

UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIAS FACULDADE DE ODONTOLOGIA PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO



HELEN CASSIA PATRICIA GOMES MELO

# A INFLUÊNCIA DO TAMANHO DO VOXEL EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO NA DETECÇÃO DE PERFURAÇÕES RADICULARES USANDO UM MODELO *IN VITRO*

GOIÂNIA 2020



#### UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIÁS FACULDADE DE ODONTOLOGIA

## TERMO DE CIÊNCIA E DE AUTORIZAÇÃO (TECA) PARA DISPONIBILIZAR VERSÕES ELETRÔNICAS DE TESES

#### E DISSERTAÇÕES NA BIBLIOTECA DIGITAL DA UFG

Na qualidade de tular dos direitos de autor, autorizo a Universidade Federal de Goiás (UFG) a disponibilizar, gratuitamente, por meio da Biblioteca Digital de Teses e Dissertações (BDTD/UFG), regulamentada pela Resolução CEPEC nº 832/2007, sem ressarcimento dos direitos autorais, de acordo com a Lei 9.610/98, o documento conforme permissões assinaladas abaixo, para fins de leitura, impressão e/ou download, a tulo de divulgação da produção cien fica brasileira, a par r desta data.

O conteúdo das Teses e Dissertações disponibilizado na BDTD/UFG é de responsabilidade exclusiva do autor. Ao encaminhar o produto final, o autor(a) e o(a) orientador(a) firmam o compromisso de que o trabalho não contém nenhuma violação de quaisquer direitos autorais ou outro direito de terceiros.

#### 1. Iden ficação do material bibliográfico

[ x ] Dissertação [ ] Tese

#### 2. Nome completo do autor

Helen Cassia Patricia Gomes Melo

#### 3. Título do trabalho

A influência do tamanho do voxel em tomografia computadorizada de feixe cônico na detecção de perfurações radiculares usando um modelo In Vitro.

#### 4. Informações de acesso ao documento (este campo deve ser preenchido pelo orientador)

Concorda com a liberação total do documento [X] SIM [] NÃO<sup>1</sup>

[1] Neste caso o documento será embargado por até um ano a par r da data de defesa. Após esse período, a possível disponibilização ocorrerá apenas mediante: a) consulta ao(à) autor(a) e ao(à) orientador(a);
b) novo Termo de Ciência e de Autorização (TECA) assinado e inserido no arquivo da tese ou dissertação. O documento não será disponibilizado durante o período de embargo.
Casos de embargo:

- Solicitação de registro de patente;
- Submissão de ar go em revista cien fica;- Publicação como capítulo de livro;
- Publicação da dissertação/tese em livro.

Obs. Este termo deverá ser assinado no SEI pelo orientador e pelo autor.



Documento assinado eletronicamente por **Maria Alves Garcia Santos Silva**, **Professora do Magistério Superior**, em 26/08/2020, às 11:42, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do <u>Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015</u>.

Documento assinado eletronicamente por **Helen Cássia Patrícia Gomes Melo**, **Usuário Externo**, em 26/08/2020, às 14:27, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do





A autencidade deste documento pode ser conferida no site <u>h ps://sei.ufg.br/sei/controlador\_externo.php?</u> <u>acao=documento\_conferir&id\_or\_gao\_acesso\_externo=</u> 0, informando o código verificador **1361786** e o código CRC **03AA4394**.

**Referência:** Processo nº 23070.025693/2020-77

SEI nº 1361786



UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIAS FACULDADE DE ODONTOLOGIA PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO



Helen Cassia Patricia Gomes Melo

# A INFLUÊNCIA DO TAMANHO DO VOXEL EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO NA DETECÇÃO DE PERFURAÇÕES RADICULARES USANDO UM MODELO *IN VITRO*

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Goiás como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Clínica Odontológica

Linha de Pesquisa: Alterações do sistema estomatognático.

Orientadora: Profa. Dra. Maria Alves Garcia Santos Silva Co-orientador: Prof. Dr. Carlos Estrela

GOIÂNIA 2020

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor, através do Programa de Geração Automática do Sistema de Bibliotecas da UFG.



Universidade Federal de Goiás Faculdade de Odontologia Programa de Pós-Graduação em Odontologia



## Ministério da Educação

#### Ata de Defesa de Dissertação número 120

Aos vinte e dois dias do mês de agosto de 2013, às 14:30 horas, reuniu-se na sala 1003 da Faculdade de Odontologia, a Comissão Julgadora infranomeada para proceder ao julgamento da Defesa de Dissertação de Helen Cassia Patrícia Gomes Melo intitulada "A influência do tamanho do voxel em tomografia computadorizada de feixe cônico na detecção de perfurações radiculares usando um modelo *in vitro*", como parte de requisitos necessários à obtenção do título de Mestre, área de concentração Clínica Odontológica. Inicialmente, Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Maria Alves Garcia Santos Silva apresentou a Comissão Examinadora da qual é presidente, e concedeu a palavra a candidata, para exposição de sua dissertação em trinta minutos. A seguir, a senhora presidente concedeu a palavra aos examinadores, os quais passaram a arguir a candidata conforme os termos regimentais. Finalizada a arguição, a Comissão expressou seu Julgamento em sessão secreta, conforme abaixo.

Comissão Examinadora		Aprovado(a)/Reprovado(a)
Prof <sup>a</sup> . Dr <sup>a</sup> . Maria Alves Garcia Santos Silva	Presidente	Amovada
Prof. Dr. Carlos Estrela	Membro	Anonto
Prof <sup>a</sup> , Dr <sup>a</sup> , Ana Helena Gonçalves de Alencar	Membro	Belginsa
Prof. Dr. Rogério Ribeiro de Paiva	Membro	Aprovado
Prof. Dr. Brunno Santos de Freitas Silva	Suplente	
Prof <sup>a</sup> , Dr <sup>a</sup> , Fernanda Paula Yamamoto Silva	Suplente	

Em face do resultado obtido, a Comissão Examinadora considerou a candidata Helen Cassia Patricia Gomes Melo

( ) Aprovada – A candidata deverá fazer as modificações eventualmente sugeridas e apresentar a versão definitiva à Coordenadoria do Programa em no máximo trínta (30) dias após a defesa (artigo 57 da Resolução CEPEC 1136/2013 que regulamenta este Programa).

() Reprovada – A candidata () poderá () não poderá submeter-se a outra defesa em um prazo de trinta dias (mínimo 30, máximo 90 dias) (artigo 55, parágrafo 2º, Resolução CEPEC 1136/2013).

Observações que a Comissão Examinadora julgar importantes que constem em ata:

Nada mais havendo a tratar eu, Gláucia Terra e Silva, secretária do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, lavrei a presente ata que segue assinada pelos membros da Comissão Examinadora, pela candidata e por mim.

#### Comissão Examinadora

Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Maria Alves Garcia Santos Silva Prof. Dr. Carlos Estrela Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Ana Helena Gonçalves de Alencar Prof. Dr. Rogério Ribeiro de Paiva

Prof. Dr. Brunno Santos de Freitas Silva

Prof<sup>®</sup>, Dr<sup>a</sup>, Fernanda Paula Yamamoto Silva

Helen Cassia Patricia Gomes Melo

Gláucia Terra e Silva

Presidente Membro Membro Suplente Suplente Assinatura

anes Melon

Candidata

Secretária

Ata homologada em Reunião da	Coordenadoria d	ie Pós-Graduaçã	to do dia 13	03 2020
Assinatura da Coordenadora do	Programa: W	sola 1	ste	

Dedico este trabalho ao meu avô Antônio Antunes Gomes (in memoriam).

#### AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus por me permitir fazer parte deste programa, ao qual defino como um sonho no processo de concretização. Os caminhos pelos quais trilhamos não são fáceis; uma batalha pode ser difícil, árdua, mas nenhuma conquista se faz sozinho(a);

Agradeço à Universidade Federal de Goiás, à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás e a toda equipe do Programa de Pós-Graduação em Odontologia que fizeram parte da concretização desse trabalho;

Agradeço a toda equipe do Centro Goiano de Doenças da Boca (CGDB), onde realizei meu estágio clínico e pude conviver com o lado mais humano da Odontologia;

Agradeço à professora Dra. Maria Alves Garcia Alves Santos Silva, orientadora deste trabalho, uma pessoa pela qual nutro profunda admiração por sua notória sabedoria, seu grande carisma e sua dedicação a tudo que faz. Agradeço por ter acreditado neste propósito. Um exemplo de docente, pessoa, amiga, orientadora e acima de tudo mulher!

Agradeço ao professor Dr. Carlos Estrela, co-orientador desta pesquisa que a cada dia mais tem enriquecido o campo da pesquisa nacional e internacional;

Agradeço aos professores: Dr. Brunno Santos de Freitas Silva e Dra. Fernanda Paula Yamamoto que gentilmente aceitaram o convite de fazerem parte da banca examinadora do processo de qualificação deste trabalho;

Agradeço aos professores: Dra. Ana Helena Gonçalves de Alencar e Dr. Rogério Ribeiro de Paiva que gentilmente aceitaram o convite de fazerem parte da banca examinadora de defesa de Dissertação de Mestrado;

Agradeço a todos colegas de mestrado que diretamente e indiretamente estiveram comigo a cada instante deste projeto. Em especial, Felipe Cavalcanti e Hianne de Mirada Torres que muito contribuíram para execução desse trabalho;

Agradeço ao colega Olavo César Lyra Porto pela imensa dedicação e disponibilidade, bem como a cada examinador, que se fez disponível ao desenvolvimento desta pesquisa; às clínicas de radiologia CIRO e CDA por suas disponibilidades em contribuir para o processo dessa pesquisa;

Agradeço aos meus amigos e a toda minha família, aos meus pais Jaime Antônio de Melo e Angela Maria Gomes Melo, e ao meu irmão Josaffá Antunes Gomes Melo. Em especial, agradeço à minha mãe, meu espelho, que me ensinou a aprender ouvir antes de falar, sobretudo, ensinou que sonhos foram feitos para serem realizados.

> "A persistência é o menor caminho do êxito" Charles Chaplin

### RESUMO

O objetivo deste trabalho foi avaliar a influência de diferentes tamanhos de voxel na detecção de perfurações radiculares usando tomografia computadorizada por feixe cônico (TCFC) e comparar o uso de radiografia convencional com a TCFC na detecção de perfurações radiculares. Foram utilizados 30 terceiros molares íntegros, nos quais foram simuladas perfurações no assoalho pulpar com diâmetros de 0,7mm; 0,9mm e 1,1mm, realizadas em três etapas. A cada etapa os dentes eram submetidos ao processo de aquisição de imagens das radiografias periapicais convencionais e das tomografias computadorizadas. As radiografias periapicais foram realizadas utilizando um aparelho Spectro 70X (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, SP, Brasil) com KVp de 70 e corrente 8mA. As tomografias foram realizadas em quatro aparelhos diferentes e dois tamanhos de voxel: i-Cat Cone Beam 3 D Imaging System (Imaging Sciences International, Hatfiels, PA, USA), com uso dos voxels de 0,2mm e 0,4mm; Newton 3G [QR srl (Verona, Italy)], com voxels de 0,2mm e 0,4mm; Kodak 9000 (Eastman Kodak Company, USA), com voxels de 0,076mm e 0,4mm e o Gendex GX CB 500 [Gendex Dental Systems (Hatfield, PA, EUA)] com voxels de 0,2mm e 0,4mm. Seis examinadores (três radiologistas e três endodontistas) avaliaram as imagens separadamente, utilizando um sistema de escore: 1-alteração definitivamente não identificada; 2- alteração provavelmente não identificada; 3- incerteza se a alteração foi identificada ou não; 4-alteração definitivamente encontrada e 5-alteração provavelmente encontrada. Os resultados obtidos foram submetidos ao teste do Quiquadrado ( $\chi^2$ ), e a concordância intra e interobservador foi analisada pelo teste de Kappa. O nível de significância adotado foi de 5% (p<0,05). Os resultados mostraram que a TCFC teve melhor desempenho que as radiografias convencionais na detecção de perfurações radiculares simuladas. Os aparelhos Gendex, i-Cat tiveram bons resutados com voxel de 0,2 mm, mas não apresentaram bom desempenho com o uso do voxel de 0,4mm; o aparelho Kodak 9000 apresentou bom resultado com voxel de 0,076mm, mas não apresentou bom resultados com voxel de 0,4mm; o Newton 3G teve bom desempenho tanto com o voxel de 0,2mm guanto com o uso do voxel de 0,4mm, sendo recomendado, neste aparelho, um protocolo com resolução de voxel de 0,4mm, que alia qualidade de imagem com menor exposição do paciente aos raios Х.

