^{\gamma} \quad (1)$$

na qual c e γ são constantes positivas, r é o nível de cinza de entrada e s é o nível de cinza de saída. Esta operação não linear visa alterar ao mesmo tempo o contraste e o brilho. A forma da curva, representada pelo valor de *Gamma*, descreve a relação dos valores de entrada e saída, especificada como um escalar numérico real, não negativo. Mudando-se o valor de *Gamma* de uma imagem, aumenta-se seletivamente o contraste tanto em áreas mais claras quanto em áreas mais escuras da imagem. Se o valor de *Gamma* for inferior a 1, o ajuste tende o mapeamento em direção a valores de saída maiores (mais brilhantes). Se o valor de *Gamma* for maior que 1, o ajuste tende o mapeamento para valores de saída mais baixos (mais escuros). Quando o valor de *Gamma* é 1, não há alteração, portanto, o mapeamento é linear.

Ajustes no brilho, no contraste e no valor de *Gamma* alteram os valores originais de intensidade da imagem (entrada) para novos valores (saída). A Figura 12 é uma repre-

sentação gráfica da relação entre os valores de entrada (eixo horizontal) e valores de saída (eixo vertical) com as imagens correspondentes e seus histogramas. Desta forma, a coluna da esquerda representa a transformação aplicada na imagem apresentada anteriormente na Figura 11, a coluna do meio a imagem resultante da operação e a coluna da direita o respectivo histograma.

Figura 12: Ajustes de imagem relativos a Figura 11. (A) Aumento do brilho; (B) Diminuição do brilho; (C) Aumento do contraste; (D) Diminuição do contraste; (E) Aumento em *Gamma*; (F) Diminuição em *Gamma*

Fonte: Adaptado de Ludlow e Mol (2015, p. 51)

Além das transformações de intensidades exemplificadas acima, outras funções lineares e não lineares são frequentemente utilizadas.

A transformação de alargamento de contraste é uma das funções lineares mais simples. Alguns fatores resultam em imagens com baixo contraste: iluminação ruim; faixa dinâmica insuficiente no sensor de imagem; configuração errada da abertura de uma lente no momento da aquisição da imagem (GONZALEZ; WOODS, 2010). Para incluir todo o intervalo de intensidades do meio de gravação ou do dispositivo de exibição, o processo de alargamento de contraste estende a faixa de níveis de intensidade de uma imagem.

Quando se faz necessário obter as intensidades de saída idênticas às intensidades de entrada, utiliza-se a função identidade (GONZALEZ; WOODS, 2010). A inversão de contraste é uma transformação linear que muda uma imagem radiográfica positiva para uma imagem radiográfica negativa. Embora isto possa afetar a percepção subjetiva do conteúdo da imagem, a alteração da aparência é desnecessária à prática de interpretação e não se mostrou útil para o clínico, sendo pouco usada (LUDLOW; MOL, 2015).

Quanto as transformações não lineares, além do ajuste de *Gamma* (transformação de potência) citado anteriormente, Solomon e Breckon (2013) destacam a transformação logarítmica, onde a faixa dinâmica de uma imagem pode ser comprimida com a substituição de cada valor de pixel da imagem por seu logaritmo, e através da operação inversa, pode ser aplicada a transformação exponencial (log inverso).

A equalização do histograma é uma técnica muito utilizada para realce de contraste baseada na manipulação do histograma da imagem. Esta operação busca redistribuir os valores de tons de cinza dos *pixels* em uma imagem para obter um histograma uniforme, no qual o percentual de *pixels* de qualquer nível de cinza é aproximadamente igual. Esta forma de realce aumenta o contraste entre as intensidades da imagem abundantemente presentes à medida que reduz o contraste entre intensidades da imagem pouco usadas. Segundo Ludlow e Mol (2015), o efeito da equalização do histograma depende do conteúdo da imagem e, às vezes, pode levar à degradação inesperada na qualidade da imagem.

Além da equalização de histograma convencional, destaca-se na literatura a técnica conhecida como CLAHE (*Contrast-Limited Adaptive Histogram Equalization*). O método CLAHE difere da equalização de histograma comum, pois o método adaptativo computa vários histogramas, cada um correspondendo a uma região distinta da imagem e os usa para redistribuir os valores de intensidade da imagem. O procedimento de limitação do realce de contraste é aplicado no histograma de cada vizinhança, a partir do qual uma função de transformação é derivada, evitando a sobre-ampliação do ruído. Assim, se qualquer *bin* do histograma estiver acima do limite de contraste especificado, esses *pixels* são cortados e distribuídos uniformemente em outros *bins* antes de aplicar a equalização do histograma. Após a equalização, para remover artefatos nas bordas da janela processada, a interpolação bilinear é aplicada (PIZER et al., 1987; SINGH; DIXIT, 2015).

O funcionamento do CLAHE consiste em algumas etapas, conforme ilustram as Figu-

ras 13 e 14. Em primeiro lugar, a imagem é dividida em várias regiões não sobrepostas de tamanhos quase iguais. Em segundo lugar, é definida a LUT (*Look Up Table*), isto é, a tabela de novos valores para imagem tratada, conforme o número de *bins* estabelecido no algoritmo. Em um terceiro momento, o histograma de cada região é calculado. Em seguida, um limite de corte para recortar histogramas é obtido e cada histograma é redistribuído de tal forma que sua altura não excede o limite de corte. Na penúltima etapa, a equalização dos histogramas é realizada. Finalmente, a interpolação bilinear é aplicada para reduzir artefatos (KOONSANIT et al., 2017).

Figura 13: Funcionamento do método CLAHE

Fonte: Traduzido de Chang et al. (2018)

Figura 14: Operações contidas no CLAHE (A) Limite de amplificação do histograma (linha tracejada) e redistribuição (região verde); (B) Interpolação bilinear

Fonte: Adaptado de Koonsanit et al. (2017) e Chang et al. (2018)

O limite de corte é obtido por β , que pode ser descrito na equação a seguir:

$$\beta = \frac{MN}{L} \left(1 + \frac{\alpha}{100} S_{max} \right) \quad (2)$$

na qual β é o limite de corte, $M \times N$ é o número de *pixels* em cada região, L é o número de escalas de cinza, α é um fator de corte (0-100) e S_{max} é a inclinação máxima permitida

da CDF (*Cumulative Distribution Function*), ou seja, da função de transformação que auxilia a redistribuição dos níveis de cinza. Quando α é próximo de 0, o ponto de corte seria $M \times N$ e portanto, o pixel neste bloco seria uma constante. Quando α está próximo de 100, o contraste é aumentado em grande medida. Assim, o limite de corte é o fator fundamental para ajustar o realce do contraste desejado (CHANG et al., 2018).

4.2.2 Filtros de Suavização

Os filtros de suavização tem como objetivo remover qualquer distorção ou ruído da imagem. As imagens reais são frequentemente degradadas por erros aleatórios de captura, transmissão ou processamento (GONZALEZ; WOODS; EDDINS, 2009).

O ruído representa variação de intensidade aleatória e é frequentemente categorizado como ruído de alta frequência (variações de intensidade de pequena escala) ou ruído de baixa frequência (variações de intensidade de escala gradual ou grande).

De acordo com Ludlow e Mol (2015), para a aplicação proposital de filtros de suavização, é importante saber que tipo de ruído os filtros reduzem e como isso afeta, por exemplo, os aspectos radiográficos de interesse, pois sem este conhecimento, importantes aspectos radiográficos podem se degradar ou desaparecer quando o ruído é removido.

No domínio do espaço, um filtro é composto por uma vizinhança e uma operação pre-estabelecida realizada sobre os *pixels* da imagem que estão compreendidos na vizinhança. O processo de filtragem gera um novo *pixel* com coordenadas iguais às coordenadas do centro da vizinhança, e este *pixel* recebe um valor resultante da operação realizada na filtragem. Por meio da convolução, uma imagem filtrada é produzida ao passo que o centro do filtro percorre cada *pixel* na imagem de entrada. O filtro é denominado de filtro espacial linear quando a operação efetuada sobre os *pixels* da imagem for linear, do contrário, o filtro é não linear (GONZALEZ; WOODS, 2010).

Utilizando um filtro espacial linear ou não linear pode-se reduzir o ruído de uma imagem através do borramento (remoção de pequenos detalhes da imagem e conexão de pequenas descontinuidades em linhas ou curvas) (GONZALEZ; WOODS, 2010).

A saída (resposta) de um filtro espacial linear de suavização é simplesmente a média dos *pixels* contidos na vizinhança da máscara de filtragem. Esses filtros por vezes são chamados de filtros de média ou também podem ser chamados de filtros passa-baixa (atenuam ou eliminam as componentes de alta frequência).

O ato de substituir cada *pixel* de uma imagem pela média dos níveis de intensidade da vizinhança determinada pela máscara resulta em uma imagem com redução de nitidez, isto é, com redução das transições “abruptas” nas intensidades. A aplicação mais evidente da suavização é a redução de ruído, já que o ruído aleatório geralmente consiste em transições abruptas nos níveis de intensidade. É importante salientar que as bordas (características normalmente almejadas de uma imagem) também são representadas

por transições abruptas de intensidade, e portanto, indesejavelmente, os filtros de média tendem a borrá-las (GONZALEZ; WOODS, 2010).

Por sua vez, os filtros de estatística de ordem são utilizados para filtragens não lineares e baseiam-se em classificação, isto é, ordenação dos *pixels* que fazem parte da área de uma imagem onde o filtro está cobrindo. O resultado da classificação substitui o valor do *pixel* central. O filtro da mediana é o filtro desta categoria comumente utilizado. Ele substitui o valor do *pixel* central pela mediana das intensidades da vizinhança deste *pixel*.

Os filtros de mediana são bastante conhecidos, já que para determinados tipos de ruído aleatório, propiciam ótimos resultados na redução de ruído. O borramento realizado por este filtro é substancialmente menor quando comparado ao resultado dos filtros lineares de suavização de tamanho semelhante (GONZALEZ; WOODS, 2010).

Existem diversos outros filtros espaciais para suavização de imagens, propostos e publicados por pesquisadores nos últimos anos. Um destes filtros, conhecido como média de múltiplas imagens, consiste em obter uma imagem onde cada pixel é a média dos *pixels* de mesma posição em um conjunto de imagens semelhantes. Além do filtro de média de múltiplas imagens, o filtro Gaussiano geralmente é empregado para suavizar imagens utilizando a função Gaussiana, por meio da qual se obtém os valores da máscara. O filtro gaussiano se destaca quando comparado ao filtro da média, já que o grau de suavização pode ser controlado pelo desvio-padrão e não pelo tamanho do núcleo (FILHO; NETO, 1999; SOLOMON; BRECKON, 2013).

O conceito básico dos filtros no domínio da frequência está em computar a Transformada de Fourier da imagem a ser filtrada, multiplicar este resultado pela função de transferência do filtro e extrair a Transformada Inversa de Fourier do resultado. A suavização (borramento) é gerada no domínio frequencial atenuando as altas frequências (bordas e demais transições abruptas de intensidade similar ao ruído); ou seja, pela aplicação de um filtro passa-baixa. Três categorias de filtros passa-baixa são relatadas na literatura: ideal, *butterworth* e gaussiano. Esses três tipos abrangem toda a variação de filtragem, portanto, de muito abrupta (ideal) a muito atenuada (gaussiana) (FILHO; NETO, 1999; GONZALEZ; WOODS, 2010).

4.2.3 Filtragem de Ruído

Além dos filtros de suavização espaciais e no domínio de Fourier, que acabam por borrar a imagem ao filtrar o ruído, outras técnicas podem ser empregadas para se obter bons resultados na tarefa de filtragem de ruído em imagens, evitando o borramento de bordas e detalhes finos. O algoritmo BM3D (*Block-Matching and 3D filtering*), renomado na literatura e aplicado em diversos trabalhos, é considerado estado da arte para este fim. Baseado na ideia de filtros não-locais, este algoritmo realiza o processamento buscando por pequenos blocos (regiões) ruidosos semelhantes na imagem, tratando-os como diferentes versões de um mesmo bloco livre de ruído. Cada conjunto de blocos coletado possibilita a

realização da estimativa de um bloco livre de ruído (DABOV et al., 2007; OLIVEIRA, 2016). A Figura 15 ilustra este processo de busca de regiões para agrupamento.

Figura 15: Processo de busca e agrupamento de blocos em imagens naturais ruidosas. Cada imagem ruidosa apresenta um bloco de referência (marcado com “R”) e alguns dos blocos correspondentes a ele

Fonte: Dabov et al. (2007)

O contexto da filtragem não-local de ruído foi gerado a partir do algoritmo *Non-Local Means* (NLM) de Buades, Coll e Morel (2005), o qual explora a utilização da redundância de *pixels* na imagem. O NLM, basicamente, calcula a média ponderada dentre os blocos marcados como semelhantes, e apesar de sua simplicidade, apresenta bons resultados para preservação de detalhes finos e texturas. Todavia, esta técnica não é capaz de filtrar todo o ruído de baixa frequência, e ainda, atribui pesos não-zeros para regiões não similares, que conseqüentemente, prejudicam a restauração da imagem (OLIVEIRA, 2016).

A partir da ideia advinda do NLM, o BM3D emprega tal abordagem não-local em conjunto com a filtragem no domínio de transformadas a fim de superar as limitações do NLM. Para isso, duas etapas são realizadas pelo algoritmo, conforme ilustra a Figura 16.

A primeira etapa, nomeada como Filtragem *Wavelet*, realiza uma pré-estimativa da imagem livre de ruído no domínio *Wavelet*. A filtragem, de maneira resumida, explora a redundância entre os blocos de uma mesma pilha, de forma que cada bloco contribua para a filtragem do grupo. A segunda etapa é responsável por gerar a estimativa final da imagem, isto é, livre de ruído. Denominada Filtragem *Wiener*, utiliza-se o filtro de *Wiener* (JIN et al., 2003) tal que a imagem pré-estimada anteriormente é utilizada como imagem não-degradada, sendo ela então, indispensável para a filtragem colaborativa *Wiener* da imagem degradada.

Figura 16: Etapas do algoritmo BM3D

Fonte: Oliveira (2016)

4.2.4 Filtros de Aguçamento

A principal finalidade do aguçamento é ressaltar as transições de intensidade para aumentar a nitidez da imagem. Filtros que intensificam a nitidez da imagem podem também remover ruído de baixa frequência ou melhorar os limites entre regiões com intensidades diferentes (realce de extremidade) (GONZALEZ; WOODS, 2010).

É sabido que o borramento em imagens pode ser obtido no domínio espacial através do cálculo da média dos *pixels* em uma vizinhança. Considerando que o cálculo da média é equivalente à operação de integração na forma discreta, o processo de aguçamento pode ser efetuado por meio da operação de diferenciação no domínio espacial (GONZALEZ; WOODS, 2010; SOLOMON; BRECKON, 2013).

