



**UNIVERSIDADE ESTADUAL DA PARAÍBA
PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
DOUTORADO EM ODONTOLOGIA**

MARTINA GERLANE DE OLVEIRA PINTO

**INFLUÊNCIA DO POSICIONAMENTO DOS RETENTORES
INTRARRADICULARES EM DIFERENTES FOVs E MODOS DE
ESCANEAMENTO NA DETECÇÃO DE FRATURAS RADICULARES E NA
INTENSIDADE DOS ARTEFATOS EM IMAGENS DE TCFC**

CAMPINA GRANDE- PB

2020

MARTINA GERLANE DE OLVEIRA PINTO

**INFLUÊNCIA DO POSICIONAMENTO DOS RETENTORES
INTRARRADICULARES EM DIFERENTES FOVs E MODOS DE
ESCANEAMENTO NA DETECÇÃO DE FRATURAS RADICULARES E NA
INTENSIDADE DOS ARTEFATOS EM IMAGENS DE TCFC**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Estadual da Paraíba- UEPB, em cumprimento às exigências para obtenção do título de Doutor em Odontologia.

Orientadora: Prof^a. Dra. Daniela Pita de Melo

Co-orientador: Prof. Dr. Saulo Leonardo Sousa Melo

CAMPINA GRANDE- PB

2020

É expressamente proibido a comercialização deste documento, tanto na forma impressa como eletrônica. Sua reprodução total ou parcial é permitida exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, desde que na reprodução figure a identificação do autor, título, instituição e ano do trabalho.

P659i Pinto, Martina Gerlane de Oliveira.
Influência do posicionamento dos retentores intrarradiculares em diferentes FOVs e modos de escaneamento na detecção de fraturas radiculares e na intensidade dos artefatos em imagens de TCFC [manuscrito] / Martina Gerlane de Oliveira Pinto. - 2020.
134 p. : il. colorido.
Digitado.
Tese (Doutorado em Odontologia) - Universidade Estadual da Paraíba, Centro de Ciências Biológicas e da Saúde , 2020.
"Orientação : Profa. Dra. Daniela Pita de Melo , Coordenação do Curso de Odontologia - CCBS."
1. Artefatos. 2. Fraturas radiculares. 3. Materiais dentários
. 4. Tomografia Computadorizada Cone Beam. I. Título
21. ed. CDD 617.695

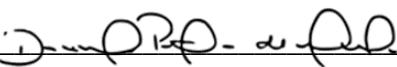
MARTINA GERLANE DE OLVEIRA PINTO

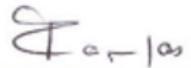
**INFLUÊNCIA DO POSICIONAMENTO DOS RETENTORES
INTRARRADICULARES EM DIFERENTES FOVs E MODOS DE
ESCANEAMENTO NA DETECÇÃO DE FRATURAS RADICULARES E NA
INTENSIDADE DOS ARTEFATOS EM IMAGENS DE TCFC**

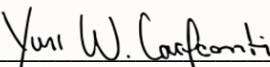
Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Estadual da Paraíba - UEPB, em cumprimento às exigências para obtenção do título de Doutor em Odontologia.

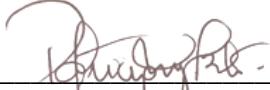
Apresentado em: 14/09/2020

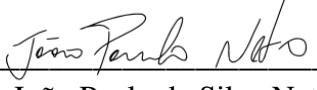
BANCA EXAMINADORA


Profa. Dra. Daniela Pita de Melo –UEPB
MEMBRO TITULAR (ORIENTADORA)


Prof. Dr. Paulo Sérgio Flores Campos – UFBA
MEMBRO TITULAR (EXAMINADOR EXTERNO)


Prof. Dr. Yuri Wanderley Cavalcanti – UFPB
MEMBRO TITULAR (EXAMINADOR EXTERNO)


Profa. Dra. Patrícia Meira Bento – UEPB
MEMBRO TITULAR (EXAMINADORA INTERNA)


Prof. Dr. João Paulo da Silva Neto – UEPB
MEMBRO TITULAR (EXAMINADOR INTERNO)

Dedico este trabalho:

A minha família, pelo apoio, e
que sempre me incentivou a seguir
a carreira acadêmica.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Primeiramente, agradeço a **Deus** por sua infinita bondade, por me amparar em todas as vezes que fraquejei, por me guiar e proteger durante essa caminhada. Sabes que minhas lágrimas e meus sorrisos, hoje, são de felicidade e são para ti.

Com infinita gratidão, agradeço a minha mãe, **Luzia de Oliveira Pinto**. Obrigada por ser compreensiva e por abraçar minhas batalhas, tornando-as suas. Você é meu exemplo de luta, de superação, de determinação! Te amo demais!!!

Com muito amor, agradeço ao meu pai, **Raimundo Valmiro Pinto** (in memoriam). Obrigada por ser meu guia e minha luz. Mesmo distante fisicamente, te sinto presente no meu coração, principalmente quando estamos conversando nas minhas orações.

As minhas irmãs, **Clévia e Virgínia**, que não mediram esforços para que eu chegasse até aqui, certamente eu não teria conseguido concluir esta etapa sem o apoio, dedicação e compreensão de vocês.

Ao meu sobrinho amado **Lorenzo**, agradeço por aquecer meu coração a cada sorriso seu. Continue sendo esse menino genuíno, criativo e tão carinhoso. Estarei ao seu lado sempre, sua tia te ama.

A **Enzo**, que embora não tenham conhecimento disso, através do seu carinho e companheirismo ficou perto a todo momento.

Aos familiares, **tios e primos**, pelo apoio neste caminho o tempo todo, me dando força e coragem.

As minhas **amigas de infância**, por toda doação, compreensão, ajuda, conselhos e momentos vividos.

À minha orientadora, Profa. Dra. **Daniela Pita de Melo**, agradeço pela confiança de ter me acolhido como orientanda desde o mestrado, pela paciência, compreensão, gentileza e respeito. Levarei seus conselhos e amizade para toda vida.

Ao meu co-orientador Prof. Dr. **Saulo Leonardo de Sousa Melo** por toda preocupação, ajuda e colaboração desde o início do mestrado. Admiro e valorizo muito sua sabedoria e excelente profissional.

À minha banca de defesa, Prof. Dr. **Paulo Flores Campos**, Prof. Dr. **Yuri Cavalcanti Wanderley**, Prof. Dr. **João Paulo**. e Prof.^a Dr.^a. **Patrícia Meira Bento**. Agradeço imensamente as considerações, sugestões e críticas ao trabalho, enriquecendo-o.

Ao professor **Paulo Flores Campos**, agradeço o apoio e pelos ensinamentos. Querido professor, o senhor sempre será meu referencial de profissional, cristão e humano. E mais uma vez, obrigado por tudo!!!

A **equipe de Radiologia**, especialmente aos radioativos (Ana Priscila, Elisa, Eraldo, Fernanda, Larissa, Luís e José Cordeiro) pelo convívio diário agradável e por todo apoio em todos os momentos.

Aos **Professores da Pós-Graduação** pelos ensinamentos, pela amizade e pela construção de conhecimentos. Obrigada por serem mais que professores, por serem amigos sempre nos aconselhando para seguir o melhor caminho.

Ao **Programa de Pós-Graduação de Odontologia** em clínica odontológica representada pela Coordenadora Profa. Daniela Pita de Melo, por tornar esse sonho realidade.

À **Universidade Estadual da Paraíba** pelo acolhimento e por oportunizar o aprendizado de maneira crítico-reflexiva.

Ao **Prof. Bruno Leite**, por liberar o tomógrafo para aquisição das imagens. Obrigada pela disponibilidade e contribuição nesta pesquisa.

A **Profª. Denise**, por ter me recebido de braços abertos no meu Estágio Docência, por ter compartilhado tanto conhecimento e experiência comigo.

Ao **Prof. André Ulisses Dantas Batista** por contribuir na construção deste trabalho

Aos **colegas do doutorado** pelo companheirismo, por partilharem dos momentos de alegria e pela convivência.

Minha gratidão, a **Jucilene Souza, Erivana Araújo e Igor Soares** pela disponibilidade e por terem me ajudado durante esta jornada tão difícil.

A todos que direta ou indiretamente contribuíram para a elaboração deste trabalho, fazendo com que os meus sonhos se tornassem realidade.

de Oliveira Pinto, MG. Influência do posicionamento dos retentores intrarradiculares em diferentes FOVs e modos de escaneamento na detecção de fraturas radiculares e na intensidade dos artefatos em imagens de TCFC. Tese (Doutorado). Departamento de Odontologia, Universidade Estadual da Paraíba, Campina Grande, 2020.

RESUMO

O objetivo neste estudo foi avaliar a influência do posicionamento dos retentores intrarradiculares em diferentes campos de visão (FOVs) e modos de escaneamento na detecção de fraturas radiculares e na intensidade dos artefatos em imagens de TCFC. Tratou-se de um estudo *ex vivo*. A amostra foi composta por dentes pré-molares unirradiculares em dois métodos de análises. No método de análise quantitativa dos artefatos foram selecionados 20 dentes pré-molares unirradiculares, os quais foram divididos em dois grupos de acordo com o material de preenchimento - 10 dentes com pino metálico de níquel cromo (NiCr) e 10 dentes com pino metálico de prata paládio (AgPd). Na análise qualitativa de artefatos e detecção de fratura radicular foram utilizados 40 dentes na amostra, contendo os mesmos materiais de preenchimento da análise anterior (20 dentes com pino NiCr e 20 dentes com pino AgPd) subdivididos em 10 dentes controle (hígidos) e 10 dentes experimentais (fraturados). Todos os dentes das duas análises foram revestidos por cera 7, inseridos no alvéolo de um incisivo superior direito em uma maxila parcialmente dentada de um crânio humano seco. As imagens tomográficas foram adquiridas utilizando o aparelho de TCFC Orthophos XG 3D (Sirona Dental Systems, Berndshiem, Alemanha) com parâmetros fixos de 85kV e voxel de 0,100mm e parâmetros ajustáveis quanto aos tamanhos de FOVs e valores de mA (80 mm x 80 mm/7mA e 50 mm x 55mm/5mA) de acordo com o programa do aparelho. As imagens foram adquiridas em dois métodos de posicionamentos: 1- pré-estabelecido pelo fabricante - posição central (região de dentes anteriores) e posição lateral (regiões de dentes posteriores esquerdo); 2- estabelecido pelo operador - quatro posicionamentos diagonais constituindo quatro quadrantes (Q1, Q2, Q3 e Q4). Dois radiologistas com mais de 5 anos de experiência analisaram as imagens tomográficas e estabeleceram escores tanto para o diagnóstico de fratura como para a análise do grau de interferência e caracterização dos artefatos. A quantificação dos artefatos foi realizada pelo software ImageJ, e os dados analisados pelos testes ANOVA Two-way e Tukey. O coeficiente interobservador kappa foi de 0,73 para o diagnóstico de fraturas radiculares verticais e 0,65 para interferência dos artefatos. Na quantificação dos artefatos, a posição dos dentes com NiCr e AgPd na região central e na posição do quadrante Q2 apresentaram menores valores de artefatos hiperdensos. Os posicionamentos central e Q2 apresentaram melhores valores de sensibilidade. O modo de escaneamento High Definition- HD não apresentou diferenças significativas na detecção de fraturas em relação ao Standard Mode- SM, no entanto houve diferenças entre os materiais intracanais utilizados. Avaliando a interferência dos artefatos, nos dentes com NiCr e

AgPd em ambos tamanhos de FOV, o quadrante Q2 apresentou melhor resultado e o quadrante Q3 com maior interferência dos artefatos. Os dentes com AgPd apresentaram maior interferência dos artefatos no diagnóstico de fratura comparado aos dentes com NiCr em todos os posicionamentos no interior do FOV. Quanto a caracterização dos artefatos, as posições Q1 e Q2 nos dentes com NiCr e a posição Q1 nos dentes com AgPd, demonstraram diferenças significativas no menor FOV para as áreas hiperdensas. Entre os tamanhos de FOV, no grupo de dentes com NiCr, houve diferença significativa nas posições Q1 e Q2 para áreas hiperdensas, e Q2 para áreas hipodensas. Nos grupos de dentes com AgPd, diferenças foram encontradas nas posições Q1 e Q2 para áreas hipodensas. Conclui-se que os posicionamentos dos dentes no interior do FOV, como também o tamanho do FOV, interferem na formação dos artefatos e no diagnóstico de fraturas radiculares. Modos de varredura de dose mais baixa e FOVs menores devem ser escolhidos sempre que possível.

Palavras Chaves: - Artefatos. Fraturas Radiculares. FOV. Materiais Dentários e Tomografia Computadorizada Cone Beam.

de Oliveira Pinto, MG. Influence of the positioning of intraradicular posts in different FOVs and scanning modes in the detection of root fractures and in the intensity of artifacts in CBCT images. Tese (Doutorado). Department of Dentistry, Division of Oral Radiology, State University of Paraíba, Campina Grande, 2020.

ABSTRACT

This study assessed the influence of the positioning of intraradicular post in different fields of view (FOVs) and scanning modes in the detection of root fractures and in the intensity of the artifacts in CBCT images. This research was an ex vivo study. The study sample was composed by uniradicular premolars teeth in two methods of analysis. In the quantitative analysis of the artifacts, 20 single-rooted premolars, which were divided into two groups according to the metal post used (10 teeth with nickel chrome metal posts (NiCr) and 10 teeth with silver palladium metal posts (AgPd). For the artifact qualitative analysis of artifacts and root fracture detection, 40 teeth were used in the sample (20 NiCr restored teeth and 20 AgPd restored teeth), divided into 10 control teeth (sound) and 10 experimental teeth (fractured). All teeth were coated with wax, inserted into the alveolus of a right upper incisor in a partially dentated maxilla of a dry human skull. The CBCT scans were acquired using Orthophos XG 3D (Sirona Dental Systems, Bernsheim, Alemanha) CBCT system with 85kV and voxel of 0.100mm fixed parameters and adjustable parameters for FOV size and mA values (80 mm x 80 mm / 7mA and 50 mm x 55mm / 5mA) according to the CBCT's program. The images were acquired in two methods of positioning within the FOV: 1- pre-established by the manufacturer - central position (anterior teeth region) and lateral position (left posterior teeth regions); 2- established by the operator - four diagonal positions constituting four quadrants (Q1, Q2, Q3 and Q4). All variables were evaluated by two oral and maxillofacial radiologists and scores were established for fracture detection and artifact analysis -the degree of interference and artifact characterisation. Artifact quantification was performed using ImageJ. Data analysis was done using ANOVA Two-way and Tukey tests. The kappa interobserver coefficient was 0.73 for root fracture detection and 0.65 for artifact interference. For artifact quantitative analysis, NiCr and AgPd posts in the central and Q2 quadrant positions within the FOV showed less hyperdense artifacts. For the scanning modes, NiCr posts in Q1 and Q2 positions within the FOV and AgPd posts in Q1 position within the FOV differed from each other in the smallest FOV hyperdense areas. The central and Q2 positions within the FOV showed higher sensitivity values. The High Definition-HD scanning mode did not show significant differences from Standard Mode-SM for fracture detection, however there were differences between the metal posts. Evaluating the interference of the artifacts, in the teeth with NiCr and AgPd in both sizes of FOV, the Q2 quadrant presented the best result and the Q3 quadrant with the greatest interference of the artifacts. Teeth with AgPd showed greater interference from artifacts in the diagnosis of fracture compared

to teeth with NiCr in all positions within the FOV. Regarding the characterization of the artifacts, the positions Q1 and Q2 in the teeth with NiCr and the position Q1 in the teeth with AgPd, showed significant differences in the lowest FOV for hyperdense areas. Among the FOV sizes, in the group of teeth with NiCr, there was a significant difference in positions Q1 and Q2 for hyperdense areas, and Q2 for hypodense areas. In groups of teeth with AgPd, differences were found in positions Q1 and Q2 for hypodense areas. In conclusion, the position within the FOV and FOV size interfere in artifact intensity and root fracture detection. Low dose scanning modes and smaller FOV sizes should be chosen whenever possible.

Keywords: - Artifacts. Cone Beam Computed Tomography. Dental Materials. FOV and Root Fractures.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1:	Preparo dos dentes com remoção dos cálculos dentários, hidratação e transluminação	27
Figura 2:	Remoção das coroas no limite amelocementário	27
Figura 3:	Indução à fratura. Manipulação da resina quimicamente ativada (a). Inserção dos dentes nos corpos de prova (b). Dentes induzidos à fratura no ensaio de compressão (c).	29
Figura 4:	Enceramento do crânio e dos dentes	30
Figura 5:	Aquisição das imagens tomográficas pelo aparelho do ORTHOPHOS XG 3D	31
Figura 6:	Digitalização da área de interesse para dentes anteriores (6a) e para pré-molares (6b)	31
Figura 7:	Posicionamentos dos dentes de acordo com a área escaneada e parâmetros de exposição no primeiro método	32
Figura 8:	Segundo método de posicionamentos dos dentes em posição diagonais no interior do FOV	33
Figura 9:	Posicionamentos dos dentes de acordo com a área escaneada e parâmetros de exposição no primeiro método	33

LISTA DE FIGURAS (ARTIGOS)

Artigo 1

Figure 1: CBCT system pre-established position within the FOV: A-Central **46**
and B- Lateral.

Figure 2: Axial images of NiCr and AgPd metal posts scanned using the **46**
four studied scanning protocols for the CBCT system pre-established
positions within the FOV (Central and Lateral).

Figure 3: Quadrants established for image acquisition using CBCT system **47**
position within the FOV established by the operator (A, B, C, D).

Figure 4: Axial images of NiCr and AgPd metal posts scanned in the four **48**
studied scanning protocols for CBCT system position within the FOV
established by the operator (quadrants).