**Descritores:** tomografia computadorizada de feixe cônico, radiografia periapical, perfuração radicular, perfuração de furca, *voxel*.

The aim of this study was to evaluate the influence of different voxel sizes in diagnostic capability beam computed tomography (CBCT) and compare the accuracy of conventional radiography with CBCT in detecting root perforations. Total of 30 intact third molars were simulated in which holes with diameters of 0.7 mm, 1.1 mm and 1.3 mm, realized in three steps. At each step the teeth were subjected to the process of acquiring images of periapical radiographs and CT scans. The periapical radiographs were performed using an apparatus Spectro 70X (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, SP, Brazil) with 70 kVp and current 8mA. The CT scans were performed on four different types of equipment and two voxel sizes: i-Cat Cone Beam 3D Imaging System (Imaging Sciences International, Hatfiels, PA, USA) using voxels of 0.2 mm and 0.4 mm; Newton 3G [Dent-X (Elmsford, New York, USA)] with voxels 0.2 mm and 0.4 mm. Kodak 9000 (Eastman Kodak Company, USA) with voxels 0.076 mm and 0.4 mm and the Gendex GX CB 500 [Gendex Dental Systems (Hatfield, PA, USA)] with voxels of 0.2 mm and 0.4 mm. Six observers (three radiologists and three endodontists) evaluated the images separately using a scoring system: 1-change definitely not identified; 2 - probably not change identified; 3 - uncertainty whether the change has been identified or not; 4-change definitely found and 5-amendment probably found. The results were submitted to chi-square ( $\chi^2$ ), and intra-and interobserver agreement was analyzed using Kappa. The level of significance was 5% (p <0,05). The results showed that CBCT had better performance than the conventional radiography for detecting simulated root perforations. Gendex devices, i-Cat and Kodak 9000 performed well with 0.2 mm voxel, but not performed well using the 0.4 mm voxel; Newton 3G performed well with both the 0.2 mm voxel as using the voxel of 0.4 mm can be used in a protocol voxel resolution of 0.4 mm, which combines image quality with less patient exposure to X-rays.

**Keywords:** cone beam computed tomography, periapical radiographs, root perforation, furcal perforation, *voxel.* 

# LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Posicionamento dos espécimes em cera (A), colocados em recipiente plástico preenchido com água para simular os tecidos moles (B)26
Figura 2 - Imagem obtida com o aparelho Gendex, usando o <i>voxel</i> de 0,2mm, nos cortes transversal (A), axial(B) e visão panorâmica (C)
Figura 3 - Imagem obtida com o aparelho Gendex, usando o <i>voxel</i> de 0,4mm, nos cortes transversal(A), axial(B) e visão panorâmica(C)
Figura 4 - Imagem obtida com o aparelho Newton 3G, usando o <i>voxel</i> de 0,2mm, nos cortes transversal (A), axial(B) e visão panorâmica(C)
Figura 5 - Imagem obtida com o aparelho Newton 3G, usando o <i>voxel</i> de 0,4mm, nos cortes transversal (A), axial (B) e visão panorâmica (C)
Figura 6 - Imagem obtida com o aparelho Kodak 9000, usando o <i>voxel</i> de 0,076mm, nos cortes transversal (A), axial (B) e visão panorâmica(C)
Figura 7 - Imagem obtida com o aparelho Kodak 9000, usando o <i>voxel</i> de 0,4mm, nos cortes transversal (A), axial(B) e visão panorâmica(C)
Figura 8 - Imagem obtida com o aparelho i-CAT, usando o <i>voxel</i> de 0,2mm, nos cortes transversal (A), axial(B) e visão panorâmica(C)30
Figura 9 - Imagem obtida com o aparelho i-CAT, usando o <i>voxel</i> de 0,4mm, nos cortes transversal (A), axial (B) e visão panorâmica (C)31

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Comparação dos escores 4 entre o menor voxel e o maior voxel
Tabela 2- Comparação dos escores 4 entre os aparelhos na primeira perfuração de0,7mm35
Tabela 2 - Comparação dos escores 4 entre os aparelhos na segunda perfuração de 0,9mm
Tabela 4 - Comparação dos escores 4 entre os aparelhos na terceira perfuração de 1,1mm
Tabela 5 – Comparação entre as perfurações com escore 4
Tabela 6 - Comparação da frequência de escores 4 entre as radiografias periapicaise os tomógrafos na primeira perfuração de 0,7 mm
Tabela 7 - Comparação da frequência de escores 4 entre as radiografias periapicaise os tomógrafos na segunda perfuração de 0,9 mm
Tabela 8 - Comparação da frequência de escores 4 entre as radiografias periapicaise os tomógrafos na terceira perfuração de 1,1 mm37
Tabela - 9 Análise de concordância da avaliação dos profissionais (Endodontistas e Radiologistas)

# ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

ALARA	As Low As Reasonably Achievable
FOV	Field of View, campo de visão
GO	Goiás
κ	Análise estatística de Kappa
NY	New York
PA	Pennsylvania
Р	Nível de significância
Pixel	Picture Element
SP	São Paulo
тс	Tomografia computadorizada
TCMS	Tomografia Computadorizada Multislice
TCFC	Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico
USA	United States of America
Voxel	Volume Picture Element
χ²	Teste do Qui-quadrado

# SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	16
2 REVISÃO DE LITERATURA	18
3 OBJETIVOS	23
3.1 OBJETIVO GERAL	23
4 MATERIAIS E MÉTODOS	24
4.1 Obtenção da amostra	24
4.2 Critérios de Inclusão e Exclusão	24
4.3 Preparo dos dentes	24
4.4 Abertura coronária	25
4.5 Simulação das perfurações	25
4.7 Análise das Imagens	31
4.8 Análise estatística	32
5 RESULTADOS	34
6 DISCUSSÃO	39
7 CONCLUSÃO	44
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	45
APÊNDICES	49
ANEXOS	60

## 1 INTRODUÇÃO

As imagens radiográficas são importantes no manejo de problemas endodônticos, pois avalia-se a anatomia do dente e dos tecidos circundantes (PATEL, 2009). A radiografia periapical fornece informações essenciais para o diagnóstico, planejamento, tratamento e acompanhamento de casos (D´ADAZZIO et al., especialmente com relação à progressão, regressão e persistência de periodontites periapicais (ESTRELA et al, 2008; PATEL, 2009). Uma radiolucência ao redor da raiz pode constituir um importante indício de falha no tratamento endodôntico, indicando a necessidade de uma nova intervenção (BUENO, 2011; KAMBUROGLU et al., 2010). No entanto, uma limitação das imagens de radiografias convencionais, é a possibilidade de acidentes anatômicos serem confundidos com lesões periapicais (D'ADAZZIO et al., 2011; ESTRELA et al., 2008). Isto se deve ao fato bidimensional de uma anatomia tridimensional, a sobreposição de osso adjacente e a densidade do osso cortical. Embora radiografias periapicais revelem detalhes sentido mésio-distal de dentes e de osso perirradicular, a observação de características no sentido vestíbulo-lingual, muitas vezes é deficiente, o que torna difícil em muitos casos a visualização de lesões e estruturas justapostas (D'ADAZZIO et al, 2011).

Com o advento da Tomografia Computadorizada (TC) e mais recentemente da Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (TCFC), novos parâmetros para o diagnóstico e o prognóstico de condições patológicas puderam ser incluídos na prática endodôntica (BUENO *et al*, 2011). Este método de avaliação tridimensional tem mostrado ser muito útil no campo da endodontia, e tornou-se um valioso recurso no diagnóstico e durante tratamentos endodônticos (D'ADAZZIO *et al*, 2011).

A TC tem se mostrado superior a radiografia convencional. As raízes de dentes superiores podem ser visualizadas separadamente nos três planos ortogonais sem sobreposição do processo zigomático, raízes de dentes multi-radiculares podem ser visualizadas em três dimensões e a natureza tridimensional das lesões periapicais pode ser avaliada (PATEL, 2009).

Um dos objetivos em Odontologia é promover as vantagens combinadas de valor de diagnóstico com a menor exposição do paciente aos raios X. Estudos mostram que a TCFC apresenta algumas vantagens sobre a Tomografia Computadorizada Multislice (TCMS), como a presença de um colimador, que limita a

irradiação da área de estudo; a natureza de *voxels* isométricos, que permite reconstruções de mesma qualidade da imagem original, a velocidade de reconstrução (entre 10 e 70 segundos), e a baixa dose de radiação que o paciente é submetido (cerca de 1/60 da dose da TCMS). Outra vantagem é o tamanho do *voxel* que proporciona uma correlação positiva entre a qualidade da imagem e a dose de exposição (EVANGELISTA *et al*, 2010; LIEDKE,2009; MAH, 2003; SILVA *et al*,2008). O *voxel* é definido como o menor elemento de imagem sendo determinado por sua altura, largura e espessura (OZER, 2011). O tamanho do *voxel* está diretamente ligado à resolução espacial de uma imagem, sendo que quanto menor o tamanho do *voxel* melhor a resolução e detalhes (NEVES, 2012).

Dentre os desafios da endodontia, a TCFC se torna importante no processo de diagnóstico da perfuração radicular. A perfuração radicular é resultante de procedimento, provocando a comunicação entre o canal radicular e o espaço periodontal, podendo modificar o prognóstico do tratamento endodôntico. O correto diagnóstico para realização do adequado tratamento dessas complicações é desafiador e pode até resultar na perda do dente (D'ADAZZIO *et al*, 2011). As vantagens e limitações da TCFC em complicações endodônticas, têm sido investigadas principalmente com relação a fraturas horizontais e verticais (BOMSTEIM *et al*, 2009; COSTA *et al*, 2011,2012; EDLUND *et al*, 2011; ESTRELA *et al*,2008; KAMNUROGLU *et al*, 2010; OZER, 2011; VARSHOSAZI *et al*, 2010; YAN, 2011; ZOU *et al*, 2011), periodontite apical (ESTRELA *et al*, 2008), reabsorção radicular externa (LIEDKE, 2009; SILVEIRA, 2007), lesões ósseas interradiculares (NOUJEIM, 2009) e perfurações radiculares (BUENO et al, 2011; YOUNG, 2007; SHEMESH, 2011).

Considerando que existem poucos estudos sobre o papel da TCFC no diagnóstico, planejamento e acompanhamento de perfurações radiculares, o presente estudo foi proposto para avaliar a detecção de perfurações radiculares por meio de TCFC. As variáveis experimentais foram: o diâmetro da perfuração, o tipo de tomógrafo e o tamanho do *voxel.* 

Partindo desse pressuposto, formulam-se as seguintes hipóteses:

- Perfurações radiculares de diferentes diâmetros podem ser detectados por meio de TCFC.
- O tamanho do *voxel* influencia na detecção de perfurações radiculares com o uso de TCFC.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

As radiografias odontológicas fornecem informações essenciais para diagnóstico, planejamento e acompanhamento de casos. No entanto, um problema em endodontia é a limitação das imagens radiográficas bidimensionais, onde acidentes anatômicos podem ser confundidos com patologias periapicais (D'ADAZZIO, 2011).