O potencial do resultado de um operador derivativo é equivalente ao grau de irregularidade da intensidade da imagem no local em que o operador é empregado. Sendo assim, a diferenciação de uma imagem resalta as bordas e outras discontinuidades (como o ruído). Além disso, atenua as regiões com intensidades de variação mais suave (GONZALEZ; WOODS, 2010; SOLOMON; BRECKON, 2013).

A detecção de bordas faz uso de operadores diferenciais para detectar alterações nos gradientes de níveis de cinza em uma imagem, portanto, as derivadas representam mudanças em funções contínuas. Além disso, por meio de um único núcleo combinado, a detecção de bordas utiliza o operador derivativo com o auxílio de um estágio inicial suavizador (gaussiano) para supressão de ruído (SOLOMON; BRECKON, 2013).

A detecção de bordas é dividida em duas categorias: detecção de bordas de primeira ordem (derivadas de primeira ordem) e detecção de bordas de segunda ordem (derivadas

de segunda ordem). Os filtros de bordas de primeira ordem tem como principal uso a detecção de bordas (segmentação), enquanto os filtros de segunda ordem, são utilizados para realce de bordas, através do operador diferencial laplaciano. Sendo assim, como os detalhes finos e transições são mais realçados através da segunda derivada do que a primeira derivada, os filtros de segunda ordem são mais indicados para o aguçamento de imagens (SOLOMON; BRECKON, 2013).

Com uma máscara de filtragem baseada no operador derivativo laplaciano, pode-se construir filtros de isotropia, na qual a resposta é independente da direção das descontinuidades de uma imagem onde o filtro é utilizado. Desta maneira, os filtros isotrópicos são invariantes à rotação (GONZALEZ; WOODS, 2010).

Como o laplaciano é um operador diferencial, seu uso realça as descontinuidades de intensidade em uma imagem e atenua as regiões com níveis de intensidade de variação mais suave. Portanto, a tendência é a produção de imagens nas quais as linhas de borda e outras descontinuidades aparecerão em tons de cinza sobrepostos a um fundo escuro e uniforme. As características do fundo podem ser vistas enquanto se preserva o efeito de aguçamento do laplaciano simplesmente adicionando/subtraindo a imagem laplaciana à original.

Gonzalez, Woods e Eddins (2009) destacam uma outra forma de aguçamento de imagens, conhecida como filtragem *high-boost*, a qual realiza uma subtração da versão suavizada de uma imagem da imagem original, e soma o resultado obtido (máscara de nitidez) à imagem original. Após este processo, é possível visualizar um reforço em altas frequências, conforme ilustra a Figura 17.

Figura 17: Aplicação de filtro de máscara de nitidez (A) Imagem original; (B) Imagem com realce de nitidez

Fonte: Watanabe e Arita (2012, p. 135)

Uma vez que as bordas e outras transições abruptas de intensidades estão relacionadas à componentes de alta frequência, o aguçamento de uma imagem pode ser obtido no domínio frequencial através de um filtro passa-alta, que atenua componentes de baixa frequência sem prejudicar as informações de alta frequência na transformada de Fourier. Da mesma forma que os filtros de suavização no domínio da frequência, o filtro *butterworth* caracteriza uma transformação entre o aguçamento do filtro ideal e a elevada suavidade do filtro gaussiano. O laplaciano e a filtragem *high-boost* também podem ser aplicados no domínio da frequência.

4.3 Restauração de Imagens

Apesar da ocorrência de áreas de sobreposição, o realce de imagens é basicamente uma tarefa subjetiva, enquanto a restauração de imagens é, principalmente, uma tarefa objetiva. O processo de restaurar busca recuperar a imagem corrompida baseando-se em um conhecimento anterior do fenômeno de degradação. Sendo assim, as técnicas de restauração utilizadas são direcionadas pela definição da degradação e aplicação do processo inverso a fim de retomar a imagem original (GONZALEZ; WOODS, 2010).

Em um sistema linear, o procedimento de degradação normalmente é representado como uma função de degradação que, com um termo de ruído aditivo, produz uma imagem degradada a partir de uma imagem de entrada. Dessa forma, havendo algum conhecimento sobre a função de degradação e o termo de ruído aditivo, realiza-se o processo de restauração para gerar uma estimativa da imagem original (GONZALEZ; WOODS, 2010; SOLOMON; BRECKON, 2013).

A degradação da imagem pode ser modelada por uma função de espalhamento de ponto (*Point Spread Function* - PSF), ou impulso resposta. Segundo Gonzalez e Woods (2010), a função de degradação utilizada na restauração de imagens pode ser estimada por observação, experimentação e modelos matemáticos. O processo de restaurar a imagem utilizando uma função de degradação que foi de alguma maneira estimada por vezes é conhecido como deconvolução cega, devido ao fato de que a função de degradação aplicada dificilmente é conhecida integralmente.

Com relação ao ruído aditivo (somado ao sinal), este ocorre independentemente do sinal durante a transmissão do sinal em um canal. Uma vez que o ruído é um processo aleatório, este é geralmente descrito através de sua propriedade estatística, e assim, surge o denominado ruído branco, o qual possui intensidade independente da frequência do sinal (ruído com potência constante). O ruído Gaussiano, por exemplo, é um tipo de ruído branco que apresenta distribuição de intensidades descrita por uma Gaussiana. Por sua vez, o ruído multiplicativo é gerado quando a magnitude do ruído depende da magnitude do sinal, portanto, o sinal resultante é o produto do sinal transmitido pelo ruído. O ruído dependente do sinal é causado pela baixa contagem de fótons de luz na imagem e segue

a distribuição de Poisson (GONZALEZ; WOODS, 2010).

Gonzalez e Woods (2010) relatam que durante a aquisição e/ou transmissão das imagens surgem as predominantes fontes de ruído em imagens digitais. A atividade dos sensores de aquisição de imagens é influenciada por uma série de fatores, como condições ambientais durante a aquisição da imagem e a qualidade dos elementos sensores em si. As imagens também são corrompidas durante a transmissão, principalmente em virtude de interferências no canal utilizado para a transmissão (GONZALEZ; WOODS, 2010).

Sendo assim, embora existam vários métodos de restauração consolidados na literatura, o efetivo sucesso desta operação depende da grande dificuldade envolvida no processo de restauração de imagens, a qual está relacionada à limitação do conhecimento explícito ou implícito da função de degradação (função de espalhamento de ponto) e do processo de ruído (SOLOMON; BRECKON, 2013).

Capítulo 5

Trabalhos Relacionados

Diversos trabalhos que abordam aplicações de técnicas e ferramentas de processamento digital de imagens, incluindo artigos, teses e dissertações, tanto nacionais quanto internacionais, foram encontrados e revisados. Dentre eles, foram selecionados quatro artigos recentes que apresentam métodos de processamento de imagens para auxílio ao diagnóstico por imagem de FRV: Mikrogeorgis et al. (2017), Johari et al. (2016), Nascimento et al. (2015) e Bechara et al. (2013b).

Mikrogeorgis et al. (2017) propõem um estudo de casos clínicos e aplicação de um método no qual o objetivo é auxiliar o procedimento diagnóstico por meio da subtração radiográfica digital (SRD). Esta técnica é capaz de detectar pequenas alterações radiográficas entre duas radiografias sucessivas, subtraindo elementos radiográficos consistentes. Sendo assim, se houver uma mudança na atenuação radiográfica entre os exames de acompanhamento e inicial, essa mudança mostra uma área mais brilhante quando representar ganho e uma área mais escura quando representar perda. Áreas onde as duas imagens radiográficas têm a mesma intensidade visual são apresentadas como cinza.

São relatados quatro casos clínicos para demonstrar o potencial uso de SRD, através de um *software*, na detecção de fraturas radiculares verticais em dentes endodonticamente tratados. A função do software baseia-se no registro (alinhamento) das duas radiografias digitais de entrada e no aperfeiçoamento do processamento.

Vários pares de pontos de referência definidos pelo usuário são selecionados em ambas as radiografias para corrigir as distorções geométricas (rotação, translação, dimensões) antes da sua subtração. Os pares dos pontos de referência selecionados devem corresponder às estruturas anatômicas exatas nas duas radiografias. Uma janela de ampliação ajuda o usuário a selecionar com precisão os pontos de referência. O procedimento de registro inclui tanto a seleção dos pontos de referência quanto um passo de refinamento que melhora os resultados iniciais do registro usando informações de intensidade de imagem.

O registro é sucedido por um processo de normalização que erradica diferenças de brilho e contraste entre as duas imagens. O último passo do procedimento envolve a superposição e a subtração das duas imagens radiográficas.

Depois que as subtrações digitais foram realizadas, uma linha escura no corpo das raízes foi distinguível, aumentando a possibilidade de presença de uma fratura de raiz vertical. Segundo Mikrogeorgis et al. (2017), o uso de técnicas de aprimoramento de contraste e pseudocolorização nas imagens de SRD proporcionou maior habilidade de distinção em um fundo cinzento uniforme e indicou as áreas radiográficas que são de maior importância no processo de diagnóstico, respectivamente. Quanto a SRD, provou ser uma ferramenta de diagnóstico útil para a detecção de fraturas radiculares verticais nos quatro casos clínicos apresentados.

A eficácia da subtração radiográfica digital está associada ao fato dela ocultar o fundo anatômico complexo no qual as mudanças de atenuação ocorrem e revelar mudanças sutis. No entanto, para a SRD ser diagnosticamente útil, além da necessidade óbvia de duas radiografias sucessivas, a geometria de projeção da linha basal e as intensidades da imagem devem ser estreitamente reproduzidas – requisito que é difícil de conseguir clinicamente, portanto, depende exclusivamente dos procedimentos em *software* (LUDLOW; MOL, 2015; MIKROGEORGIS et al., 2017). Finalmente, as limitações da radiografia periapical também afetam a SRD, portanto, a apresentação de um objeto tridimensional em duas dimensões e a superposição podem levar ao diagnóstico errado.

No trabalho de Johari et al. (2016), um algoritmo eficiente é proposto para a detecção de fraturas radiculares verticais (FRVs) em radiografia periapical e tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) de dentes pré-molares não tratados endodonticamente. As imagens periapicais e de TCFC são divididas em algumas subcategorias, baseadas no espaço de fratura entre os dois fragmentos, como pequenas, médias e grandes para radiografias periapicais e grandes para TCFC.

Primeiramente, é realizado a filtragem de ruído (*denoising*) das imagens usando a combinação do método de correspondência de blocos e filtragem 3D (BM3D) com o modelo de análise de componentes principais (PCA).

Em seguida, foi proposto por Johari et al. (2016) um algoritmo de limiar adaptativo baseado no modelo de Wellner (1993) estendido, em que qualquer pixel é comparado aos *pixels* adjacentes, a fim de segmentar a fratura e o canal. Os autores modificaram este modelo eliminando o principal problema do método Wellner (1993) nas radiografias periapicais e TCFC, que é a dependência da varredura de *pixels*, e ainda, implementaram um filtro máximo que destaca os efeitos da borda na imagem.

As bordas incluem canal, fraturas e a configuração completa dos dentes. Nas radiografias periapicais, o canal é produzido por um menor nível de transição de intensidade em relação à fratura. Esse recurso faz com que as fraturas sejam mais visíveis do que as bordas internas dos dentes (ou seja, o canal) alterando o nível de limiar na segmentação. A variância da intensidade que forma bordas nas imagens de TCFC é a mesma no canal e nas fraturas, e o filtro máximo também destaca as bordas.

Finalmente, as FRVs são identificadas com uma alta precisão através da aplicação da

transformada *wavelet* contínua nas radiografias segmentadas e escolhendo o valor mais ideal para subimagens com base na menor variação interclasse. Nesta etapa, a imagem reconstruída é mascarada e transformada em uma estrutura binária para identificar a localização exata da fratura.

O desempenho do algoritmo proposto é avaliado utilizando os diferentes critérios testados. Os resultados ilustram que o intervalo de desvios de especificidade para as radiografias periapicais e TCFC é de $99,69 \pm 0,22$ e $99,02 \pm 0,77$, respectivamente. Além disso, a sensibilidade muda de 61,90 para 77,39 no caso de radiografias periapicais e de 79,54 para 100 no caso de TCFC. Com base em avaliação estatística, a imagem TCFC tem melhor desempenho em comparação com os PA, portanto, esta técnica pode ser uma ferramenta útil para aplicações clínicas na determinação das FRVs (JOHARI et al., 2016).

De acordo com Johari et al. (2016), uma das limitações deste trabalho é o uso de dentes pré-molares, com uma única raiz e sem material de enchimento endodôntico ou radiopaco, portanto, os dentes multirradiculares não foram abordados neste estudo, bem como, os dentes com FRV tratados endodonticamente. A partir desta última e importante demanda, os mesmos autores projetaram uma rede neural probabilística para diagnosticar as FRVs em dentes intactos e endodonticamente tratados de radiografias periapicais e TCFC (JOHARI et al., 2017). O estudo utilizou métodos de extração de características, como *Wavelet* e Filtro de Gabor, a fim de treinar a rede neural. Entretanto, o estudo de Johari et al. (2017) não será aqui detalhado, pois o escopo deste trabalho não engloba os algoritmos de aprendizagem de máquina e descritores de características.

Já a proposta de Nascimento et al. (2015) foi, resumidamente, comparar a acurácia diagnóstica dos filtros de realce digital em imagens de placas PSP para detecção das fraturas radiculares verticais, dado que a radiografia periapical é geralmente a primeira modalidade de imagem utilizada para avaliar a fratura radicular, devido a sua alta resolução espacial com baixo custo e simples exigências técnicas.

A amostra consistiu de 40 dentes unirradiculares divididos aleatoriamente em dois grupos: experimental e controle. As fraturas radiculares verticais foram induzidas no grupo experimental usando uma máquina de teste universal. Todos os dentes foram radiografados individualmente com três diferentes ângulos horizontais, utilizando o sistema digital Digira Optime. Três observadores examinaram separadamente as imagens originais e filtradas (3D *Emboss*, *Negative*, *Sharpen* e *Shadow*). A área (Az) sob a curva ROC (*Receiver Operating Characteristic*) para cada protocolo foi comparada por *one-way* anova com teste *post hoc* de Bonferroni. O nível de significância adotado foi de 5%.

O maior valor de Az foi obtido pelo filtro *Sharpen* (0,78), com diferenças significativas em relação ao original e demais imagens filtradas ($P < 0,05$). O filtro 3D *Emboss* teve o menor valor de Az (0,56), que foi significativamente diferente das outras imagens filtradas ($P < 0,05$). Segundo Nascimento et al. (2015), ao usar o sistema Digira Optime, o filtro '*Sharpen*' é recomendado para melhorar a detecção radiográfica de FRVs.