Artigo 2

Figure 1: CBCT system pre-established position of teeth within the FOV: **72**
central and peripheral

Figure 2: Positioning of teeth within the FOV established by the operator **72**

LISTA DE QUADROS

Quadro 1: Seleção da amostra em grupos experimentais e controles	26
Quadro 2: Materiais para o preparo dos dentes	28
Quadro 3: Parâmetros de exposição selecionados para cada protocolo utilizado no aparelho ORTHOPHOS XG 3D	30
Quadro 4: Valores correspondentes dos parâmetros de exposição e DAP no aparelho ORTHOPHOS XG 3D.	34
Quadro 5: Escores para o diagnóstico de fratura	35
Quadro 6: Critérios de grau de interferência dos artefatos nas imagens TCFC	35
Quadro 7: Caracterização dos artefatos em imagens de TCFC	36

LISTA DE TABELAS – ARTIGO 1

Table 1. ORTHOPHOS XG 3D CBCT acquisition protocols assessed in this study.	45
Table 2. Mean, minimum and maximum hyperdense area values for the studied CBCT system pre-established position within the FOV, different metal posts and scanning protocol.	51
Table 3. Mean, minimum and maximum hypodense area values for the studied CBCT system pre-established position within the FOV, different metal posts and scanning protocol.	52
Table 4. Mean, minimum and maximum remaining teeth area values for the studied CBCT system pre-established position within the FOV, different metal posts and scanning protocol.	53
Table 5. Mean, minimum and maximum hyperdense area values for the position within the FOV established by the operator, different metal posts and scanning protocol.	54
Table 6. Mean, minimum and maximum hypodense area values for the position within the FOV established by the operator, different metal posts and scanning protocol.	55
Table 7. Mean, minimum and maximum remaining teeth area values for the position within the FOV established by the operator, different metal posts and scanning protocol.	56

LISTA DE TABELAS – ARTIGO 2

Table 1: ORTHOPHOS XG 3D protocols aquision.	71
Table 2: Sensitivity (Se), specificity (Sp) and precision (Ac) values for each observer of the first positioning method.	76
Table 3: Sensitivity (Se), specificity (Sp), and accuracy (Ac) values for NiCr material from the second positioning method.	78
Table 4: Sensitivity (Se), specificity (Sp), and accuracy (Ac) values for AgPd material from the second positioning method.	80
Table 5: Influence of artifacts in the detection of root fractures in percentages for the first analysis method.	82
Table 6: Characterization of halo, hypodense and hyperdense artifacts for each condition of intracanal material, FOV size and image resolution.	85
Table 7: Influence of artifacts on root fracture detection in percentages for the second analysis method.	89
Table 8: Characterization of halo, hypodense and hyperdense artifacts for each condition of intracanal material, FOV size and image resolution.	93

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AgPd- Prata-paládio

CBTC-Tomografia Computadorizada Cone Beam

CEP- Comitê de Ética em Pesquisa

CLINFIP- Clínica de imagem das Faculdades Integradas de Patos

cm - centímetros

CRD- Comprimento real do dente

CRT- comprimento real de trabalho

DAP- produto área dose

EDTA- Etilenodiaminotetracético

FOV- Field of View

FR- Fratura Radicular

FRV- fraturas radiculares verticais

HD- High Definition

Kv- Quilovoltagem

mA- Miliamperegem

MAR- redução de artefatos metálicos

mm- milímetros

NaOCl- Hipoclorito de sódio

NiCr- Níquel cromo

SM- Standard Mode

TCFC-Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico

UEPB-Universidade Estadual da Paraíba

UFPB- Universidade Federal da Paraíba

UNIFIP- Universidade Integradas de Patos

SUMÁRIO

1.	CONSIDERAÇÕES INICIAIS.....	17
1.1	Fratura radicular.....	17
1.2	Diagnóstico de fratura radicular em TCFC.....	18
2.	OBJETIVOS.....	23
2.1	Objetivo Geral.....	23
2.2	Objetivos Específicos.....	23
3.	METODOLOGIA.....	24
3.1	Princípios éticos.....	24
3.2	Delineamento do estudo.....	24
3.3	Local da pesquisa.....	24
3.4	Grupos de estudo e processo de seleção.....	24
3.4.1	Cálculo amostral.....	24
3.4.2	Caracterização da amostra.....	25
3.4.3	Critérios de Inclusão.....	26
3.4.4	Critérios de Exclusão.....	26
3.5	Preparo dos dentes.....	26
3.6	Aquisição das imagens.....	30
3.7	Análise das imagens.....	34
3.8	Processamento e análise dos dados.....	36
3.9	Variáveis em estudo.....	37
4.	FLUXOGRAMA.....	38
5.	RESULTADOS.....	39
6.	ARTIGO 1.....	40
7.	ARTIGO 2.....	65
	REFERÊNCIAS.....	112
	ANEXOS	114
	APÊNDICES.....	131

1.CONSIDERAÇÕES INICIAIS

1.1 Fratura Radicular

As fraturas radiculares (FR) são de condição de difícil diagnóstico e podem estar presentes em qualquer parte da raiz (JAKOBSON et al., 2014; LO GIUDICE et al., 2018). Dependendo da sua direção em relação ao longo eixo dentário, as fraturas podem ser classificadas em horizontais ou verticais. (ABBOTT et al., 2019). As fraturas horizontais são linhas que apresentam direção perpendicular ao longo eixo do dente, e as fraturas verticais são linhas de fratura que se estendem ao longo da raiz em direção longitudinal, envolvendo a estrutura dentária, polpa e tecidos periodontais (MENEZES et al., 2016; ZHANG et al., 2019). Quando as fraturas radiculares verticais (FRV) acontecem, vias de contaminação por bactérias podem aparecer na região de fratura, e propagar processos inflamatórios surgindo reabsorções dentárias em torno de 25% dos casos (AVSEVER et al., 2014; RICHARD e WALTON, 2017).

Segundo Byakova et al (2019), as FRVs ocorrem geralmente em pacientes com mais de 40 anos devido a redução do módulo de elasticidade da dentina e da tolerância aos danos provocados à estrutura dentária, que diminuem a resistência dos dentes à fratura (KINNEY et al., 2005; MIREKU et al., 2010; YAN et al., 2017).

Estudos indicam que a prevalência geral de FRV é comparativamente baixa (3% a 5%) comparada às demais injúrias aos dentes permanentes (DOGÂN et al., 2018; ABBOTT et al., 2019). No entanto, o seu diagnóstico é extremamente importante por evitar danos aos tecidos de suporte e proporcionar melhores decisões no plano de tratamento (JUNQUEIRA et al., 2013; AVSEVER et al., 2014). Entretanto, esta tarefa é bastante difícil, visto que seus aspectos clínicos e radiográficos são inespecíficos (JAKOBSON et al., 2014).

Clinicamente, as fraturas radiculares podem ser confundidas com complicações endodônticas, periodontais e/ou combinadas (MENEZES et al., 2016; YOSHINO et al., 2018). Radiograficamente, mesmo em aquisições corretamente processadas, a linha de fratura pode não ser visualizada (GIUDICE et al., 2018), principalmente em fraturas

radiculares incompletas, sem separação de fragmentos, tornando sua detecção difícil (ZHANG et al., 2019).

1.2 Diagnóstico de Fratura Radicular em TCFC

As radiografias convencionais são bastante indicadas para avaliar o dente e suas estruturas adjacentes. No entanto, devido à falta de especificidade dos sintomas clínicos e limitação de informações fornecidas por radiografias periapicais, verifica-se a necessidade de realizar várias radiografias em ângulos diferentes para o diagnóstico de fratura (SALINEIRO et al., 2017; ZHANG et al., 2019).

A Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (TCFC) tem sido utilizada para superar as desvantagens inerentes à sobreposição de estruturas anatômicas das radiografias, pois permite que os profissionais visualizem as estruturas em diferentes planos e com alta resolução espacial (LONG et al., 2014; FERREIRA et al., 2015). Entretanto, em dentes com materiais intracanais, a TCFC apresenta características que são prejudiciais ao diagnóstico, como a formação de artefatos que desfavorecem a avaliação das imagens, podendo levar a um diagnóstico equivocado (GOKTURK et al., 2018).

Os artefatos podem ser definidos como falhas técnicas que alteram o padrão de densidade da imagem e não correspondem ao objeto examinado. Entre os artefatos mais significativos induzidos por objetos de alta densidade estão o endurecimento do feixe, a dispersão e o ruído (KIM et al., 2020). O ruído representa um valor de cinza inconsistente em algumas áreas determinadas da imagem, decorrente das diferenças entre a energia emitida pela fonte de raios x e a energia recebida pelo detector, superestimando as áreas de intensidade (SCHULZE et al., 2011). Neste contexto, os artefatos de endurecimento do feixe e o efeito de ruído na imagem tendem a causar uma variação excessiva no valor de cinza próximo à estrutura metálica, que resulta em imagens mais escuras e compromete o diagnóstico, mascarando as linhas de fratura (VASCONCELOS et al., 2017).

Diante desta fragilidade, vários estudos são realizados para quantificar e (RABELO et al., 2017; LIRA DE FARIAS FREITAS et al., 2019; DINIZ DE LIMA et al., 2019) e avaliar qualitativamente os artefatos (PINTO et al., 2017; LIRA DE FARIAS FREITAS et al., 2019), bem como a sua influência no diagnóstico de fratura (JAKOBSON et al., 2014; PINTO et al., 2017; MARINHO et al., 2019). Adicionalmente, estudos utilizando planos de reconstrução da imagem, o uso de algoritmos de redução de artefatos, alterações nos protocolos de exposição (PINTO et al., 2017; QUEIROZ et al., 2017; RABELO et al., 2017; NIKBIN et al., 2018; LIRA DE FARIAS FREITAS et al., 2019) e posições do objeto no interior do FOV (WANDERLEY et al., 2018; DE OLIVEIRA PINTO et., 2020) são realizados no intuito se compreender e encontrar maneiras de reduzir os artefatos e favorecer a detecção de fraturas.

Tiepo et al (2017) avaliaram a detecção de fraturas radiculares em dentes restaurados com guta-percha utilizando dois sistemas de TCFC. Os autores concluíram que a sensibilidade do sistema Orthophos XG 3D foi superior a sensibilidade do sistema OP300. De acordo com Metska et al (2012), alterações nos valores de sensibilidade estão diretamente relacionados aos parâmetros de exposição utilizados em cada sistema de TCFC, principalmente pelo tamanho do FOV utilizado durante a aquisição da imagem, quilovoltagem (kv) e de miliamperagem (mA).

Entretanto, estudos prévios (VALIZADEH et al., 2015; PAUWELS et al., 2014; HEDESIU et al., 2012) afirmam que os exames realizados com aparelhos que emitem baixa dose de radiação podem gerar um nível de ruído inapropriado nas imagens, dificultando a observação de fraturas (PINTO et al., 2017; DINIZ DE LIMA et al., 2019), e sugerem que os parâmetros de exposição devem ser escolhidos de forma individualizada, de acordo com o tamanho do paciente e das diferentes aplicações clínicas.

O FOV é um parâmetro que necessita ser cuidadosamente escolhido, visto que o mesmo pode influenciar na qualidade da imagem e na dose de radiação a qual o paciente é exposto (NIKNESHAN et al., 2016). O FOV corresponde a área escaneada e pode variar dependendo do aparelho de TCFC utilizado, levando-se em consideração principalmente o tamanho da área útil do detector de imagem (GANGULY; RAMESH; PAGNI, 2016)

De acordo com o tamanho do FOV, sistemas de tomografia são classificados em três tipos: pequeno volume (ou volume limitado), geralmente utilizado para varreduras de uma amostra de dentes ou um maxilar; sistemas de volume médio que são usados para a imagem de ambos os maxilares, do seio maxilar e parte do nariz; e sistemas de grande volume que são utilizados para o escaneamento de toda a área do complexo maxilofacial (SAFI et al., 2016).

Kamburoglu et al (2013) afirmam que a seleção de um FOV excessivamente amplo faz com que a imagem da região que se deseja avaliar pareça desnecessariamente pequena. Assim, além da dificuldade inerente de visualização de estruturas pequenas, um número maior de informações é colocado em cada pixel, podendo passar despercebidas lesões menores. De forma similar, BELEDELLI e SOUZA (2012) indicam que um FOV muito pequeno pode excluir estruturas anatômicas importantes para a avaliação desejada. Contudo, a escolha do FOV depende do que se pretende avaliar.

Safi et al (2016) analisaram o efeito da amperagem e FOV na detecção de FRV em dentes com retentores intrarradiculares. Neste estudo foi observado que o conjunto de parâmetros $7,5 \times 10$ mm FOV e 13 mA apresentou sensibilidade significativamente maior que $13 \times 14,5$ mm de FOV e 4 mA, e este conjunto de parâmetro apresentando sensibilidade maior que $13 \times 14,5$ mm de FOV e 13 mA ($p<0.001$), demonstrando que diminuir o FOV melhora a detecção de FRV; se acompanhada por uma redução na amperagem, e esta combinação renderia um diagnóstico mais preciso em comparação com outros protocolos.

No que se refere a localização do objeto dentro do FOV, Ganguly, Ramesh e Pagni (2016) afirmaram que a resolução espacial na região central do FOV é maior comparada a região periférica. Segundo Queiroz et al (2017), a posição do objeto no interior do FOV é fator determinante na visualização das estruturas anatômicas, visto que os artefatos não se espalham de forma homogênea no interior do FOV.

No estudo de Oliveira Pinto et al (2020), os autores investigaram a influência do posicionamento do dente no FOV na intensidade dos artefatos em imagens de TCFC. Cada dente foi escaneado pelo sistema CS9000 3D em 5 posições dentro do FOV: posição central, periférica horizontal anterior, periférica superior, periférica inferior e periférica horizontal posterior. Os autores concluíram que a posição periférica

horizontal posterior aumentou a intensidade dos artefatos nos grupos de dentes com materiais intracanais ($p < 0,05$) e, especificamente, a intensidade do artefato hipodenso nos grupos de dentes com retentores de fibra de vidro anatomicamente adaptados e não anatomicamente adaptados ($p < 0,05$).

Valizadeh et al (2015) avaliaram o efeito da posição do objeto no campo de visão na detecção de FRV em dentes com retentores intrarradiculares. Neste estudo, os dentes foram posicionados em cinco regiões diferentes no FOV, começando pelo centro do FOV, e seguindo os posicionamentos no sentido horário (3, 6, 9 e 12 horas). Os autores concluíram que a sensibilidade da posição central do FOV foi significativamente maior que as outras posições estudadas; e a especificidade foi significativamente maior na posição de 3 horas (58,5%).

Iikubo et al (2016) modificaram o modo de escaneamento e a posição dos dentes no interior do FOV durante as aquisições de imagens de TCFC para reduzir os artefatos semelhantes às fraturas radiculares. Os autores concluíram que os artefatos eram mais evidentes no tamanho maior de FOV avaliado, e que uma distância maior do dente para o centro do FOV aumentava a intensidade dos artefatos.

Panjnoush et al (2017) avaliaram a relação entre as mudanças dimensionais de um objeto de acordo com o posicionamento deste no FOV utilizando TCFC. Neste estudo, eles analisaram a precisão das medidas nas dimensões horizontais e longitudinais de blocos de alumínio, alocando-os em cinco posições (central, direita, esquerda, anterior e posterior). Os autores puderam concluir que os valores médios das dimensões horizontais e longitudinais obtiveram diferenças significativas entre as posições ($p < 0,001$) e apresentaram a seguinte ordem crescente: posição central; posterior; direita; esquerda, e posição anterior.

Nikbin et al (2018) avaliaram os efeitos da posição do objeto no campo de visão e aplicação de um algoritmo de redução de artefato de metal (MAR) na precisão da TCFC para a detecção de fraturas radiculares verticais. Neste estudo foi observado maior sensibilidade da técnica quando o objeto estava posicionado na região central no FOV, utilizando o algoritmo MAR. Para dois observadores, a posição central melhorou a sensibilidade, com ou sem o algoritmo MAR. Na presença de retentores de metal, o posicionamento central do objeto no FOV aumentou significativamente a sensibilidade e a precisão do diagnóstico em comparação com o posicionamento periférico.

Queiroz et al (2016) avaliaram o efeito da ferramenta de redução de artefato de metal (MAR) em dentes com retentores metálicos posicionados em diferentes regiões no FOV. Neste estudo, os autores identificaram uma diminuição no ruído da imagem quando o objeto metálico estava posicionado centralmente no FOV e com a ferramenta MAR ativada. Além disso, uma diferença significativa de ruído de imagem foi observada para posicionamento central e periférico, para a área de controle ($p = 0,0012$) e para a área de metal ($p = 0,03$).

Em situações clínicas, onde o paciente apresenta dentes com retentores intrarradiculares em locais distintos, dificilmente o FOV estará centralizado no objeto. Consequentemente, limitações das técnicas irão surgir devido ao posicionamento desses objetos. Portanto, verificar diferentes posicionamentos dos dentes em diversos campos de visão (FOV) permite analisar métodos para reduzir artefatos em imagens TCFC que ainda não foram esclarecidos.

2. OBJETIVOS

2.1 Objetivo Geral

Avaliar a influência do tamanho FOV, do posicionamento dos dentes no FOV e dos modos de escaneamento do tomógrafo de feixe cônicoo ORTHOPHOS XG 3D na detecção de fraturas radiculares e na interferência dos artefatos em dentes com retentores metálicos.

2.2 Objetivos Específicos

Avaliar se o posicionamento do retentor intrarradicular nas regiões central ou lateral do FOV interfere na detecção de fraturas dentárias;

Analizar se o posicionamento do retentor intrarradicular nos quatros quadrantes do FOV interferem na detecção de fraturas dentária;

Verificar se diferentes tamanhos de FOV interferem na detecção de fraturas dentária;

Avaliar se a utilização dos modos de escaneamento do ORTHOPHOS XG 3D Standard Mode (SM) e High Definition (HD) interfere na detecção de fraturas radiculares e na formação de artefatos;

Constatar se a utilização de diferentes materiais na confecção de retentores intrarradiculares metálicos (Prata-paládio, Níquel-cromo) interfere na detecção de fraturas dentárias;

Avaliar qualitativamente os tipos e intensidade dos artefatos formados pelo núcleo metálico fundido de Níquel-Cromo e de Prata-Paládio nas imagens de TCFC;

Analizar quantitativamente e qualitativamente a formação de artefatos em imagens de TCFC com diferentes materiais intracanais, diferentes tamanhos de FOV, resolução da imagem.

3. METODOLOGIA

3.1 Princípios éticos

O projeto foi cadastrado na plataforma Brasil (Anexo A), submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa das Faculdades Integradas de Patos (CEP-FIP) e aprovado sob número CAAE:61412916.9.0000.5181 (Anexo B). A pesquisa seguiu os preceitos da bioética em pesquisa envolvendo seres humanos como determina a resolução 466/12 do Conselho Nacional de Saúde e está em conformidade com a Declaração de Helsinque.

O Termo de doação dos dentes utilizados na pesquisa foram doados pelo banco de dentes do Centro Universitário de Patos - UNIFIP (Apêndice A).

3.2 Delineamento do estudo

O estudo consistiu em uma pesquisa experimental, *ex vivo*, apresentando como “padrão-ouro”, o método de visualização direta das fraturas radiculares por meio da microtomografia (HOCHMAN et al., 2005).

3.3 Local da pesquisa

A pesquisa foi realizada no Laboratório de Prótese Dentária do Departamento de Odontologia da UEPB, no laboratório de biomateriais da Universidade Federal da Paraíba (UFPB) e na Clínica de Imagem de Patos das Faculdades Integradas de Patos – CLINFIP.

3.4 Grupos de estudo e processo de seleção

3.4.1 Cálculo amostral

A fórmula utilizada para o cálculo do tamanho de amostras para populações infinitas (FLETCHER; FLETCHER, 2006) foi:

$$n = (Z\alpha /2)^2 \times p \times (1 - p)$$

e2

onde:

n = tamanho da amostra

α = nível de significância

$Z\alpha/2$ = obtido da distribuição normal reduzida

p = percentagem com a qual o fenômeno se verifica

e = amplitude aceitável do intervalo de confiança

De acordo com os estudos de SANTOS, (2009) e MELO, (2010) o índice de fratura radicular em dentes pré-molares com núcleos intracanais é de 4%. Levando em consideração os 95% do intervalo de confiança, 5% do nível de significância, temos:

$$n = \frac{(1,96)^2 \times 0,04 \times (1 - 0,04)}{0,03^2}$$

$$\underline{n = 0,1475} \longrightarrow \underline{0,0009} \quad n = 164.$$

3.4.2 Caracterização da amostra

Neste estudo *ex-vivo*, o experimento consistiu na utilização de dentes pré-molares unirradiculares por finalidade terapêutica, com a amostra compreendida em duas análises:

- Análise quantitativa dos artefatos

A amostra foi composta por 20 dentes pré-molares unirradiculares, os quais foram divididos em dois grupos de acordo com o material de preenchimento (10 dentes com pino metálico NiCr e 10 dentes com pino metálico AgPd) e submetidos a quatro protocolos de modo de escaneamento. Cada dente apresentou 24 imagens tomográficas totalizando em 480 imagens para esta análise.

- Análise qualitativa de fratura radicular e dos artefatos

Nesta análise foram utilizados 40 dentes pré-molares unirradiculares, com a amostra dividida em dois grupos de vinte dentes, assim distribuídos: A1 e A2 (grupos experimentais), e B1 e B2 (grupos controles) Quadro 1.

Quadro 1: Seleção da amostra em grupos experimentais e controles.

A- Grupo experimental (com fratura radicular)	B- Grupo controle (sem fratura radicular)
A1- Dentes com pino metálico de níquel cromo (NiCr)	B1-Dentes com pino metálico de níquel cromo (NiCr)
A2- Dentes com pino metálico de prata paládio (AgPd)	B2-Dentes com pino metálico de prata paládio (AgPd)

Os dentes incluídos na amostra foram submetidos a quatro protocolos de modo de escaneamento com dois tipos de materiais de retentores metálicos. Cada dente apresentou 24 imagens tomográficas totalizando em 960 imagens.

3.4.3 Critérios de inclusão

- Pré-molares uniradiculares
- Dentes com rizogênese completa
- Dentes com ausência de cáries
- Dentes com indicação de extração que apresentem suas estruturas morfológicas integrais.

3.4.4 Critérios de exclusão

- Dentes com trincas e/ou fraturas radiculares pré-existentes;
- Multiplicidade de canais;
- Dentes com reabsorção radicular;
- Dentes com anomalias.

3.5 Preparo dos dentes

Neste estudo experimental, os dentes foram submetidos a raspagem radicular para remoção de cálculos e alisamento da superfície; e mantidos hidratados em água destilada durante toda a pesquisa, exceto na manipulação dos mesmos. Posteriormente, eles foram analisados por transiluminação e radiografia periapical para a confirmação da ausência de fratura radicular (Figura 1)

Para eliminar qualquer viés de identificação dos dentes, as coroas foram removidas na altura da junção amelocementária utilizando-se disco de carborundum acoplado a uma peça reta com baixa rotação. Após este procedimento, a espessura de dentina radicular foi mensurada com um paquímetro digital para padronizar as amostras (Figura 2).



Figura 1: (a) Remoção dos cálculos dentários, (b) hidratação com soro fisiológico e (c) transluminação dos dentes para observar fratura.