O interesse pela imagem digital tem crescido por uma série de razões que incluem: possibilidade quase instantânea da imagem sem etapa de processamento químico; possibilidade de tratamento/processamento das imagens no computador, empregando-se algoritmos (realce, restauração, análises, compreensão e síntese de imagens) que podem resultar no diagnóstico das imagens. Os princípios da modalidade ideal e o futuro dos exames por imagens residem na determinação de uma anatomia o mais próximo o real em termos de precisão da orientação espacial, tamanho, forma e relação com as estruturas anatômicas circunjacentes, baixo custo e riqueza de detalhes tridimensionais. As utilizações de imagens tridimensionais permitem essa avaliação de maneira mais precisa, especialmente em casos complexos, principalmente a Tomografia Computadorizada e a Ressonância Magnética (QUINTERO, 1999).

De maneira geral, as tomografias computadorizadas podem ser classificadas em dois tipos: TCFC e TCMS (SCARFE, 2006). A TCFC permitiu melhor utilização em odontologia do exame tridimensional, tanto pelo custo reduzido, como pela facilidade do exame e menor dose de radiação, quando comparada à tomografia multislice (BUENO,2007).

A TCFC surgiu em 1998 através de pesquisas simultâneas no Japão (Nihon) e Itália (Verona). O primeiro tomógrafo computadorizado de feixe cônico do mercado foi o Newton 9000 – Verona, Itália (LOPES, 2010).

A utilização da TC aumentou significativamente nas últimas décadas, especialmente em Odontologia na colocação de implantes dentários (CHAU e FUNG, 2009; GARG e VICARI, 1995; EKESTUBBE *et al*, 1997), avaliação de dentes retidos (MAH *et al*, 2003), periodontia (VASCONCELOS,2012), cirurgia oral e ortodontia (BORNTEIN, 2009; EVANGELISTA *et al*, 2010), bem como em endodontia para localizar fraturas radiculares (BORNSTEIN, 2009; D'ADAZZIO, 2011; IILKUBO, 2009;

KAMBUROGLU et al, 20120; VARSHOSAZI, 2010; YAN et al, 2011; EDLUND et al, 2011; METSKA et al, 2012), periodontite apical (ESTRELA et al, 2008), reabsorção radicular externa (LIEDKE et al, 2009; SILVEIRA et al, 2007), lesões ósseas interradiculares (NOUJEIM et al, 2009) e perfurações radiculares (BUENO et al, 2011; YOUNG, 2007).

A capacidade de diagnóstico de uma imagem tomográfica está diretamente relacionada à sua resolução. A resolução espacial é a capacidade de exibir dois objetos distintos que estejam muito próximos como duas entidades diferentes. Resolução de contraste e resolução espacial estão relacionadas com a dose de radiação absorvida pelo sensor, além de outros fatores. A TC tem maior resolução de contraste, mas resolução espacial inferior à radiografia convencional intraoral. A TCFC tem relativamente maior resolução espacial que a TCMS (NAIR, 2007).

As imagens digitais são compostas por elementos denominados *pixels*. Um pixel (Picture Element) é uma unidade da imagem, um quadrado numa matriz 2D. Cada *pixel* tem um tamanho específico, valor de intensidade e localização dentro da matriz. Um voxel (Volumetric Picture Element) é um elemento de volume, na forma de um cubo mostrado em terceira dimensão. As imagens tridimensionais são compostas de voxel, que tem o tamanho determinado pela sua altura, largura e espessura. O voxel é uma unidade volumétrica de uma imagem de tomografai computadorizada. A natureza isotrópica dos *voxels* na TCFC proporciona a mesma qualidade da imagem original em reconstruções (FARMAN e SCARFE, 2009). A qualidade da imagem tem sido descrita como a visibilidade de estruturas importantes e definida por parâmetros técnicos como miliamperagem, tamanho do voxel, tamanho do campo de visão (FOV) e o tipo de detector do escâner (GUNDOGDU et al, 2005). O diagnóstico com TCFC oferece imagens seccionais sem sobreposição das estruturas, é uma técnica não invasiva e com alta precisão. No entanto, a dose de radiação é equivalente à necessária para 4-15 radiografias panorâmicas, e infelizmente, a qualidade da imagem está relacionada diretamente à exposição à radiação (TANIMOTO, 2009). O tamanho do voxel tem sido relatado como tendo uma correlação positiva com a qualidade da imagem (contraste e resolução) e dose de exposição (LIEDK et al, 2009). O princípio básico em radioproteção, ALARA (As Low As Reasonably Achievable), preconiza manter a dose tão baixa quanto possível para obter a informação necessária para diagnóstico e orienta de maneira geral o diagnóstico por imagem. Sabe-se que, com menores tamanhos de voxel, a exposição à radiação seria elevada

(FARMAN e SCARFE, 2009; (TANIMOTO e ARAI, 2009). Alguns estudos mostram a relação risco/benefício entre um voxel com resolução suficiente para fornecer imagem de qualidade para diagnóstico enquanto mantém ao mínimo a exposição do paciente à radiação. LIEDKE et al. (2009) avaliaram a habilidade de diagnóstico da TCFC para reabsorção radicular externa com diferentes tamanhos de voxel (0,2mm; 0,3mm e 0,4mm), concluíram que os voxels de menor tamanho tinham melhor performance OZER (2011) comparou a acurácia de diagnóstico da TCFC com diferentes tamanhos de voxels (0,125mm, 0,2mm, 0,3mm e 0,4mm) na detecção de fraturas radiculares verticais. Neste estudo os quatro tamanhos de voxel utilizados detectaram as fraturas verticais simuladas, no entanto, a decisão e precisão no diagnóstico foi mais observada com os voxels menores (0,125mm e 0,2mm). NEVES et al. (2012) realizaram um trabalho para avaliar o diagnóstico de reabsorção radicular externa com uso de TCFC. As imagens foram adquiridas com diferentes tamanhos de voxel (0,25mm e 0,3mm). Em seguida as imagens foram reconstruídas com o mesmo tamanho de voxel (0,25mm) e chegaram à conclusão de que o melhor protocolo seria o de adquirir imagens com uso do voxel de 0,3mm e reconstruir com voxel de 0,25mm pois os valores de diagnóstico foram semelhantes ao de aquisição e reconstrução em 0,25mm, no entanto com o protocolo de 0,3mm a dose de radiação seria menor. BAUMAN et al (2011) avaliaram a capacidade em detectar canais mesiovestibulares em molares superiores com uso de TCFC com diferentes tamanhos de voxel e concluíram que a confiabilidade em detectar os canais aumentou com o uso de uma resolução melhor. VAZ et al (2013) avaliaram a precisão da TCFC na detecção de fenestração e deiscência peri-implantar utilizando dois tamanhos de voxel (0,12mm e 0,2mm). Neste trabalho o voxel menor não apresentou diferença significativa na detecção dos defeitos.

Alguns estudos sobre modalidades de imagens tridimensionais (3D) que são pertinentes à endodontia têm sido relatados. Para a comparação da TCFC com radiografias periapicais no diagnóstico de complicações endodônticas, D'AZZIO *et al.* (2011), simularam defeitos em sessenta dentes humanos. Dentre os defeitos estavam: limas endodônticas fraturadas, perfurações radiculares, pino metálico com desvio do longo eixo do dente e reabsorção radicular externa. Os resultados obtidos pelos autores apontaram que a TCFC forneceu maior precisão na detecção de reabsorção radicular externa da raiz. Ainda no estudo de reabsorção radicular externa da raiz LIEDKE *et al* (2009), fizeram uma avaliação do diagnóstico com uso de TCFC em

diferentes tamanhos de *voxel* (0,4mm; 0,3mm e 0,2mm) concluindo que a TCFC é um método confiável para reabsorção radicular externa, e um *voxel* de 0,3mm apresenta ser o melhor protocolo, associando boa performance de diagnóstico com baixa exposição aos raios X. SILVEIRA *et al* (2007), avaliando a capacidade de diagnóstico da TCFC em perfurações radiculares, concluíram que a mesma possui alta sensibilidade e especificidade no diagnóstico. No entanto, perfurações no terço apical foram mais difíceis de serem localizadas.

A localização de fraturas radiculares utilizando TCFC pode ser observada em variados estudos, como o de IIKUBO *et al* (2009), que avaliou a acurácia da radiografia periapical, da tomografia computadorizada helicoidal e da TCFC na detecção de fraturas radiculares horizontais simuladas em dentes de cães. Os autores concluíram que a TCFC teve maior sensibilidade e precisão de diagnóstico que as outras modalidades radiográficas estudadas. VARSHOSAZ *et al.* (2010), também compararam a TCFC com radiografias convencionais na detecção de fraturas radiculares, porém, verticais. Os dados obtidos mostraram que a TCFC teve maior precisão de diagnóstico que as radiografias convencionais. BOSTEIM *et al* (2009), compararam radiografias oclusais e periapicais com a TCFC na localização (terço cervical, médio ou apical) e angulação da linha de fratura em dentes permanentes. A TCFC mostrou-se também superior às convencionais, pois os dentes traumatizados poderiam ser visualizados nas três dimensões.

A presença de um pino metálico pode reduzir significativamente a sensibilidade e especificidade do exame de TCFC na detecção de fraturas radiculares horizontais, como mostra o estudo de COSTA *et al.* (2011), em que a acurácia da TCFC em detectar fraturas radiculares horizontais em dentes sem pino metálico foi maior. OZER et *al.* (2011), em um estudo comparativo de diferentes tamanhos de *voxel* concluiu que a TCFC foi confiável na detecção de fraturas radiculares e que um *voxel* de 0,2mm foi o melhor protocolo, considerando a baixa exposição aos raios X e uma boa performance de diagnóstico.

No estudo do papel da TCFC nas perfurações radiculares, SHEMESH, *et al* (2011), compararam a sensibilidade e especificidade da TCFC com a radiografia periapical digital em dentes depois do tratamento do canal radicular. Segundo os autores, um risco de um diagnóstico equivocado foi alto em ambos os métodos, mas a TCFC mostrou sensibilidade maior que as radiografias periapicais. Não houve diferença significativa entre os métodos para a detecção de perfurações radiculares.

Na revisão da literatura, poucos trabalhos foram encontrados quanto à avaliação de perfurações radiculares com uso de TCFC (D'ADAZZIO *et al*, 2011; SILVEIRA *et al*, 2007; YOUNG, 2007) e somente um trabalho relacionado à perfuração em região de furca (KAMBUROĞLU,2015), o que demonstra a necessidade de mais estudos sobre o tema.

### 3.1 OBJETIVO GERAL

Detectar perfurações radiculares em imagens de radiografias convencionais e de TCFC, utilizando tomógrafos diferentes e variando o tamanho dos *voxels*.

### 3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Na detecção de perfurações simuladas:

- Comparar o uso de radiografias periapicais convencionais com TCFC;
- Comparar quatro tipos diferentes de aparelhos de TCFC;
- Comparar a diferença dos tamanhos de voxel na detecção de perfurações radiculares simuladas;
- Avaliar a influência do diâmetro das perfurações na detecção por TCFC;
- Avaliar se há diferença na avaliação das imagens entre endodontistas e radiologistas.

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFG, Brasil (protocolo nº 119/12) (ANEXO 1).