Considerando que a radiografia intraoral bidimensional é a ferramenta mais comum para o diagnóstico de fraturas radiculares (FRs) e a TCFC, apesar dos artefatos causados pela guta-percha, é um exame amplamente usado para detectar FRs em dentes tratados endodonticamente, Bechara et al. (2013b) investigaram as taxas de detecção destas fraturas em dentes tratados endodonticamente através de uma comparação de dois equipamentos de TCFC com imagens de placas PSP melhoradas com a ferramenta de equalização.

Segundo Bechara et al. (2013b), foram coletadas 66 raízes, decoronadas e tratadas endodonticamente utilizando a mesma técnica com guta percha. Trinta e três dessas raízes foram selecionadas aleatoriamente e fraturadas, e em seguida, os 2 fragmentos de raízes foram colados em conjunto com uma camada de metacrilato de metilo e colocados aleatoriamente em 8 fragmentos de costelas de vaca preparados. Foram adquiridas imagens com grandes campos de visão (FOVs) com o equipamento de TCFC Picasso Master 3D® (Vatech, Hwaseong, Gyeonggi, República da Coreia) e imagens com pequenos FOVs com o equipamento de TCFC Promax® (Planmeca, Helsinque, Finlândia). Radiografias periapicais, usando placas PSP intraorais fabricadas pela Air Techniques Inc. (Melville, NY, EUA), também foram adquiridas e disponibilizadas juntas a uma ferramenta de realce de contraste para avaliação subjetiva.

Imagens do equipamento com menor FOV tiveram uma acurácia e sensibilidade significativamente maior na detecção de FRs do que imagens de placas PSP e imagens do equipamento de maior FOV. A especificidade das imagens de placas PSP realçadas foi maior do que, embora não significativamente maior do que, as imagens do equipamento de pequeno FOV e foi significativamente maior do que as imagens do equipamento de grande FOV (BECHARA et al., 2013b). Segundo os autores, considerando os equipamentos estudados, imagens com pequenos FOVs em TCFC devem ser adquiridas para reproduzir as FRs em dentes tratados endodonticamente. Além disso, imagens obtidas usando placas PSP tiveram a menor taxa de resultados falso-positivos e seu uso pode evitar uma dose de radiação ao paciente.

Apesar dos bons resultados de diagnóstico observados nos estudos anteriores, não há trabalhos que exploraram as técnicas de processamento de imagens para realçar as fraturas radiculares verticais em dentes com retentor metálico a partir de imagens radiográficas no formato *RAW*. Por esta razão, o presente estudo buscou investigar o uso das técnicas de pré-processamento em imagens sem tratamento. Além disso, poucos trabalhos abordaram o uso de medidas subjetivas com examinadores de diferentes especialidades.

Capítulo 6

Materiais e Métodos

Como foi comentado anteriormente, o objetivo deste trabalho foi investigar o uso de técnicas de processamento de imagens em radiografias periapicais digitais, com o objetivo de promover um auxílio ao profissional de Odontologia na detecção de FRV em dentes unirradiculares endodonticamente tratados que possuíam pino metálico intrarradicular.

O método proposto neste trabalho inclui, em sua primeira parte, a preparação e formação da base de dados utilizada neste trabalho, a qual contém radiografias periapicais digitais tomadas de casos simulados onde o dente foi endodonticamente tratado, e consequentemente, em alguns casos, a FRV ocorreu. Dessa forma, as informações relacionadas ao preparo da amostra foram alocadas na Seção 6.1. A Seção 6.2 é responsável por descrever a segunda parte do projeto, onde são implementadas quatro etapas para pré-processamento das imagens, sendo elas: Ajuste Geométrico + Negativo, Filtragem de Ruído, Realce de Contraste Adaptativo e Correção *Gamma*. A terceira parte compreende a avaliação objetiva das imagens para melhor entendimento dos resultados obtidos com o processamento realizado (Seção 6.3). Por fim, a quarta parte do método, explicada nas Seções 6.4 e 6.5, consiste na avaliação subjetiva da imagem processada na segunda parte e posterior análise estatística dos dados gerados na avaliação (Figura 18).

Figura 18: Diagrama de blocos do projeto

Fonte: O Autor, 2018

6.1 Preparo da Amostra

A primeira etapa para viabilizar a execução do método proposto foi a aquisição da imagem digital odontológica sem processamento, ou seja, no formato original (*RAW*), para que fosse possível aplicar as técnicas de processamento propostas sem a influência do processamento realizado pelo fabricante do equipamento. Neste trabalho, formou-se uma base de dados contendo 30 amostras de imagens radiográficas periapicais. Todas as radiografias digitais apresentavam um dente unirradicular tratado endodonticamente e com pino metálico instalado, e ainda, em 15 amostras, o referido dente possuía FRV. Sendo assim, as amostras foram divididas em dois grupos: Grupo Controle (CTL) e Grupo Fraturado (FTR), sendo ambos constituídos com 15 dentes randomicamente numerados.

Os exames radiográficos foram obtidos em parceria com a Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás (FO-UFG), a qual foi responsável por obter os dentes humanos extraídos nas clínicas da instituição (projeto aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Federal de Goiás sob o número de protocolo: CAAE 24810513.7.0000.5083 - Anexo A) e armazená-los nas devidas condições, bem como realizar o tratamento endodôntico com instrumentação pela técnica rotatória híbrida e inserção do retentor de metal com cimentação de fosfato de zinco.

O grupo de pesquisa da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás também reproduziu artificialmente o ligamento periodontal com fluido de silicone de adição após incluir os dentes em blocos de resina de poliestireno autopolimerizável. As fraturas foram induzidas a partir da máquina de ensaio Universal Instron (Instron Engineering Corp., Canton, MA, EUA) utilizando uma célula de carga de 2000 kgf e velocidade de 0,5mm/min, disponível no Laboratório de Biomecânica da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás. Após a fratura, os dentes que tiveram FRV com separação de fragmentos foram colados com cianoacrilato. Esse procedimento permite mimetizar as características da fratura *in vivo*.

Uma mandíbula humana macerada e com a maioria dos processos alveolares presentes, doada pelo Departamento de Radiologia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás, foi utilizada para simular o realismo de um exame radiográfico odontológico clínico. As amostras utilizadas foram posicionadas no alvéolo que corresponde ao dente 44 (primeiro pré-molar inferior direito). Para simular a atenuação do feixe de raios X por tecido mole foi utilizada cera rosa nº 7 para revestir a mandíbula.

Para cada amostra (dente) de ambos os grupos, foram realizadas radiografias periapicais digitais utilizando o aparelho de raio X intraoral FocusTM (Instrumentarium Dental, Tuusula, Finlândia) com tensão do tubo de 60 kVp, corrente do tubo de 7 mA e tempo de exposição de 0.160 segundos, pela técnica do paralelismo.

Os receptores digitais de imagem utilizados foram as placas de fósforo (PSP) tamanho nº 2 - 31x41 mm (3x4 cm), do sistema de placas de imagens intraoral digital ExpressTM (Instrumentarium Dental, Tuusula, Finlândia) que, em seguida, foram imediatamente

escaneadas no aparelho ExpressTM e armazenadas no computador. Todas as aquisições foram realizadas em um ambiente com condições ideais de iluminação (escurecido).

A Figura 19 apresenta os componentes utilizados no ambiente de aquisição dos exames radiográficos.

Figura 19: Ambiente de aquisição dos exames radiográficos

Fonte: O Autor, 2018

Através da configuração do sistema intraoral digital ExpressTM, foi possível obter os 30 arquivos de imagem em formato *RAW*, quantizados em 14 bits (16384 tons de cinza), com resolução de 885 x 1171 *pixels* e tamanho do pixel de 39 μm . As imagens se encontram com a extensão *Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM)*, ocupando cerca de 60 *megabytes* em disco (2,03 MB por arquivo).

Visando a validação da imagem processada pelo método proposto neste estudo juntamente a uma imagem tradicional fornecida pelo equipamento ao especialista, foram obtidas as mesmas imagens da base de dados, ou seja, 30 imagens digitais, porém, processadas pelo programa de computador comercial que acompanha o sistema digital. Portanto, estas imagens foram exportadas no computador com ajustes padronizados de pré-processamento do *software* comercial, o qual corrige o valor do brilho adequadamente de acordo com o contraste que a imagem foi adquirida, e também aplica filtros de ruído e nitidez. Tais imagens possuem resolução de 628 x 482 *pixels*, tamanho do pixel de 64 μm devido ao contraste otimizado, se encontram com a extensão *DICOM* e ocupam 18 *megabytes* em disco (600 KB por arquivo).

A fim de aumentar a utilidade do banco de imagens do presente projeto, os exames radiográficos periapicais que apresentaram ocorrência de FRV foram complementados com fotografias digitais do dente fraturado, também realizadas na FO-UFG, provendo

assim um diagnóstico preciso da localização e extensão da fratura em cores. A Figura 20 apresenta as fotografias digitais de cinco amostras em que a FRV ocorreu.

Figura 20: Fotografias digitais de amostras com FRV

Fonte: O Autor, 2018

6.2 Pré-processamento das Imagens

Na segunda parte do método foi proposta a aplicação de técnicas de pré-processamento de imagem, transformando a imagem original (*RAW*) de modo a que se consiga obter uma imagem processada que realce as características da fratura, facilitando sua visualização. Conforme o diagrama da Figura 21, o método de pré-processamento proposto para FRV foi composto por quatro etapas: Ajuste Geométrico + Negativo; Filtragem de Ruído; Realce de Contraste Adaptativo e Correção *Gamma*. Durante a execução de cada etapa foram realizadas avaliações utilizando métricas objetivas, calculando o valor de CNR (*Contrast-to-Noise Ratio*) e *Sharpness* para a imagem de entrada e saída (Seção 6.3).

Para a implementação das técnicas de pré-processamento de imagens utilizou-se o *software* MATLAB R2017a (MathWorks Inc., Natick, MA, EUA), e sua biblioteca de processamento de imagens, além do *software* ImageJ 1.51 (NIH, Bethesda, MD, EUA, disponível em <http://imagej.nih.gov/ij/>), que possibilita a execução de uma série de implementações avançadas em processamento de imagens de maneira rápida e intuitiva.

Após a execução deste passo, foi possível analisar a imagem processada final e compará-la com as demais processadas e exportadas pelo *software* comercial do sistema digital de radiografia intraoral ExpressTM, a fim de relatar as melhorias e/ou retrocessos que influenciam no diagnóstico radiográfico de fraturas radiculares verticais. Para realizar este processo de validação do método, além das métricas objetivas citadas anteriormente, foram utilizadas avaliações subjetivas com examinadores especialistas e experientes da odontologia (descritas na Seção 6.4), conforme ilustra o diagrama da Figura 22.

Figura 21: Diagrama do pré-processamento proposto para FRV

Fonte: O Autor, 2018

Figura 22: Diagrama de validação do método

Fonte: O Autor, 2018

As etapas de pré-processamento foram divididas da seguinte maneira: os ajustes geométricos e de intensidade básicos para corrigir a imagem *RAW* são relatados na Subseção 6.2.1; a Subseção 6.2.2 explica a técnica utilizada para a filtragem do ruído presente nas imagens, e na seguinte, Subseção 6.2.3, uma técnica de realce de contraste adaptativo para melhorar a visualização das fraturas investigadas neste estudo; por fim, na Subseção 6.2.3, é exposta uma técnica também utilizada para realce através da transformação de intensidades da imagem.

6.2.1 Ajuste Geométrico + Negativo

A primeira e fundamental etapa de pré-processamento é o ajuste geométrico da imagem. De acordo com o que foi explicado anteriormente, as imagens adquiridas que compõem a base de dados estão em formato *RAW*, o que significa que nenhum processamento foi aplicado na imagem até o momento, conforme ilustra a Figura 23 (A).

Sendo assim, inicialmente, foi definido um ajuste de corte da parte externa (em preto) que excede a área de captura da placa PSP. Esta região excedente é gerada automaticamente pelo digitalizador (*scanner*), entretanto, é desprezível, pois não possui informação referente a radiação que chegou na placa PSP. Em seguida, para igualar ao tamanho padrão da imagem processada e exportada pelo *software* comercial (628x482 *pixels*) e melhorar a visualização do exame, a imagem foi redimensionada ao tamanho de 482x628 *pixels* e rotacionada em 90 graus. O redimensionamento foi realizado utilizando interpolação bicúbica, cuja operação calcula o valor do *pixel* de saída através de uma média ponderada de 16 *pixels* na vizinhança mais próxima.

A Figura 23 (B) apresenta a saída obtida após a correção geométrica e inversão de contraste, transformando a imagem radiográfica positiva em negativa. A inversão se fez necessária pois os profissionais da área médica estão habituados a examinar tais imagens utilizando o negativo.

Figura 23: Radiografia digital (A) em formato *RAW* (B) com ajustes geométricos e negativo

6.2.2 Filtragem de Ruído

Considerando que as imagens radiográficas digitais demandam uma etapa de *denoising* para redução do ruído proveniente do processo de aquisição, e que ainda, esta tarefa deve ser realizada de forma cautelosa para preservar as características da imagem, nesta etapa, optou-se por utilizar o algoritmo BM3D, pois:

- a) É um algoritmo considerado estado da arte para a filtragem de ruído (DABOV et al., 2007; OLIVEIRA, 2016);
- b) É capaz de preservar a maioria dos detalhes e bordas da imagem - no presente trabalho, os traços que representam as fraturas radiculares verticais;
- c) Depende essencialmente de apenas um parâmetro de filtragem (σ) que está relacionado com o nível de degradação da imagem.

Assim sendo, para um bom desempenho da filtragem, o valor ótimo do parâmetro σ foi ajustado após testes empíricos como 1.5. Este valor foi encontrado analisando os resultados de razão contraste-ruído e aguçamento na região da fratura, providos pelas métricas objetivas CNR e *Sharpness* (explicados na Seção 6.3). A Figura 24 (A) apresenta uma imagem de entrada ruidosa, enquanto (B) apresenta a mesma imagem obtida após a filtragem de ruído com o algoritmo BM3D.

Figura 24: Filtragem de ruído com o algoritmo BM3D (A) imagem ruidosa (B) imagem filtrada. As regiões de interesse foram realçadas para melhor visualização desta etapa.

6.2.3 Realce de Contraste Adaptativo

A partir do cálculo do histograma da imagem filtrada anteriormente, representado pela Figura 25, foi possível notar que não havia uma boa distribuição dos níveis de cinza na imagem. Além disso, apesar de não conter informações espaciais, a análise do histograma junto a sua imagem permitiu identificar que o segmento do histograma que mais representa a densidade do dente (região de interesse) estava em baixo contraste (região delimitada em azul na Figura 25). Esses fatos demandam uma ferramenta de equalização de histograma para o ajuste de contraste da imagem.