Fonte: Pinto, et al 2015



Figura 2: Remoção das coroas no limite amelocementário.

Fonte: Pinto, et al 2015

No tratamento endodôntico não houve necessidade do acesso aos canais radiculares devido à visualização dos canais após a remoção das coroas dentárias. Para determinar o comprimento real do dente (CRD) realizou-se a odontometria visual, na qual foi introduzida uma lima K#10 (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça) até vê-la sair pelo ápice, recuando-se depois até um ponto em que deixou de ser vista. O respectivo stop foi ajustado ao comprimento da raiz, e a lima foi retirada e medida com uma régua milimetrada, o valor obtido correspondeu ao CRD. Para calcular o comprimento real de trabalho (CRT) utilizou-se a fórmula; $CRT = CRD - 1,0\text{mm}$, seguindo a fórmula proposta por Ingle & Beveridge (1979).

Para o alargamento da porção coronal dos condutos radiculares utilizou-se as brocas Gates-Glidden números 3 e 2 até o CRD-4mm (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiça) (MONAGHAN et al., 1993; MIREKU et al., 2010; COSTA et al., 2011). Para instrumentação dos canais utilizou-se o sistema rotatório Reciprocante X-Smart Plus (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiça) empregando a lima reciprocante R50 (DENTAL SILVER RECIPROC-VDW GmbH, Munique, Alemanha) até o CRD. Durante a instrumentação, o canal foi irrigado com 3 mililitros (ml) de hipoclorito de sódio (NaOCl) a 2,5% com seringas de polipropileno de 5ml e agulha 30G (Gauge) com saída apical. Este processo também foi utilizado para eliminação da smear layer realizada ao fim da instrumentação com aplicação de Ácido Etilenodiaminotetracético (EDTA) (Biodinâmica, Ibirapuã, PR, Brasil) sob agitação mecânica por 3 minutos. Para a obturação destes canais, o cone de guta-percha Reciproc R50 foi empregado até o CRT. Após 15 dias, 2/3 do conduto foi desobturado e instalado o pino intrarradicular.

Para confecção dos retentores metálicos, utilizou-se um bastão de resina acrílica (Duralay, Reliance Dental Co, Worth, USA) aplicando a técnica direta para modelagem do pino no conduto radicular. Em seguida, os retentores foram enviados ao laboratório para fundição com as ligas metálicas de NiCr e AgPd. Na adaptação dos retentores, os retentores foram revestidos por silicone de condensação e introduzidos nos condutos para verificação do íntimo contado na parede dentinária radicular. Após esta etapa, os retentores foram cimentados no conduto com o cimento resinoso dual (Allcem, FGM).

Todos os retentores intrarradiculares foram confeccionados de maneira a oferecer forma e tamanho de um núcleo que possa suportar e reter uma coroa protética. As dimensões foram padronizadas, possuindo 2mm em todos os sentidos (mésio-distal e vestíbulo-lingual). Uma matriz de acetato compatível com o preparo foi confeccionada e utilizada em todos os dentes para confecção da coroa protética.

Após a instalação dos retentores intrarradiculares nos condutos, uma radiografia periapical foi realizada para avaliar a adaptação dos mesmos.

Quadro 2: Materiais para o preparo dos dentes.

Materiais	Fabricante
Disco de carborundum	(Norton, Rio Grande do Sul, Brasil)
Brocas Gates-Glinden	(Dentsply Mailefer, Ballaigues, Suiça)
Lima k n0 10	(Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiça)
Sistema rotatório Reciproc	(VDW, Dental Speed Graph, Munique,

	Alemanha)
AllCem	(FGM, Joinville, SC, Brasil)
Resina acrílica Duralay	(Reliance Dental Co, Worth, USA)

Indução à fratura

Após o preparo dos dentes, apenas os experimentais foram fraturados. Os dentes experimentais foram colocados em corpos de prova para submissão a carga de compressão e induzidos a fratura. Para a confecção dos corpos de prova, a resina acrílica autopolimerizável foi manipulada (Jet, Clássico Produtos Odontológicos, Rio de Janeiro, Brasil), em fase plástica, num recipiente transparente de 15 mm de diâmetro correspondendo a dois terços da sua altura. Os dentes foram posicionados no centro do cilindro 2,0 mm abaixo da junção amelocementária.

Após a total polimerização da resina e verificada a fixação dos elementos em seus respectivos blocos, foi confeccionada uma coroa com resina composta à mão livre. Posteriormente, estes dentes foram submetidos à carga de compressão em 22.5° em relação ao plano oclusal do elemento. A máquina (INSTRON 3365, Instron Corporation, Canton, MA, USA) utilizada para este ensaio aplicou uma força numa velocidade de 0.5 mm/min até o momento em que o dente sofreu a fratura. Diante disto, a força máxima suportada por cada dente foi verificada como também cada tipo de fratura encontrada (Figura 3). Para confirmação das fraturas nos dentes experimentais, imagens de micro-TC foram adquiridas como padrão-ouro.

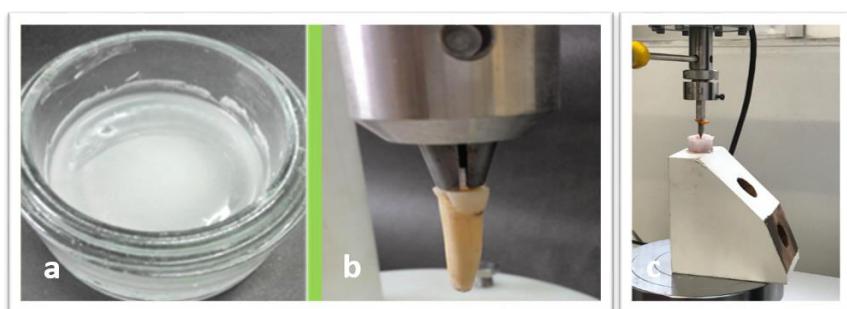


Figura 3: Indução à fratura. Manipulação da resina quimicamente ativada (a). Inserção dos dentes nos corpos de prova (b). Dentes induzidos à fratura no ensaio de compressão (c).

Fonte: Pesquisador responsável

3.6 Aquisição de imagens

Antes da obtenção das imagens tomográficas, cada dente foi colocado no alvéolo de um incisivo superior direito em uma maxila parcialmente dentada sem restaurações metálicas de um crânio humano seco, requerido ao laboratório de anatomia da UEPB. O dente a ser analisado foi sustentado no alvéolo por uma fina camada de cera rosa 7 (Figura 4). Além disso, para simular a interferência dos tecidos moles na formação da imagem, o crânio foi recoberto com uma camada de 5 mm de espessura de cera rosa 7. Essa espessura foi mensurada utilizando uma sonda milimetrada que permitiu verificar a quantidade suficiente de cera sobre o crânio.

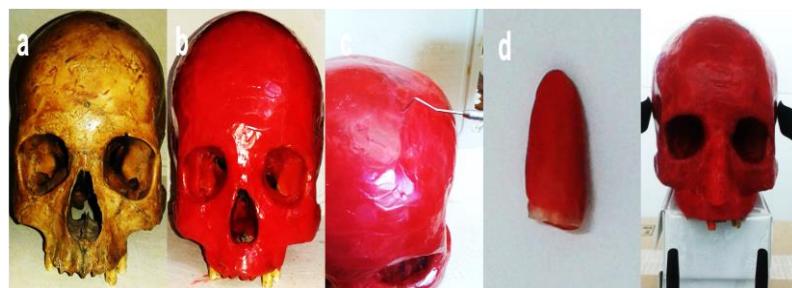


Figura 4: (a) Crânio seco, (b) Crânio encerado com cera 7, (c) mensuração da espessura da cera com a sonda milimetrada, (d) dente revestido de cera 7 com 2mm de espessura, e (e) dente inserido no alvéolo do incisivo central superior.

Fonte: Pinto et al, 2015.

Parâmetros de Exposição

As imagens tomográficas foram adquiridas utilizando o aparelho de TCFC ORTHOPHOS XG 3D (Sirona Dental Systems, Berndheim, Alemanha), seguindo os conjuntos de protocolos de parâmetros de exposição (Quadro 3):

Quadro 3: Parâmetros de exposição selecionados para cada protocolo utilizado no aparelho ORTHOPHOS XG 3D.

Protocolos	Modo de escaneamento	FOV (mm x mm)	mA	kV	Voxel (mm)	Número de imagens bases	Tempo de radiação (s)
1	SM	80 x 80	7	85	0.100	200	5
2	HD	80 x 80	5	85	0.100	500	14.3
3	SM	50 x 55	7	85	0.100	200	5
4	HD	50 x 55	5	85	0.100	500	14.3



Figura 5: Aquisição das imagens tomográficas pelo aparelho do ORTHOPHOS XG 3D.

Fonte: Pesquisador responsável

Posicionamento dos dentes na arcada

Para aquisição das imagens, imagens testes foram obtidas para encontrar a posição central do objeto dentro do FOV. Através da ferramenta de medida do programa Sidexis, verificamos a distância que o dente apresentava para o centro do FOV, e definimos o avanço ou recuo do dente para sua centralização. Após a posição estabelecida, determinamos dois métodos de posicionamento dos dentes no interior do FOV.

➤ Primeiro método de posicionamento

O primeiro método foi obtido de acordo com as áreas de interesse estabelecido pelo próprio ORTHOPHOS XG 3D, a posição central para região de dentes anteriores (figura 6a) e posição lateral para regiões de dentes posteriores esquerdo (figura 6b).



Figura 6: Digitalização da área de interesse para dentes anteriores (6a) e para pré-molares (6b).

Fonte: Pesquisador responsável

Material	Posicionamento	Protocolo 1	Protocolo 2	Protocolo 3	Protocolo 4
----------	----------------	-------------	-------------	-------------	-------------

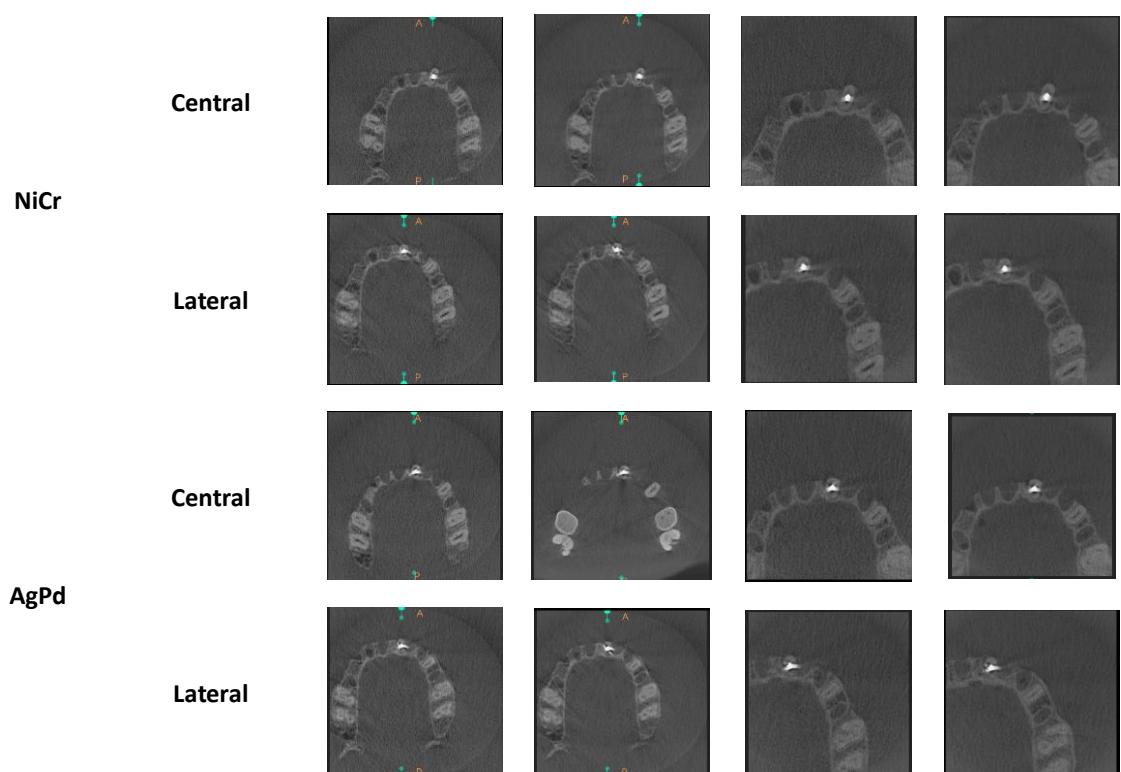
intracanal

Figura 7: Posicionamentos dos dentes de acordo com a área escaneada e parâmetros de exposição no primeiro método.

Fonte: Pesquisador responsável

➤ Segundo método de posicionamento

No segundo método, o operador estabeleceu quatro posicionamentos diagonais partindo da posição central, constituindo quatro quadrantes: Q1, Q2, Q3 e Q4. Esses quadrantes foram determinados após a identificação do centro do FOV, e traçados quatro linhas partindo do centro até a superfície, de modo que, os quadrantes ficassem com tamanhos similares. (Figura 8 e 9).

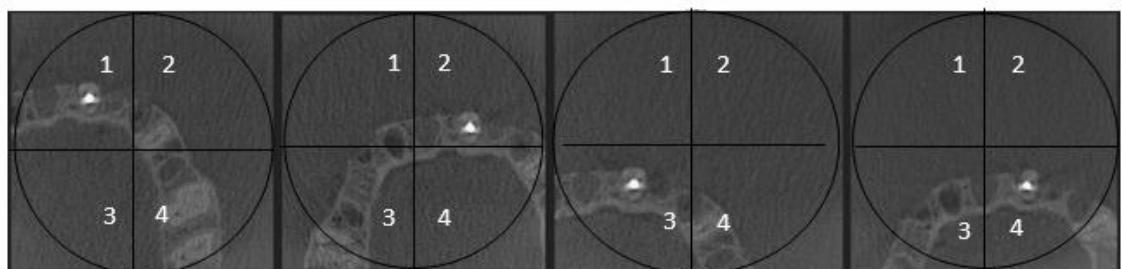


Figura 8: Segundo método de posicionamentos dos dentes em posição diagonal no interior do FOV.

Fonte: Pesquisador responsável

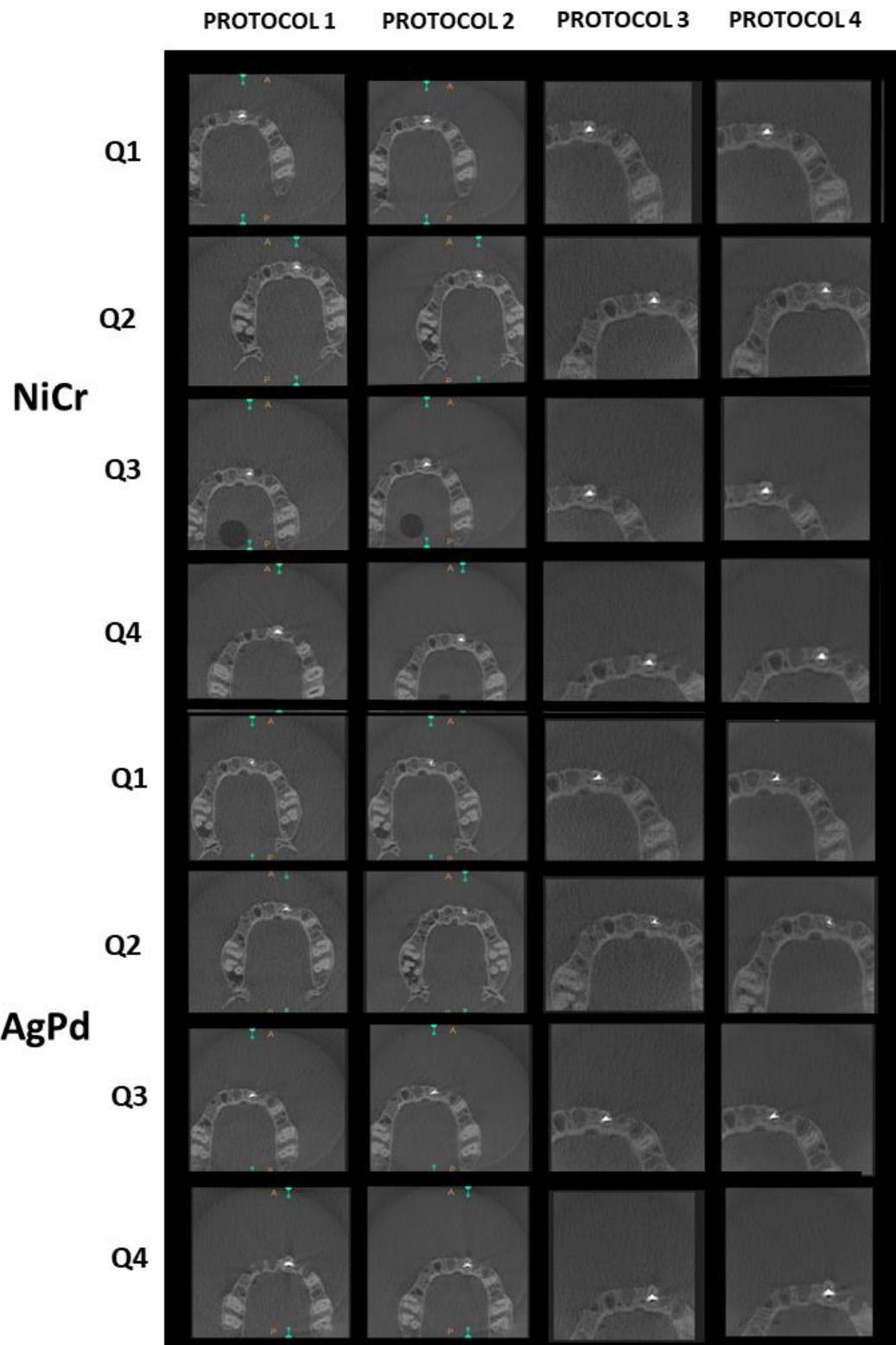


Figura 9: Posicionamentos dos dentes de acordo com a área escaneada e parâmetros de exposição no segundo método.

Fonte: Pesquisador responsável

Para cada aquisição, foram registrados os valores do produto dose-área (dose area product, DAP) em $\mu\text{Gy} \cdot \text{cm}^2$, valor este informado pelo próprio aparelho de acordo com os parâmetros selecionados (Quadro 4).

Quadro 4: Valores correspondentes dos parâmetros de exposição e DAP no aparelho Orthophos XG 3D.

KV	Modo de escaneamento	DAP fator programa Vol. 1 (mGy x cm²/ mAs)	DAP fator programa Vol. 2 (mGy x cm²/ mAs)
		8x8	5x5.5
85	SM	9.80	4.37
85	HD	11.28	5.04

DAP. Produto dose-área (dose área product).

As aquisições volumétricas foram codificadas de acordo com os dentes escaneado, modo de escaneamento tamanho do FOV, posição no FOV e material intracanal. Esses volumes foram salvos em DICOM e posteriormente visualizados utilizando o software Sidexis 4, v. 4.1.3 (Sirona, The Dental Company).

3.7 Análise das imagens

Para análise das imagens, os avaliadores foram previamente calibrados e receberam instruções prévias para verificar a existência ou não das fraturas radiculares e analisar a quantidade de artefatos em imagens possuindo diferentes materiais intracanais em um estudo piloto. Para isto, dois observadores (radiologistas do departamento de odontologia) analisaram as imagens da TCFC estabelecendo escores para o diagnóstico de fratura e escores para observar a influência e a quantidade dos artefatos em imagens TCFC no diagnóstico de fraturas.

✓ Diagnóstico de fratura

Para o diagnóstico de fratura, os avaliadores receberam DVDs com as aquisições em ordem aleatória. As imagens foram visualizadas usando o software Sidexis 4, v. 4.1.3 (Sirona, The Dental Company), exibidas no monitor da DELL de 24 polegadas (Dell Inc, Austin, EUA), colocado em uma sala silenciosa com luz esmaecida. Um máximo de 20 volumes foram avaliados por dia, com um intervalo mínimo de 24h entre as análises. Os volumes foram avaliados de acordo com os escores para detecção de fratura relatados a seguir.

Quadro 5: Escores para o diagnóstico de fratura.

1	Certamente não apresenta fratura radicular
2	Provavelmente não apresenta fratura radicular
3	Não há como afirmar presença de fratura
4	Provavelmente apresenta fratura radicular
5	Certamente apresenta fratura radicular

Fonte: Kamburoglu et al, 2009.