#### 4.1 OBTENÇÃO DA AMOSTRA

Foram utilizados trinta terceiros molares humanos (superiores e inferiores), com indicação de extração, provenientes de pacientes atendidos na Clínica de Urgência da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás. Tendo o paciente assinado o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, concordado com a doação. Estes dentes foram extraídos sob indicações específicas como prevenção de doença periodontal, pericoronarite, reabsorção radicular e de cistos e tumores odontogênicos, tratamento da dor de origem desconhecida, prevenção de fratura mandibular, finalidades ortodônticas e protéticas, desoclusão e razões econômicas.

## 4.2 CRITÉRIOS DE INCLUSÃO E EXCLUSÃO

Foram utilizados terceiros molares (superiores e inferiores) que se apresentaram hígidos e íntegros, com raízes individualizadas, utilizando como critério de exclusão defeitos de formação do esmalte ou da dentina, trincas ou fraturas que pudessem comprometer o resultado da pesquisa.

#### 4.3 PREPARO DOS DENTES

Os dentes foram armazenados em solução de timol a 0,2 %, sendo a seguir imersos em solução de hipoclorito de sódio a 5% (Fitofarma, Goiânia, GO, Brasil) por 30 minutos para remoção de tecido orgânico na superfície externa das raízes. A seguir, os mesmos foram raspados com cureta periodontal para o término da remoção de remanescentes de ligamento periodontal e tecido orgânico. Sequencialmente,

foram examinados com lupa estereoscópica, com 10X de aumento para assegurar ausência de trincas e defeitos que comprometessem o resultado da pesquisa.

#### 4.4 ABERTURA CORONÁRIA

As aberturas coronárias foram realizadas com pontas diamantadas esféricas (n. 1013 e 1014, KG, Sorensen, Barueri, SP, Brasil) e broca Endo Z (Dentsply/Maillefer, Ballaigues, Switzerland), ambas sob refrigeração e alta rotação. Esta etapa foi realizada por um profissional especialista em Endodontia com mais de três anos de experiência.

### 4.5 SIMULAÇÃO DAS PERFURAÇÕES

A simulação das perfurações seguiu três etapas. Na primeira etapa, foram realizadas cavidades em região de furca de 0,7 mm de diâmetro e 3,0 mm de profundidade com ponta diamantada 1011(KG, Sorensen, Ltda), os dentes foram submetidos aos exames por imagem, e assim, retornaram para a segunda etapa. Na segunda etapa, as cavidades ampliadas no mesmo local da primeira perfuração, mantendo a profundidade de 3,0 mm, mas utilizando ponta diamantada 1012 (KG, Sorensen, Ltda), estabelecendo uma perfuração de 0,9 mm de diâmetro e depois encaminhados para a aquisição das imagens. Na terceira e última etapa, as cavidades foram aumentadas o diâmetro para 1,1mm e permanecendo a mesma profundidade de 3,0 mm, utilizando pontas diamantadas 1013 (KG, Sorensen, Ltda). A seguir, foram realizadas as aquisições de imagens. O processo de simulação das perfurações foi realizado com alta rotação sob refrigeração, feito por um profissional especialista em Endodontia, com mais de três anos de experiência. Para medir a precisão do diâmetro digital.

#### 4.6 EXAMES POR IMAGEM

A aquisição das imagens foi obtida em três etapas sequencialmente, após simulação de cada perfuração. Para todas as etapas eram tomadas radiografias

periapicais e TCFC. Todos os espécimes foram numerados sequencialmente. Para a obtenção das radiografias periapicais utilizou-se um aparelho Specro 70X (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, SP, Brasil), usando um KVp de 70 e corrente de 8mA, com ponto focal de 0,8mm X 0,8mm, tempo de exposição de 0,8 segundos filmes Kodak Insight-E (Eastman Kodak Co., Rochester, NY, USA) posicionando os dentes paralelos ao filme e ao feixe de raios X, utilizando incidência ortocêntrica em que não havia movimentação nem para mesial nem para distal do dente. Todos os filmes foram processados em uma processadora automática AT2000 (Air Techniques, Hicksville, E.U.A.), utilizando líquidos novos e seguindo a recomendação do fabricante.

Os espécimes foram posicionados em cera sequencialmente com as faces dentárias identificadas no centro de uma plataforma de um recipiente plástico, preenchido com água, para simular os tecidos moles, baseado em modelos de estudos prévios (NOUJEIM, 2009) conforme a Figura 1.





Figura 10 - Posicionamento dos espécimes em cera (A), colocados em recipiente plástico preenchido com água para simular os tecidos moles (B).

Durante as três etapas foram obtidas imagens de TCFCs em quatro tipos de aparelhos e dois tamanhos de *voxels* diferentes:

1- GENDEX GX CB 500 [Gendex Dental Systems (Hatfield, PA, EUA)], com voxels isométricos de 0,2mm e 0,4mm; kVp de 120 kV e corrente de 3 mA, tempo de exposição de 23 segundos e FOV de 14 x 8,5cm(Figuras 2 e 3, respectivamente);

- 2- Newton 3G [QR srl (Verona, Italy)], com *voxels* isométricos de 0,2mm e 0,4mm, tempo de exposição de 36 segundos, FOV de 10 x 10cm (Figuras 4 e 5, respectivamente); kVp de 110 kV e corrente de 5mA;
- 3- Kodak 9000 (Eastman Kodak Company, USA), com voxel isométrico de 0,076mm e 0,4mm; FOV de 5 x 3,7cm; kVp de 90 kV e corrente de 7mA e tempo de exposição de 10 segundos (Figuras 6 e 7 respectivamente);
- 4- i-CAT Cone Beam 3D Imaging System (Imaging Sciences Internacional, Hatfiels, PA, USA), FOV de 16 x 6cm, com *voxels* isométricos de 0,2mm e 0,4mm; kVp de 120 kVp e corrente de 5mA e tempo de exposição de 40 segundos (Figuras 8 e 9 respectivamente).



Figura 11 - Imagem obtida com o aparelho Gendex, usando o *voxel* de 0,2mm, nos cortes transversal (A), axial(B) e visão panorâmica (C).



Figura 12 - Imagem obtida com o aparelho Gendex, usando o *voxel* de 0,4mm, nos cortes transversal(A), axial(B) e visão panorâmica(C).



Figura 13 - Imagem obtida com o aparelho Newton 3G, usando o *voxel* de 0,2mm, nos cortes transversal (A), axial(B) e visão panorâmica(C).



Figura 14 - Imagem obtida com o aparelho Newton 3G, usando o *voxel* de 0,4mm, nos cortes transversal (A), axial (B) e visão panorâmica (C).



Figura 15 - Imagem obtida com o aparelho Kodak 9000, usando o *voxel* de 0,076mm, nos cortes transversal (A), axial (B) e visão panorâmica(C).



Figura 16 - Imagem obtida com o aparelho Kodak 9000, usando o voxel de 0,4mm, nos cortes transversal (A), axial(B) e visão panorâmica(C).



cortes transversal (A), axial(B) e visão panorâmica(C).



Figura 18 - Imagem obtida com o aparelho i-CAT, usando o *voxel* de 0,4mm, nos cortes transversal (A), axial (B) e visão panorâmica (C).

#### 4.7 ANÁLISE DAS IMAGENS

A análise das imagens foi realizada por seis examinadores (três endodontistas e três radiologistas) com experiência superior a 2 anos, previamente calibrados na interpretação de perfurações endodônticas com o uso de radiografias periapicais convencionais e tomografias computadorizadas. Para a calibração foram utilizadas três imagens observadas individualmente e depois simultaneamente pelos examinadores conjuntamente com um profissional experiente em avaliação de imagens de TCFC. Para garantir que a interpretação estivesse livre de influências individuais, os examinadores desconheciam em quais dentes haviam sido simuladas as perfurações e quais tipos de aparelhos e tamanhos de *voxels* eram utilizados.

Para a interpretação das radiografias periapicais foi utilizado negatoscópio eletrônico sob penumbra com o auxílio de lupa de aumento de 2X. Na interpretação das tomografias computadorizadas foram utilizados os três planos anatômicos (axial, transversal e longitudinal) previamente dispostos para os examinadores com o auxílio do software Dental Slice (Biopart, Brasil) e um computador com sistema operacional Microsoft Windows XP Professional SP-2 (Microsoft Corp, Redmond, WA, USA), com

processador Intel® Core<sup>™</sup> 2 Duo-6300 1.86 Ghz (Intel Corporation, USA), placa de vídeo NVIDIA GeForce 6200, resolução 1600x1200 pixels (EIZONANAO Corporation Hakusan, Japan). O mesmo software foi utilizado em todas as avaliações para que não houvesse viés identificando o aparelho pelo software. Aos examinadores era permitido utilizar os recursos do software para ampliar, reduzir ou modificar densidade e contraste das imagens.

Para avaliação das imagens cada examinador recebeu três tabelas como no modelo do APÊNDICE A que correspondiam às três etapas. A tabela vinha com a afirmação de que os dentes avaliados tinham sidos submetidos ao processo de abertura coronária, seguida de uma pergunta relacionada à visualização de alguma alteração radiográfica inerente ao processo de abertura coronária. Para representar os aparelhos e os *voxels* foram utilizados códigos e o examinador poderia preencher a tabela seguindo um sistema de pontuação: 1- perfuração definitivamente não identificada; 2- alteração provavelmente não identificada; 3- incerteza se a perfuração foi identificada ou não; 4- perfuração definitivamente encontrada; 5- perfuração provavelmente encontrada; 5- perfuração provavelmente encontrada; este sistema de pontuação foi adotado de acordo com o método proposto por Varshosaz(2010) e KAMBUROĞLU(2015) em estudo posterior. Seguindo o método de Liedke (2009), após um intervalo de 15 dias, as análises foram repetidas para posterior avaliação da reprodutibilidade intra-observador.

## 4.8 ANÁLISE ESTATÍSTICA

A análise estatística dos dados foi realizada utilizando o software Statistical Package for the Social Sciences, versão 20 (SPSS, Chicago, IL). A frequência dos escores 4 foram obtidas agrupando as análises dos seis examinadores (APÊNDICE B). As concordâncias intra e interobservadores para os seis observadores foram avaliadas pela análise de concordância de Kappa ( $\kappa$ ), para o qual a concordância tem como valor máximo o 1. Este valor 1 representa concordância total e os valores próximos ou abaixo de 0 indicam nenhuma concordância ou a concordância foi exatamente a esperada pelo acaso, no entanto, seu valor não tem interpretação como intensidade de discordância. Valores de p<0,05 apresentam concordância significativa e valores de p>0,05 significam que não há concordância. A análise da significância na associação do uso do menor *voxel* e do maior *voxel* em cada aparelho e a associação

entre os vários tipos de aparelhos foi feita pelo teste do Qui-quadrado ( $\chi^2$ ). Para análise da significância na associação do uso de radiografias periapicais e o uso de TCFC foi aplicado também o teste do Qui-quadrado ( $\chi^2$ ). O nível de significância foi de 5%.

#### **5** RESULTADOS

Na comparação do menor voxel com o maior voxel (Tabela 1) em cada aparelho foi observada uma diferença significativa entre as variáveis (p<0,05) nos aparelhos: Gendex, i-Cat e Kodak 9000 na análise da primeira perfuração com 0,7mm; Gendex, i-Cat e Kodak 9000 na análise da segunda perfuração com 0,9 mm e entre todos os aparelhos na análise da terceira perfuração com 1,1mm. Para esses aparelhos Gendex, i-Cat, Kodak 9000 a análise foi melhor com o menor voxel. O aparelho Newton 3G não mostrou diferença significativa entre as variáveis na análise da primeira e segunda perfuração, ou seja, tanto o menor quanto o maior voxel foram suficientes para identificar as perfurações.