Figura 25: Histograma da imagem após filtragem de ruído

Fonte: O Autor, 2018

Para realçar os detalhes presentes no dente, como padrões aleatórios de linhas que podem representar uma FRV, foi selecionado o algoritmo de equalização adaptativa de histograma com limitação de contraste (CLAHE). Esta técnica é adequada para melhorar o contraste local e melhorar as definições de bordas em cada região da imagem. Contrastes em menor escala são reforçados enquanto que contraste em maior escala são reduzidos.

O número de classes do histograma utilizado para construir uma transformação aprimorada de contraste foi definido neste trabalho como 512 *bins*. Além disso, foi utilizada uma janela medindo 21x21 *pixels*, onde o tamanho da janela foi definido por meio de testes empíricos até se encontrar a maior sensibilidade, considerando as medidas CNR e *Sharpness*. Por fim, o limite de corte normalizado β foi estabelecido como 0.01. Dessa forma, tomando como entrada a imagem da Figura 26 (A) e resultado da equalização a imagem da Figura 26 (B) e seu respectivo histograma (Figura 27), observou-se que o algoritmo aprimorou substancialmente o contraste da região da fratura dentária.

Figura 26: Aplicação do CLAHE (A) imagem de entrada (B) imagem realçada

Fonte: O Autor, 2018

Figura 27: Histograma da imagem após equalização adaptativa de histograma

Fonte: O Autor, 2018

6.2.4 Correção *Gamma*

Além da ferramenta de equalização adaptativa de histograma com limitação de contraste empregada anteriormente, na qual viabilizou a ampliação do contraste por região, outra técnica de realce de contraste, denominada correção *Gamma*, também foi implementada neste método de pré-processamento de imagem com a finalidade de aumentar a discriminação visual da diferença de densidades nas regiões do dente (Figuras 28 e 29).

Esta técnica também realiza a manipulação de contraste (intensidades) utilizando uma função matemática, sendo assim, uma transformação radiométrica. Da mesma forma que a equalização de histograma atua, isto é, com uma função não-linear, a correção *Gamma* compreende o mapeamento das variações dentro do intervalo original de tons de cinza, para um outro intervalo escolhido. Seu uso aumenta o contraste de uma imagem, ampliando o intervalo original de níveis de cinza da imagem original.

Neste trabalho, o valor de *Gamma* (γ) foi ajustado como 1.5, levando em consideração os valores dados pelo CNR e *Sharpness* na região da fratura. A constante c foi definida como 1, e ainda, foi especificado um limite de contraste de mínimo 0 e máximo 0.65 na imagem de entrada para mapear os valores de níveis de cinza na imagem de saída.

Figura 28: Correção *Gamma* (A) imagem de entrada (B) imagem realçada

Fonte: O Autor, 2018

Figura 29: Histograma da imagem após correção *Gamma*

Fonte: O Autor, 2018

Como é possível notar nas Figuras 27 e 29, a correção *Gamma* com o valor de γ maior que 1 reduziu automaticamente o contraste em áreas mais escuras (demarcadas nos histogramas como mandíbula + fundo), ao mesmo tempo que ampliou o contraste em áreas mais claras da imagem (demarcadas nos histogramas como dente, já que a região do retentor foi eliminada da correção devido a sua saturação). Portanto, ela também possibilitou que a linha de fratura se tornasse mais escura em relação a estrutura do dente que se tornou mais clara.

6.3 Avaliação Objetiva das Imagens

Diferentemente das métricas subjetivas, que demandam a avaliação humana, a avaliação objetiva está relacionada com modelos computacionais e algoritmos que são capazes de indicar de maneira automática, numérica e com precisão a qualidade das imagens. Duas formas de avaliar objetivamente as imagens podem ser utilizadas:

- técnicas *full-reference*, as quais requerem uma imagem de referência, também conhecida como *ground-truth*. Para o uso destas técnicas, o ideal é que essa imagem de referência seja a imagem a ser avaliada livre de ruído (*noise-free*) e degradações.
- técnicas *no-reference*, as quais realizam a avaliação baseando-se apenas na imagem ruidosa, já que por muitas vezes, é impossível se ter a imagem ideal livre de ruído (principalmente na área médica, como é o caso deste estudo);

Desta maneira, a ideia desta etapa foi avaliar objetivamente as imagens utilizando duas

técnicas *no-reference*, pois neste trabalho não foram adquiridas as imagens de *ground-truth*, devido as restrições físicas do receptor digital utilizado. Como comentado nas seções anteriores, a aquisição de imagem com os sistemas intraorais digitais de placas PSP necessitam de duas etapas: exposição da placa de fósforo e digitalização instantânea da mesma no escâner. Sendo assim, considerando que é necessário retirar a placa PSP do posicionador para levar ao escâner de digitalização, é extremamente difícil realizar a tomada de várias imagens com as mesmas características de posicionamento do sensor.

As técnicas *no-reference* escolhidas para a avaliação foram o *Contrast-to-Noise Ratio* (CNR) e o *Sharpness*, explicadas brevemente a seguir. Elas foram utilizadas para medir os efeitos de cada etapa de pré-processamento descrita na Seção 6.2, bem como, avaliar tanto as imagens resultantes do método proposto neste trabalho quanto as imagens que os profissionais especialistas utilizam na prática clínica, isto é, as imagens processadas em *software* comercial.

6.3.1 *Contrast-to-Noise Ratio*

Contraste e ruído são duas medidas básicas de qualidade de imagem que são comumente usadas para descrever a qualidade da imagem. A métrica CNR é utilizada para avaliar a degradação do contraste e é uma estimativa de ruído na imagem (TIMISCHL, 2015). Esta medida é utilizada devido a sua simplicidade, sua aplicabilidade em imagens médicas, e sua independência de ajuste de parâmetros da imagem como mostrado a seguir.

O valor de CNR é definido como a razão da diferença de intensidades de sinal de duas regiões de interesse para o ruído de fundo, como mostrado na Equação 3 (TIMISCHL, 2015):

$$CNR = \frac{\text{Contraste}}{\text{Ruído}} = \frac{|\mu_1 - \mu_2|}{\sqrt{\sigma_1^2 + \sigma_2^2}} \quad (3)$$

na qual μ_1 , μ_2 , σ_1 e σ_2 são as intensidades médias e desvios padrão de dois sinais diferentes (por exemplo, duas áreas de brilho diferente na mesma radiografia). Neste trabalho, os valores de CNR foram calculados utilizando como referência a região da fratura (mais escura) e a região hígida do dente (mais clara), isto é, duas regiões de densidades diferentes.

6.3.2 *Sharpness*

É sabido que os filtros de remoção de ruído acabam causando certo borramento na imagem durante o processo de filtragem. Segundo He e Greenshields (2009), o cálculo do *Sharpness* tem sido uma técnica atrativa para avaliar o borramento causado em imagens após a etapa de filtragem, principalmente por não ser necessária a imagem de referência. Seu uso tem sido encorajado em casos onde não é possível ter uma imagem ideal sem ruído, como em casos de avaliação de imagens clínicas.

Em suma, o valor de *Sharpness* é obtido através do cálculo dos gradientes direcionais da imagem, conforme apresenta a Equação 4 (HE; GREENSHIELDS, 2009):

$$Sharpness = \sum_r \sum_c w_x G_x^2 + w_y G_y^2 \quad (4)$$

na qual G_x e G_y são os gradientes direcionais, w_x e w_y são os pesos com base na vizinhança local, dados pelas Equações 5 e 6:

$$w_x = [m(x+1, y) - m(x-1, y)]^2 \quad (5)$$

$$w_y = [m(x, y+1) - m(x, y-1)]^2 \quad (6)$$

No presente estudo, os valores de *Sharpness* foram encontrados utilizando uma janela de *pixels* na região da fratura, abordando também os *pixels* de vizinhança desta região.

6.4 Avaliação Subjetiva das Imagens

Nesta seção, o método do presente trabalho propôs a avaliação do processamento realizado anteriormente por meio da avaliação subjetiva das imagens. Dez examinadores especialistas, sendo quatro deles na área de radiologia (E1-E4), quatro na área de endodontia (E5-E8) e dois tanto em radiologia quanto em endodontia (E9-E10), todos com mais de 5 anos de experiência, avaliaram, sem a identificação do dente, e ainda, sem o conhecimento de quais técnicas de processamento foram aplicadas pelo autor, se havia ou não a presença de FRV nas amostras.

Para efeito de trabalho, os especialistas deveriam avaliar cada amostra duas vezes, sendo a primeira processada pelo método de um *software* comercial usado na rotina clínica e a segunda processada pelo método proposto na Seção 6.2. Portanto, para evitar que o examinador avaliasse o mesmo dente mais de uma vez na mesma seção e tivesse influência de uma imagem sobre a outra, a avaliação foi dividida em duas seções. A partir de um algoritmo computacional, as amostras foram aleatorizadas e divididas para cada seção de avaliação, alterando a ordem de visualização dos exames e combinando imagens de um método com o outro de maneira proporcional e randômica, permitindo assim, obter os arquivos de cada examinador diferente dos demais (Tabela 2). Dessa maneira, considerando que não havia repetição de amostra na mesma seção, os especialistas avaliaram as imagens com um intervalo de 10 dias entre as seções (período de *washout*).

A partir do mesmo algoritmo computacional de randomização, uma terceira seção foi gerada para reavaliação, entretanto, utilizando somente 20% das amostras de cada método. Sendo assim, após 15 dias da segunda seção de avaliação, os examinadores reavaliaram 40% das amostras.

Tabela 2: Esquema de sessões de avaliação randômicas

Amostra	#1	#2	#3	#4	...	#10
Método Proposto	X	O	O	X	O	X
Método Comercial	O	X	X	O	X	O

X = Sessão 1 / O = Sessão 2

Fonte: O Autor, 2018

Para a execução desta tarefa, os especialistas utilizaram um instrumento de análise (Apêndice A) junto ao programa de visualização e manipulação de imagens ImageJ (nenhuma manipulação adicional foi permitida), ou ainda, um *software standalone* com interface gráfica desenvolvido neste trabalho, a fim de automatizar as avaliações, evitando o uso de papeis e outros *softwares* para visualização das imagens. Em ambas as formas de avaliação, a imagem de cada dente foi classificada em uma escala de *scores* utilizados na literatura: 1-FRV definitivamente ausente, 2-FRV provavelmente ausente, 3-FRV incerteza, 4-FRV provavelmente presente e 5-FRV definitivamente presente (SILVA, 2016; BRAGATTO et al., 2016; QUEIROZ et al., 2016; BEZERRA, 2014; KAMBUROĞLU et al., 2010).

O *software*, compilado com a *toolbox MATLAB Compiler*, apresentava cada imagem processada em uma janela (que não incluía ferramentas de manipulação de imagem) juntamente a uma caixa de seleção para inserção da resposta do avaliador ao objeto investigado, conforme ilustra a Figura 30.

Por motivos de implementação e organização do trabalho, três avaliações em *software* foram desenvolvidas: Avaliação 1, que correspondia a classificação das 30 amostras pertencentes a seção 1; Avaliação 2, que correspondia a classificação das 30 amostras pertencentes a seção 2; e por fim, Avaliação 3, que correspondia a classificação das 12 amostras relacionadas a reavaliação (seção 3). As respostas indicadas pelos especialistas foram armazenadas em três arquivos matriciais nas pastas dos *softwares* para posterior análise estatística. Os arquivos continham as numerações que identificavam os dentes na base de dados e as classificações escolhidas conforme os *scores* citados acima.

6.5 Análise Estatística

Após a avaliação subjetiva das imagens ter sido realizada, conforme foi explicado na seção anterior, as classificações indicadas pelos especialistas foram coletadas e analisadas estatisticamente. Para analisar os dados utilizou-se o programa SPSS® versão 22.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, EUA), e o nível de significância considerado foi de 5% ($p \leq 0,05$).

Neste trabalho, a reprodutibilidade intra e interexaminador foi avaliada pelo teste *Kappa* ponderado, o qual é muito utilizado na literatura para analisar a concordância de

Figura 30: *Software desenvolvido para avaliação das imagens*

Fonte: O Autor, 2018

avaliações subjetivas que envolvem o diagnóstico de FRV (NASCIMENTO, 2014; PEYNEAU, 2011). A interpretação do índice *Kappa* ponderado se deu da seguinte forma: $< 0,00$, sem concordância; $0,00-0,20$, concordância baixa; $0,21-0,40$, concordância razoável; $0,41-0,60$, concordância moderada; $0,61-0,80$, concordância forte e de $0,81$ a $1,00$, concordância excelente (LANDIS; KOCH, 1977).

O índice *Kappa* fornece uma medida do grau em que dois juízes concordam em suas respectivas classificações de N itens em k categorias mutuamente exclusivas (COHEN, 1960). A versão original e mais simples do *Kappa* é o coeficiente *Kappa* não ponderado. Quando as categorias são meramente nominais, o coeficiente simples não ponderado de Cohen é a única forma de *Kappa* que pode ser usada de maneira significativa (COHEN, 1960). Quando as categorias são ordinais - caso onde a categoria 2 representa algo a mais que a categoria 1, ou a categoria 3 representa mais que a categoria 2, e assim por diante - então é iminentemente significativo levar em consideração não apenas as concordâncias absolutas, mas também as concordâncias relativas. Ao levar em consideração as concordâncias relativas, estes valores de concordâncias parciais são ponderados de acordo com o quão próximo estão dos valores absolutamente concordantes (COHEN, 1968).

O padrão-ouro utilizado neste estudo foi a inspeção visual direta dos dentes, em que os dentes que apresentavam linha de fratura foram considerados fraturados. Tal informação foi cedida pelo grupo de pesquisa da FO-UFG. Para o cálculo das métricas de desempenho

da precisão, isto é, sensibilidade, especificidade, valor preditivo positivo (VPP), valor preditivo negativo (VPN) e acurácia, utilizou-se os seguintes resultados:

- a) Verdadeiro positivos (VP) = dentes com a fratura tanto no teste padrão ouro quanto no teste em avaliação.
- b) Verdadeiro negativos (VN) = dentes sem a fratura tanto no teste padrão ouro quanto no teste em avaliação.
- c) Falso negativos (FN) = dentes fraturados no teste padrão ouro, mas que são considerados hígidos no teste em avaliação.
- d) Falso positivos (FP) = dentes hígidos no teste padrão ouro, mas que são considerados fraturados no teste em avaliação.