✓ Análise qualitativa dos artefatos

Na análise qualitativa, os avaliadores realizaram individualmente a avaliação do perfil dos artefatos nas imagens e estabeleceram escores para o grau de interferência dos artefatos no diagnóstico de fratura e escores para caracterização dos artefatos nas imagens de TCFC.

Quadro 6: Grau de interferência dos artefatos nas imagens TCFC

0	Ausente (sem a formação de artefatos)
1	Leve (artefato perceptível, mas não interfere no diagnóstico de fratura)
2	Moderado (quantidade de artefato moderada e que interfere no diagnóstico)
3	Severo (muitos artefatos gerados interferindo no diagnóstico da imagem).

Fonte: Souza, 2015.

Quadro 7: Caracterização dos artefatos em imagens TCFC.

Volume_____	Halo hiperdensos	Linhas hipodensas	Estrias hipodensas.
0- Ausência			
1- Moderada			
2- Severa			

Fonte: MARINHO et al, 2019.

✓ Análise quantitativa dos artefatos

Para quantificação dos artefatos das imagens tomográficas, cada volume DICOM foi aberto no programa Sidexis 4, v. 4.1.3, Sirona, York, USA) obtendo-se o corte axial 2mm abaixo da junção amelocementária. Em seguida, o corte selecionado foi exportado ao programa GIMP, (versão 2.8.14. A Equipe GIMP, EUA), que através da ferramenta seleção livre foi possível realizar a seleção da área de interesse. No programa ImageJ, versão 14.1 (desenvolvido pelo *National Institute of Health* (NIH), Bethesda, MD, EUA, [http://rsb.info.nih.gov/ ij/](http://rsb.info.nih.gov/ij/)) obtivemos as áreas dos artefatos hiperdensos, hipodensos e a área não afetada por artefatos de cada dente. As áreas hipodensas e hiperdensas dos artefatos de imagem foram determinadas num limite de acordo com os valores de pixel da imagem avaliados (hipodensos: mínimo de 84 e máximo de pixels 140, hiperdensos: mínimo de 164 e máximo de 255 pixels).

3.8 Processamento e análise dos dados

O coeficiente Kappa foi calculado para avaliar a concordância intra- e inter-observadores, para cada conjunto de imagens. Os dados obtidos foram tabulados numa planilha Excel e submetidos à análise estatística utilizando o SPSS® (Versão 21; SPSS Inc., Chicago, IL, EUA).

O padrão-ouro utilizado foi a inspeção visual direta dos dentes, em que os dentes que apresentavam linha de fratura foram considerados fraturados. Para obtenção dos valores de acurácia, os dados referentes às avaliações de presença/ausência foram dicotomizados. As avaliações classificadas como (1) FRV definitivamente ausente; (2) FRV provavelmente ausente e (3) incerteza, foram consideradas não fraturadas. E as

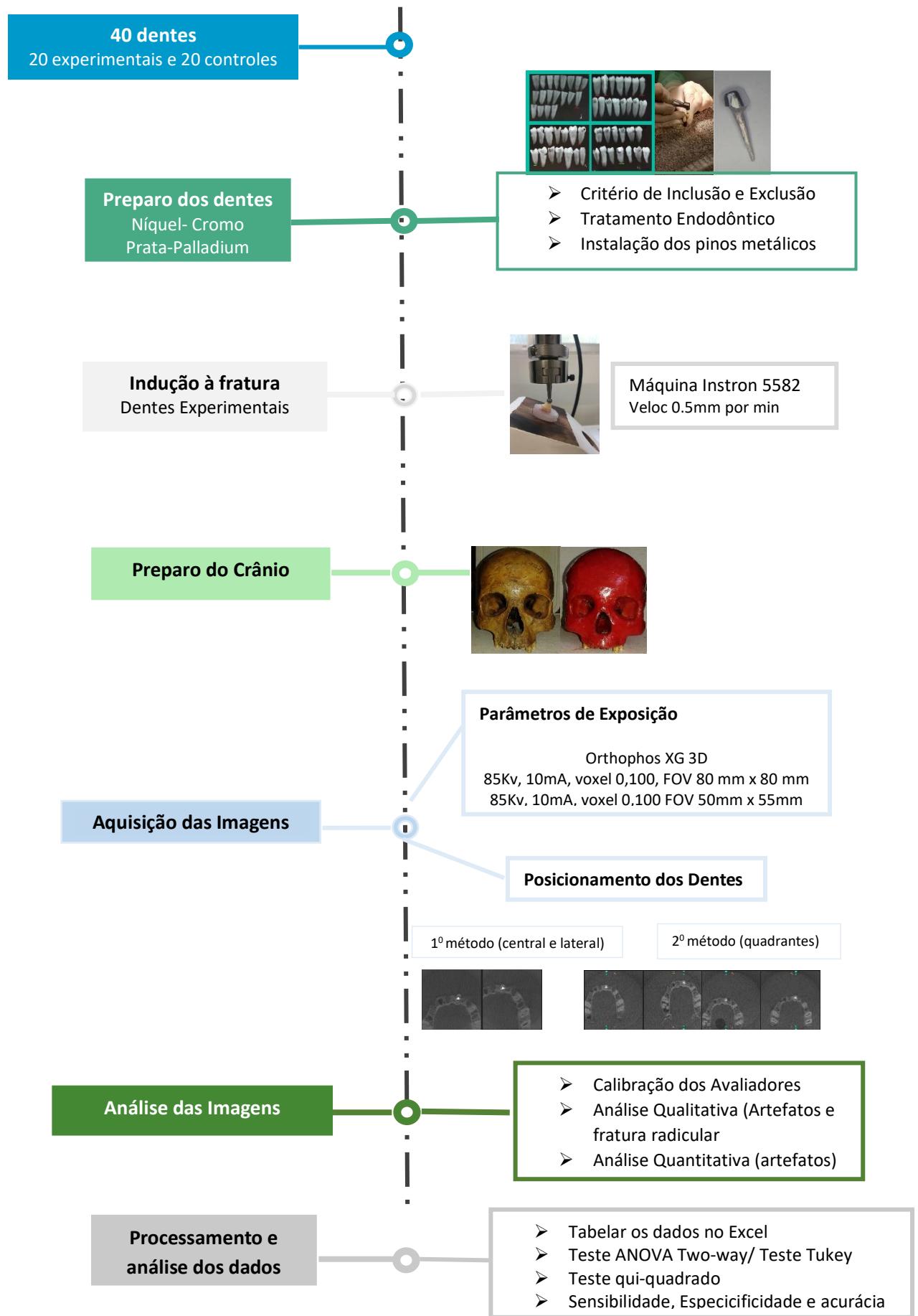
avaliações (4) FRV provavelmente presente e (5) FRV definitivamente presente, foram consideradas fraturadas.

A interferência dos artefatos nas fraturas radiculares foi avaliada por uma análise descritiva e por ANOVA Two-way, verificando a intensidade dos artefatos em cada posicionamento dos dentes para cada avaliador. A caracterização dos artefatos e a influência da condição do material de preenchimento na detecção de fratura radicular foi verificada através do teste Qui-quadrado. Adicionalmente, para cada variável estudada, os valores de sensibilidade, especificidade e acurácia foram calculados. Em todas as análises, o nível de significância foi estabelecido em 5% ($p < 0,05$).

3.9 Variáveis em estudo

	NOME DA VARIÁVEL	TIPO DE VARIÁVEL	DEFINIÇÃO DA VARIÁVEL	CATEGORIZAÇÃO
Variáveis Dependentes	Fraturas radiculares	Qualitativa Nominal	Presença de fraturas radiculares nos exames imaginológicos	Presente/ Ausente
	Artefatos	Quantitativa Contínua Qualitativa ordinal	Avaliação da quantidade de pixels Relato do avaliador sobre a formação dos artefatos	Áreas hiperdensas e áreas hipodensas Leve, moderada e severo
Variáveis Independentes	Posicionamento dos dentes no FOV	Qualitativa nominal	Categorização dos posicionamentos	Central e Lateral Quadrantes (Q1, Q2, Q3 e Q4)
	Tamanho do FOV	Quantitativa contínua	Determinação do tamanho pelo volume	50 x 55 mm 80 x 80 mm

4. FLUXOGRAMA



5. RESULTADOS

Como optou-se pela apresentação da tese em forma de artigo, os resultados serão descritos de acordo com as normas de cada revista.

6. ARTIGO 1 (Revista Imaging Science in Dentistry)

Effect of CBCT FOV size, position within the FOV and scanning modes on artifact intensity

Martina Gerlane de Oliveira Pinto, DDS, MSD – Department of Dentistry, Division of Oral Radiology, State University of Paraíba, Campina Grande, Brazil. email: martinnacg@hotmail.com

Saulo Leonardo Sousa Melo, DDS, MSD, PhD, MS – Department of Integrative Biomedical & Diagnostic Sciences School of Dentistry, Oregon Health & Science University, Portland, USA. email: sousamel@ohsu.edu

Larissa Rangel Peixoto, DDS, MSD, PhD - Department of Dentistry, Division of Oral Radiology, State University of Paraíba- UEPB, Campina Grande, Brazil; email: larissarngl@gmail.com

Fernanda Clotilde Mariz Suassuna, DDS, MSD – Department of Dentistry, Division of Oral Radiology, State University of Paraíba- UEPB, Campina Grande, Brazil; email: fernandacosta3@hotmail.com

José Bruno da Silva Leite, DDS - Department of Oral Diagnosis, Higher Educational Center of Patos - UNIFIP, Patos, Brazil; email: brunoleite82@gmail.com

Ana Priscila Lira de Farias Freitas, DDS, MSD – Department of Dentistry, Division of Oral Radiology, State University of Paraíba- UEPB, Campina Grande, Brazil; email: anapriscila_f@hotmail.com

Patrícia Meira Bento, DDS, MSD, PhD– Department of Dentistry, Division of Oral Radiology, State University of Paraíba- UEPB, Campina Grande, Brazil; email: patmeira@uol.com.br

Daniela Pita de Melo, DDS, MSD, PhD - Department of Dentistry, Division of Oral Radiology, State University of Paraíba, Campina Grande, Brazil. Email: danipita@gmail.com

Running Title: FOV position and artifact intensity

Corresponding author:

Daniela Pita de Melo

Rua Baraúnas, 351, Bairro Universitário

Campina Grande, PB, Brazil. 58429-500

e-mail: danipita@gmail.com

ABSTRACT

Aim: To assess the effect of ORTHOPHOS XG 3D field of view (FOV) sizes, scanning positions within the FOV and scanning modes on artifact intensity.

Material and Methods: Twenty single-rooted premolars divided into two groups (NiCr and AgPd posts), each containing ten teeth were scanned using four sets of CBCT scanning protocols varying FOV sizes (80 mm x 80 mm and 50 mm x 55mm) and scanning acquisition modes (Standard Mode-SM and High Definition-HD). Two different methods of positioning the object within the FOV were assessed: 1- pre-established by the CBCT scanner (central and lateral) and, 2- established by the operator (four quadrants). Hyperdense and hypodense artifacts were assessed quantitatively using ImageJ software. Data was assessed using Two-way analysis of variance (ANOVA), Tukey honest significant difference (HSD) test and Tukey independent test. The significance level was set at 5% ($p<0.05$).

Results: Hyperdense and hypodense artifact intensity differed statistically between FOV sizes for central and lateral positions within the FOV for NiCr and AgPd posts ($p<0.05$). Hyperdense and hypodense artifact intensity differed statistically between larger FOV size scanning modes for NiCr posts positioned in all studied quadrants ($p<0.05$).

Conclusion: Orthophos XG 3D scanning modes do not interfere on artifact intensity; however, larger FOV size scans present higher artifact intensity values. Lower dose scanning modes and smaller FOVs should be chose whenever possible.

Key words: artifacts; cone-beam computed tomography; metals; patient positioning.

INTRODUCTION

CBCT artifacts can be described as any distortion or error in the final image that is not related to the object of study.¹⁻³ Artifacts are usually caused by the presence of high-density materials within the field of view (FOV), such as metal implants, intracanal posts, metallic crowns, amalgam restoration and orthodontic appliances.^{4,5} Previous studies have stated that metal artifacts interfere significantly on the percentage of hypodense and hyperdense artifacts.⁶⁻⁸

CBCT scanners individual parameters can interfere on the image diagnostic range and image quality in terms of noise, resolution, contrast, and presence of artifacts.^{9,5} The exposure, scanning and image formatting protocols should be carefully chosen by the operator to optimize CBCT images.^{10,11,5} The position of an object within the FOV and the chosen FOV size, technical specifications of individual CBCT systems and imaging parameters have been described to interfere on diagnostic tasks¹¹, anatomical measurements,^{12, 13} artifact intensity^{5,8} and image density assessments.¹⁴

Currently, there is a large variety of CBCT scanners in the market; some of these have limited scan volume capability; however, an increasing number of scanners present variable FOV sizes, to enable capturing up to the entire maxillofacial skeleton.¹⁵ The ORTHPHOS XG 3D offers different FOV sizes of 50 mm x 55 mm, 80 mm x 55 mm and 80 mm x 80 mm, which fits into the small and medium FOV categories. Larger FOVs present lower contrast and resolution, when compared to small FOVs, affecting the detection of anatomical structures in CBCT images,¹² and may present higher exposure doses when other exposure parameters are not altered.

FOV sizes can also interfere in the spatial resolution, depending on where the object of study is positioned within the FOV. The non-uniformity of the beam intensity

causes inconsistency in the gray values within the FOV,^{16,4} therefore, the spatial resolution in the central region is known to be higher than that in the peripheral region.^{17,8} A previous study states that CBCT users should choose the smallest possible FOV and position the FOV as close to the edge of the patient's head as possible, while ensuring proper coverage of the region of interest, to reduce patient dose and reduce scatter-induced image noise.¹⁸

Besides varying FOV sizes, strategies in CBCT devices' configurations are performed to improve the quality of the tomographic image. Different scanning modes can be chosen between the possibilities offered by the scanners, which vary voxel size, tube current (mA), tube voltage (kV), number of image basis and effective radiation time.^{19,5} For some scanners, those parameters may be connected to a scanning mode determined by the manufacturer and cannot be changed individually by the operator. When choosing the ideal scanning mode for a diagnostic task, radiation dose and image quality must be considered. Therefore, this study aims to assess the influence of ORTHOPHOS XG 3D FOV sizes, object scanning positions within the FOV and scanning modes on artifact intensity.

MATERIAL AND METHODS

This experimental study was approved by the University Ethics Committee (protocol number: 67156217.6.0000.5181) and is in accordance with the Helsinki Declaration.

Sample preparation

Twenty human teeth (single-rooted premolars), extracted for therapeutic reasons were selected as the study sample. As inclusion criteria, all teeth should have a

maximum root curvature of $\leq 5^\circ$ and similar dimensions. The sample was assessed by transillumination for the absence of root fractures. All teeth were also radiographed on phosphor plates (Digora Optime, Soredex, Tuusula, Finland) to exclude those with pulp stones, internal and/or external root resorption, previous endodontic treatment, multiple root canals, root canal obliteration, root fractures or any other anomaly.

After cleaning and disinfection protocols, all crowns were removed at the cementoenamel junction and root canals were prepared to a standard size using the Reciproc R50 system (VDW, München, Germany). Then, a thermo-mechanically compacted root filling was placed using endodontic cement Sealer 26 (Dentsply, Rio de Janeiro, Brazil) and PacMac 21 mm, size 45, .04 taper (SybronEndo Dental Specialties, Glendora, CA, USA). For posterior post preparation and fitting, gutta-percha of the roots' coronal two-thirds were removed using size 1 Piezo drills (Peeso Long Drill no 1, Dentsply Sirona Endodontics, Ballaigues, Switzerland).

The sample was divided into two groups, each containing ten teeth: 1-nickel-chrome (NiCr) metal post and 2-silver-palladium (AgPd) metal post. The preparation of each metal post was performed using a direct technique (standard dowel made of Duralay acrylic resin) and the coronal part of the metal post was standardized using a heavy-base condensation silicone matrix (Zetaplus, Zhermack, Italy). The metal posts were cemented using Allcem (FGM, Joinville, SC, Brazil) dual-cure resin. Periapical radiographs were taken to validate the metal posts fitting and cementation.

All teeth were coated with a 0.2 mm thick layer of wax and positioned in the left central incisor alveolae of a partially dentated maxilla of a dry human skull coated with a 5 mm thick layer of wax to simulate soft tissue. The incisor alveolae was chosen because its morphology allowed the correct fitting of all studied teeth.

CBCT images were acquired using Orthophos XG 3D (Sirona Dental Systems, Bernsheim, Germany). Four sets of CBCT scan protocols varying FOV sizes (80 mm x 80 mm and 50 mm x 55mm) and scanning acquisition modes pre-established by the manufacturer (Standard Mode-SM and High Definition-HD) were set for image acquisitions. Tube voltage (kV) and voxel size were set at 85 and 0.100 mm, respectively; however, tube current (mA), number of image basis and effective radiation time varied according to the scanning mode (SM or HD) (Table 1).

Table 1. Orthophos XG 3D CBCT acquisition protocols assessed in this study.

Protocol	Mode	FOV (mm x mm)	mA	kV	Voxel size (mm)	Image basis (number)	Effective radiation time (s)
1	SM	80 x 80	7	85	0.100	200	5
2	HD	80 x 80	5	85	0.100	500	14.3
3	SM	50 x 55	7	85	0.100	200	5
4	HD	50 x 55	5	85	0.100	500	14.3

Object positioning within the FOV

CBCT images were acquired using two different methods of positioning the object within the FOV - CBCT system pre-established position within the FOV and CBCT system position within the FOV established by the operator.

CBCT system pre-established position within the FOV

The skull was centered, and the object was positioned within the FOV according to the scanning areas established by the manufacturer. Two different positions were

used for image acquisition: 1- Central – (anterior teeth) and 2- Lateral (left side premolars for 50 x 55 mm x cm FOV and left side molar for 80 x 80 mm x mm FOV) (Figures 1 and 2).

During CBCT scan acquisitions the skull position was not altered by the operator.



Figure 1: CBCT system pre-established position within the FOV: A-Central and B-Lateral.

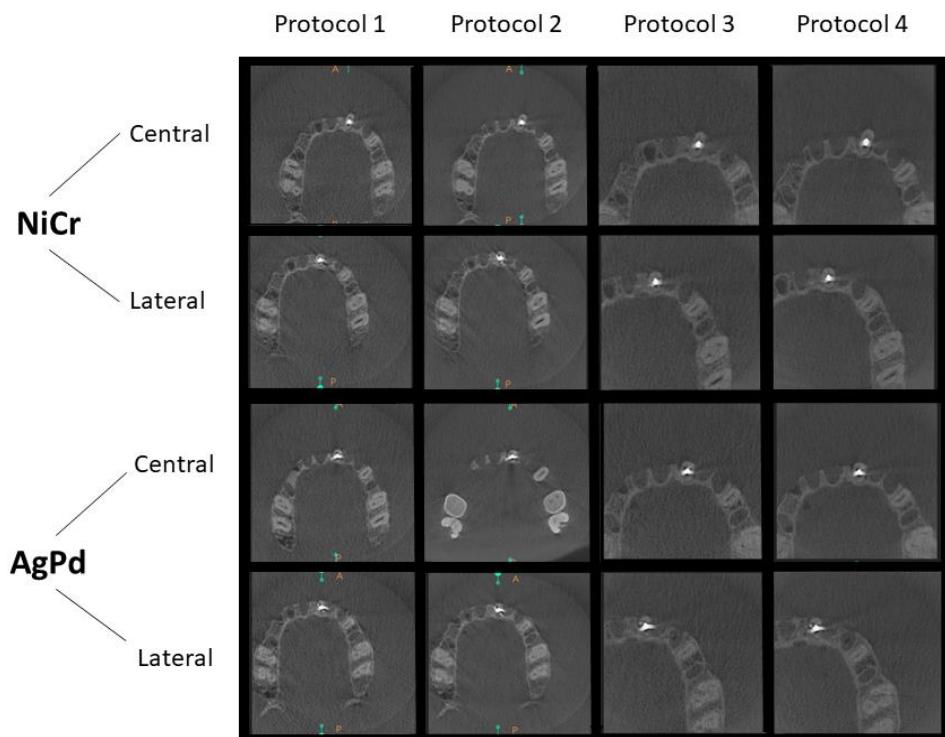


Figure 2: Axial images of NiCr and AgPd metal posts scanned using the four studied scanning protocols for the CBCT system pre-established positions within the FOV (Central and Lateral).

CBCT system position within the FOV established by the operator

Four diagonal positions within the FOV were established by dividing the FOV in four equal size quadrants and the object was positioned in the center of each quadrant: Q1 – upper left quadrant; Q2- upper right quadrant, Q3- lower left quadrant, Q4- lower right quadrant (Figure 3 and Figure 4).