	2		
	Perfuração de 0,7 mm	Perfuração de 0,9 mm	Perfuração de 1,1mm
		р	-
Newton 3G	0,882	0,107	0,005
Gendex	0,000	0,000	0,000
i-Cat	0,000	0,000	0,000
Kodak 9000	0,000	0,000	0,007
teste do Oui-quadra	do $(\gamma^2)$	nível de signif	icância de 5% (n*<0.05)

Tabela 3 - Comparação dos escores 4 entre o menor voxel e o maior voxel.

teste do Qui-quadrado (χ²)

nivel de significancia de 5% (p<sup>\*</sup><0,05)

A comparação feita entre aparelhos foi realizada analisando-se dois aparelhos diferentes com o uso do menor voxel e o do maior voxel (Tabelas 2, 3 e 4). Para avaliar o desempenho de cada aparelho, foram comparados os escores 4 que representam alteração definitivamente encontrada.

	Perfuração de 0,7 mm	
	р	
-	Menor voxel	Maior voxel
Newton 3G e Gendex	0,207	0,000
Newton 3G e i-Cat	0,207	0,000
Newton 3G e Kodak9000	0,137	0,000
Gendex e i-Cat	1,0	0,000
Gendex e Kodak 9000	0,004	0,002
i-Cat e Kodak 9000	0,000	0,660

Tabela 2- Comparação dos escores 4 entre os aparelhos na primeira perfuração de 0,7mm.

Teste do Qui-quadrado ( $\chi^2$ )

nível de significância de 5% (p<0,05)

Na análise da segunda perfuração com 0,9mm (Tabela 3), apresentaram diferença significativa os aparelhos.

Tabela 4 - Comparação dos escores 4 entre os aparelhos na segunda perfuração de 0,9mm.

Perfuração de 0,9 mm			
	р		
	Menor voxel	Maior voxel	
Newton 3G e Gendex	0,048	0,000	
Newton 3G e i-Cat	0,227	0,000	
Newton 3G e Kodak9000	0,598	0,000	
Gendex e i-Cat	0,555	0,133	
Gendex e Kodak 9000	0,214	0,001	
i-Cat e Kodak 9000	0,653	0,071	

Teste do Qui-quadrado ( $\chi^2$ )

nível de significância de 5% (p<0,05)

A Tabela 4 mostra a diferença observada entre os aparelhos.

Perfuração de 1,1 mm		
p		
Menor voxel	Maior voxel	
0,002	0,000	
0,003	0,000	
0,008	0,012	
1,0	0,310	
0,678	0,002	
0,833	0,000	
	Perfuração de 1,1 mm Menor <i>voxel</i> 0,002 0,003 0,008 1,0 0,678 0,833	

Tabela 4 - Comparação dos escores 4 entre os aparelhos na perfuração de 1,1mm.

Teste do Qui-quadrado ( $\chi^2$ )

nível de significância de 5% (p<0,05)

## Tabela 5 – Comparação entre as perfurações com escore 4.

		р	
Aparelho	Tamanho da perfuração	Menor voxel	Maior voxel
	Perfuração de 0,7mm e 0,9mm	0,005	0,455
Newton 3G	Perfuração de 0,7mm e 1,1mm	0,000	0,253
	Perfuração de 0,9mm e 1,1mm	0,127	0,839
Gendex	Perfuração de 0,7mm e 0,9mm Perfuração de 0,7mm e 1,1mm Perfuração de 0,9mm e 1,1mm	0,699 1,0 0,849	0,699 0,000 0,003
	Perfuração de 0,7mm e 0,9mm	1,0	0,741
i-Cat	Perfuração de 0,7mm e 1,1mm	1,0	1,0
1 Out	Perfuração de 0,9mm e 1,1mm	1,0	0,826
Kodak 9000	Perfuração de 0,7mm e 0,9mm Perfuração de 0,7mm e 1,1mm Perfuração de 0,9 mm e 1,1mm	0,000 0,001 0,818	0,055 0,000 0,010

nível de significância de 5% (p<0,05)

As Tabelas 6, 7 e 8 mostram os escores 4 obtidos nos diferentes tamanhos de perfuração.

Perfuração de 0,7mm			
Aparelho	Menor voxel e periapicais	Maior voxel e Periapicais	
	р		
Newton 3G	0,000	0,000	
Gendex	0,000	0,246	
i-Cat	0,000	0,018	
Kodak 9000	0,000	0,070	
teste do Qui-quadrado ( $\chi^2$ )	nível	de significância de 5% (p*<0,05)	

Tabela 6 – Comparação da frequência de escores 4 entre as radiografias periapicais e os tomógrafos na perfuração de 0,7 mm.

Tabela 7 - Comparação da frequência de escores 4 entre as radiografias periapicais e os tomógrafos na segunda perfuração de 0,9 mm.

Perfuração de 0,9 mm								
Aparelho	Menor <i>voxel</i> e periapicais	Maior voxel e Periapicais						
	p							
Newton 3G	0,000	0,000						
Gendex	0,000	0,456						
i-Cat	0,000	0,516						
Kodak 9000	0,000	0,010						

teste do Qui-quadrado ( $\chi^2$ )

nível de significância de 5% (p\*<0,05)

Tabela 8 - Comparação da frequência de escores 4 entre as radiografias periapicais e os tomógrafos na terceira perfuração de 1,1 mm.

Perfuração de 0,9 mm							
Aparelho	Menor <i>voxel</i> e periapicais	Maior voxel e Periapicais					
	p						
Newton 3G	0,000	0,000					
Gendex	0,000	0,046					
i-Cat	0,000	0,384					
Kodak 9000	0,000	0,000					

teste do Qui-quadrado ( $\chi^2$ )

nível de significância de 5% (p\*<0,05)

A Tabela 9 mostra a concordância observada entre os dois tipos de especialistas.

	Perfu 0,	Perfuração de 0,7mm		ração de 9mm	Perfu 1,	Perfuração de 1,1mm	
Aparelhos	k	Р	k	Р	k	Р	
Newton							
Voxel de 0,2mm	0,021	0,655	0,487	< 0,001	0,489	< 0,001	
Voxel de 0,4 mm	0,140	0,001	0,175	< 0,001	0,125	0,014	
Gendex							
Voxel de 0,2mm	0,284	< 0,001	0,234	< 0,001	0,267	< 0,001	
Voxel de 0,4mm	0,141	0,003	0,017	0,719	0,128	0,034	
i-Cat							
Voxel de 0,2mm	0,289	< 0,001	0,202	0,010	0,206	< 0,001	
Voxel de 0,4mm	0,101	0,154	0,032	0,572	0,128	0,016	
Kodak 9000							
Voxel de 0,076 mm	0,273	< 0,001	0,404	< 0,001	0,328	< 0,001	
Voxel de 0,4 mm	0,039	0,457	0,013	0,776	0,121	0,023	
Periapicais	0,213	< 0,001	0,094	0,060	0,198	< 0,001	
Teste de Kapa nível de significância de 5% (p*<				p*<0,05)			

Tabela - 9	Análise	de	concordância	da	avaliação	dos	profissionais	(Endodontistas	е
Radiologis	tas).								

## 6 DISCUSSÃO

Vários aparelhos de TCFC estão atualmente no mercado. Estes aparelhos podem diferir um do outro, pelo formato do detector, definições de digitalização e os parâmetros de reconstrução dos dados. Fatores de digitalização e fatores de reconstrução, incluindo o campo de visão (FOV), seleção do tamanho do *voxel*, o número de aquisições usadas para reconstrução e artefatos de imagens têm influência significativa na qualidade de imagem em TCFC. Esta variação na qualidade de imagem pode influenciar a capacidade de interpretação de estruturas anatômicas delicadas. Sendo que essa variação é mais proeminente em estruturas anatômicas delicadas (HASSAN et al., 2010; MOZZO et al, 1998).

A utilização de um FOV pequeno deve ser indicada nos casos em que é necessária uma alta resolução, como muitas das necessidades em endodontia, diferindo de outras especialidades, como a ortodontia, que necessita de uma área mais abrangente de grande volume para análise. Nos estudos de Costa et al (2011, 2012), foi observado que a TCFC com um FOV pequeno teve uma alta sensibilidade e especificidade para detecção de fraturas de raiz. A influência do FOV durante a escaneamento da TCFC é importante. Um FOV maior está relacionado a menor resolução e contraste em comparação com um FOV menor (HASSAN, 2010). Além disso, adequar o FOV à área de interesse pode otimizar o efeito da dose de radiação (HATCHER, 2010). Dentre os aparelhos utilizados neste estudo, o Kodak 9000 foi utilizado com o menor FOV (5,0 x 3,7cm) comparado aos outros aparelhos como o Newton 3G (FOV de 10 x 10cm), o Gendex (FOV de 14 x 8,5cm) e o i-Cat (FOV de 16 x 6cm). No entanto, sua performance foi considerada satisfatória somente quando usado o menor voxel (0,076mm); no uso do maior voxel (0,4mm) o mesmo não apresentou bom desempenho, sendo até comparável à radiografia periapical na perfuração de 0,7mm. Diferentemente do Newton 3G que apresentou boa performance tanto no uso do menor voxel (0,2mm) quanto no uso do maior voxel (0, 4mm).

Essa variação entre os sistemas de TCFC na capacidade de detectar perfuração radicular *in vitro* também pode ser explicada por diferentes características dos equipamentos dadas às especificações do receptor de imagem (flat-panel, intensificador de imagem), a fonte de raios X (quilovoltagem e miliamperagem),

método de geração de imagens (pulsátil ou contínua), tamanho do *voxel* e o FOV usado. Estes parâmetros produzem qualidade de imagem diferentes e ruídos de imagem, dependendo do tipo de equipamento utilizado (HATCHER, 2010; VAZ et al, 2013). Outros estudos são necessários para definir com maior clareza parâmetros técnicos ideias e mais abrangentes para a detecção de perfuração radicular por TCFC.

Nossos resultados concordam com os resultados obtidos no trabalho de KAMBUROĞLU *et al.* (2015) que demonstraram que um voxel de 0,4 mm poderia ter um melhor custo/benefício entre dose de radiação e resolução de imagem.

Teoricamente, quanto menor o tamanho do *voxel* mais nítida tende a ser a imagem. Liedke *et al* (2009) em um trabalho avaliando a influência do tamanho do *voxel* na habilidade da TCFC em avaliar reabsorção radicular externa utilizaram protocolos com *voxels* de 0,2mm, 03mm e 0,4mm. Concluíram que o uso de um *voxel* de 0,3mm apareceria como melhor protocolo, associando performance de bom diagnóstico com menor exposição aos raios X. No entanto, em um trabalho feito por VAZ *et al* (2013) com o propósito de avaliar acurácia da TCFC no diagnóstico de fenestração e deiscência peri-implantar utilizando dois tamanhos de *voxels* diferentes (0,12mm e 0,2mm), concluíram que o tamanho do *voxel* não afetou a detecção de fenestração e deiscência. No presente trabalho, as imagens produzidas com *voxel* de 0,2 mm para os aparelhos Gendex e i-Cat se mostraram melhores que as produzidas com *voxel* de 0,076mm também foram melhores que as obtidas com *voxel* de 0,4mm. Entretanto, o Newton 3G apresentou qualidade da imagem similar tanto com o *voxel* de 0,2mm quanto o *voxel* de 0,4mm, nas perfurações de 0,7 mm e 0,9 mm.

Ao se escolher um protocolo de aquisição de imagens deve-se levar em consideração o princípio ALARA, mantendo a dose de radiação tão baixa quanto possível e com a melhor informação necessária para diagnóstico. Sabendo que menores tamanhos de *voxel* levam a exposição à radiação elevadas, a seleção de variadas configurações de *voxel* deve ser utilizada para reduzir a dose de radiação para o paciente, adequando a resolução da imagem à necessidade de informação para cada caso (FARMAN, 2009; OZER, 2011; TAMINOTO, 2009). Assim, o melhor protocolo levando em consideração a qualidade de imagem para os aparelhos Gendex e i-Cat seria usando um *voxel* de 0,2mm e o Kodak 9000 o *voxel* de 0,076mm. Para o Newton 3G, poderia ser utilizado um protocolo com *voxel* de 0,4mm que ofereceria

o mesmo desempenho para diagnóstico que a resolução com o *voxel* de 0,2mm, mas reduzindo a exposição do paciente aos raios X, aliando qualidade de imagem à menor dose de radiação.