Os valores de sensibilidade, que correspondem a proporção de dentes verdadeiramente fraturados que foram classificados corretamente, foram calculados conforme a Equação 7.

$$sensibilidade = \frac{VP}{VP + FN} \quad (7)$$

tal que $0 \leq sensibilidade \leq 1$. Os valores de especificidade, que correspondem a proporção de dentes verdadeiramente não-fraturados que são classificados corretamente, foram calculados conforme a Equação 8.

$$especificidade = \frac{VN}{VN + FP} \quad (8)$$

tal que $0 \leq especificidade \leq 1$. Os valores preditivos positivos (VPP), que correspondem a proporção de dentes verdadeiramente fraturados entre todas as amostras classificadas como fraturadas, foram calculados conforme a Equação 9.

$$vpp = \frac{VP}{VP + FP} \quad (9)$$

tal que $0 \leq vpp \leq 1$. Os valores preditivos negativos (VPN), que correspondem a proporção de dentes verdadeiramente não-fraturados entre todas as amostras classificadas como não-fraturadas, foram calculados conforme a Equação 10.

$$vpn = \frac{VN}{VN + FN} \quad (10)$$

tal que $0 \leq vpn \leq 1$. Os valores de acurácia, que correspondem a proporção total de resultados corretos (soma dos VP e VN dividida pelo total geral), foram calculados conforme a Equação 11.

$$acurácia = \frac{VP + VN}{VP + FN + FP + VN} \quad (11)$$

tal que $0 \leq acurácia \leq 1$.

Como os resultados do teste foram registrados em escala ordinal, os valores de sensibilidade e especificidade foram calculados através de possíveis valores de limiar ou pontos de

corte. Em cada ponto de corte, os cinco *scores* utilizados nas avaliações foram dicotomizados em dois novos *scores*. Portanto, quando utilizado o ponto de corte 1, os avaliadores que deram notas menores ou iguais a 1 foram considerados como nota 1, e os avaliadores que deram notas maiores que 1 foram considerados como nota 5. Utilizando o ponto de corte 2, os avaliadores que deram notas menores ou iguais a 2 foram considerados como nota 1, e avaliadores que deram notas maiores do que 2 foram considerados como nota 5. Desta forma, foi realizado o procedimento dicotômico sucessivamente para todas as notas de 1 a 5, de maneira que apenas dois valores foram possíveis nos dados.

Assim, a sensibilidade e a especificidade variam entre os diferentes pontos de corte e a sensibilidade é inversamente relacionada com a especificidade (HANLEY, 1989). O melhor ponto de corte é aquele que consegue obter a maior eficiência, conforme a Equação 12.

$$eficiência = \frac{sensibilidade + especificidade}{2} \quad (12)$$

tal que $0 \leq eficiência \leq 1$.

Para representar os pontos de corte, utiliza-se o gráfico de sensibilidade em função de 1-Especificidade, chamado de curva ROC (*Receiver Operating Characteristic*). A curva ROC desempenha um papel fundamental na avaliação da capacidade diagnóstica dos testes para discriminar o verdadeiro estado dos indivíduos, encontrar os valores ideais de corte e comparar duas tarefas diagnósticas alternativas quando cada tarefa é realizada sobre o mesmo indivíduo (KUMMAR; INDRAYAN, 2011).

A partir do gráfico ROC, a área sob a curva ROC, também chamada AUC (*Area Under the Curve*), é medida para mensurar de forma eficaz a probabilidade de um par aleatório de amostras com lesão e sem lesão ser corretamente classificado (HANLEY; MCNEIL, 1982). Devido ao fato que a área sob da curva ROC é uma fração da área de um quadrado de lado um, seu valor estará contido entre 0 e 1, e quanto mais próxima a AUC do valor 1, melhor considerado é o modelo (PRATI; BATISTA; MONARD, 2008).

Portanto, para este trabalho, além do valor de acurácia (exatidão), foram geradas as curvas ROC considerando os cinco *scores* de classificação utilizados no diagnóstico do especialista, e consequentemente, as AUCs foram calculadas para medir a relação entre a sensibilidade e especificidade obtidas nas avaliações subjetivas das radiografias com ambos os métodos testados.

A fim de comparar e analisar se existia diferença estatisticamente significativa entre os métodos para as métricas de desempenho da precisão, utilizou-se um teste não paramétrico, denominado Teste dos Sinais de Wilcoxon. Este teste é destinado para comparar dados pareados de uma amostra obtidos em ocasiões distintas. Ele assume que os dados são relacionados, quantitativos e que os pares de observações são mutuamente independentes. Além disso, a escala de mensuração deve ser no mínimo de escala ordinal.

No caso deste estudo, cada amostra foi analisada duas vezes pelo mesmo especialista, somente alternando o método de processamento de imagem aplicado sobre a radiografia.

Portanto, este fato caracterizou a dependência dos dados. Além disso, os pares comparados foram mutuamente independentes, já que um avaliador não possuía relação com o outro, e ainda, os dados obtidos estavam mensurados quantitativamente.

O teste de hipótese foi definido da seguinte forma: hipótese nula (H_0) - não existe diferença estatisticamente significativa entre os métodos; hipótese alternativa (H_1) - existe diferença estatisticamente significativa entre os métodos.

Resultados e Discussão

Em paralelo ao processamento das imagens presentes na base de dados, realizou-se os testes computacionais objetivos, os quais são apresentados na Seção 7.1. Em seguida, as avaliações subjetivas das imagens foram aplicadas e o desempenho dos examinadores ao utilizar as ferramentas de processamento de imagens abordadas neste trabalho foi obtido e discutido a partir da análise estatística dos dados (Seção 7.2).

7.1 Resultados Objetivos

A primeira etapa de testes objetivos foi aplicada nas imagens *RAW* e nas imagens processadas no *software* comercial, com a finalidade de comparar os valores de CNR e *Sharpness* encontrado nestas imagens. Utilizando somente o grupo Fraturado (FTR), analisou-se a região onde havia a FRV em cada amostra. Os resultados de média e desvio padrão encontram-se na Tabela 3.

Tabela 3: Comparação das imagens *RAW* com as imagens processadas no *software* comercial utilizando os valores de CNR e *Sharpness* (dB)

Imagem	CNR	<i>Sharpness</i>
<i>RAW</i>	0,92 ($\pm 0,70$)	116,70 ($\pm 11,07$)
<i>Software comercial</i>	0,83 ($\pm 0,63$)	110,36 ($\pm 10,75$)
<i>Valor-p</i>	0,49	0,00*

*Diferença estatisticamente significativa segundo Wilcoxon ($p \leq 0,05$)

Fonte: O Autor, 2018

Como é possível notar, os valores médios de CNR e *Sharpness* resultantes das imagens *RAW*, considerando as amostras fraturadas, foram maiores que os valores encontrados nas

imagens processadas no *software* comercial, com diferença estatisticamente significativa para o valor de *Sharpness*. À vista disso, observou-se que as imagens processadas no *software* comercial acabam, em alguns casos, prejudicando a qualidade da imagem quando a região da fratura é objeto de interesse.

A Figura 31 ilustra a análise do perfil radiométrico da região onde ocorreu a fratura em determinada amostra. Analisando as duas imagens e considerando os níveis de cinza de cada região, observa-se que não há diferença de contraste entre a região da fratura e a região do dente em ambas as imagens. Este fato é comprovado pelas medidas objetivas dessa amostra: 0,94 de CNR e 105,22 dB de *Sharpness* para a imagem *RAW*, e em contrapartida, 0,89 de CNR e 106,95 de *Sharpness* para a imagem do *software* comercial.

Figura 31: Comparação do perfil radiométrico da imagem *RAW* (Negativo) com a imagem processada no *software*

Fonte: O Autor, 2018

No caso da amostra acima, a imagem *RAW*, isto é, a imagem sem qualquer processamento, tem melhor relação contraste-ruído do que a imagem do *software* comercial já processada. Por outro lado, o aguçamento dado a imagem processada apresentou melhor resultado quando comparado a imagem *RAW*. De qualquer forma, os valores das duas métricas foram muito próximos, comprovando que as técnicas aplicadas pelo *software* não colaboram no realce de fraturas radiculares verticais.

Uma vez calculadas as medidas de qualidade das imagens *RAW*, os testes objetivos também foram aplicados ao decorrer das etapas de pré-processamento propostas no método deste trabalho. Os resultados de média e desvio padrão para as amostras fraturadas estão organizados na Tabela 4.

Tabela 4: Valores médios (desvio padrão) de CNR e *Sharpness* (dB) ao decorrer de cada etapa de pré-processamento do método proposto

Etapa	CNR	<i>Sharpness</i>
Ajuste Geométrico + Negativo	0,92 ($\pm 0,70$)	116,70 ($\pm 11,07$)
Filtragem de Ruído	1,03 ($\pm 0,81$)	112,76 ($\pm 14,38$)
Realce de Contraste Adaptativo	2,21 ($\pm 1,20$)	134,12 ($\pm 9,15$)
Correção <i>Gamma</i>	2,27 ($\pm 1,26$)	145,39 ($\pm 8,96$)

Fonte: O Autor, 2018

Conforme a Tabela 4, os valores de CNR e *Sharpness* foram aprimorados a cada etapa de pré-processamento implementada, com exceção do valor de *Sharpness* da imagem filtrada, afinal, era esperado que o filtro de ruído causasse um pequeno borramento na imagem. Ao comparar a imagem final com a imagem *RAW*, nota-se que, em média, o contraste aumentou 2,5 vezes sua proporção em relação ao ruído e o aguçamento aumentou cerca de 25% na região da fratura.

A Figura 32 apresenta diversos valores de CNR e *Sharpness* para a mesma amostra utilizada na Figura 31. Tais valores ilustram o impacto de cada etapa de pré-processamento da imagem no resultado final (em negrito).

Figura 32: CNR e *Sharpness* em cada etapa de pré-processamento do método proposto para uma amostra fraturada

Fonte: O Autor, 2018

Analisando o perfil radiométrico da região onde ocorreu a fratura em tal amostra, pode-se observar o tratamento do contraste para realce da FRV (Figura 33). Como foi observado anteriormente, em diversos casos, a imagem *RAW* em negativo não é apropriada para diferenciar os níveis de cinza das regiões da fratura e dente. Apesar de sua fundamental importância para eliminar o ruído proveniente da aquisição, a filtragem de ruído também não altera o contraste da imagem. Dessa forma, o realce de contraste adaptativo (CLAHE) foi um dos responsáveis por proporcionar um bom resultado no ajuste de contraste da imagem, criando um vale no perfil radiométrico, no qual representa as transições entre as regiões do retentor, fratura e dente. O mesmo vale foi ampliado com o resultado da correção *Gamma*, uma vez que a região do retentor saturou e a intensidade da região do dente se distanciou dos níveis de cinza da fratura.

Figura 33: Análise do perfil radiométrico da fratura ao decorrer do processamento proposto

Fonte: O Autor, 2018

Por fim, a Figura 34 compara os perfis radiométricos da região com presença de FRV considerando a imagem final obtida no método proposto e a imagem processada pelo *software* comercial. Juntamente ao vale percebido na imagem proposta, observou-se os valores 4,85 e 143,19 de CNR e *Sharpness*, respectivamente. Para efeito comparativo, na imagem do *software* comercial foram observados 0,89 de CNR e 106,95 de *Sharpness*. Portanto, se a imagem utilizada para diagnóstico foi processada por um método de pré-processamento tradicional, para tal amostra, não haverá diferença de densidades que permita distinguir a fratura do dente.

Figura 34: Comparação do perfil radiométrico da imagem obtida no método proposto com a imagem processada no *software*

Fonte: O Autor, 2018

Para melhor compreensão do estudo, a Tabela 5 sumariza os resultados obtidos através das médias e desvios padrão para os testes objetivos aplicados nas imagens processadas no método proposto e nas imagens processadas no *software* comercial.

Tabela 5: Comparação das imagens processadas pelo método proposto com as imagens do *software* comercial utilizando os valores de CNR e *Sharpness* (dB)

Imagem	CNR	<i>Sharpness</i>
Método proposto	2,27 ($\pm 1,26$)	145,39 ($\pm 8,96$)
<i>Software</i> comercial	0,83 ($\pm 0,63$)	110,36 ($\pm 10,75$)
Valor-p	0,00*	0,00*

*Diferença estatisticamente significativa segundo Wilcoxon ($p \leq 0,05$)

Fonte: O Autor, 2018

Os dados da Tabela 5 confirmaram que os valores médios de CNR e *Sharpness* resultantes das imagens propostas, considerando as amostras fraturadas, foram maiores que os valores encontrados nas imagens processadas no *software* comercial (com diferença estatisticamente significativa para ambos os valores), em consequência do processamento da imagem proposto neste trabalho, cuja finalidade foi realçar a região da fratura no exame radiográfico. Entretanto, uma limitação encontrada nesta abordagem objetiva foi a ausência de medidas relacionadas as amostras do grupo Controle (CTL), já que não

apresentavam região de fratura. Ainda sim, uma outra limitação foi a falta das imagens de *ground-truth*, as quais possibilitariam o uso de técnicas *full-reference*.

7.2 Resultados Estatísticos

A Tabela 6 apresenta os dados referentes às concordâncias intra e interexaminador (coeficiente *Kappa* ponderado) para as avaliações que utilizaram as imagens processadas pelo método de pré-processamento proposto neste trabalho.

Para as concordâncias intra-avaliadores, o índice *Kappa* variou de forte a excelente ($0,61 \leq \kappa \leq 1,00$), apresentando significância estatística em todos os testes (Tabela 6 - valores na diagonal em vermelho). Este resultado confirmou o preparo dos examinadores em relação à análise das imagens radiográficas, permitindo assim, anular a hipótese de acertos e/ou erros frutos do acaso.

Com relação a reprodutibilidade interexaminador, os valores encontrados variaram entre 0 a 0,58, isto é, sem concordância a concordância moderada (Tabela 6 - valores em preto). Em 28 dos casos, a interpretação do *Kappa* foi como concordância baixa, sendo este o resultado mais encontrado para a reprodutibilidade no método proposto. Em 8 dos casos, não houve concordância alguma ($\kappa = 0$), entretanto, segundo os valores de p, estes resultados não possuem significância estatística. Da mesma forma, em 8 índices calculados, a concordância foi razoável ($0,21 \leq \kappa \leq 0,40$). Ainda, é importante destacar que a maior concordância ocorrida ($\kappa = 0,58$) foi entre um radiologista (E4) e um endodontista (E5), sendo este valor estatisticamente significativo.

Tabela 6: Reprodutibilidade intra e interexaminador para o método proposto

Examin.	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	0,74*	0,00	0,18	0,18	0,20	0,16	0,05	0,00	0,17	0,00
2		0,87*	0,27	0,18	0,22*	0,27	0,00	0,00	0,00	0,13
3			0,85*	0,15*	0,17*	0,20	0,03	0,29	0,26	0,13
4				0,96*	0,58*	0,10	0,06	0,06	0,22*	0,05
5					0,63*	0,13	0,04	0,05	0,22*	0,16
6						0,77*	0,09	0,09	0,31	0,03
7							1,00*	0,13	0,18	0,00
8								0,82*	0,00	0,02
9									0,71*	0,14
10										0,66*

Verde = Radiologistas; Ciano = Endodontistas; Laranja = Radiologistas/Endodontistas

*Diferença estatisticamente significativa ($p \leq 0,05$)

Fonte: O Autor, 2018

A Tabela 7 apresenta os dados referentes às concordâncias intra e interexaminador (índice *Kappa* ponderado) para as avaliações que utilizaram as imagens processadas pelo método de processamento do *software* comercial.