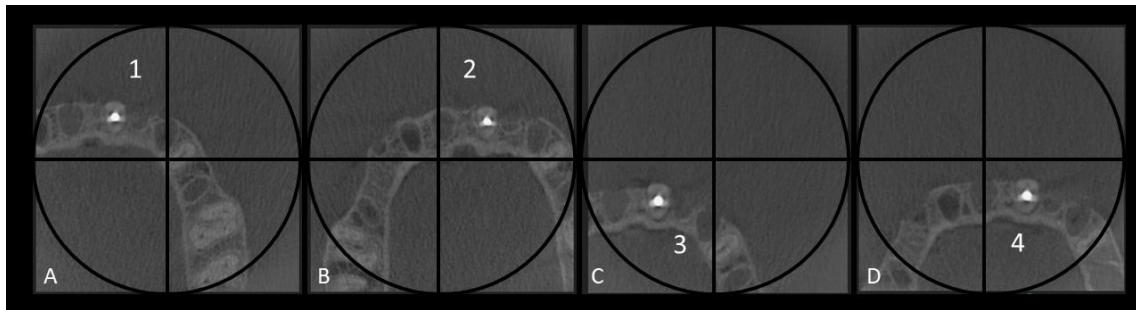


Figure 3: Quadrants established for image acquisition using CBCT system position within the FOV established by the operator (A, B, C, D).

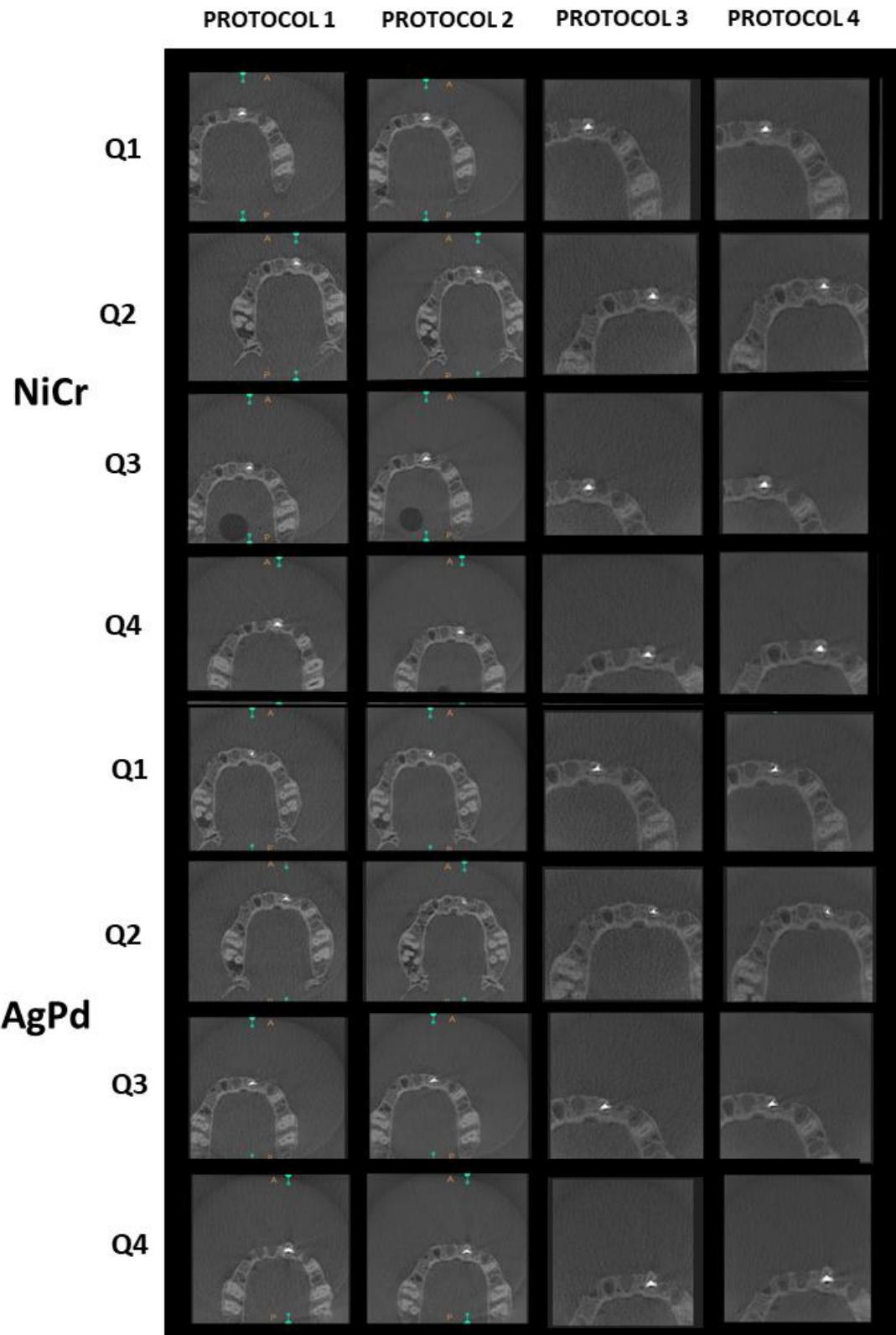


Figure 4: Axial images of NiCr and AgPd metal posts scanned in the four studied scanning protocols for CBCT system position within the FOV established by the operator (quadrants).

The resulting data set was exported as Digital Imaging and Communication in Medicine (DICOM) files and saved with a code corresponding to the tooth, metal post, scanning mode, FOV size and position within the FOV used and saved with an anonymized code.

Each DICOM file was read on the scanner's native software (Sidexis 4, v. 4.1.3, Sirona, York, USA) for objective artifact quantification. Axial slices at 4mm from cementoenamel junction (CEJ) of the root were selected and exported as DICOM images. The slices represented the middle root third and corresponding to the height of the root canal preparation for the metal post (two thirds of the root).

The axial images were imported into the ImageJ software (National Institutes of Health, Bethesda, MD), and the region corresponding to the teeth was selected. The root canal space and its corresponding metal post were removed using the 'analyze particles' and 'bare outlines' tools. The resulting images were set to an 8-bit scale (256 gray levels) saved with a black background in JPEG format. Within the selected ROI, the standard deviation of all pixel values was determined. ImageJ threshold tool was used to determine the hypodense areas of image artifacts with a limited threshold according to the evaluated image pixel values (a minimum of 84 and a maximum of 140 pixels). The same steps were used for hyperdense artifact quantification, except that the threshold of the hyperdense artifacts was different (a minimum of 164 and a maximum of 255 pixels). The areas corresponding to hypodense artifacts, hyperdense artifacts, and the remaining teeth area were obtained.

For the artifact quantification analysis, 480 evaluations were done, corresponding to 20 teeth scanned using 4 different acquisition protocols, 6 different positions within the FOV.

Data Analyses

Data were computed and analyzed using SPSS version 20 (IBM Corp., Armonk, NY, USA). The acquisition protocols for CBCT image acquisitions (FOV and scanning mode) and the material used for intracanal filling (NiCr post and AgPd post) were used as independent variables. The percentage of image artifacts (hyperdense and hypodense) were considered the response variables.

Two-way analysis of variance (ANOVA) was performed to detect statistically significant factors, or interactions between the independent variables, that interfered with the response variables. Post-hoc comparisons for CBCT acquisition protocols and FOV sizes and positions within the FOV were done using the Tukey honest significant difference (HSD) test. The differences between NiCr and Ag Pd was analyzed using the Tukey independent test. The significance level was set at 5% ($p<0.05$).

RESULTS

CBCT system pre-established position within the FOV

Hyperdense intensity differed statistically between different FOV sizes for central position within the FOV and for lateral position within the FOV for NiCr ($p=0.0172$ and $p=0.0013$) posts and AgPd posts ($p= 0.0508$ and $p= 0,0006$). Protocol 1 presented the highest hypodense artifact intensity for NiCr central position and differed from protocols 3 and 4. Protocols 1 and 2 presented higher artifact intensity in the lateral position within the FOV and differed from protocols 3 and 4 for AgPd posts. Central and lateral positions within the FOV differed statistically from each other for AgPd posts ($p=0.0347$) (Table 2).

Table 2. Mean, minimum and maximum hyperdense area values for the studied CBCT system pre-established position within the FOV, different metal posts and scanning protocol.

Metal Post	Position within the FOV	FOV size (cm x cm)	Scanning mode	Hyperdense areas		p-value (intra group)	p-value (inter group)	
				Mean values	Confidence level			
					Min.	Max.		
NiCr metal post	Central	8 X 8	Protocol 1	0.224 ^a	0.120	0.270	0.0172*	
			Protocol 2	0.226 ^{ab}	0.120	0.260		
		5 X 5	Protocol 3	0.150 ^b	0.100	0.270		
			Protocol 4	0.176 ^b	0.110	0.350		
	Lateral	8 X 8	Protocol 1	0.268 ^a	0.160	0.330	0.0013*	
			Protocol 2	0.268 ^a	0.140	0.370		
		5 X 5	Protocol 3	0.183 ^b	0.110	0.360		
			Protocol 4	0.178 ^b	0.070	0.380		
AgPd metal post	Central	8 X 8	Protocol 1	0.296 ^a	0.120	0.370	0.0508	
			Protocol 2	0.301 ^a	0.230	0.350		
		5 X 5	Protocol 3	0.208 ^{bA}	0.170	0.280		
			Protocol 4	0.199 ^b	0.150	0.260		
	Lateral	8 X 8	Protocol 1	0.314 ^a	0.140	0.370	0.0006*	
			Protocol 2	0.316 ^a	0.240	0.360		
		5 X 5	Protocol 3	0.223 ^{bB}	0.150	0.280		
			Protocol 4	0.211 ^{bB}	0.150	0.280		

*Different lower-case letters in the same variable mean statistically significant differences between the groups ($p<0.05$).

** Different capital letters mean statistically significant differences between the position within the FOV groups ($p<0.05$).

For hypodense areas, protocols 1 and 2 differed statistically from protocols 3 and 4 in the central position within the FOV ($p=0.0041$) and in the lateral position

within the FOV ($p= 0.0034$) for AgPd posts. Additionally, images acquired using 50 mm x 55 mm FOV size differed statistically between central and lateral positions within the FOV for NiCr posts ($p= 0.006$) (Table 3).

Table 3. Mean, minimum and maximum hypodense area values for the studied CBCT system pre-established position within the FOV, different metal posts and scanning protocol.

Metal Post	Position within the FOV	FOV size (cm x cm)	Scanning mode	Hypodense areas			p-value (intra group)	p-value (inter group)		
				Mean values	Confidence level					
					Min.	Max.				
NiCr metal post	Central	(8 X 8)	Protocol 1	0.609	0.540	0.820	0.5312	0.006**		
			Protocol 2	0.590	0.520	0.660				
		(5 X 5)	Protocol 3	0.592	0.470	0.620				
			Protocol 4	0.516 ^A	0.360	0.590				
	Lateral	(8 X 8)	Protocol 1	0.607	0.500	0.820	0.1232			
			Protocol 2	0.580	0.500	0.680				
		(5 X 5)	Protocol 3	0.649 ^B	0.560	0.820				
			Protocol 4	0.628 ^B	0.550	0.720				
AgPd metal post	Central	(8 X 8)	Protocol 1	0.805 ^a	0.680	0.860	0.0041*	0.0710		
			Protocol 2	0.787 ^a	0.560	0.850				
		(5 X 5)	Protocol 3	0.680 ^b	0.670	0.840				
			Protocol 4	0.670 ^b	0.620	0.830				
	Lateral	(8 X 8)	Protocol 1	0.773 ^a	0.580	0.860	0.0034*			
			Protocol 2	0.772 ^a	0.530	0.890				
		(5 X 5)	Protocol 3	0.640 ^b	0.430	0.810				
			Protocol 4	0.666 ^b	0.530	0.820				

*Different lower-case letters in the same variable mean statistically significant differences between the groups ($p<0.05$).

** Different capital letters mean statistically significant differences between the position within the FOV groups ($p<0.05$).

For remaining teeth area, protocols 1 and 2 differed statistically from protocols 3 and 4 in the central position within the FOV for NiCr ($p=0.0440$) and for AgPd ($p=0.0001$) posts. NiCr posts acquired in the central position within the FOV and using 80 mm x 80 mm size FOV differed from images acquired using lateral position within the FOV and using 50 mm x 55mm FOV size ($p=0.0390$) (Table 4).

Table 4. Mean, minimum and maximum remaining teeth area values for the studied CBCT system pre-established position within the FOV, different metal posts and scanning protocol.

Metal Post	Position within the FOV	FOV size (cm x cm)	Scanning mode	Remaining teeth areas		p-value (intra group)	p-value (inter group)	
				Mean values	Confidence level			
					Min.	Max.		
NiCr metal post	Central	8 X 8	Protocol 1	0.079 ^a	0.050	0.130	0.0440*	
			Protocol 2	0.103 ^a	0.070	0.150		
		5 X 5	Protocol 3	0.232 ^{bA}	0.130	0.340		
			Protocol 4	0.271 ^{bA}	0.170	0.380		
	Lateral	8 X 8	Protocol 1	0.062 ^{aB}	0.020	0.110	0.0719	
			Protocol 2	0.090 ^{aB}	0.060	0.150		
		5 X 5	Protocol 3	0.117 ^a	0.020	0.210		
			Protocol 4	0.137 ^a	0.040	0.280		
AgPd metal post	Central	8 X 8	Protocol 1	0.028 ^a	0.020	0.050	0.0001*	
			Protocol 2	0.029 ^a	0.010	0.060		
		5 X 5	Protocol 3	0.047 ^b	0.020	0.070		
			Protocol 4	0.060 ^b	0.030	0.110		
	Lateral	8 X 8	Protocol 1	0.030 ^a	0.010	0.090	0.1568	
			Protocol 2	0.038 ^a	0.020	0.120		
		5 X 5	Protocol 3	0.039 ^a	0.020	0.070		

		Protocol 4	0.042 ^a	0.030	0.080	
--	--	------------	--------------------	-------	-------	--

*Different lower-case letters in the same variable mean statistically significant differences between the groups ($p<0.05$).

** Different capital letters mean statistically significant differences between the position within the FOV groups ($p<0.05$).

CBCT system position within the FOV established by the operator

For hyperdense areas, protocols 1 and 2 differed from protocols 3 and 4 for all quadrant positions for NiCr posts ($p=0.029$, $p=0.008$, $p= 0.006$ and $p= 0.006$) and for quadrant 1 for AgPd posts ($p=0.041$). Images acquired with 80 mm x 80mm FOV size presented higher hyperdense intensity and differed statistically from 50mm x 55mm FOV for NiCr posts ($p= 0.0051$) (Table 5).

Table 5. Mean, minimum and maximum hyperdense area values for the position within the FOV established by the operator, different metal posts and scanning protocol.

Metal Post	Position within the FOV	FOV size (cm x cm)	Scanning mode	Hyperdense areas		p-value (intra group)	p-value (inter group)	
				Mean values	Confidence level			
					Min.	Max.		
NiCr posts	Q1	8 X 8	Protocol 1	0.358 ^a	0.240	0.500	0.029	
			Protocol 2	0.349 ^{ac}	0.250	0.480	0.0051**	
		5 X 5	Protocol 3	0.283 ^{bA}	0.180	0.430		
			Protocol 4	0.255 ^c	0.140	0.420		
	Q2	8 X 8	Protocol 1	0.332 ^a	0.230	0.450	0.008	
			Protocol 2	0.332 ^{aB}	0.230	0.450		
		5 X 5	Protocol 3	0.284 ^{bC}	0.220	0.390		
			Protocol 4	0.228 ^c	0.150	0.330		
	Q3	8 X 8	Protocol 1	0.340 ^a	0.250	0.450	0.006	
			Protocol 2	0.340 ^a	0.250	0.450		
		5 X 5	Protocol 3	0.265 ^b	0.170	0.370		
			Protocol 4	0.241 ^{bD}	0.160	0.320		
	Q4	8 X 8	Protocol 1	0.341 ^a	0.240	0.490	0.006	
			Protocol 2	0.341 ^{aB}	0.240	0.490		
		5 X 5	Protocol 3	0.261 ^b	0.160	0.410		
			Protocol 4	0.238 ^{bD}	0.140	0.390		

AgPd posts	Q1	8 X 8	Protocol 1	0.412 ^a	0.340	0.690	0.041	0.0801
			Protocol 2	0.405 ^{ab}	0.320	0.670		
		5 X 5	Protocol 3	0.380 ^{bc}	0.280	0.670		
			Protocol 4	0.385 ^c	0.270	0.670		
	Q2	8 X 8	Protocol 1	0.403	0.300	0.630	0.820	
			Protocol 2	0.384	0.300	0.590		
		5 X 5	Protocol 3	0.369	0.270	0.690		
			Protocol 4	0.353	0.260	0.680		
	Q3	8 X 8	Protocol 1	0.411	0.320	0.550	0.240	
			Protocol 2	0.409	0.310	0.670		
		5 X 5	Protocol 3	0.386	0.280	0.720		
			Protocol 4	0.377	0.270	0.720		
	Q4	8 X 8	Protocol 1	0.392	0.330	0.610	0.065	
			Protocol 2	0.389	0.300	0.590		
		5 X 5	Protocol 3	0.363	0.280	0.620		
			Protocol 4	0.360	0.270	0.620		

*Different lower-case letters in the same variable mean statistically significant differences between the groups.

** Different capital letters mean statistically significant differences between the position within the FOV groups.

For hypodense areas, protocols 1 and 2 differed from protocols 3 and 4 for all quadrant positions ($p=0.0222$, $p=0.0237$, $p=0.0282$, $p=0.0108$, respectively) for images for NiCr posts and for quadrant 1 for AgPd posts (Table 6).

Table 6. Mean, minimum and maximum hypodense area values for the position within the FOV established by the operator, different metal posts and scanning protocol.

Metal Post	Position within the FOV	FOV size (cm x cm)	Scanning mode	Hypodense areas		p-value (intra group)	p-value (inter group)
				Mean values	Confidence level		
				Min.	Max.		
	Q1	8 X 8	Protocol 1	0.638 ^a	0.500	0.730	0.022*
			Protocol 2	0.605 ^a	0.490	0.700	
		5 X 5	Protocol 3	0.538 ^b	0.440	0.630	
			Protocol 4	0.538 ^b	0.440	0.630	
	Q2	8 X 8	Protocol 1	0.655 ^a	0.540	0.750	0.024*
			Protocol 2	0.622 ^a	0.520	0.760	
		5 X 5	Protocol 3	0.560 ^b	0.450	0.700	
			Protocol 4	0.536 ^b	0.3900	0.6400	

NiCr posts	Q3	8 X 8	Protocol 1	0.657 ^a	0.590	0.740	0.028*	0.563	
			Protocol 2	0.635 ^a	0.550	0.730			
		(5 X 5)	Protocol 3	0.566 ^b	0.470	0.670			
			Protocol 4	0.544 ^b	0.3500	0.660			
	Q4	(8 X 8)	Protocol 1	0.666 ^a	0.510	0.740	0.011*	0.563	
			Protocol 2	0.644 ^a	0.500	0.730			
		(5 X 5)	Protocol 3	0.567 ^b	0.440	0.670			
			Protocol 4	0.557 ^b	0.400	0.660			
AgPd posts	Q1	(8 X 8)	Protocol 1	0.567a	0.250	0.660	0.014*	0.072	
			Protocol 2	0.567a	0.250	0.660			
		(5 X 5)	Protocol 3	0.515b	0.280	0.600			
			Protocol 4	0.512b	0.270	0.590			
	Q2	(8 X 8)	Protocol 1	0.551	0.270	0.630	0.766		
			Protocol 2	0.536	0.260	0.630			
		(5 X 5)	Protocol 3	0.543	0.370	0.590			
			Protocol 4	0.530	0.320	0.620			
	Q3	(8 X 8)	Protocol 1	0.544	0.220	0.650	0.145		
			Protocol 2	0.533	0.210	0.640			
		(5 X 5)	Protocol 3	0.515	0.270	0.610			
			Protocol 4	0.503	0.380	0.580			
	Q4	(8 X 8)	Protocol 1	0.567	0.310	0.670	0.081		
			Protocol 2	0.557	0.290	0.660			
		(5 X 5)	Protocol 3	0.532	0.370	0.630			
			Protocol 4	0.530	0.360	0.590			

*Different lower-case letters in the same variable mean statistically significant differences between the groups.