O termo perfuração radicular se refere à criação de uma comunicação entre o sistema de canais radiculares e os tecidos perirradiculares e comumente pode ser o resultado de uma lesão iatrogênica ocorrida durante o preparo de cavidades de acesso endodôntico e/ou modelagem do canal radicular. Tal comunicação cria uma lesão inflamatória com destruição dos tecidos periodontais adjacentes. O prognóstico para os dentes com perfuração radicular depende acima de tudo da prevenção ou de se controlar a infecção bacteriana no local da perfuração (YOUNG, 2007).

O diagnóstico correto de problemas endodônticos requer criteriosa avaliação, em que o uso de imagens radiográficas se torna de extrema importância (PATEL,2009). A imprecisão das radiografias periapicais na detecção de perfurações radiculares já foi discutida (TSESIS et al, 2010), mas a prática clínica ainda conta com as radiografias periapicais para se avaliar a progressão e os resultados do tratamento. Os resultados deste estudo demonstram que a capacidade para diagnosticar perfurações radiculares com radiografias convencionais é muito limitada. Pouco se relata na literatura sobre as perfurações, no entanto, considera-se geralmente que uma perfuração no terço cervical da raiz ou no assoalho da câmara pulpar tem um prognóstico pior que uma no terço apical ou no terço médio da raiz (NICHOLLS, 1962). Alguns trabalhos têm encontrado na TCFC uma ferramenta mais precisa que a radiografia periapical convencional para a localização exata da perfuração e manejo de problemas endodônticos complexos (ESTRELA et al, 2008; PATEL, 2009). LIANG et al.(2014), realizou um estudo comparativo entre o uso de radiografias periapicais e o uso da TCFC para determinar a presença/ausência de lesões periapicais e a confiabilidade das medições volumétricas de lesões periapicais em exames tomográficos. A TCFC se mostrou mais precisa que as radiografias periapicais no diagnóstico de lesões periapicais associadas com dentes inferiores. Os resultados do presente estudo mostraram que a TCFC permitiu a correta identificação de um maior percentual de perfurações do que a radiografia periapical, tendo diferença significativa na comparação das radiografias periapicais convencionais com as TCFCs em quase todas as avaliações. Apenas os aparelhos Kodak 9000 com voxel de 0,4mm, Gendex com voxel de 0,4mm e i-Cat com voxel de 0,4mm não apresentaram diferença significativa quando comparados com as radiografias convencionais. Todos os aparelhos usando *voxel* de 0,2mm quando comparados com as radiografias periapicais convencionais se mostraram superiores.

Outros estudos como o de Varshosaz *et al.* (2010) também mostraram que a TCFC teve acurácia melhor que a radiografia convencional para o diagnóstico de fraturas radiculares verticais. Estes resultados podem refletir as limitações das radiografias convencionais em se avaliar estruturas tridimensionais em um plano bidimensional (PATEL, 2009). Como os dentes foram fixados em cera e colocados sobre o filme radiográfico, sobreposição de tecidos moles e duros não se encontrava presente nas imagens das radiografias convencionais, embora o uso da água representasse o tecido mole, não simulando perfeitamente as condições clínicas. A limitação na simulação das situações clínicas reais podem resultar em um viés na detecção de perfurações radiculares.

Goldman et al. (1972) afirmam que não lemos radiografias, mas que as interpretamos e essa interpretação pode ser influenciada por algumas variáveis. As variáveis incluem a formação e experiência do examinador, as condições que as radiografias foram observadas, e do tipo e configurações do sistema de raios X utilizado para se obter a radiografia. Se a interpretação não for correta o diagnóstico poderia estar incorreto. Tewary et al. (2011), em estudo sobre interpretação de radiografias e imagem digital afirma que esta continua a ser mais um exercício subjetivo que objetivo. Neste estudo, apesar dos esforços de padronização, os resultados indicaram que a interpretação do observador sobre as radiografias de imagem digital não tinha a exatidão, a precisão e a consistência que seria esperada de um grupo altamente treinado e experiente. Neste estudo o fator de maior impacto sobre a confiabilidade intraobservador foram os anos de experiência e familiaridade do operador com um determinado sistema digital. Segundo Patel (2009), usuários de TCFC devem ser adequadamente treinados em TCFC, bem como na interpretação destas imagens, pois elas são completamente diferentes do sistema de radiografia convencional. No presente estudo, os três examinadores radiologistas não somente tinham experiência com radiografia odontológica como também tinham prática na interpretação de TCFC e experiência na utilização de ferramentas do software utilizado. Apesar dos outros estudos usados como referência para este trabalho utilizarem apenas examinadores radiologistas com experiência em TCFC, na metodologia deste estudo foi adicionado ao grupo de examinadores três endodontistas calibrados com experiência clínica superior a dois anos e que possuíam

o mínimo de conhecimento do uso da TCFC na prática clínica. Estes examinadores endodontistas foram utilizados para que se pudesse comparar a interpretação de um radiologista com prática em TCFC com a de um endodontista que muitas vezes recorre ao uso da radiografia convencional antes de solicitar uma TCFC. Como era de se esperar, os radiologistas mostraram um desempenho mais satisfatório, sugerindo que a interpretação de imagens, especialmente imagens tomográficas, deve ser realizada pelos profissionais mais treinados e mais preparados em interpretação, os radiologistas. Dessa forma, sendo responsáveis por essa especialidade da Odontologia, devem ser os profissionais a quem a interpretação das imagens deve ser direcionada. Outros trabalhos podem elucidar melhor a diferença de diagnóstico de um radiologista com experiência em TCFC com um endodontista.

Com base nos resultados apresentados podemos concluir que:

- A TCFC mostrou melhores resultados na detecção de perfuração radicular simulada do que as radiografias convencionais;
- Os aparelhos Kodak 9000, Gendex e i-Cat mostraram melhores resultados apenas com o voxel menor (0,076mm e 0,2mm, respectivamente);
- Para o aparelho Newton, a configuração utilizando o voxel de 0,4mm apresenta a melhor relação custo/benefício pois associa performance de bom diagnóstico com menor exposição do paciente aos raios X;
- O tamanho da perfuração simulada alterou a interpretação dentro do mesmo aparelho com tamanhos de *voxels* diferentes.
- O desempenho dos radiologistas foi mais satisfatório na interpretação tanto de imagens periapicais como de TCFC.

# **REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

American Association of Endodontists. Glossary of Endodontic Terms. 7. ed. Chicago: **American Association of Endodontists**, 2003.

BAUMAN, R. *et al.* Ex vivo of mesiobuccal canals in maxillary molars using CBCT at four different isotropic voxel dimensions. **International Endodontic Journal.** v.44, p. 752-758, 2011.

BECKMANN, F.C. CT scanning the early days. Br J Radiol. v.79, p.5-8, 2006.

BORNSTEIN, M.M. *et al.* Comparison of intraoral radiography and limited cone beam computed tomography for the assessment of root-fractured permanent teeth. **Dental Traumatology**. v.25,p.571–77, 2009.

BUENO, M. R. Tomografia computadorizada Cone Beam: revolução na Odontologia. **Revista Associação Paulista Cir. Dent**. v. 61, n. 5, p. 354-363, 2007.

BUENO, M.R. *et al.* Map-reading Strategy to Diagnose Root Perforations Near Metallic Intracanal Posts by Using Cone Beam Computed Tomography. **J Endond.** v.37, p. 85-90, 2011.

CHAU, A.C.; FUNG, K. Comparison of radiation dose for implant imaging using conventional spiral tomography, computed tomography, and cone-beam computed tomography. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**. v.107, n.4, p.559-65, 2009.

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 Endodont** v 37, p. 1456-1459, 2011.

D'ADAZZIO, P.S.S. *et al.* Comparative study between cone-beam computed tomography and periapical radiographs in the diagnosis of simulated endodontic complications. **International Endodontic Journal**. v.44, p. 218-224, 2011.

EDLUND, M.; NAIR, M.K.; NAIR, U.P. Detection of vertical root fractures by using cone-beam computed tomography: a clinical study. **J Endod**.v.37, p.768–772, 2011.

EKESTUBBE, A.; GRONDAHL, K.; GRONDAHL, H.G. The use of tomography for dental implant planning. **Dentomaxillofacial Radiology**. v.26, p.206-213, 1997.

ESTRELA, C.*et al.* Accuracy of cone beam computed tomography and panoramic and periapical radiography for detection of apical periodontitis. **J Endod**. V.34, p.273-279,2008.

EVANGELISTA, K. *et al.* Dehiscence and fenestration in patients with Class I and Class II division 1 malocclusion assessed with cone-beam computed tomography. **AM J Orthod Dentofacial Orthop**. v.138, n.2,p.133.e1-7, Aug.2010.

FARMAN, A.; SCARFE W.C. The basics of maxillofacial cone beam computed tomography. **Semin Orthod.** v.15,p.2–13, 2009.

FUSS, Z.; ASSOOLINE, L.S; KAUFMAN, A.Y. Determination of location of root perforations by electronic apex locators. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**. v.82, p.324–329, 1996.

GARG, A.K.; VICARI, A. Radiographic modalities for diagnosis and treatment planning in implant dentistry. **Implant Soc.** v.5, n.5, p.7-11, 1995.

GARIB, D. G. *et al.* Tomografia computadorizada de feixe cônico (cone beam): entendendo este novo método de diagnóstico por imagem com promissora aplicabilidade na Ortodontia. **R Dental Press Ortodon Ortop Facial**. Maringá, v. 12, n. 2, p.139-156, Mar./Abr., 2007.

GOLDMAN M.; PEARSON A.H.; DARZENTA, N. Endodontic success: who's reading the radiograph?**Oral Surg Oral Med Oral Pathol**. v.33, p.432–437, 1972.

GUNDOGDU, S. *et al.* Assessment of image quality of a standard and three dose-reducing protocols in adult cranial CT. **Eur Radiol**. v.15, p.1959–68, 2005.

HASSAN B. *et al.* Comparison of five cone beam computed tomography systems for the detection of vertical root fractures. **JOE**. v. 36, n.1, P. 126-129, Jan.2010.

HATCHER, D.C. Operational principles for cone-beam computed tomography. **JADA**, v. 141, p. 3S-6S, 2010.

HOUNSFIELD, G.N. Computerized transverse axial scanning (tomography): Part I. Description of system. **British Journal of Radiology**. v.46, p.1016-1022, 1973.

INGLE, J.I. A standardized endodontic technique utilizing newly designed instruments and filling materials. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**. V.14, p.83–91, 1961.

IIKUBO, M. *et al.* Accuracy of intraoral radiography, multidetector helical CT, and limited cone-beam CT for the detection of horizontal tooth roor fracture. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod** <u>v.108</u>, p.e70-e74, 2009.

KAMBUROGLU, 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** v. 109, p. e74-e81, 2010.

KAMBUROĞLU, K.; YETA, E.N.; YILMAZ, F. An ex vivo comparison of diagnostic accuracy of cone-beam computed tomography and periapical Radiography in the detection of furcal perforations. **J endod**. maio; v. 41, p.696-702, 2015.