Da mesma maneira que no método proposto, a reprodutibilidade intra-avaliador dos examinadores no método comercial variou de 0,63 a 1,00, ou seja, forte a excelente (com diferença estatisticamente significativa), fato que descarta possíveis examinadores “chutando” respostas no teste (Tabela 7 - valores na diagonal em vermelho).

As concordâncias interexaminadores para as imagens comerciais foram de 0 a 0,70, interpretadas como sem concordância a concordância forte. Conforme a Tabela 7 (valores em preto), apenas um coeficiente *Kappa* apresentou concordância nula (E6xE10), entretanto, não houve significância estatística para este resultado. Dois índices alcançaram a concordância forte, sendo 0,70 para E1xE2 e 0,68 para E4xE9, com diferença estatisticamente significativa para o último (Endodontista x Radiologista/Endodontista). Os demais valores foram classificados como índices baixos a moderados, sendo 14 deles de concordância baixa (sem diferença estatisticamente significativa), 20 de concordância razoável e 8 de concordância moderada (com diferença estatisticamente significativa).

Tabela 7: Reprodutibilidade intra e interexaminador para o método comercial

Examin.	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	0,66*	0,70	0,20	0,15	0,19	0,11	0,27	0,11	0,24	0,18*
2		0,85*	0,29	0,20	0,22	0,19	0,30	0,26	0,36*	0,08
3			0,76*	0,57*	0,59*	0,25	0,27	0,23	0,51*	0,26*
4				1,00*	0,60*	0,22	0,38*	0,33*	0,68*	0,26
5					0,71*	0,39*	0,49*	0,38*	0,55*	0,33*
6						0,88*	0,42*	0,16	0,28	0,00
7							0,76*	0,30	0,45*	0,12
8								0,71*	0,08	0,06
9									0,61*	0,20
10										0,84*

Verde = Radiologistas; Ciano = Endodontistas; Laranja = Radiologistas/Endodontistas

*Diferença estatisticamente significativa ($p \leq 0,05$)

Fonte: O Autor, 2018

A Figura 35 ilustra as curvas ROC para comparação dos métodos proposto e comercial, considerando todos os examinadores que avaliaram as imagens. A partir das curvas ROC, foi calculada a área sob a curva ROC (AUC), o erro padrão e o intervalo de confiança para cada método (Tabela 8).

Como é possível observar na Figura 35, as curvas ROC dos métodos estudados se cruzaram em determinado ponto do gráfico. Este fato dificulta avaliar qual método foi

melhor para o diagnóstico de FRV, pois de certo modo, cada curva tem melhor desempenho em uma região do gráfico. Neste caso, o método proposto é mais indicado quando a sensibilidade é alta, pois sua curva supera a curva do método comercial; por outro lado, o método comercial supera o método proposto quando o ponto de operação está em uma região de alta especificidade. Além disso, conforme a Tabela 8, o método proposto obteve AUC de 0,67 comparada ao valor de 0,65 do método comercial. Considerando o intervalo de confiança, esses resultados mostram que o desempenho diagnóstico global dos examinadores foi relativamente similar ao utilizar um método ou outro.

Figura 35: Curvas ROC para os métodos proposto e comercial

Fonte: O Autor, 2018

Tabela 8: Valores médios (desvio padrão) das áreas sob a curva ROC (AUC) com os respectivos IC (intervalo de confiança) para cada método

Método	AUC	Erro Padrão	IC 95%	
			Limite inferior	Limite superior
Proposto	0,67	0,03	0,61	0,73
Comercial	0,65	0,03	0,59	0,71

Fonte: O Autor, 2018

A Figura 36 ilustra as curvas ROC para comparação dos métodos proposto e comercial, porém, considerando as especialidades dos examinadores que avaliaram as imagens. A partir das curvas ROC, foi calculada a área sob a curva ROC (AUC), o erro padrão e o intervalo de confiança para cada especialidade dos examinadores (Tabela 9).

Ao analisar as Figuras 36 (A) e 36 (C), observa-se que as curvas do método proposto superaram as curvas do método comercial para os radiologistas e os radiologistas/endodontistas. Em ambos os grupos de especialidade, a AUC do método proposto foi de 0,68, consequentemente, superando os valores de 0,62 (radiologistas) e 0,61 (radiologistas/endodontistas) do método comercial. Em contraposição, no grupo de endodontistas, a curva do método comercial superou a curva do método proposto (Figura 36 (B)). Os valores de AUC encontrados neste grupo foram de 0,69 para o método comercial e 0,65 para o método proposto. Contudo, os três grupos de examinadores analisados através das curvas ROCs apresentaram o mesmo resultado encontrado anteriormente, isto é, as curvas que representam os métodos se cruzaram em um ponto do gráfico.

Figura 36: Curvas ROC para os métodos proposto e comercial considerando os examinadores especialistas em (A) radiologia (B) endodontia (C) radiologia e endodontia

Tabela 9: Áreas sob a curva ROC (AUC) com os respectivos IC (intervalo de confiança) para cada especialidade e método

Especialidade	Método	AUC	Erro Padrão	IC 95%	
				Limite inferior	Limite superior
Radiologista	Proposto	0,68	0,04	0,58	0,77
	Comercial	0,62	0,05	0,52	0,72
Endodontista	Proposto	0,65	0,05	0,55	0,75
	Comercial	0,69	0,04	0,60	0,79
Radiol./Endod.	Proposto	0,68	0,06	0,55	0,82
	Comercial	0,61	0,07	0,47	0,76

Fonte: O Autor, 2018

Utilizando o cálculo de eficiência para obter o melhor de ponto de corte individual, os valores de sensibilidade, especificidade, valor preditivo positivo, valor preditivo negativo e acurácia foram encontrados para cada método de processamento de imagem e examinador. Os resultados obtidos foram agrupados conforme o método utilizado e a especialidade do examinador. A Tabela 10 apresenta a média e desvio padrão dos examinadores de cada especialidade, bem como a média final e desvio padrão final encontrado em todas as avaliações. As médias de cada métrica foram comparadas e os valores-p foram inseridos ao final da Tabela 10.

Os examinadores da especialidade de radiologia, ao utilizar o método proposto, tiveram 73% de aproveitamento na detecção de dentes verdadeiramente fraturados, sendo esta a melhor taxa de sensibilidade encontrada neste trabalho. Em contraste, com o uso do método comercial, os radiologistas tiveram 51% de acerto para dentes verdadeiramente fraturados. De forma semelhante, os valores de sensibilidade dos endodontistas e radiologistas/endodontistas utilizando o método proposto também superaram os valores resultantes do método comercial. Portanto, segundo o valor-p calculado pelo teste de Wilcoxon, houve diferença estatisticamente significativa que comprovou a superioridade do método proposto em relação ao método comercial para a métrica de sensibilidade.

Com relação a especificidade, os resultados encontrados nesta métrica para o método proposto foram inferiores aos mesmos do método comercial. Os especialistas em endodontia tiveram o melhor desempenho diagnóstico de verdadeiros negativos, alcançando 88% de especificidade com o método comercial, enquanto que no método proposto, o valor foi de 72%. As médias finais de especificidade foram 0,66 e 0,80 para os métodos proposto e comercial, respectivamente. A comparação das diferenças apresentou significância estatística e evidenciou a superioridade do método comercial para se obter uma boa taxa de detecção de dentes hígidos.

Como a sensibilidade está diretamente relacionada com o valor preditivo negativo e a especificidade com o valor preditivo positivo, ambos os resultados de VPP e VPN também apresentaram diferença estatisticamente significativa no teste de Wilcoxon. Sendo assim, o valor que representa a predição de um dente com o teste positivo ter a fratura (VPP) foi superior para o método comercial, de maneira similar a especificidade. Analogamente, o valor que representa a predição de um dente com o teste negativo não ter a fratura (VPN) foi superior para o método proposto, semelhantemente a taxa de sensibilidade.

Ao comparar a acurácia (índice de acerto) dos métodos testados, a taxa média resultante para o método proposto neste estudo foi de 66%, enquanto que para o método comercial foi obtido o valor de 65%. As variações para o método proposto e o método comercial foram de 7% e 3%, respectivamente. Tais valores de acurácia não apresentaram diferença estatisticamente significativa, segundo o teste de Wilcoxon ($p > 0,05$).

Tabela 10: Valores médios (desvios padrão) dos testes diagnósticos utilizando os métodos de processamento de imagem para a detecção de FRV

Mét.	Espec.	Sensib.	Especif.	VPP	VPN	Acurácia
Prop.	Radio.	0,73($\pm 0,06$)	0,62($\pm 0,26$)	0,75($\pm 0,17$)	0,79($\pm 0,04$)	0,68($\pm 0,10$)
	Endo.	0,58($\pm 0,12$)	0,72($\pm 0,13$)	0,79($\pm 0,08$)	0,70($\pm 0,06$)	0,65($\pm 0,06$)
	Radio. Endo.	0,64($\pm 0,06$)	0,64($\pm 0,14$)	0,74($\pm 0,07$)	0,73($\pm 0,03$)	0,64($\pm 0,04$)
	Média	0,65($\pm 0,08$)	0,66($\pm 0,17$)	0,76($\pm 0,10$)	0,74($\pm 0,05$)	0,66($\pm 0,07$)
Com.	Radio.	0,51($\pm 0,18$)	0,78($\pm 0,20$)	0,84($\pm 0,13$)	0,68($\pm 0,06$)	0,64($\pm 0,03$)
	Endo.	0,50($\pm 0,08$)	0,88($\pm 0,11$)	0,90($\pm 0,09$)	0,66($\pm 0,10$)	0,68($\pm 0,03$)
	Radio. Endo.	0,52($\pm 0,17$)	0,74($\pm 0,09$)	0,79($\pm 0,06$)	0,70($\pm 0,03$)	0,63($\pm 0,04$)
	Média	0,51($\pm 0,14$)	0,80($\pm 0,14$)	0,85($\pm 0,10$)	0,68($\pm 0,06$)	0,65($\pm 0,03$)
Valor-p		0,02*	0,02*	0,04*	0,03*	0,67

*Diferença estatisticamente significativa ($p \leq 0,05$)

Fonte: O Autor, 2018

Diversos trabalhos confirmam que a aplicação de técnicas de pré e pós-processamento em imagens de radiografia periapical digital e TCFC, como filtros e ferramentas de aprimoramento, podem, em vários casos, não oferecer melhoria no diagnóstico de FRV (SILVA, 2016; NASCIMENTO et al., 2014; KAMBUROĞLU; MURAT; PEHLIVAN, 2010). Entretanto, assim como Bechara et al. (2013b) obtiveram bons achados quanto aos resultados falso-positivos utilizando técnicas de processamento de imagem em radiografias de sensores PSP, neste trabalho, observou-se que o método apresentado também proporcionou uma menor taxa de resultados falso-negativos no diagnóstico de FRV em dentes com tratamento endodôntico e com presença de pino metálico.

Contudo, a redução dos valores de especificidade encontrados na presente pesquisa, quando se fez o uso do método proposto, podem ser justificados devido à aplicação e configuração dos parâmetros do realce de contraste por equalização adaptativa de histograma, pois, apesar da técnica utilizar vizinhanças para ajustar os diversos histogramas calculados, regiões de sobreposições também foram realçadas no ajuste de contraste, gerando falso-positivos nas avaliações dos examinadores. Sendo assim, é fundamental um estudo apurado desta etapa, já que um resultado falso-positivo pode determinar a realização de tratamento invasivo, podendo resultar em uma exodontia desnecessária.

É importante destacar que os resultados objetivos, os quais mostraram uma grande diferença qualitativa entre o método proposto e o método comercial, foram pouco refletidos na etapa de avaliação subjetiva. Este fato demonstra a importância de testes subjetivos nas propostas de métodos de processamento digital de imagens para a área médica, pois nem sempre uma melhora na qualidade da imagem significa ganho no diagnóstico (MANTIUK; TOMASZEWSKA; MANTIUK, 2012; LEVEQUE et al., 2018).

Ainda sim, devem ser exploradas as divergências de classificação entre os especialistas, já que neste trabalho a concordância interexaminador foi determinada, em diversos casos de ambos os métodos, como inexistente ou baixa, possivelmente devido à dificuldade em se diagnosticar FRV, especialmente em dentes com preenchimento. Entretanto, esses resultados seguem uma tendência geral de estudos prévios (TSEIS et al., 2008; KAMBUROĞLU; CEBECİ; GRÖNDAHL, 2008; HASSAN et al., 2009). Outro motivo que pode ter impactado a alta variação no diagnóstico entre os especialistas, principalmente nos valores de sensibilidade e especificidade, foi o tempo de experiência, uma vez que os examinadores participantes das análises subjetivas possuíam de 5 a 26 anos de atuação.

Apesar dos examinadores terem utilizados monitores diferentes para a leitura das imagens radiográficas, todos os especialistas possuíam monitores considerados de qualidade convencional e todas as amostras de cada examinador foram avaliadas no mesmo dispositivo. De qualquer forma, esta variável já foi abordada em estudos anteriores que comprovaram que não há diferença no diagnóstico de doenças e lesões em imagens radiográficas odontológicas quando a resolução e o tamanho da tela utilizada é diferente (HASHEM et al., 2015; VASCONCELOS et al., 2016).

As principais limitações e dificuldades desta pesquisa foram em relação à quantidade e padronização das amostras. Ademais, apenas dois examinadores especialistas em radiologia e endodontia avaliaram as imagens, fato que dificultou uma análise detalhada das classificações subjetivas deste grupo. Deve-se considerar ainda que, o número, tamanho e orientação da linha de fratura podem ser diferentes na prática clínica, ou seja, o padrão da linha de fratura é imprevisível. Além disso, não havia história clínica ou sintomatologia e nem sinais radiográficos indiretos que pudessem orientar os especialistas no momento da interpretação da imagem, o que poderia aumentar os valores de diagnóstico.

Capítulo 8

Conclusões e Trabalhos Futuros

Neste trabalho, constatou-se que a aplicação de algumas técnicas de processamento digital de imagens mais sofisticadas podem auxiliar o diagnóstico radiográfico de dentes com fraturas radiculares verticais, pois é comum que os *softwares* de equipamentos radiográficos executem apenas métodos de processamento genéricos em tais imagens, devido as diversas finalidades diagnósticas que o exame possui para os especialistas.

Desta maneira, com o uso das ferramentas de processamento de imagens que são mais apropriadas para determinado problema, como por exemplo, neste trabalho, um filtro de ruído adequado ao tratamento de bordas e o nivelamento de contraste adaptado por região, foi possível obter um bom resultado de sensibilidade e valor preditivo negativo que contribui significativamente ao estudo em questão.