** Different capital letters mean statistically significant differences between the position within the FOV groups.

For remaining teeth area values for the position within the FOV established by the operator for AgPd posts protocols 1 and 4 differed from protocols 2 and 3, which presented smaller artifact intensity values for quadrant 3 (Table 7).

Table 7. Mean, minimum and maximum remaining teeth area values for the position within the FOV established by the operator, different metal posts and scanning protocol.

Metal Post	Position within the FOV	FOV size (cm x cm)	Scanning mode	Remaining teeth areas		p-value (intra group)	p-value (inter group)
				Mean values	Confidence level		
				Min.	Max.		

NiCr posts	Q1	(8 X 8)	Protocol 1	0.093	0.030	0.140	0.9977	0.312
		(5 X 5)	Protocol 2	0.093	0.030	0.140		
			Protocol 3	0.096	0.060	0.140		
			Protocol 4	0.093	0.060	0.130		
	Q2	(8 X 8)	Protocol 1	0.093	0.050	0.180	0.6211	
		(5 X 5)	Protocol 2	0.093	0.050	0.180		
			Protocol 3	0.098	0.070	0.160		
			Protocol 4	0.102	0.050	0.160		
	Q3	(8 X 8)	Protocol 1	0.081	0.060	0.130	0.8938	
		(5 X 5)	Protocol 2	0.081	0.060	0.130		
			Protocol 3	0.084	0.060	0.140		
			Protocol 4	0.088	0.060	0.150		
	Q4	(8 X 8)	Protocol 1	0.076	0.050	0.100	0.9870	
		(5 X 5)	Protocol 2	0.076	0.050	0.100		
			Protocol 3	0.079	0.050	0.100		
			Protocol 4	0.078	0.050	0.100		
AgPd posts	Q1	(8 X 8)	Protocol 1	0.062	0.030	0.080	0.5272	0.084
		(5 X 5)	Protocol 2	0.710	0.040	0.100		
			Protocol 3	0.062	0.040	0.800		
			Protocol 4	0.069	0.040	0.900		
	Q2	(8 X 8)	Protocol 1	0.054	0.020	0.140	0.3559	
		(5 X 5)	Protocol 2	0.059	0.020	0.130		
			Protocol 3	0.055	0.030	0.100		
			Protocol 4	0.067	0.040	0.110		
	Q3	(8 X 8)	Protocol 1	0.072a	0.060	0.090	0.0098*	
		(5 X 5)	Protocol 2	0.057b	0.040	0.080		
			Protocol 3	0.055b	0.030	0.080		
			Protocol 4	0.076a	0.050	0.110		
	Q4	(8 X 8)	Protocol 1	0.063	0.020	0.100	0.4583	
		(5 X 5)	Protocol 2	0.065	0.030	0.140		
			Protocol 3	0.550	0.030	0.900		
			Protocol 4	0.067	0.040	0.100		

*Different lower-case letters in the same variable mean statistically significant differences between the groups.

DISCUSSION

CBCT imaging has been found to affect decision making in therapeutic endodontics significantly. However, CBCT has disadvantages as higher levels of radiation when compared to intraoral radiography and scatter and beam hardening

artifacts due to high-density structures in the area of interest reducing image quality.²⁰ The use of a high atomic number metal alloy as AgPd can lead to greater diagnosis impairment due to higher artefact intensity.^{21,17,7,5} Artifact intensity increases in the presence of high atomic number materials and when the object is not centered within the FOV.⁸

Based on FOV sizes, CBCT systems are categorized into small volume (usually used for scanning few teeth), medium volume (covering one or both jaws), and large volume (covers the entire maxillofacial region). Orthophos XG 3D has three FOV size options that can be classified as small and medium volumes. The smallest FOV is suggested for endodontic applications, as high-resolution image is often needed.²² However, when assessing a large volume, the professional should be able to detect any alteration present in the scan, including endodontic lesions and root fractures.

When acquiring CBCT scans, metal objects should be positioned centrally within the FOV, in order to reduce artifact intensity.⁸ Peripheral positioning, even if suggested by the manufacturer, may increase the artifact intensity of metal objects.^{23,24} Orthophos XG 3D allows the operator to choose five acquisition positions according to the anatomic region of interest when scanning patients. This feature may be helpful when scanning a single tooth; however, for the assessment of more than one tooth, it may position other areas of interest in the peripheral area.

During image acquisition, the operator may choose the position within the FOV by adjusting it manually. Objects positioned posteriorly within the FOV may present higher artifact intensity because of increased artifact intensity arising from the exomass, i.e. structures that lie outside of the FOV but between the X-ray source and the image

receptor.²⁵⁻²⁷ However, in this study the posteriorly positioned quadrants did not present higher artifact intensity when compared to anteriorly positioned quadrants.

Exomass effect is increased in small FOV and its interference on CBCT scanners that allow the use of small and medium FOV sizes needs to be assessed.⁸ When assessing the studied positions within the FOV, the medium FOV size presented higher hyperdense and hypodense artifact intensity than the small FOV choice; therefore, FOV size may play a greater role on artifact intensity than exomass. The interference of exomass in the final image may be associated to specific CBCT scanners and not associated to all available scanners.

According to previous studies,^{28,29,27} small FOVs are associated to high image resolution, due to primary beam limitation which decreases scattered radiation. FOV size affects the metal artifacts around dental implants and a smaller FOV should be used to decrease metal artifacts.^{16,24} In this study, small FOV images presented lower artifact intensity than medium size FOV images, which make them more appropriate for diagnostic tasks.

CBCT scanners allow a large variation of exposure parameters, such as mA, kV, number of basis images and scanner rotation, different sizes and types of detectors, and different reconstruction algorithms that influence the final image quality.⁵ Orthophos XG 3D allows the operator to choose two acquisition protocols, standard mode, and high definition, which vary specific exposure parameters. Previous studies have state that mA does not affect the intensity of artifact on the preimplant²⁴ area and lower mA values lead to lower artifact intensity.⁷ Although the high definition mode decreases mA, it increases the number of basis images (projections) and effective radiation time. Increasing the number of basis images significantly increases the contrast-to-noise ratio;³⁰ however, a previous study stated

that lower resolution protocols using either 84 or 96 kVp are recommended to obtain a high contrast-to-noise values.³¹ In this study, the acquisition mode did not interfere significantly on the artifact intensity of metal posts.

In clinical situations, when the patient presents various metal posts, it is not possible to centralize the object of study within the FOV, so technique limitations of the image method will not be avoided. The use of metal artifact reduction (MAR) tools can reduce artifact intensity; however, its performance on objects positioned on the periphery of the FOV can impair image quality by increasing image noise (Queiroz et al., 2017).³ Therefore, it is important to choose the correct FOV size and position within the FOV than rather rely on MAR tools to obtain images with less artifacts.

CONCLUSION

Orthophos XG 3D scanning modes do not interfere on artifact intensity; however, larger FOV size increases artifact intensity. Objects of interest should be positioned centrally within the FOV and lower dose scanning modes and smaller FOVs should be chose whenever possible.

REFERENCES

1. Schulze R, Heil U, Gross D, Bruellmann DD, Dranischnikow E, Schwanecke U, et al. Artefacts in CBCT: a review. *Dentomaxillofacial Radiology* 2011; 40: 265-73.
2. Makins SR. Artifacts interfering with interpretation of cone beam computed tomography images. *Dent Clin North Am* 2014; 58: 485-95.
3. Queiroz PM, Santaella GM, da Paz TD, Freitas DQ. Evaluation of a metal artefact reduction tool on different positions of a metal object in the FOV. *Dentomaxillofac Radiol* 2017; 46: 1-4.
4. Codari M, de Faria VK, Ferreira PN L, Harter NF, Jacobs R. Quantitative evaluation of metal artifacts using different CBCT devices, high-density materials and field of views. *Clin Oral Implants Res* 2017; 28: 1509-1514.
5. Lira de Farias Freitas AP, Cavalcanti YW, Costa FCM, Peixoto LR, Maia AMA, Rovaris K, Bento PM, et al. Assessment of artefacts produced by metal posts on CBCT images. *Int Endod J* 2019; 52: 223-36.
6. Rabelo KA, Cavalcanti YW, de Oliveira Pinto MG, Sousa MSL, Campos PSF, de Andrade Freitas Oliveira LS, et al. Quantitative assessment of image artifacts from root filling materials on CBCT scans made using several exposure parameters. *Imaging Sci Dent* 2017; 47: 189-97.
7. Diniz de Lima E, Lira de Farias Freitas AP, Mariz Suassuna FC, Sousa Melo SL, Bento PM, Pita de Melo D. Assessment of cone-beam computed tomographic artifacts from different intracanal materials on bi-rooted teeth. *J Endod* 2019; 45: 209-13.
8. de Oliveira Pinto M, Sousa Melo SL, Cavalcanti YW, de Lima ED, Bento PM, de Melo DP. Influence of tooth position within the field of view on the intensity of cone-beam computed tomographic imaging artifacts when assessing teeth restored with various intracanal materials. *Imaging Science in Dentistry* 2020; 50: 141-51.
9. Pauwels R, Stamatakis H, Bosmans H, Bogaerts R, Jacobs R, Horner K, et al. Quantification of metal artifacts on cone beam computed tomography images. *Clin Oral Implants Res* 2013; 24: 94-9.

10. Vasconcelos KF, Nicolielo LF, Nascimento MC, Haiter-Neto F, Bóscolo FN, Van Dessel J, et al. Artefact expression associated with several cone-beam computed tomographic machines when imaging root filled teeth. *Int Endod J* 2014; 48: 994–1000.
11. Pinto MGO, Rabelo KA, Sousa Melo SL, Campos PSF, Oliveira LSAF, Bento PM, et al. Influence of exposure parameters on the detection of simulated root fractures in the presence of various intracanal materials. *Int Endod J* 2017; 50: 586–94.
12. Fakhar HB, Mallahi M, Panjnoush M, Kashani PM. Effect of voxel size and object location in the field of view on detection of bone defects in cone beam computed tomography. *J Dent (Tehran)* 2016; 13: 279-286.
13. Tolentino ES, Amoroso-Silva PA, Alcalde MP, Honório HM, Iwaki LCV, Rubira-Bullen IRF, et al. Accuracy of high-resolution small-volume cone-beam computed tomography in detecting complex anatomy of the apical isthmi: ex vivo analysis. *J Endod* 2018; 44: 1862-1866.
14. Draenert FG, Coppenrath E, Herzog P, Müller S, Mueller-Lisse UG. Beam hardening artefacts occur in dental implant scans with the NewTom cone beam CT but not with the dental 4-row multidetector CT. *Dentomaxillofac Radiol* 2007; 36: 198–203.
15. Hedesiu M, Baciu M, Baciu G, Nackaerts O, Jacobs R; SEDENTEXCT Consortium. Comparison of cone beam CT device and field of view for the detection of simulated periapical bone lesions. *Dentomaxillofac Radiol*. 2012; 41: 548-552.
16. Parsa A, Ibrahim N, Hassan B, Syriopoulos K, van der Stelt P. Assessment of metal artefact reduction around dental titanium implants in cone beam CT. *Dentomaxillofac Radiol* 2014; 43: 1- 6.
17. Iikubo M, Nishioka T, Okura S, Kobayashi K, Sano T, Katsumata A, et al. Influence of voxel size and scan field of view on fracture-like artifacts from gutta-percha obturated endodontically treated teeth on cone-beam computed tomography images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2016; 122: 631–637.
18. Pauwels R, Jacobs R, Bogaerts R, Bosmans H, Panmekiate S. Reduction of scatter-induced image noise in Cone Beam Computed Tomography: effect of field of view size and position. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2016; 121: 188–195.

19. Yamamoto-Silva FP, de Oliveira Siqueira CF, Silva MAGS, Fonseca RB, Santos AA, Estrela C, et al. Influence of voxel size on cone-beam computed tomography-based detection of vertical root fractures in the presence of intracanal metallic posts. *Imaging Science in Dentistry* 2018; 48: 177-84.
20. Chogle S, Zuaitar M, Sarkis R, Saadoun M, Mecham A, Zhao Y. The recommendation of cone-beam computed tomography and its effect on endodontic diagnosis and treatment lanning. *J Endod* 2020; 46: 162-168.
21. Melo SL, Haiter-Neto F, Correa LR, Scarfe WC, Farman AG. Comparative diagnostic yield of cone beam CT reconstruction using various software programs on the detection of vertical root fractures. *Dentomaxillofac Radiol* 2013; 42: 1-8.
22. Tolentino ES, Amoroso-Silva PA, Alcalde MP, Honório HM, Iwaki LCV, Rubira-Bullen IRF, et al. Limitation of diagnostic value of cone-beam CT in detecting apical root isthmuses. *J Appl Oral Sci*. 2020; 28: 1-7.
23. Iikubo M, Osano T, Sano T, Katsumata A, Ariji E, Kobayashi K, et al. Root canal filling materials spread pattern mimicking root fractures in dental CBCT images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2015; 120: 521-527.
24. Shokri A, Jamalpour MR, Khavid A, Mohseni Z, Sadeghi M. Effect of exposure parameters of cone beam computed tomography on metal artifact reduction around the dental implants in various bone densities. *BMC Med Imaging* 2019; 19: 1-10.
25. Oliveira ML, Tosoni GM, Lindsey DH, Mendoza K, Tetradis S, Mallya SM. Influence of anatomical location on CT numbers in cone beam computed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2013; 115: 558-64.
26. Sancho-Puchades M, Hämmерle CH, Benic GI. In vitro assessment of artifacts induced by titanium, titanium-zirconium and zirconium dioxide implants in cone-beam computed tomography. *Clin Oral Implants Res* 2015; 26: 1222–8.
27. Candemil AP, Salmon B, Freitas DQ, Ambrosano GM, Haiter-Neto F, Oliveira ML. Are metal artefact reduction algorithms effective to correct cone beam CT artefacts arising from the exomass? *Dentomaxillofac Radiol* 2019; 48: 1-5.
28. Pauwels R, Jacobs R, Singer SR, Mupparapu M. CBCT-based bone quality assessment: are Hounsfield units applicable? *Dentomaxillofac Radiol* 2015; 44: 1-16.

29. de-Azevedo-Vaz SL, Peyneau PD, Ramirez-Sotelo LR, VasconcelosKde F, Campos PS, Hainter-Neto F. Efficacy of a cone beam computed tomography metal artifact reduction algorithm for the detection of peri-implant fenestrations and dehiscences. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2016; 121: 550-6.
30. Katkar R, Steffy DD, Noujeim M, Deahl ST 2nd, Geha H. The effect of milliamperage, number of basis images, and export slice thickness on contrast-to-noise ratio and detection of mandibular canal on cone beam computed tomography scans: an in vitro study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2016; 122: 646-653.
31. Demirturk KH, Yigit DH, Bechara B, Sinanoglu A, Noujeim M. Contrast-to-noise ratio with different settings in a CBCT machine in presence of different root-end filling materials: an in vitro study. *Dentomaxillofacial Radiology* 2016; 45: 1-8.

7.ARTIGO 2 (Revista Dentomaxilofacial Radiology).

Influence of Size of Field of View (FOV), Position within the FOV, and Scanning Modes on the Detection of Root Fracture and Observer's Perception of Artifacts in CBCT images

Running Title: FOV position and root fracture

Martina Gerlane de Oliveira Pinto, DDS, MSD – Department of Oral Diagnosis, State University of Paraíba, Campina Grande, Brazil. email: martinnacg@gmail.com

Saulo Leonardo Sousa Melo, DDS, MSD, PhD, MS – Department of Integrative Biomedical & Diagnostic Sciences School of Dentistry, Oregon Health & Science University, Portland, USA. email: sousamel@ohsu.edu

Fernanda Clotilde Mariz Suassuna, DDS, MSD – Department of Oral Diagnosis, Division of Oral Radiology, State University of Paraíba- UEPB, Campina Grande, Brazil; email: fernandacosta3@hotmail.com

Luiz Eduardo Marinho, DDS, MSD – Department of Oral Diagnosis, Division of Oral Radiology, State University of Paraíba- UEPB, Campina Grande, Brazil; email: luizemx@gmail.com

José Bruno da Silva Leite, DDS - Department of Oral Diagnosis, Higher Educational Center of Patos - UNIFIP, Patos, Brazil; email: brunoleite82@gmail.com

Andre Ulisses Dantas Batista, DDS, MSD, PhD – Department of Dentistry, Federal University of Paraíba- UFPB, João Pessoa, Brazil; email: andreulisses@yahoo.com.br

Patrícia Meira Bento, DDS, MSD, PhD– Department of Oral Diagnosis, Division of Oral Radiology, State University of Paraíba- UEPB, Campina Grande, Brazil; email: patmeira@uol.com.br

Daniela Pita de Melo, DDS, MSD, PhD - Department of Oral Diagnosis, State University of Paraíba, Campina Grande, Brazil. Email: danipita@gmail.com

Corresponding author:

Daniela Pita de Melo

Rua Baraúnas, 351, Bairro Universitário

Campina Grande, PB, Brazil. 58429-500

e-mail: danipita@gmail.com

ABSTRACT

Aim: To assess the influence of field of view (FOV) sizes, scanning positions within the FOV and scanning modes on root fracture detection and artifact perception.

Methods: Forty single-rooted premolars restored with NiCr and AgPd posts were divided into two groups: fractured and sound. All teeth were scanned using four sets of CBCT scanning protocols varying FOV sizes (80mm x 80mm and 50mm x 55mm) and scanning modes (Standard Mode and High Definition). The sample was positioned within the FOV as follows: 1- pre-established positions (central and lateral) and 2- established by the operator (quadrants). Root fracture detection and artifact perception were assessed by two observers using a 5-point and a 4-point scale, respectively. Sensitivity, specificity, accuracy, and AUC values were calculated and compared by ANOVA two-way and Tukey's test. Chi-square and Fisher's exact test were used to assess artifact perception. The level of significance was set at $p < 0.05$.

Results: The central position within the FOV presented higher sensitivity, specificity, accuracy, and AUC values and differed from the lateral position within the FOV for the studied metal posts ($p < 0.05$). Quadrant 2 presented the best sensitivity, specificity, and accuracy values, differing from the other studied quadrants ($p = 0.004$). AgPd posts presented higher severe artifacts values than NiCr ($p = 0.037$). The smaller FOV presented lower severe artifact values than the larger FOV ($p < 0.05$).

Conclusion: Positioning the object in the center or closer to the anterior periphery of the FOV while using a small FOV improves root fracture detection and decreases artifact.

Keywords: cone-beam computed tomography, tooth fracture, sensitivity and specificity, metals, artefact.

INTRODUCTION

Cone beam computed tomography (CBCT) is the image exam of choice for the detection, interpretation, and treatment of endodontic alterations.^{1,2,3} However, in the presence of high atomic number materials tomographic images present artifacts that substantially influence the diagnosis of root fractures.⁴ CBCT artifacts occur because of the differences in attenuation and absorption of the x-ray beams when in contact with high density materials.^{5,6} This interaction causes an effect called beam hardening, which is characterized by hyperdense and hypodense bands and lines oriented along the projection lines.^{5,6}

Metal artifacts can hinder the visualization of the region of interest when assessing root fractures, leading to false-positive and false-negative results.^{7,8,5,9} To minimize the effects of artifacts on diagnostic tasks, one can vary the CBCT exposure parameters or apply artifact reduction algorithms.¹⁰ However, the detection of root fractures depends on other factors as the direction of the fracture, the CBCT scanner and protocols used for image acquisition and the use of different filters and algorithms applied during image analysis.¹¹

Root fracture detection demands an individualized image exposure protocol, which includes limited field of view (FOV) size encompassing only the assessed tooth and its adjacent area.¹² The number of CBCT scanners in the market has increased over the years and scanners with varying FOV sizes are widely available; however, the operator has to acknowledge the necessity to choose the correct parameters for each clinical situation and attempt to centralize the object of interest within the FOV to acquire the highest quality image possible.¹³ According to de Oliveira Pinto et al., (2020), posterior horizontal positions within the FOV lead to higher artifact intensity

possibly due to an increase of the exomass, especially in limited sized FOVs. Exomass seems to vary between CBCT scanners and can be avoided or minimized by choosing a larger FOV; however, avoiding exomass by increasing the FOV size may increase radiation dose.

ORTHOPHOS XG 3D is a CBCT scanner that allows the operator to choose between two pre-establish scanning modes – Standard Mode (SM) and High definition (HD) – with fixed exposure parameters, different FOV sizes, and pre-established positions within the FOV that can be varied according to the scanned area of interest. The possibility of choosing different exposure parameters may reduce exposure dose. Strategies to decrease artifact intensity are important to increase image quality and to acquire images that improve the diagnosis and treatment planning.