LIANG, Y.H. *et al.* Detection and measurement of artificial periapical lesions by conebeam computed tomography. **INT ENDOD JOURNAL.** p. 332-338, 2014. LIEDKE, G.S. *et al.* Influence of voxel size in the diagnostic ability of cone beam tomography to evaluate simulated external root resorption. **J Endod**. v.35 p.233-235,2009.

LOFTHAG-HANSEN, S.; GRÖNDAHL, K.; EKESTUBBE, A. Cone-Beam CT for Preoperative Implant Planning in the Posterior Mandible: Visibility of Anatomic Landmarks. **Clin Implant Dent Relat Res**. Sep. 2008.

MAH, J.K. *et al.* Radiation absorbed maxillofacial imaging with a new dental computed tomography device. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.** v.96, p.508-13, 2003.

METSKA, M.E. *et al.* Detection of vertical root fractures in vivo in endodontically treated teeth by cone-beam computed tomography scans. **J Endod**. v.38 p.1344–1347, 2012.

MOZZO P. *et al.* A new volumetric CT machine for dental imaging based on the conebeam technique: preliminary results. **Eur Radiol**. v.8, p.1558-64, 1998.

NAIR, M.K.; NAIR, U.P. Digital and advanced Imaging in Endodontics: a review. J Endod. v.33, p.1-6, 2007.

NEVES, F.S. *et al.* Evaluation of reconstructed images with different voxel sizes of acquisition in the diagnosis of simulated external root resorption using cone beam computed tomography. **International Endodontic Journal**. v.45, p. 234-239, 2012.

NICHOLLS E. Treatment of traumatic perforations of the pulp cavity. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**. v.15, p.603–612.

NOUJEIM, M. *et al.* Evaluation of high-resolution cone beam computed tomography in the detection of simulated interradicular bone lesions. **Dentomaxillofacial Radiology**. v.38, p.156–162, 2009.

OZER, S.Y. Detection of vertical root fractures by using cone beam computed tomography with variable voxel sizes in an in vitro model. **J Endod**. v.37, p.75–79, 2011.

PATEL, S. New dimensions in endodontic imaging: Part 2. Cone beam computed tomography. **International Endodontic Journal**. v.42, p.463-475, 2009.

QUINTERO, J. C. Craniofacial imagins in orthodontics: Historical perspective, current status, and future developments. **The Angle Orthodontist**. v. 69, n.6, p. 491-506, 1999.

Scarfe, W.C.; Farman, A.G.; Sukovic, P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. **J Can Dent Assoc** . v.72, p.75–80,2006.

SHEMESH, H. *et al.* The use of cone-beam computed tomography and digital periapical radiographs to diagnose root perforations. **J Endod**. v.37, p.513–516, 2011.

SILVA, M.A. et al. Cone-beam computed tomography for routine orthodontic treatment planning: a radiation dose evaluation. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.** v. 133, n.5, p.e1-5, 2008.

SILVEIRA, H.L.D. *et al.* Diagnostic ability of computed tomography to evaluate external root resorption in vitro. **Dentomaxillofacial Radiology**. v.36, p.393–396, 2007.

TANIMOTO, H.; ARAI, Y. The effect of voxel size on image reconstruction in conebeam computed tomography. **Oral Radiol**. v.25, p. 149–153, 2009.

TEWARY, S.; LUZZO, J.; HARTWELL, G. Endodontic Radiography: Who Is Reading the Digital Radiograph?\_**J Endod**. v. 37, p. 917-921, 2011.

TSESIS I. *et al.* Prevalence and associated periodontal status of teeth with root perforation: A retrospective study of 2,002 patients' medical records. **J Endod**. v.36, p.797–800, 2010.

VARSHOSAZI, M. *et al.* Comparasion of convensional radiography with cone beam computed tomography for detection of vertical root fractures: in vitro study. **Journal of Oral Science**. v. 52, n. 4, p.593-97, 2010.

VASCONCELOS, K.F. *et al.* Detection of periodontal bone loss using cone beam CT and intraoral radiography. **Dentomaxillofacil Radiology**. v. 41, p.64-69, 2012.

VAZ, S. L.A. *et al.* Detection of periimplant fenestration and dehiscence with the use of two scan modes and the smallest voxel sizes of a cone-beam computed tomography device. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**. v. 115, p. 121-127, 2013.

YAN, P.W. *et al.* Detection of dental root fractures by using cone-beam computed tomography. **Dentomaxillofacial Radiology** .v. 40, p.290–298, 2011.

YOUNG, G.R. Contemporary management of lateral root perforation diagnosed with the aid of dental computed tomography. **Aust Endod J**. v.33, p.112–118, 2007.

ZOU, X.; LIU, D.; YUE,L. The ability root fractures in endodontically treated and nonendodontically treated teeth: a reporto of 3 cases. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**.v.111, p.797-801, 2011.

APÊNDICES

**APÊNDICE A.** Tabela para avaliação dos examinadores. Examinador:

"Todos os dentes examinados foram submetidos ao processo de abertura coronária, realizado por um cirurgião-dentista endodontista". Diante dessa afirmação, você consegue identificar a presença de alguma alteração radiográfica? Sistema de pontuação:

1.alteração definitivamente não identificada

- 2. alteração provavelmente não identificada
- 3. incerteza se a alteração foi identificada ou não
- 4. alteração definitivamente encontrada
- 5. alteração provavelmente encontrada

	>	<	\	(	Z	2	A	4	D
Imagem	1	2	3	4	5	6	7	8	
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									

	PRIMEIRA PERFURAÇÃO									
					APARE	ELHOS				
	Newt	on 3G	Ger	dex	i-C	Cat	Kodak	<b>9000</b>	Periapicais	
	0,2	0,4	0,2	0,4	0,2	0,4	0,076	0,4		
ESCORE		1		I	1	I	II			
1	8	5	0	16	0	6	10	13	27	
2	0	0	0	17	1	6	0	23	6	
3	13	15	11	43	7	33	20	21	21	
4	159	160	167	83	167	118	148	113	95	
5	0	0	2	21	5	17	2	10	31	
	L									
			SEG	UNDA I	PERFU	RAÇÃO	)			
					APARE	ELHOS				
	Newto	on 3G	Ger	dex	i-C	Cat	Kodak	<b>9000</b>	Periapicais	
	0,2	0,4	0,2	0,4	0,2	0,4	0,076	0,4		
ESCORE										
1	1	1	1	8	0	6	7	4	30	
2	0	0	0	6	0	7	0	3	4	
3	5	13	9	43	11	35	1	12	20	
4	174	166	164	99	168	114	171	131	107	
5	0	0	6	24	1	18	1	30	19	
			TER	CEIRA	PERFU	RAÇÃO	0			
					APARE	ELHOS	•			
	Newto	on 3G	Ger	dex	i-C	Cat	Kodak	<b>9000</b>	Periapicais	
	0,2	0,4	0,2	0,4	0,2	0,4	0,076	0,4		
ESCORE										
1	0	0	0	1	0	1	6	6	32	
2	0	0	1	4	1	7	0	0	2	
3	1	12	11	28	12	42	5	13	19	
4	179	168	166	127	167	117	169	152	108	

5	0	0	2	20	0	13	0	9	19	
		^								

**APÊNDICE B.** Frequência de cada escore agrupando as análises dos seis examinadores.

APÊNDICE C. Análise de concordância intra-observadores

OBSERVADOR 1 (endodontista1)							
	<u>κ</u> Ρ						
Primeira Perfuração	Newton 3G – voxel 0,2	0,905	< 0,001				
	Newton 3G – voxel 0,4	0,911	< 0,001				
	Gendex – voxel 0,2	0,918	< 0,001				
	Gendex – voxel 0,4	0,932	< 0,001				
	i-Cat – voxel 0,2	0,870	< 0,001				
	i-Cat – voxel 0,4	0,933	< 0,001				
	Kodak 9000 – voxel 0,076	0,889	< 0,001				
	Kodak 9000 – voxel 0,4	0,927	< 0,001				
	Periapicais	0,771	< 0,001				
		κ	Р				
Segunda Perfuração	Newton 3G – voxel 0,2	0,839	< 0,001				
	Newton 3G – voxel 0,4	0,889	< 0,001				
	Gendex – voxel 0,2	1	< 0,001				
	Gendex – voxel 0,4	0,930	< 0,001				
	i-Cat – voxel 0,2	0,918	< 0,001				
	i-Cat – voxel 0,4	1	< 0,001				
	Kodak 9000 – voxel 0,076	1	< 0,001				
	Kodak 9000 – voxel 0,4	0,889	< 0,001				
	Periapicais	1	< 0,001				
		κ	Р				
Terceira Perfuração	Newton 3G – voxel 0,2	1	< 0,001				
	Newton 3G – voxel 0,4	0,918	< 0,001				
	Gendex – voxel 0,2	0,923	< 0,001				
	Gendex – voxel 0,4	0,933	< 0,001				
	i-Cat – voxel 0,2	0,918	< 0,001				
	i-Cat – voxel 0,4	1	< 0,001				
	Kodak 9000 – voxel 0,076	1	< 0,001				

Kodak 9000 – voxel 0,4	1	< 0,001
Periapicais	1	< 0,001

OBSERVADOR 2 (endodontista 2)						
		κ	Р			
Primeira Perfuração	Newton 3G – voxel 0,2	0,935	< 0,001			
	Newton 3G – voxel 0,4	0,934	< 0,001			
	Gendex – voxel 0,2	1	< 0,001			
	Gendex – voxel 0,4	1	<0,001			
	i-Cat – voxel 0,2	1	<0,001			
	i-Cat – voxel 0,4	0,641	< 0,001			
	Kodak 9000 – voxel 0,076	1	< 0,001			
	Kodak 9000 – voxel 0,4	1	< 0,001			
	Periapicais	1	< 0,001			
		κ	Р			
Segunda Perfuração	Newton 3G – voxel 0,2	0,783	< 0,001			
	Newton 3G – voxel 0,4	1	< 0,001			
	Gendex – voxel 0,2	0,870	< 0,001			
	Gendex – voxel 0,4	0,615	< 0,001			
	i-Cat – voxel 0,2	1	< 0,001			
	i-Cat – voxel 0,4	1	< 0,001			
	Kodak 9000 – voxel 0,076	0,902	< 0,001			
	Kodak 9000 – voxel 0,4	0,933	< 0,001			
	Periapicais	1	< 0,001			
		κ	Р			
Terceira Perfuração	Newton 3G – voxel 0,2	1	< 0,001			
	Newton 3G – voxel 0,4	1	< 0,001			
	Gendex – voxel 0,2	1	< 0,001			
	Gendex – voxel 0,4	1	< 0,001			
	i-Cat – voxel 0,2	1	< 0,001			
	i-Cat – voxel 0,4	0,933	< 0,001			
	Kodak 9000 – voxel 0,076	0,921	< 0,001			

Kodak 9000 – voxel 0,4	0,889	< 0,001
Periapicais	1	< 0,001

OBSERVADOR 3 (endodontista 3)						
		Р				
Primeira Perfuração	Newton 3G – voxel 0,2	1	< 0,001			
	Newton 3G – voxel 0,4	1	< 0,001			
	Gendex – voxel 0,2	1	< 0,001			
	Gendex – voxel 0,4	1	< 0,001			
	i-Cat – voxel 0,2	1	< 0,001			
	i-Cat – voxel 0,4	1	< 0,001			
	Kodak 9000 – voxel 0,076	1	< 0,001			
	Kodak 9000 – voxel 0,4	0,820	< 0,001			
	Periapicais	1	< 0,001			
		κ	Р			
Segunda Perfuração	Newton 3G – voxel 0,2	1	< 0,001			
	Newton 3G – voxel 0,4	1	< 0,001			
	Gendex – voxel 0,2	0,829	< 0,001			
	Gendex – voxel 0,4	1	< 0,001			
	i-Cat – voxel 0,2	1	< 0,001			
	i-Cat – voxel 0,4	0,828	< 0,001			
	Kodak 9000 – voxel 0,076	1	< 0,001			
	Kodak 9000 – voxel 0,4	1	< 0,001			
	Periapicais	1	< 0,001			
		κ	Р			
Terceira Perfuração	Newton 3G – voxel 0,2	1	< 0,001			
	Newton 3G – voxel 0,4	1	< 0,001			
	Gendex – voxel 0,2	1	< 0,001			
	Gendex – voxel 0,4	0,876	< 0,001			
	i-Cat – voxel 0,2	1	< 0,001			
	i-Cat – voxel 0,4	0,427	< 0,001			
	Kodak 9000 – voxel 0,076	0,474	< 0,001			