Embora o valor de especificidade do método proposto não tenha se mostrado interessante para os examinadores, o método de pré-processamento desenvolvido neste estudo pode ser aplicado facilmente e de maneira rápida na prática clínica, pois não demanda alto custo computacional, não aumenta a dose de radiação para o paciente e é de fácil uso para o profissional. Portanto, considerando estas vantagens, recomenda-se o uso da ferramenta em paralelo aos *softwares* comerciais para a detecção de FRV.

A equalização adaptativa de histograma com limitação de contraste é uma técnica de realce de imagem que depende da boa adequação dos parâmetros, o que dá margem para estudos e, conseqüentemente, aperfeiçoamento nas implementações para que se obtenha um melhor resultado para a abordagem proposta. Diferentes parâmetros foram combinados, de maneira a extrair bons resultados evitando a perda de informações importantes ao mesmo tempo que o contraste é ajustado de forma ponderada. Ainda, como trabalho futuro, devem ser estudadas outras técnicas de processamento de imagens disponíveis para pré-processamento.

Referências

- ALVARES, L. C.; TAVANO, O. **Curso de Radiologia em Odontologia**. 5. ed. São Paulo: Santos, 2011. 274 p.
- AMMONS, J. W. F.; HARRINGTON, G. W. A inter-relação periodontia-endodontia. In: NEWMAN, M. G. et al. (Ed.). **Carranza Periodontia Clínica**. 10. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2007. cap. 58, p. 871–9.
- ANDREASEN, F. M.; ANDREASEN, J. O.; CVEK, M. Root fractures. In: HARGREAVES, K. M.; COHEN, S. (Ed.). **Textbook and Color Atlas of Traumatic Injuries to the Teeth**. 4. ed. Copenhagen: Blackwell Munksgaard, 2007. cap. 12, p. 337–71.
- ANGELOPOULOS, C. et al. Digital panorami radiography: An overview. **Semin Orthod**, 2004. v. 10, n. 3, p. 194–203, 2004.
- ANVISA BRASIL. **Portaria nº 453, 1º de junho de 1998. Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico**. Secretaria de Vigilância Sanitária, Ministério da Saúde. Brasília, 1998.
- AYUB, E. A.; AYUB, K.; PEREIRA, J. R. Fracassos com pinos intrarradiculares. In: PEREIRA, J. R. (Ed.). **Retentores Intrarradiculares**. 1. ed. São Paulo: Artes Médicas, 2011. cap. 8, p. 219–50.
- BAAGEEL, T. M. et al. Vertical root fracture: Biological effects and accuracy of diagnostic imaging methods. **J Int Soc Prev Community Dent**, 2016. v. 6, n. 2, p. 93–104, 2016.
- BARBOSA, G. L. de R. et al. Performance of an artefact reduction algorithm in the diagnosis of in vitro vertical root fracture in four different root filling conditions on cbct images. **Int End J**, 2016. v. 49, n. 5, p. 500–8, 2016.
- BECHARA, B. et al. Cone beam ct scans with and without artefact reduction in root fracture detection of endodontically treated teeth. **Dentomaxillofac Radiol**, 2013. v. 42, n. 5, p. 1–6, 2013.
- BECHARA, B. et al. Comparison of cone beam ct scans with enhanced photostimulated phosphor plate images in the detection of root fracture of endodontically treated teeth. **Dentomaxillofac Radiol**, 2013. v. 42, n. 7, p. 1–5, 2013.

- BERNARDES, R. A. et al. Use of cone-beam volumetric tomography in the diagnosis of root fractures. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, 2009. v. 108, n. 2, p. 270–7, 2009.
- BEZERRA, I. S. Q. **Influência do uso da ferramenta de redução de artefato no diagnóstico de fraturas radiculares verticais em exames de tomografia computadorizada de feixe cônico: estudo in vitro**. Tese (Doutorado em Radiologia Odontológica) — Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 2014.
- BEZERRA, I. S. Q. et al. Influence of the artefact reduction algorithm of picasso trio cbct system on the diagnosis of vertical root fractures in teeth with metal posts. **Dentomaxillofac Radiology**, 2015. v. 44, n. 6, p. 1–8, 2015.
- BRAGATTO, F. P. et al. Accuracy in the diagnosis of vertical root fractures, external root resorptions, and root perforations using conebeam computed tomography with different voxel sizes of acquisition. **J Conserv Dent.**, 2016. v. 19, n. 6, p. 573–7, 2016.
- BUADES, A.; COLL, B.; MOREL, J. M. A review of image denoising algorithms, with a new one. **Multiscale Model. Simul.**, 2005. v. 4, n. 2, p. 490–530, 2005.
- CHANG, E. et al. Cone-beam computed tomography for detecting vertical root fractures in endodontically treated teeth: A systematic review. **J Endod**, 2016. v. 42, n. 2, p. 177–85, 2016.
- CHANG, Y. et al. Automatic contrast-limited adaptive histogram equalization with dual gamma correction. **IEEE Access**, 2018. v. 6, n. 1, p. 11782–92, 2018.
- CHEN, S. C. et al. First untoward events and reasons for tooth extraction after nonsurgical endodontic treatment in taiwan. **J. Endod.**, 2008. v. 34, n. 6, p. 671–4, 2008.
- COHEN, J. A coefficient of agreement for nominal scales. **Educational and Psychological Measurement**, 1960. v. 20, n. 1, p. 37–46, 1960.
- COHEN, J. Weighted kappa: Nominal scale agreement with provision for scaled disagreement or partial credit. **Psychological Bulletin**, 1968. v. 70, n. 4, p. 213–20, 1968.
- COSTA, F. F. et al. Detection of horizontal root fracture with small-volume cone beam computed tomography in the presence and absence of intracanal metallic post. **J Endod**, 2011. v. 37, n. 10, p. 1456–9, 2011.
- COSTA, F. F. et al. Use of large-volume cone-beam computed tomography in identification and localization of horizontal root fracture in the presence and absence of intracanal metallic post. **J Endod**, 2012. v. 38, n. 6, p. 856–9, 2012.
- COTTON, T. P. et al. Endodontic applications of cone-beam volumetric tomography. **J Endod**, 2007. v. 33, n. 9, p. 1121–32, 2007.
- DABOV, K. et al. Image denoising by sparse 3-d transform-domain collaborative filtering. **IEEE Transactions on Image Processing**, 2007. v. 16, n. 8, p. 2080–95, 2007.

- FERREIRA, L. M. et al. Influence of cbct enhancement filters on diagnosis of vertical root fractures: a simulation study in endodontically treated teeth with and without intracanal posts. **Dentomaxillofac Radiology**, 2015. v. 44, n. 5, p. 1–6, 2015.
- FILHO, O. M.; NETO, H. V. **Processamento Digital de Imagens**. 1. ed. Rio de Janeiro: Brasport, 1999. 330 p.
- FUHRMANN, A. **Dental Radiology**. 1. ed. Stuttgart: Thieme, 2015. 180 p.
- FUSS, Z.; TAMSE, A.; LUSTIG, J. Prevalence of vertical root fractures in extracted endodontically treated teeth. **Int Endod J.**, 1999. v. 32, n. 4, p. 283–6, 1999.
- GLICKMAN, G. N.; VOGT, M. W. Preparo para o tratamento. In: HARGREAVES, K. M.; COHEN, S. (Ed.). **Cohen Caminhos da Polpa**. 10. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2011. cap. 5, p. 82–115.
- GONZALEZ, R. C.; WOODS, R. E. **Processamento Digital de Imagens**. 3. ed. São Paulo: Pearson, 2010. 625 p.
- GONZALEZ, R. C.; WOODS, R. E.; EDDINS, S. L. **Digital Image Processing Using MATLAB**. 2. ed. Knoxville: Gatesmark, 2009. 845 p.
- HANLEY, J. A. Receiver operating characteristic (roc) methodology: the state of the art. **Crit Rev Diagn Imaging**, 1989. v. 29, n. 3, p. 307–35, 1989.
- HANLEY, J. A.; MCNEIL, B. J. The meaning and use of the area under a receiver operating characteristic (roc) curve. **Radiology**, 1982. v. 143, n. 1, p. 29–36, 1982.
- HANNIG, C. et al. Three-dimensional, non-destructive visualization of vertical root fractures using flat panel volume detector computer tomography: an ex vivo in vitro case report. **Int Endod J**, 2005. v. 38, n. 12, p. 904–13, 2005.
- HARGREAVES, K. M.; LAW, A. S. Endodontia regeneradora. In: HARGREAVES, K. M.; COHEN, S. (Ed.). **Cohen Caminhos da Polpa**. 10. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2011. cap. 16, p. 550–64.
- HASHEM, M. A. et al. Detection of class ii caries on the ipad with retina display. **Gen Dent.**, 2015. v. 63, n. 4, p. 56–60, 2015.
- HASSAN, B. et al. Detection of vertical root fractures in endodontically treated teeth by a cone beam computed tomography scan. **J Endod**, 2009. v. 35, n. 10, p. 719–22, 2009.
- HE, L.; GREENSHIELDS, I. R. A nonlocal maximum likelihood estimation method for rician noise reduction in mr images. **IEEE Transactions on Medical Imaging**, 2009. v. 28, n. 2, p. 165–72, 2009.
- JIN, F. et al. Adaptive wiener filtering of noisy images and image sequences. In: **Proceedings 2003 International Conference on Image Processing**. Barcelona: IEEE, 2003. p. 349–52. Acesso em: 17.11.2018.
- JOHARI, M. et al. A novel thresholding based algorithm for detection of vertical root fracture in nonendodontically treated premolar teeth. **J Med Signals Sens**, 2016. v. 6, n. 2, p. 81–90, 2016.

- JOHARI, M. et al. Detection of vertical root fractures in intact and endodontically treated premolar teeth by designing a probabilistic neural network: an ex vivo study. **Dentomaxillofac Radiol.**, 2017. v. 46, n. 2, p. 81–90, 2017.
- JUNQUEIRA, R. B. et al. Detection of vertical root fractures in the presence of intracanal metallic post: a comparison between periapical radiography and cone-beam computed tomography. **J. Endod.**, 2013. v. 39, n. 12, p. 1620–4, 2013.
- KAMBUROĞLU, K.; CEBECI, A. R. İlker; GRÖNDAHL, H. G. Effectiveness of limited cone-beam computed tomography in the detection of horizontal root fracture. **Dent Traumatol**, 2008. v. 25, n. 3, p. 256–61, 2008.
- KAMBUROĞLU, K.; MURAT, S.; PEHLIVAN, S. Y. The effects of digital image enhancement on the detection of vertical root fracture. **Dent Traumatol**, 2010. v. 26, n. 1, p. 47–51, 2010.
- KAMBUROĞLU, K. et al. Detection of vertical root fracture using cone-beam computerized tomography: an in vitro assessment. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, 2010. v. 109, n. 2, p. 74–81, 2010.
- KOONSANIT, K. et al. Image enhancement on digital x-ray images using n-clahe. In: **2017 10th Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON)**. Hokkaido: IEEE, 2017. p. 1–4. Acesso em: 15.01.2018.
- KOSITBOWORNCHAI, S. et al. Root fracture detection: a comparison of direct digital radiography with conventional radiography. **Dentomaxillofac Radiol**, 2001. v. 30, n. 2, p. 106–9, 2001.
- KUMMAR, R.; INDRAYAN, A. Receiver operating characteristic (roc) curve for medical researchers. **Indian Pediatr**, 2011. v. 48, n. 4, p. 277–87, 2011.
- LAM, E. W. N. Trauma to teeth and facial structures. In: WHITE, S. C.; PHAROAH, M. J. (Ed.). **Oral Radiology: Principles and Interpretation**. 6. ed. St. Louis: Mosby, 2009. cap. 29, p. 541–61.
- LANDIS, J. R.; KOCH, G. G. The measurement of observer agreement for categorical data. **Biometrics**, 1977. v. 33, n. 1, p. 159–74, 1977.
- LEVEQUE, L. et al. On the subjective assessment of the perceived quality of medical images and videos. In: **2018 10th International Conference on Quality of Multimedia Experience (QoMEX 2018)**. Cagliari: IEEE, 2018. p. 1–6. Acesso em: 20.12.2018.
- LIM, M. J. et al. Differentiating spontaneous vertical root fracture in endodontically treated tooth. **Eur J Dent**, 2017. v. 11, n. 1, p. 122–5, 2017.
- LIN, C. C. et al. Horizontal/oblique root fractures in the palatal root of maxillary molars with associated periodontal destruction: case reports. **Int Endod J**, 2008. v. 41, n. 5, p. 442–7, 2008.
- LUDLOW, J. B.; IVANOVIC, M. Comparative dosimetry of dental cbct devices and 64-slice ct for oral and maxillofacial radiology. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, 2008. v. 106, n. 1, p. 106–14, 2008.

- LUDLOW, J. B.; MOL, A. Imagem digital. In: WHITE, S. C.; PHAROAH, M. J. (Ed.). **Radiologia Oral: Princípios e Interpretação**. 7. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2015. cap. 4, p. 41–62.
- MAJORANA, A. et al. Clinical and epidemiological study of traumatic root fractures. **Dent. Traumatol.**, 2002. v. 18, n. 2, p. 77–80, 2002.
- MANTIUK, R. K.; TOMASZEWSKA, A.; MANTIUK, R. Comparison of four subjective methods for image quality assessment. **Comput. Graph. Forum**, 2012. v. 31, n. 8, p. 2478–91, 2012.
- MIKROGEORGIS, G. et al. Diagnosis of vertical root fractures in endodontically treated teeth utilising digital subtraction radiography: A case series report. **Aust Endod J**, 2017. Wiley-Blackwell, 2017. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1111/aej.12240>>.
- MORA, M. A. et al. In vitro assessment of local computed tomography for the detection of longitudinal tooth fractures. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, 2007. v. 103, n. 6, p. 825–9, 2007.
- NAIR, M. K.; LEVIN, M. D.; NAIR, U. P. Interpretação radiográfica. In: HARGREAVES, K. M.; BERMAN, L. H. (Ed.). **Cohen Caminhos da Polpa**. 11. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2017. cap. 2, p. 33–70.
- NASCIMENTO, H. A. R. et al. The 'sharpen' filter improves the radiographic detection of vertical root fractures. **Int Endod J.**, 2015. v. 48, n. 5, p. 428–34, 2015.
- NASCIMENTO, H. A. R. do. **Detecção de fraturas radiculares verticais em radiografias convencionais e digitais obtidas em três diferentes sistemas na presença e ausência de material intracanal**. Dissertação (Mestrado em Radiologia Odontológica) — Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 2014.
- NASCIMENTO, M. et al. Influence of cone beam ct enhancement filters on diagnosis ability of longitudinal root fractures. **Dentomaxillofac Radiol**, 2014. v. 43, n. 3, p. 1–5, 2014.
- OLIVEIRA, H. C. R. de. **Proposta da Redução da Dose de Radiação na Mamografia Digital Utilizando Novos Algoritmos de Filtragem de Ruído Poisson**. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) — Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2016.
- OLIVEIRA-SANTOS, C. de; WATANABE, P. C. A.; MONTEIRO, S. A. C. Recomendações para tomografia computadorizada tipo cone beam - método avançado de diagnóstico por imagem. In: WATANABE, P. C. A.; ARITA, E. S. (Ed.). **Imaginologia e Radiologia Odontológica**. 1. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2012. cap. 13, p. 457–79.
- PARKS, E. T.; WILLIAMSON, G. F. Digital radiography: an overview. **J Contemp Dent Pract.**, 2002. v. 3, n. 4, p. 23–39, 2002.
- PAUWELS, R. et al. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. **Eur J Radiol**, 2012. v. 81, n. 2, p. 267–71, 2012.