Therefore, this study aims to assess the influence of ORTHOPHOS XG 3D FOV sizes, scanning positions within the FOV and scanning modes on root fracture detection and observer artifact perception.

MATERIAL AND METHODS

This in vitro experimental study was approved by the Ethics and Research Committee of the first author's institution (protocol number: 67156217.6.0000.5181) and follows the Helsinki Declaration.

Sample preparation

Forty single-rooted premolars extracted for therapeutic reasons were selected as the study sample. As inclusion criteria, all teeth should have a maximum root curvature of $\leq 5^\circ$ and similar dimensions. The sample was assessed for the absence of root

fractures and to exclude those with pulp stones, internal and/or external root resorption, previous endodontic treatment, multiple root canals, root canal obliteration, root fractures or any other anomaly, by transillumination and digital radiography (Digora Optime, Soredex, Tuusula, Finland).

After cleaning and disinfection protocols, all crowns were removed at the cementoenamel junction and root canals were prepared to a standard size using the Reciproc R50 system (VDW, München, Germany). A thermo-mechanically compacted root filling was placed using endodontic cement Sealer 26 (Dentsply, Rio de Janeiro, Brazil) and PacMac 21 mm, size 45, .04 taper (SybronEndo Dental Specialties, Glendora, CA, USA) and gutta-percha of the roots' coronal two-thirds were removed using size 1 Piezo drills (Peeso Long Drill no 1, Dentsply Sirona Endodontics, Ballaigues, Switzerland).

The sample was divided into two groups: nickel-chrome (NiCr) metal post and silver-palladium (AgPd) metal post, each containing twenty teeth. Post preparation was performed using a direct technique (standard dowel made of Duralay acrylic resin) and the coronal part of the metal post was standardized using a heavy-base condensation silicone matrix (Zetaplus, Zhermack, Italy). Cementation of the metal posts was done using Allcem (FGM, Joinville, SC, Brazil) dual-cure resin, and periapical radiographs were taken to validate the metal posts fitting and cementation.

Half of the sample, ten NiCr post restored teeth and ten AgPd restored teeth, was submitted to artificial fracture induction according to the following protocol.

Fracture Induction

Each tooth root was covered with polyether printing material (Impregum F, 3M-Espe, Seefeld, Germany) to reproduce the periodontal ligament. The teeth were

mounted, individually, in 35 x 22 mm acrylic tubes filled with acrylic resin (Vipi flash, VIPI, São Paulo, Brazil). To simulate the biological space, teeth were mounted into acrylic resin by leaving 3 mm from the cervical margin. The sample remained fixed until the acrylic resin was totally polymerized.

Fracture induction was done using an Instron machine (INSTRON 3365, Instron Corporation, Canton, MA, USA). The fracture was performed by a spherical metal tip positioned on the coronal composite resin part of the tooth with a 22.5° angulation and 0.5 mm/min speed. When the fracture occurred, the machine stopped, which avoided fragments displacement.

CBCT scans acquisition

CBCT scans of all teeth were acquired using ORTHOPHOS XG 3D (Sirona Dental Systems, Bernsheim, Germany).

Previous to image acquisition, all teeth were coated with a 0.2 mm thick layer of wax and positioned in the left central incisor alveolae of a partially dentated maxilla of a dry human skull coated with a 5 mm thick layer of wax to simulate soft tissue. The set human skull and teeth was emerged in a Styrofoam box filled with water to reassure soft tissue simulation.

Four sets of CBCT scan protocols varying FOV sizes (80 mm x 80 mm and 50 mm x 55mm) and scanning acquisition modes (SM and HD) were set for image acquisitions. For SM protocol the tube current, image basis and effective radiation time were set at 7 mA, 200 images and 5s, respectively, and for the HD protocol at 5mA, 500 images and 14.3s. Tube voltage (kV) and voxel size were set at 85 and 0.100 mm, respectively (Table 1).

Table 1: Orthophos XG 3D protocols aquision.

Protocol	Mode	FOV (mm x mm)	mA	kV	Voxel size (mm)	Image basis (number)	Effective radiation time (s)
1	SM	80 x 80	7	85	0.100	200	5
2	HD	80 x 80	5	85	0.100	500	14.3
3	SM	50 x 55	7	85	0.100	200	5
4	HD	50 x 55	5	85	0.100	500	14.3

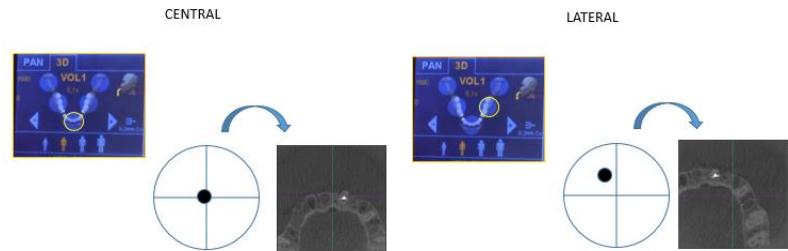
Object positioning within the FOV

CBCT scans were acquired using two different methods of positioning the object within the FOV - CBCT scanner pre-established position within the FOV and CBCT scanner position within the FOV established by the operator.

CBCT scanner pre-established position within the FOV

After positioning the skull, each tooth was positioned within the FOV according to the scanning areas established by the manufacturer. Two different positions were used for image acquisition: 1- Central – (anterior teeth) and 2- Lateral (left side premolars for 50 x 55 mm x cm FOV size and left side molar for 80 x 80 mm x mm FOV size) (Figure 1).

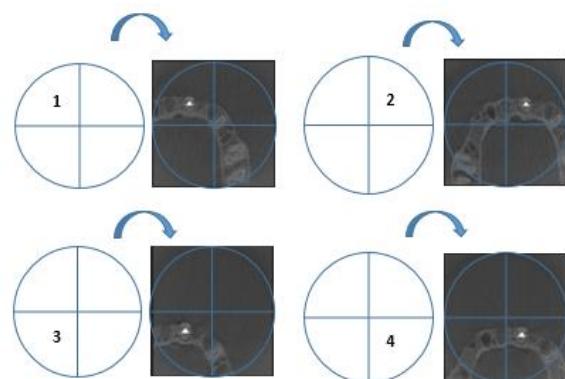
Figure 1: CBCT system pre-established position of teeth within the FOV: central and peripheral



CBCT scanner position within the FOV established by the operator

Four diagonal positions within the FOV were established by dividing the FOV in four equal size quadrants and the object was centered within each quadrant: Q1 – upper left quadrant; Q2- upper right quadrant, Q3- lower left quadrant, Q4- lower right quadrant (Figure 2).

Figure 2: Positioning of teeth within the FOV established by the operator.



A total of 960 CBCT scans (40 teeth- 20 sound and 20 fractured, 4 exposure protocols- 2 FOV sizes and 2 scanning modes, and 6 positions within the FOV) were

acquired and saved in Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) format. All scans were coded according to the presence or absence of root fracture, FOV size, position within the FOV, scanning mode and metal post group.

CBCT assessment

Each DICOM file was read on the scanner's native software (Sidelis 4, v. 4.1.3, Sirona, York, USA) by two observers, with at least five years of experience on CBCT reading. Prior to all examination sessions, verbal and practical instructions and calibration tests were performed. CBCT assessment was done twice in two different moments, with a two-week interval. Adjustments for zoom, brightness and contrast settings were left to the discretion of each observer. A limit of 20 volumes were evaluated per day.

The assessment of root fracture detection was done using a 5-point confidence scale for root fracture detection (1- fracture definitely not present, 2- fracture probably not present, 3- uncertain whether fracture is present or not, 4- fracture probably present and 5 fracture definitely present. For the presence of artifact, a 4-point score scale was used: 0- absent; 1- mild – artifact was present, but did not interfere on RF diagnosis; 2- moderate – artifact was present and might interfere on RF diagnosis; 3- severe – artifact was present and definitely interfered on RF diagnosis). When artifact was considered present, the observer should categorize the artifact as: 1- hypodense halos, 2- hypodense lines and 3- hyperdense lines.

Data analysis

Data were tabulated and analyzed statistically using the Statistical Package for Social Sciences program (IBM SPSS Statistics, v.21, IBM, Chicago, IL, USA). All analyses were conducted considering the 95% confidence level ($p < 0.05$).

Kappa intra-observer coefficient reproducibility value for root fracture detection varied from 0.65 to 0.73 and inter-observer coefficient from 0.51 to 0.70. Kappa intra and inter-observer coefficient for artifact intensity varied from 0.69 to 0.86 and from 0.54 – 0.85, respectively.

The sensitivity, specificity, and accuracy and AUC values were calculated and compared by two-way analyses of variance (two-way ANOVA) and Tukey's test. Artifact interference on root fracture was assessed by descriptive analysis and ANOVA Two-way. For artifact characterization as hypodense halo, hypodense and hyperdense lines and post groups, Chi-square and Fisher's exact test were used.

RESULTS

Fracture Detection Assessment

CBCT scanner pre-established position within the FOV

The central position within the FOV presented higher sensitivity, specificity, accuracy and AUC values and differed from the lateral position within the FOV for the studied metal posts (for NiCr $p=0.03$, $p=0.046$, $p= 0.021$, $p= 0.031$, and for AgPd $p=0.032$, $p=0.041$, $p=0.011$ and $p=0.026$ respectively). Protocols 3 and 4 presented higher sensitivity values and differed statistically from protocols 1 and 2 for both studied post groups ($p=0.027$, $p= 0.043$ and $p=0.030$), except for NiCr in the central position within the FOV for observer 1 which showed the highest sensitivity values for protocol 4, which differed statistically from protocol 1 ($p=0.006$) (Table 2).

For NiCr post group sensitivity values, protocol 4 presented higher specificity values and differed from protocol 1 in the central position within the FOV for observer 2 ($p=0.023$). In the lateral position within the FOV, Protocols 2, 3 and 4 presented higher specificity values and differed and from protocol 1 for observer 2 ($p=0.004$). For AgPd posts, protocols 3 and 4 presented higher specificity values and differed from protocols 1 and 2 in the central position within the FOV for observer 2 ($p=0.025$); however, no statistical differences were found between the protocols in the lateral position within the FOV (Table 2).

Protocol 4 presented higher accuracy values and differed from protocols 1 and 2 in the central position within the FOV for NiCr post ($p= 0.042$). Protocol 4 also presented the highest AUC values and differed from the other studied protocols in the central position within the FOV ($p= 0.021$ e $p= 0.023$). Protocol 1 presented the lowest accuracy values and differed from protocols 2, 3, and 4 for NiCr post in the lateral position within the FOV ($p=0.033$). For AgPd post, Protocol 4 presented higher accuracy values and differed from protocol 1 in the central position within the FOV ($p=0.017$). There was no statistical difference between exposure protocols for AgPd post in the lateral position within the FOV (Table 2).

Table 2: Sensitivity (Se), specificity (Sp) and precision (Ac) values for each observer of the first positioning method.

Metal	Position within the FOV	FOV Size (cm x cm)	Scanning mode	Se				Sp				Ac			
				Ob. 1	p-valor	Ob.2	p-valor	Ob.1	p-valor	Ob.2	p-valor	Ob. 1	p-valor	Ob. 2	p-valor
NiCr	Central A	8 X 8	Protocol 1	0.50 ^a		0.70 ^a		0.70 ^a		0.70 ^a		0.60 ^a		0.70 ^a	
			Protocol 2	0.60 ^{ab}		0.70 ^a		0.70 ^a		0.80 ^{ab}		0.65 ^a		0.75 ^a	
		5 X 5	Protocol 3	0.70 ^{bc}	0,006	0.90 ^b	0,023	0.70 ^a	0,434	0.80 ^{ab}	0,023	0.70 ^a	0,361	0.85 ^{ab}	0,042
			Protocol 4	0.80 ^c		0.90 ^b		0.60 ^a		0.90 ^b		0.70 ^a		0.90 ^b	
	Lateral B	8 X 8	Protocol 1	0.30 ^a		0.60 ^a		0.70 ^a		0.50 ^a		0.50 ^a		0.55 ^a	
			Protocol 2	0.40 ^a		0.60 ^a		0.70 ^a		0.80 ^b		0.55 ^a		0.70 ^b	
		5 X 5	Protocol 3	0.60 ^b	0,027	0.80 ^b	0,031	0.60 ^{ab}	0,007	0.80 ^b	0,004	0.60 ^a	0,265	0.80 ^b	0,033
			Protocol 4	0.70 ^b		0.80 ^b		0.50 ^b		0.90 _b		0.60 ^a		0.85 ^b	
AgPd	Central A	8 X 8	Protocol 1	0.40 ^a		0.60 ^a		0.60 ^a		0.60 ^a		0.50 ^a		0.60 ^a	
			Protocol 2	0.40 ^a		0.60 ^a		0.60 ^a		0.70 ^a		0.50 ^a		0.65 ^{ab}	
		5 X 5	Protocol 3	0.60 ^b	0,043	0.70 ^a	0,844	0.70 ^a	0,396	0.90 ^b	0,025	0.65 ^a	0,057	0.75 ^{ab}	0,017
			Protocol 4	0.60 ^b		0.70 ^a		0.70 ^a		0.90 ^b		0.65 ^a		0.80 ^b	
	Lateral B	8 X 8	Protocol 1	0.30 ^a		0.40 ^a		0.60 ^a		0.60 ^a		0.45 ^a		0.50 ^a	
			Protocol 2	0.30 ^a		0.40 ^a		0.60 ^a		0.70 ^a		0.45 ^a		0.55 ^a	
		5 X 5	Protocol 3	0.50 ^b	0,030	0.60 ^b	0,039	0.50 ^a	0,230	0.70 ^a	0,378	0.50 ^a	0,425	0.65 ^a	0,073
			Protocol 4	0.50 ^b		0.60 ^b		0.50 ^a		0.70 ^a		0.50 ^a		0.65 ^a	

CBCT scanner position within the FOV established by the operator

When assessing NiCr posts, protocols 3 and 4 presented higher sensitivity values and differed statistically from protocols 1 and 2 for all studied positions within the FOV (quadrants) ($p<0.05$). Quadrant 2 presented the best sensitivity, specificity, accuracy, and AUC values and differed statistically from the other studied positions within the FOV ($p= 0.004$) (Table 3).

Table 3: Sensitivity (Se), specificity (Sp), and accuracy (Ac) values for NiCr material from the second positioning method.

Metal Post	Position within the FOV	FOV Size (cm x cm)	Scanning mode	Se				Sp				Ac			
				Ob. 1	p-valor	Ob.2	p-valor	Ob.1	p-valor	Ob.2	p-valor	Ob. 1	p-valor	Ob. 2	p-valor
NiCr	Q1 A	8 X 8	Protocol 1	0.40 ^a		0.30 ^a		0.60 ^a		0.70 ^a		0.50 ^a		0.50 ^a	
			Protocol 2	0.40 ^a		0.40 ^a		0.60 ^a		0.70 ^a		0.50 ^a		0.55 ^a	
		5 X 5	Protocol 3	0.60 ^b	0,043	0.70 ^b	0,021	0.50 ^a	0,264	0.60 ^a	0,372	0.55 ^a	0,321	0.65 ^a	0,086
			Protocol 4	0.60 ^b		0.70 ^b		0.50 ^a		0.60 ^a		0.55 ^a		0.65 ^a	
	Q2 B	8 X 8	Protocol 1	0.50 ^a		0.60 ^a		0.70 ^a		0.60 ^a		0.60 ^a		0.60 ^a	
			Protocol 2	0.50 ^a		0.60 ^a		0.70 ^a		0.60 ^a		0.60 ^a		0.60 ^a	
		5 X 5	Protocol 3	0.70 ^b	0,047	0.80 ^b	0,041	0.60 ^a	0,357	0.60 ^a	0,389	0.65 ^a	0,548	0.70 ^a	0,0764
			Protocol 4	0.70 ^b		0.80 ^b		0.60 ^a		0.70 ^a		0.65 ^a		0.75 ^a	
Q3 C	Q3 C	8 X 8	Protocol 1	0.20 ^a		0.30 ^a		0.60 ^a		0.50 ^a		0.40 ^a		0.40 ^a	
			Protocol 2	0.30 ^a		0.30 ^a	0,023	0.60 ^a	0,276	0.50 ^a	0,366	0.45 ^a	0,345	0.40 ^a	0,083
		5 X 5	Protocol 3	0.50 ^b		0.50 ^b		0.50 ^a		0.50 ^a		0.50 ^a		0.50 ^a	
			Protocol 4	0.50 ^b		0.50 ^b		0.50 ^a		0.60 ^a		0.50 ^a		0.55 ^a	
	Q4 AD	8 X 8	Protocol 1	0.40 ^a		0.30 ^a		0.50 ^a		0.80 ^a		0.45 ^a		0.55 ^a	
			Protocol 2	0.40 ^a	0,047	0.30 ^a	0,028	0.50 ^a	0,364	0.80 ^a	0,267	0.45 ^a	0,068	0.55 ^a	0,447
		5 X 5	Protocol 3	0.50 ^{ab}		0.50 ^b		0.50 ^a		0.70 ^a		0.50 ^a		0.60 ^a	
			Protocol 4	0.60 ^b		0.60 ^b		0.60 ^a		0.70 ^a		0.60 ^a		0.65 ^a	

Means with different letters are statistically different ($P < 0.05$).

When assessing AgPd posts, protocols 3 and 4 presented higher sensitivity values and differed statistically from protocols 1 and 2 for all studied positions within the FOV (quadrants) ($p<0.05$). Protocols 3 and 4 presented higher specificity values than protocol 1 for observer 1 on quadrant 3 ($p=0.035$) (Table 4).

Additionally, the protocols 3 and 4 presented higher accuracy values and differed from protocol 1 for observer 1 on quadrant 3 ($p=0.037$); and protocol 4 differed from protocol 1 for quadrant 4 ($p=0.043$). Quadrant 2 presented the best sensitivity, specificity and accuracy values and differed statistically from the other studied positions within the FOV ($p=0.023$). For AgPd posts, protocol 1 AUC values differed statistically for protocols 3 and 4 in Q2 ($p=0.053$) (Table 4).

Table 4: Sensitivity (Se), specificity (Sp), and accuracy values for AgPd material from the second positioning method.

Metal Post	Position within the FOV	FOV Size (cm x cm)	Scanning mode	Se				Sp				Ac			
				Ob. 1	p-valor	Ob.2	p-valor	Ob.1	p-valor	Ob.2	p-valor	Ob. 1	p-valor	Ob. 2	p-valor
AgPd	Q1 A	8 X 8	Protocol 1	0.20 ^a		0.30 ^a		0.70 ^a		0.70 ^a		0.45 ^a		0.50 ^a	
			Protocol 2	0.40 ^b	0,031	0.40 ^{ab}	0,038	0.70 ^a	0,326	0.70 ^a	0,345	0.55 ^a	0,078	0.55 ^a	0,267
		5 X 5	Protocol 3	0.50 ^b		0.50 ^{bc}		0.60 ^a		0.70 ^a		0.55 ^a		0.60 ^a	
			Protocol 4	0.50 ^b		0.60 ^c		0.70 ^a		0.60 ^a		0.60 ^a		0.60 ^a	
	Q2 B	8 X 8	Protocol 1	0.30 ^a		0.30 ^a		0.70 ^a		0.70 ^a		0.50 ^a		0.50 ^a	
			Protocol 2	0.40 ^a	0,027	0.40 ^a	0,024	0.70 ^a	0,462	0.70 ^a	0,453	0.55 ^a	0,086	0.55 ^a	0,097
		5 X 5	Protocol 3	0.60 ^b		0.70 ^b		0.60 ^a		0.60 ^a		0.60 ^a		0.65 ^a	
			Protocol 4	0.70 ^b		0.70 ^b		0.60 ^a		0.70 ^a		0.65 ^a		0.65 ^a	
	Q3 C	8 X 8	Protocol 1	0.10 ^a		0.20 ^a		0.30 ^a		0.50 ^a		0.20 ^a		0.35 ^a	
			Protocol 2	0.20 ^a	0,032	0.20 ^a	0,037	0.40 ^{ab}	0,035	0.50 ^a	0,448	0.30 ^{ab}	0,037	0.35 ^a	0,564
		5 X 5	Protocol 3	0.30 ^b		0.40 ^b		0.50 ^b		0.40 ^a		0.40 ^b		0.40 ^a	
			Protocol 4	0.30 ^b		0.40 ^b		0.50 ^b		0.40 ^a		0.40 ^b		0.40 ^a	
	Q4 AC	8 X 8	Protocol 1	0.20 ^a		0.20 ^a		0.60 ^a		0.60 ^a		0.40 ^a		0.40 ^a	
			Protocol 2	0.20 ^a	0,035	0.30 ^{ab}	0,026	0.60 ^a	0,367	0.70 ^a	0,348	0.40 ^a	0,537	0.50 ^{ab}	0,043
		5 X 5	Protocol 3	0.40 ^b		0.40 ^b		0.50 ^a		0.70 ^a		0.45 ^a		0.55 ^{ab}	
			Protocol 4	0.40 ^b		0.60 ^c		0.50 ^a		0.60 ^a		0.45 ^a		0.60 ^b	

Artifact assessment

CBCT scanner pre-established position within the FOV

For both metal posts, the lateral position within the FOV presented higher severe artifacts and differed statistically from the central position within the FOV for observer 2 ($p=0.045$). AgPd post images presented higher severe artifacts than NiCr ($p=0.037$). The smaller FOV size presented lower severe artifacts than the larger FOV <0,05 (Table 5).