Kodak 9000 – voxel 0,4	1	< 0,001
Periapicais	1	< 0,001

OBSERVADOR 4 (radiologista 1)				
		κ	Р	
Primeira Perfuração	Newton 3G – voxel 0,2	1	< 0,001	
	Newton 3G – voxel 0,4	1	< 0,001	
	Gendex – voxel 0,2	1	< 0,001	
	Gendex – voxel 0,4	0,667	< 0,001	
	i-Cat – voxel 0,2	1	< 0,001	
	i-Cat – voxel 0,4	0,783	< 0,001	
	Kodak 9000 – voxel 0,076	1	< 0,001	
	Kodak 9000 – voxel 0,4	1	< 0,001	
	Periapicais	0,432	< 0,001	
		κ	Р	
Segunda Perfuração	Newton 3G – voxel 0,2	1	< 0,001	
	Newton 3G – voxel 0,4	1	< 0,001	
	Gendex – voxel 0,2	1	< 0,001	
	Gendex – voxel 0,4	0,468	0,002	
	i-Cat – voxel 0,2	1	< 0,001	
	i-Cat – voxel 0,4	1	< 0,001	
	Kodak 9000 – voxel 0,076	1	< 0,001	
	Kodak 9000 – voxel 0,4	1	< 0,001	
	Periapicais	0,474	0,001	
		κ	Р	
Terceira Perfuração	Newton 3G – voxel 0,2	1	< 0,001	
	Newton 3G – voxel 0,4	1	< 0,001	
	Gendex – voxel 0,2	0,474	< 0,001	
	Gendex – voxel 0,4	0,651	< 0,001	
	i-Cat – voxel 0,2	1	< 0,001	
	i-Cat – voxel 0,4	0,474	< 0,001	
	Kodak 9000 – voxel 0,076	1	< 0,001	

Kodak 9000 – voxel 0,4	1	< 0,001
Periapicais	0,750	0,004

OBSERVADOR 5 (radiologista 2)				
		κ	Р	
Primeira Perfuração	Newton 3G – voxel 0,2	1	< 0,001	
	Newton 3G – voxel 0,4	1	< 0,001	
	Gendex – voxel 0,2	1	< 0,001	
	Gendex – voxel 0,4	0,946	< 0,001	
	i-Cat – voxel 0,2	1	< 0,001	
	i-Cat – voxel 0,4	0,819	< 0,001	
	Kodak 9000 – voxel 0,076	1	< 0,001	
	Kodak 9000 – voxel 0,4	1	< 0,001	
	Periapicais	0,947	< 0,001	
		κ	Р	
Segunda Perfuração	Newton 3G – voxel 0,2	1	< 0,001	
	Newton 3G – voxel 0,4	1	< 0,001	
	Gendex – voxel 0,2	1	< 0,001	
	Gendex – voxel 0,4	0,902	< 0,001	
	i-Cat – voxel 0,2	1	<0,001	
	i-Cat – voxel 0,4	0,850	< 0,001	
	Kodak 9000 – voxel 0,076	1	< 0,001	
	Kodak 9000 – voxel 0,4	0,839	< 0,001	
	Periapicais	0,936	< 0,001	
		κ	Р	
Terceira Perfuração	Newton 3G – voxel 0,2	1	< 0,001	
	Newton 3G – voxel 0,4	1	< 0,001	
	Gendex – voxel 0,2	1	< 0,001	
	Gendex – voxel 0,4	0,911	< 0,001	
	i-Cat – voxel 0,2	1	< 0,001	
	i-Cat – voxel 0,4	0,845	< 0,001	
	Kodak 9000 – voxel 0,076	1	< 0,001	

Kodak 9000 – voxel 0,4	0,714	< 0,001
Periapicais	1	< 0,001

OBSERVADOR 6 (radiologista 3)				
		κ	Р	
Primeira Perfuração	Newton 3G – voxel 0,2	1	< 0,001	
	Newton 3G – voxel 0,4	1	< 0,001	
	Gendex – voxel 0,2	1	< 0,001	
	Gendex – voxel 0,4	0,907	< 0,001	
	i-Cat – voxel 0,2	1	< 0,001	
	i-Cat – voxel 0,4	0,945	< 0,001	
	Kodak 9000 – voxel 0,076	1	< 0,001	
	Kodak 9000 – voxel 0,4	0,829	< 0,001	
	Periapicais	0,801	< 0,001	
		κ	Р	
Segunda Perfuração	Newton 3G – voxel 0,2	1	< 0,001	
	Newton 3G – voxel 0,4	1	< 0,001	
	Gendex – voxel 0,2	1	< 0,001	
	Gendex – voxel 0,4	0,906	< 0,001	
	i-Cat – voxel 0,2	1	< 0,001	
	i-Cat – voxel 0,4	0,855	< 0,001	
	Kodak 9000 – voxel 0,076	1	< 0,001	
	Kodak 9000 – voxel 0,4	1	< 0,001	
	Periapicais	0,891	< 0,001	
		κ	Р	
Terceira Perfuração	Newton 3G – voxel 0,2	1	< 0,001	
	Newton 3G – voxel 0,4	1	< 0,001	
	Gendex – voxel 0,2	1	< 0,001	
	Gendex – voxel 0,4	1	< 0,001	
	i-Cat – voxel 0,2	1	< 0,001	
	i-Cat – voxel 0,4	0,896	< 0,001	
	Kodak 9000 – voxel 0,076	1	< 0,001	

	Kod	lak 9000 – voxel 0,4	0,889	< 0,001
	Peri	apicais	1	< 0,001
APÊNDICE D. Análise de concordância da avaliação dos profissionais				ntistas e Radiologistas):
			κ	Р
Primeira Perfuração		Newton 3G – voxel 0,2	0,021	0,655
		Newton 3G – voxel 0,4	0,140	<mark>0,001</mark>
		Gendex – voxel 0,2	0,284	<mark>&lt; 0,001</mark>
		Gendex – voxel 0,4	0,141	<mark>0,003</mark>
		i-Cat – voxel 0,2	0,289	<mark>&lt; 0,001</mark>
		i-Cat – voxel 0,4	0,101	0,154
		Kodak 9000 – voxel	0,273	<mark>&lt; 0,001</mark>
		0,076		
		Kodak 9000 – voxel 0,4	<b>1</b> 0,039	0,457
		Periapicais	0,213	<mark>&lt; 0,001</mark>
			κ	Р
Segunda Perfuração		Newton 3G – voxel 0,2	0,487	<mark>&lt; 0,001</mark>
		Newton 3G - voxel 0,4	0,175	<mark>&lt; 0,001</mark>
		Gendex – voxel 0,2	0,234	<mark>&lt; 0,001</mark>
		Gendex – voxel 0,4	0,017	0,719
		i-Cat – voxel 0,2	0,202	<mark>0,010</mark>
		i-Cat – voxel 0,4	0,032	0,572
		Kodak 9000 – voxel	0,404	<mark>&lt; 0,001</mark>
		0,076		
		Kodak 9000 – voxel 0,4	<b>1</b> 0,013	<mark>0,776</mark>
		Periapicais	0,094	<mark>0,060</mark>
			κ	Р
Terceira Perfuração		Newton 3G – voxel 0,2	0,489	<mark>&lt; 0,001</mark>
		Newton 3G – voxel 0,4	0,125	<mark>0,014</mark>
		Gendex – voxel 0,2	0,267	<mark>&lt; 0,001</mark>
		Gendex – voxel 0,4	0,128	<mark>0,034</mark>
		i-Cat – voxel 0,2	0,206	<mark>&lt; 0,001</mark>
		i-Cat – voxel 0,4	0,128	0,016

Kodak 9000 – voxel	0,328	<mark>&lt; 0,001</mark>
0,076		
Kodak 9000 – voxel 0,4	0,121	<mark>0,023</mark>
Periapicais	0,198	<mark>&lt; 0,001</mark>

ANEXOS



### MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIÁS PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA



Goiânia, 04 de junho de 2012.

#### PARECER CONSUBSTANCIADO Protocolo nº 119/12

#### I – Identificação

- Título do Projeto: A influência do tamanho do voxel na detecção da perfuração usando tomografia computadorizada de feixe cônico, um modelo *in vitro* 

- Pesquisador Responsável: Helen Cássia Patrícia Gomes

- Pesquisadores Participantes: Maria Alves Garcia Santos; Carlos Estrela.

- Instituição onde será realizado o estudo: Faculdade de Odontologia da UFG

- Data de apresentação ao CEP/UFG: 04/05/12

– Área Temática: Grupo III

Comentários do relator frente à Resolução CNS 196/96 e complementares em particular sobre:

#### II – Estrutura do Protocolo

CD; Folha de rosto CEP-UFG; Folha de rosto da CONEP; Termos de compromisso; Projeto de Pesquisa; Termo de doação dos dentes; Autorização para realização das to tomografias.

#### III – Projeto de pesquisa

OBJETIVO: Observar a acurácia das imagens obtidas de TCFC na detecção de simulação de perfurações e comparar a acurácia de diagnóstico de diferentes tamanhos voxel para a detecção de perfuração radicular experimentalmente induzida.

<u>Análise das questões éticas:</u> Estudo laboratorial in vitro, no qual utilizarão 10 terceiros molares íntegros. Estes serão obtidos na Clínica de Urgência da FO/UFG, mediante autorização do paciente e do responsável pela clínica. Será realizada abertura coronária. Após a inclusão dos dentes, será realizada uma perfuração na região de furca e realizado o exame por imagem de TCFC. Após a utilização, os dentes retornarão para a disciplina de urgência.

<u>Critérios de Inclusão e exclusão</u>: Serão selecionados terceiros molares hígidos, com ausência de defeitos ou trincas, que já tenham sido extraídos durante a clínica de Urgência da FO/UFG.

- Garantia da Privacidade e Confidencialidade contempladas no projeto de pesquisa.

- Cronograma: adequado. Coleta de dados julho a agosto de 2012.

<u>- Avaliação de riscos e benefícios</u>: Relatam que a pesquisa não trará riscos aos pacientes, pois os dentes somente serão utilizados se tiverem tido indicação de exodontia, e registro do TCLE gerado pela clínica. Não serão divulgados dados relativos ao sujeito.



### MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIÁS PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA



- <u>Análise da metodologia e sua adequação aos objetivos da pesquisa:</u> A metodologia encontra-se adequada.

- Verificação das condições para realização da pesquisa. As condições são adequadas e os currículos dos pesquisadores são compatíveis com a pesquisa proposta.

IV – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Não se aplica, pois a extração dos terceiros molares será realizada na disciplina de Urgência da FO/UFG e esta já aplica um termo de doação. Os dentes serão cedidos pelo responsável da disciplina.

#### V - Parecer do CEP: Protocolo "APROVADO"

Observação: Favor verificar as datas para entrega dos relatórios parcial e final.

VI – Data da Reunião: 04/06/12

Proi. Joao Batista de Souza

Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa/CEP

Prof. João Batista de Souza Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa Pró-Reitona de Pesquisa e Pós-Graduação/UFG