- PEYNEAU, P. D. **Detecção de fratura radicular em dentes com pino metálico por meio de radiografia periapical e tomografia computadorizada**. Dissertação (Mestrado em Odontologia) — Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2011.
- PIZER, S. M. et al. Adaptive histogram equalization and its variations. **Computer Vision, Graphics, and Image Processing**, 1987. v. 39, n. 3, p. 355–68, 1987.
- PRATI, R. C.; BATISTA, G. E. A. P. A.; MONARD, M. C. Evaluating classifiers using roc curves. **IEEE Latin America Transactions**, 2008. v. 6, n. 2, p. 215–22, 2008.
- QUEIROZ, P. M. et al. Accuracy of digital subtraction radiography in the detection of vertical root fractures. **J Endod**, 2016. v. 42, n. 6, p. 896–9, 2016.
- RIVERA, E. M.; WALTON, R. E. Longitudinal tooth fractures: findings that contribute to complex endodontic diagnoses. **Endod Topics**, 2009. v. 16, n. 1, p. 82–111, 2009.
- RIVERA, E. M.; WALTON, R. E. Longitudinal tooth fractures. In: TORABINEJAD, M.; WALTON, R. E. (Ed.). **Endodontics: Principles and Practice**. 4. ed. St. Louis: Elsevier, 2009. cap. 7, p. 108–28.
- ROBERTSON, D. D. et al. Evaluation of ct techniques for reducing artifacts in the presence os metallic orthopedic implants. **J Comput Assist Tomogr**, 1998. v. 12, n. 2, p. 236–41, 1998.
- SANDERS, M. A. et al. Common orthodontic appliances cause artifacts that degrade the diagnostic quality of cbct images. **J Calif Dent Assoc**, 2007. v. 35, n. 12, p. 850–7, 2007.
- SIGURDSSON, A.; TROPE, M.; CHIVIAN, N. Lesões traumáticas da dentição permanente. In: HARGREAVES, K. M.; COHEN, S. (Ed.). **Cohen Caminhos da Polpa**. 10. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2011. cap. 17, p. 565–97.
- SILVA, D. de Martin e. **Diagnóstico de fraturas radiculares verticais méso-distais em dentes com pino metálico: influência da aplicação de filtros em imagens de TCFC de diferentes resoluções**. Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica) — Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Juiz de Fora, Juiz de Fora, 2016.
- SINGH, R. P.; DIXIT, M. Histogram equalization: A strong technique for image enhancement. **International Journal of Signal Processing, Image Processing and Pattern Recognition**, 2015. v. 8, n. 8, p. 345–52, 2015.
- SOLOMON, C.; BRECKON, T. **Fundamentos de Processamento Digital de Imagens: Uma abordagem prática com exemplos em matlab**. 1. ed. Rio de Janeiro: LTC, 2013. 290 p.
- TAKESHITA, W. M. et al. Comparison of periapical radiography with cone beam computed tomography in the diagnosis of vertical root fractures in teeth with metallic post. **J Conserv Dent**, 2014. v. 17, n. 3, p. 225–9, 2014.
- TAMSE, A. et al. An evaluation of endodontically treated vertically fractured teeth. **J Endod**, 1999. v. 25, n. 7, p. 506–8, 1999.

TIMISCHL, F. The contrast-to-noise ratio for image quality evaluation in scanning electron microscopy. **Scanning**, 2015. v. 37, n. 1, p. 54–62, 2015.

TOFANGCHIHA, M. et al. Detection of vertical root fractures using digitally enhanced images: reverse-contrast and colorization. **Dent Traumatol**, 2012. v. 28, n. 6, p. 478–82, 2012.

TORABINEJAD, M.; LEMON, R. R. Procedural accidents. In: TORABINEJAD, M.; WALTON, R. E. (Ed.). **Endodontics: Principles and Practice**. 4. ed. St. Louis: Elsevier, 2009. cap. 18, p. 322–39.

TRABERT, K. C.; KANG, M. K. Diagnóstico e tratamento de lesões endoperiodontais. In: NEWMAN, M. G. et al. (Ed.). **Carranza Periodontia Clínica**. 12. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2016. cap. 43, p. 402–21.

TSESIS, I. et al. Comparison of digital with conventional radiography in detection of vertical root fractures in endodontically treated maxillary premolars: an ex vivo study. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, 2008. v. 106, n. 1, p. 124–8, 2008.

TSESIS, I. et al. Diagnosis of vertical root fractures in endodontically treated teeth based on clinical and radiographic indices: a systematic review. **J Endod**, 2010. v. 36, n. 9, p. 1455–58, 2010.

VASCONCELOS, T. V. et al. Digital radiographs displayed on different devices: effect on the detection of vertical root fractures. **Int Endod J.**, 2016. v. 49, n. 4, p. 386–92, 2016.

WATANABE, P. C. A.; ARITA, E. S. **Imaginologia e Radiologia Odontológica**. 1. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2012. 500 p.

WELLNER, P. D. **Adaptive Thresholding for the Digital Desk**: Technical Report (EPC). Cambridge, 1993. 93-110 p.

WENZEL, A. A review of dentists' use of digital radiography and caries diagnosis with digital systems. **Dentomaxillofac Radiol.**, 2006. v. 35, n. 5, p. 307–14, 2006.

WENZEL, A. et al. Variable-resolution cone-beam computerized tomography with enhancement filtration compared with intraoral photostimulable phosphor radiography in detection of transverse root fractures in an in vitro model. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, 2009. v. 108, n. 6, p. 939–45, 2009.

WHAITE, E. **Princípios de Radiologia Odontológica**. 4. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2009. 564 p.

YOUSSEFZADEH, S. et al. Dental vertical root fractures: value of ct in detection. **Radiology**, 1999. v. 210, n. 2, p. 545–9, 1999.

Apêndices

APÊNDICE A

Instrumento de Avaliação

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA E DE COMPUTAÇÃO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: PROCESSAMENTO DE SINAIS E
INSTRUMENTAÇÃO

APLICAÇÃO DE TÉCNICAS DE PROCESSAMENTO DE IMAGENS PARA
AUXÍLIO NA DETECÇÃO DE FRATURAS RADICULARES VERTICAIS EM
RADIOGRAFIAS PERIAPICAIS DIGITAIS

Coordenador da pesquisa: Prof. Dr. Marcelo Andrade da Costa Vieira

Prezado pesquisador, você irá avaliar 2 arquivos, sendo este o **primeiro arquivo**. Dentro de cada arquivo estão imagens radiográficas periapicais de 30 dentes tratados endodonticamente e com pino metálico posicionados em uma mandíbula humana seca. Dentre as imagens, estão dentes com fraturas radiculares verticais (FRV) e dentes sem fratura, todos unirradiculares. Após avaliação de cada dente, preencha a tabela a seguir.

ARQUIVO 1**Em relação a presença/ausência de FRV**

- a) FRV definitivamente ausente;
- b) FRV provavelmente ausente;
- c) Incerteza;
- d) FRV provavelmente presente;
- e) FRV definitivamente presente.

	a	b	c	d	e
Dente 1					
Dente 2					
Dente 3					
Dente 4					
Dente 5					
Dente 6					
Dente 7					
Dente 8					
Dente 9					
Dente 10					
Dente 11					
Dente 12					
Dente 13					
Dente 14					
Dente 15					
Dente 16					
Dente 17					
Dente 18					
Dente 19					
Dente 20					
Dente 21					
Dente 22					
Dente 23					
Dente 24					
Dente 25					
Dente 26					
Dente 27					
Dente 28					
Dente 29					
Dente 30					

Anexos

ANEXO A

**Parecer Consubstanciado do Comitê de
Ética em Pesquisa**

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
GOIÁS - UFG

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Detecção de fraturas radiculares verticais em radiografias digitais e tomografia computadorizada por feixe cônico com auxílio da visão computacional

Pesquisador: Fernanda Paula Yamamoto Silva

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 24810513.7.0000.5083

Instituição Proponente: Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás

Patrocinador Principal: MINISTERIO DA CIENCIA, TECNOLOGIA E INOVACAO

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 477.315

Data da Relatoria: 02/12/2013

Apresentação do Projeto:

Título: Detecção de fraturas radiculares verticais em radiografias digitais e tomografia computadorizada por feixe cônico com auxílio da visão computacional. Nome do coordenador :Fernanda Paula Yamamoto Silva. Instituição proponente: Universidade Federal de Goiás. Área: Odontologia. Equipe: Fernanda Paula Yamamoto Silva (Faculdade de Odontologia - Universidade Federal de Goiás); Maria Alves Garcia Silva (FO/UFG); Ronaldo Martins da Costa (Instituto de Informática /UFG); Brunno Santos de Freitas Silva (Curso de Odontologia, Centro Universitário UniEvangélica - Anápolis); Acadêmicos: Lucas Silva Chaves; Victor Cury Pinheiro; Andrielle Dias de Souza; Carolinne Almeida Coelho e Silva. É um estudo experimental, cuja amostra será composta de 120 dentes humanos (superiores e inferiores, anteriores e posteriores), com indicação de extração das Clínicas da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás. Apresenta orçamentoTotal de R\$ 29.387,00, serão custeados pela Chamada Universal - MCTI/CNPq N. 14/2013. Coleta de dados prevista para o período de março a dezembro de 2014.

Objetivo da Pesquisa:

Avaliar a contribuição da visão computacional na detecção de fraturas radiculares verticais em radiografias periapicais digitais e de tomografia computadorizada por feixe cônico, que

Endereço: Prédio da Reitoria Térreo Cx. Postal 131

Bairro: Campus Samambaia

CEP: 74.001-970

UF: GO

Município: GOIANIA

Telefone: (62)3521-1215

Fax: (62)3521-1163

E-mail: cep.prppg.ufg@gmail.com

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE
GOIÁS - UFG**

Continuação do Parecer: 477.315

atualmente mostram-se deficientes quando a avaliação envolve um dente tratado endodonticamente e com retentor metálico. Em específico: Analisar a acurácia, sensibilidade e especificidade da radiografia periapical digital na detecção de fraturas de dentes com retentor metálico auxiliado ou não pela visão computacional. Avaliar a acurácia, sensibilidade e especificidade da tomografia computadorizada de feixe cônico na detecção de fraturas radiculares com diferentes tamanhos de voxel em dentes com retentor metálico auxiliado ou não pela visão computacional. Comparar a acurácia, sensibilidade e especificidade da radiografia digital utilizando diferentes filtros dos programas Cliniview™ e InVivoDental® na detecção de fraturas radiculares verticais. Determinar qual a força necessária para fraturar verticalmente dentes hígidos e dente restaurados.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Sobre Riscos: relatam que esse trabalho não apresenta riscos diretos para o paciente, pois serão utilizados dentes extraídos, e todo o procedimento será realizado em laboratório de acordo com as regras de biossegurança. Sobre os Benefícios: escreveram que serão indiretos pois o resultado da pesquisa visa contribuir com novas informações para os profissionais sobre a melhor técnica de diagnóstico por imagem para detecção de fraturas radiculares.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

É importante frisar que ao ser abordado, o paciente será esclarecido que a doação será de forma voluntária, isto é, ela não será obrigatória e que ele tem plena autonomia para decidir se quer ou não doar seus dentes, sendo que sua escolha não irá interferir na execução do procedimento cirúrgico. O paciente será informado que caso ele não queira doar seu dente, este será descartado em lixo biológico e que ainda não será penalizado de nenhuma maneira caso decida não fazer a doação. Caso os dentes sejam doados e incluídos no estudo, os pacientes serão informados não só sobre os procedimentos que serão realizados nestes elementos, mas de que forma serão descartados. Critérios de inclusão: serão considerados da dentição permanente dentes uni e multiradiculares que não apresentem sinais evidentes de fraturas ou perfurações coronárias e/ou radiculares. Critérios de exclusão: serão considerados dentes da dentição decídua e que apresentam tratamento endodôntico prévio, retentores intra-radiculares e reabsorções internas ou externas radiculares. Após a pesquisa, o material biológico utilizado neste estudo será descartado da seguinte forma: Os dentes serão armazenados e transportados em sacos plásticos brancos leitosos, contendo a identificação "risco biológico" e a categoria A4 de grupo de material contaminado, de acordo com a Comissão de Controle de Infecção da FO, baseado na resolução

Endereço: Prédio da Reitoria Térreo Cx. Postal 131**Bairro:** Campus Samambaia**CEP:** 74.001-970**UF:** GO**Município:** GOIANIA**Telefone:** (62)3521-1215**Fax:** (62)3521-1163**E-mail:** cep.prppg.ufg@gmail.com

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
GOIÁS - UFG

Continuação do Parecer: 477.315

RDC n. 306/07/2004. O transporte, armazenamento, autoclavagem e o encaminhamento para o aterro sanitário de Goiânia ficarão sob responsabilidade da empresa que presta este serviço para descartar o lixo contaminado de toda a Faculdade de Odontologia da UFG. Existe capacidade técnica e de infra estrutura para a realização da pesquisa.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Apresentaram TCLEs, um só para menores e ambos com linguagem adequada, ressaltando que serão preservados a confidencialidade e privacidade dos envolvidos na pesquisa. Apresentaram os seguintes documentos: Folha de Rosto, onde consta anuência da Direção da FO; TCLE_Menores; Termo de Compromisso dos pesquisadores; Currículos Lattes individualizados de todos os pesquisadores e Projeto Detalhado da Pesquisa.

Recomendações:

Não há.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

De acordo com a análise dos documentos apresentados, somos favoráveis à aprovação da presente pesquisa, SMJ.

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

Enviar relatórios parcial e final

GOIANIA, 03 de Dezembro de 2013

Assinador por:
João Batista de Souza
(Coordenador)

Endereço: Prédio da Reitoria Térreo Cx. Postal 131

Bairro: Campus Samambaia

CEP: 74.001-970

UF: GO

Município: GOIANIA

Telefone: (62)3521-1215

Fax: (62)3521-1163

E-mail: cep.prppg.ufg@gmail.com