Table 5: Influence of artifacts in the detection of root fractures in percentages for the first analysis method.

Metal Post	Position within the FOV	FOV Size (cm x cm)	Scanning mode	Absent, n (%)		Light, n (%)		Moderate, n (%)		Severe, n (%)		TOTAL
				Ob. 1	Ob. 2	Ob. 1	Ob. 2	Ob. 1	Ob. 2	Ob. 1	Ob. 2	
NiCr	Central	8 X 8	Protocol 1	0 (0.0)	0 (0.0)	2 (10.0)	2 (10.0)	12 (60.0)	12 (60.0)	6 (30.0)	6 (30.0)	40 (100.0)
			Protocol 2	0 (0.0)	0 (0.0)	3 (15.0)	2 (10.0)	12 (60.0)	12 (60.0)	5 (25.0)	6 (30.0)	40 (100.0)
		5 X 5	Protocol 3	0 (0.0)	0 (0.0)	4 (20.0)	4 (20.0)	11 (55.0)	11 (55.0)	4 (20.0)	5 (25.0)	40 (100.0)
			Protocol 4	0 (0.0)	0 (0.0)	6 (30.0)	6 (30.0)	11 (55.0)	10 (50.0)	6 (30.0)	4 (20.0)	40 (100.0)
	Lateral	8 X 8	Protocol 1	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	13 (65.0)	12 (60.0)	7 (35.0)	8 (40.0)	40 (100.0)
			Protocol 2	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	1 (5.0)	13 (65.0)	11 (55.0)	7 (35.0)	8 (40.0)	40 (100.0)
		5 X 5	Protocol 3	0 (0.0)	0 (0.0)	2 (10.0)	3 (15.0)	13 (65.0)	11 (55.0)	5 (25.0)	6 (30.0)	40 (100.0)
			Protocol 4	0 (0.0)	0 (0.0)	2 (10.0)	4 (20.0)	12 (60.0)	10 (50.0)	4 (20.0)	6 (30.0)	40 (100.0)
AgPd	Central	8 X 8	Protocol 1	0 (0.0)	0 (0.0)	1 (5.0)	0 (0.0)	11 (55.0)	11 (55.0)	8 (40.0)	9 (45.0)	40 (100.0)
			Protocol 2	0 (0.0)	0 (0.0)	1 (5.0)	1 (5.0)	11 (55.0)	12 (60.0)	8 (40.0)	7 (35.0)	40 (100.0)
		5 X 5	Protocol 3	0 (0.0)	0 (0.0)	3 (15.0)	3 (15.0)	10 (50.0)	11 (55.0)	7 (35.0)	6 (30.0)	40 (100.0)
			Protocol 4	0 (0.0)	0 (0.0)	5 (25.0)	4 (20.0)	10 (50.0)	10 (50.0)	5 (25.0)	6 (30.0)	40 (100.0)

		Protocol 1	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	8 (40.0)	7 (35.0)	12 (60.0)	13 (65.0)	40 (100.0)
	8 X 8	Protocol 2	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	8 (40.0)	7 (35.0)	12 (60.0)	13 (65.0)	40 (100.0)
Lateral		Protocol 3	0 (0.0)	0 (0.0)	2 (10.0)	1 (5.0)	7 (35.0)	9 (45.0)	11 (55.0)	10 (50.0)	40 (100.0)
	5 X 5	Protocol 4	0 (0.0)	0 (0.0)	2 (10.0)	1 (5.0)	7 (35.0)	9 (45.0)	11 (55.0)	10 (50.0)	40 (100.0)

When assessing the types of artifacts for the different FOV sizes, the presence of hypodense halos, hypodense lines and hyperdense lines decreased for images acquired with protocols 3 and 4 ($p<0.05$). Metal posts scanned in the central position within the FOV presented less hypodense halos, hypodense lines and hyperdense lines, differing statistically from the lateral position ($p=0.036$, $p=0.043$ and $p=0.021$, respectively). AgPd posts presented higher hypodense halos, hypodense lines and hyperdense lines than NiCr posts ($p=0.033$, $p=0.026$ and $p=0.005$ respectively). For AgPd posts, the central position within the FOV differed statistically from the lateral position within the FOV for hypodense lines ($p= 0.032$) (Table 6).

Table 6: Characterization of halo, hypodense and hyperdense artifacts for each condition of intracanal material, FOV size and image resolution.

	Scanning mode	Halo				Hipo				Hiper				p-valor
		Absent n (%)	Moderate n (%)	Severe n (%)	p-valor	Absent n (%)	Moderate n (%)	Severe n (%)	p-valor	Absent n (%)	Moderate n (%)	Severe n (%)	p-valor	
Observer. 1														
NiCr	Protocol 1	1 (5.0)	12 (60.0)	7 (35.0)	0,26 7 A	0 (0.0)	12 (60.0)	8 (40.0)	0,80 2 A	0 (0.0)	10 (50.0)	10 (50.0)	0,34 6 A	0,078
	Protocol 2	0 (0.0)	13 (65.0)	7 (35.0)		0 (0.0)	14 (70.0)	6 (30.0)		0 (0.0)	10 (50.0)	10 (50.0)		0,032
	Protocol 3	0 (0.0)	16 (80.0)	4 (20.0)		2 (10.0)	13 (65.0)	5 (25.0)		2 (10.0)	11 (55.0)	7 (35.0)		0,037
	Protocol 4	0 (0.0)	16 (80.0)	4 (20.0)		1 (5.0)	14 (70.0)	4 (20.0)		1 (5.0)	12 (60.0)	7 (35.0)		0,024
Central	Observer. 2													
	Protocol 1	0 (0.0)	11 (55.0)	9 (45.0)	0,06 2 A	1 (5.0)	11 (55.0)	8 (40.0)	0,08 6 A	0 (0.0)	10 (50.0)	10 (50.0)	0,50 1 A	0,867
	Protocol 2	0 (0.0)	12 (60.0)	8 (40.0)		1 (5.0)	12 (60.0)	7 (35.0)		0 (0.0)	10 (50.0)	10 (50.0)		0,843
	Protocol 3	0 (0.0)	15 (75.0)	5 (25.0)		2 (10.0)	13 (65.0)	5 (25.0)		0 (0.0)	11 (55.0)	9 (45.0)		0,048
	Protocol 4	0 (0.0)	15 (75.0)	5 (25.0)		3 (15.0)	13 (65.0)	4 (20.0)		0 (0.0)	12 (60.0)	8 (40.0)		0,032
NiCr Lateral	Observer. 1													
	Protocol 1	0 (0.0)	9 (45.0)	11 (55.0)	0,07 4 B	0 (0.0)	8 (40.0)	12 (60.0)	0,42 5 B	1 (5.0)	5 (25.0)	14 (70.0)	0,02 3 B	0,005
	Protocol 2	0 (0.0)	11 (55.0)	9 (45.0)		1 (5.0)	10 (50.0)	10 (50.0)		0 (0.0)	8 (40.0)	12 (60.0)		0,041
	Protocol 3	0 (0.0)	12 (60.0)	8 (40.0)		0 (0.0)	12 (60.0)	8 (40.0)		0 (0.0)	10 (50.0)	10 (50.0)		0,879
	Protocol 4	0 (0.0)	13 (65.0)	7 (35.0)		0 (0.0)	12 (60.0)	8 (40.0)		0 (0.0)	11 (55.0)	9 (45.0)		0,063
Observer 2														
	Protocol 1	0 (0.0)	8 (40.0)	12 (60.0)	0,50	0 (0.0)	9 (45.0)	11 (55.0)	0,08	2 (10.0)	6 (30.0)	12 (60.0)	0,32	0,076

Protocol 2	0 (0.0)	10 (50.0)	10 (50.0)	<u>3</u>	0 (0.0)	9 (45.0)	11 (55.0)	<u>1</u>	0 (0.0)	9 (45.0)	11 (55.0)	<u>2</u>	0,965
Protocol 3	0 (0.0)	11 (55.0)	9 (45.0)	B	1 (5.0)	10 (50.0)	9 (45.0)	B	0 (0.0)	10 (50.0)	10 (50.0)	B	0,953
Protocol 4	0 (0.0)	11 (55.0)	9 (45.0)		2 (10.0)	10 (50.0)	8 (40.0)		0 (0.0)	10 (50.0)	10 (50.0)		0,862

Different capital letters differ statistically ($p < 0.05$).

	Scanning mode	Halo				Hipo				Hiper				p- valor
		Absent n (%)	Moderate n (%)	Severe n (%)	p- valor	Absent n (%)	Moderate n (%)	Severe n (%)	p- valor	Absent n (%)	Moderate n (%)	Severe n (%)	p- valor	
Observer 1														
	Protocol 1	0 (0.0)	11 (55.0)	9 (45.0)	0,65	0 (0.0)	8 (40.0)	12 (60.0)	0,04	0 (0.0)	7 (35.0)	13 (65.0)	0,86	0,050
	Protocol 2	0 (0.0)	12 (60.0)	8 (40.0)	4	0 (0.0)	10 (50.0)	10 (50.0)	3	0 (0.0)	8 (40.0)	12 (60.0)	7	0,102
	Protocol 3	0 (0.0)	14 (70.0)	6 (30.0)	A	0 (0.0)	12 (60.0)	8 (40.0)	A	0 (0.0)	11 (55.0)	9 (45.0)	A	0,089
AgPd	Protocol 4	0 (0.0)	14 (70.0)	6 (30.0)		0 (0.0)	13 (65.0)	7 (35.0)		0 (0.0)	11 (55.0)	9 (45.0)		0,075
Central	Observer 2													
	Protocol 1	0 (0.0)	11 (55.0)	9 (45.0)	0,06	2 (10.0)	9 (45.0)	11 (55.0)	0,03	0 (0.0)	8 (40.0)	12 (60.0)	0,75	0,578
	Protocol 2	1 (5.0)	10 (50.0)	9 (45.0)	9	1 (5.0)	9 (45.0)	11 (55.0)	2	0 (0.0)	9 (45.0)	11 (55.0)	7	0,086
	Protocol 3	1 (5.0)	14 (70.0)	5 (25.0)	A	3 (15.0)	13 (65.0)	7 (35.0)	A	0 (0.0)	10 (50.0)	10 (50.0)	A	0,046
	Protocol 4	0 (0.0)	16 (80.0)	4 (20.0)		1 (5.0)	15 (75.0)	5 (25.0)		0 (0.0)	10 (50.0)	10 (50.0)		0,023
AgPd	Observer 1													
Lateral	Protocol 1	1 (5.0)	8 (40.0)	11 (55.0)	0,53	0 (0.0)	7 (35.0)	13 (65.0)	0,06	0 (0.0)	4 (20.0)	16 (80.0)	0,03	0,039

Protocol 2	0 (0.0)	10 (50.0)	10 (50.0)	<u>6</u>	0 (0.0)	8 (40.0)	12 (60.0)	<u>7</u>	0 (0.0)	5 (25.0)	15 (75.0)	<u>8</u>	0,047
Protocol 3	0 (0.0)	13 (65.0)	7 (35.0)	A	0 (0.0)	11 (55.0)	9 (45.0)	AB	0 (0.0)	9 (45.0)	11 (55.0)	A	0,864
Protocol 4	0 (0.0)	13 (65.0)	7 (35.0)		0 (0.0)	11 (55.0)	9 (45.0)		0 (0.0)	9 (45.0)	11 (55.0)		0,076
Observer 2													
Protocol 1	1 (5.0)	8 (40.0)	11 (55.0)	^{0,10}	2 (10.0)	5 (25.0)	13 (65.0)	^{0,02}	0 (0.0)	6 (30.0)	14 (70.0)	^{0,71}	0,103
Protocol 2	3 (15.0)	7 (35.0)	10 (50.0)	²	1 (5.0)	6 (30.0)	13 (65.0)	⁵	0 (0.0)	6 (30.0)	14 (70.0)	⁶	0,004
Protocol 3	0 (0.0)	12 (60.0)	8 (40.0)	A	0 (0.0)	10 (50.0)	10 (50.0)	B	0 (0.0)	8 (40.0)	12 (60.0)	A	0,057
Protocol 4	1 (5.0)	13 (65.0)	6 (30.0)		1 (5.0)	10 (50.0)	9 (45.0)		0 (0.0)	9 (45.0)	11 (55.0)		0,002

CBCT scanner position within the FOV established by the operator

When assessing the studied quadrants within the FOV, quadrant 2 presented the lowest severe artifacts values for all studied protocols and metal post; and quadrant 3 presented the highest artifact values for NiCr and AgPd. AgPd posts presented higher artifact than NiCr for all studied quadrants within the FOV. Severe artifact percentage was reduced when HD protocol and small FOV size was assessed (Table 7).

Table 7: Influence of artifacts on root fracture detection in percentages for the second analysis method.

Metal Post	Position within the FOV	FOV Size (cm x cm)	Scanning mode	Absent (%)		Light (%)		Moderate (%)		Severe (%)		TOTAL
				Ob. 1	Ob. 2	Ob. 1	Ob. 2	Ob. 1	Ob. 2	Ob. 1	Ob. 2	
Q1	8 X 8	Protocol 1	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	6 (30.0)	10 (50.0)	14 (70.0)	10 (50.0)	40 (100.0)	40 (100.0)
			0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	8 (40.0)	10 (50.0)	12 (60.0)	10 (50.0)	40 (100.0)	
		Protocol 3	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	10 (50.0)	11 (55.0)	10 (50.0)	9 (45.0)	40 (100.0)	
			0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	10 (50.0)	12 (60.0)	10 (50.0)	8 (40.0)	40 (100.0)	
	5 X 5	Protocol 1	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	8 (40.0)	12 (60.0)	12 (60.0)	8 (40.0)	40 (100.0)	40 (100.0)
			0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	11 (55.0)	12 (60.0)	9 (45.0)	8 (40.0)	40 (100.0)	
		Protocol 3	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	13 (65.0)	14 (70.0)	7 (35.0)	6 (30.0)	40 (100.0)	
			0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	13 (65.0)	15 (75.0)	7 (35.0)	5 (25.0)	40 (100.0)	
Q2	8 X 8	Protocol 1	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	4 (20.0)	6 (30.0)	16 (80.0)	14 (70.0)	40 (100.0)	40 (100.0)
			0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	6 (30.0)	7 (35.0)	14 (70.0)	13 (65.0)	40 (100.0)	
		Protocol 3	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	7 (35.0)	8 (40.0)	13 (65.0)	12 (60.0)	40 (100.0)	
			0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	8 (40.0)	9 (45.0)	12 (60.0)	11 (55.0)	40 (100.0)	
	5 X 5	Protocol 1	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	4 (20.0)	6 (30.0)	16 (80.0)	14 (70.0)	40 (100.0)	40 (100.0)
			0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	6 (30.0)	7 (35.0)	14 (70.0)	13 (65.0)	40 (100.0)	
		Protocol 3	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	7 (35.0)	8 (40.0)	13 (65.0)	12 (60.0)	40 (100.0)	
			0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	8 (40.0)	9 (45.0)	12 (60.0)	11 (55.0)	40 (100.0)	
Q3	8 X 8	Protocol 1	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	4 (20.0)	6 (30.0)	16 (80.0)	14 (70.0)	40 (100.0)	40 (100.0)
			0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	6 (30.0)	7 (35.0)	14 (70.0)	13 (65.0)	40 (100.0)	
		Protocol 3	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	7 (35.0)	8 (40.0)	13 (65.0)	12 (60.0)	40 (100.0)	
			0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	8 (40.0)	9 (45.0)	12 (60.0)	11 (55.0)	40 (100.0)	
	5 X 5	Protocol 1	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	4 (20.0)	6 (30.0)	16 (80.0)	14 (70.0)	40 (100.0)	40 (100.0)
			0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	6 (30.0)	7 (35.0)	14 (70.0)	13 (65.0)	40 (100.0)	
		Protocol 3	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	7 (35.0)	8 (40.0)	13 (65.0)	12 (60.0)	40 (100.0)	
			0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	8 (40.0)	9 (45.0)	12 (60.0)	11 (55.0)	40 (100.0)	

		Protocol 1	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	5 (25.0)	7 (35.0)	15 (75.0)	13 (65.0)	40 (100.0)
Q4	8 X 8	Protocol 2	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	7 (35.0)	8 (40.0)	12 (60.0)	12 (60.0)	40 (100.0)
		Protocol 3	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	9 (45.0)	10 (50.0)	11 (55.0)	10 (50.0)	40 (100.0)
	5 X 5	Protocol 4	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	9 (45.0)	10 (50.0)	11 (55.0)	10 (50.0)	40 (100.0)
		Protocol 1	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	2 (10.0)	5 (25.0)	18 (90.0)	15 (75.0)	40 (100.0)
Q1	8 X 8	Protocol 2	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	4 (20.0)	6 (30.0)	16 (80.0)	14 (70.0)	40 (100.0)
		Protocol 3	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	11 (55.0)	9 (45.0)	9 (45.0)	11 (55.0)	40 (100.0)
	5 X 5	Protocol 4	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	11 (55.0)	9 (45.0)	9 (45.0)	11 (55.0)	40 (100.0)
		Protocol 1	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	4 (20.0)	7 (35.0)	16 (80.0)	13 (65.0)	40 (100.0)
AgPd	8 X 8	Protocol 2	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	8 (40.0)	11 (55.0)	12 (60.0)	9 (45.0)	40 (100.0)
		Protocol 3	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	13 (65.0)	12 (60.0)	7 (35.0)	8 (40.0)	40 (100.0)
	5 X 5	Protocol 4	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	13 (65.0)	14 (70.0)	7 (35.0)	6 (30.0)	40 (100.0)
		Protocol 1	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	1 (2.5)	1 (2.5)	0 (0.0)	18 (90.0)	20 (100.0)	40 (100.0)
Q3	8 X 8	Protocol 2	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	2 (10.0)	2 (10.0)	18 (90.0)	18 (90.0)	40 (100.0)
		Protocol 3	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	7 (35.0)	5 (25.0)	13 (65.0)	15 (75.0)	40 (100.0)

		Protocol 4	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	8 (40.0)	5 (25.0)	12 (60.0)	15 (75.0)	40 (100.0)
Q4	8 X 8	Protocol 1	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	6 (30.0)	6 (30.0)	14 (70.0)	14 (70.0)	40 (100.0)
		Protocol 2	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	7 (35.0)	6 (30.0)	13 (65.0)	14 (70.0)	40 (100.0)
	5 X 5	Protocol 3	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	10 (50.0)	8 (40.0)	10 (50.0)	12 (60.0)	40 (100.0)
		Protocol 4	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	11 (55.0)	9 (45.0)	9 (45.0)	11 (55.0)	40 (100.0)

When artifact type was assessed for NiCr posts, HD protocol reduced hypodense ($p=0.040$, $p=0.032$) and hyperdense ($p=0.046$) lines on quadrants 1 and 2 in both FOV sizes. Hypodense and hyperdense lines were also reduced in quadrant 4 ($p=0.145$ and $p=0.114$, respectively); however, only for images acquired with the smaller FOV (50 mm X 55 mm). Hypodense halos were only reduced when using the HD protocol for images acquired with the smaller FOV and the quadrant 2 position within the FOV ($p=0.0001$) (Table 8).

For AgPd metal posts scanned with protocols 2 and 4, there was a reduction of hypodense artifacts on images acquired with both FOV sizes and scanned with the quadrant 2 position within the FOV. There was a statistical difference between the studied FOV sizes for hypodense halos, hypodense and hyperdense lines. Statistical differences were found for hypodense ($p=0.016$, $p=0.02$) and hyperdense ($p=0.007$) lines for images acquired in quadrant 2. The smaller FOV presented the lowest artifact values than the larger FOV for all studied variables ($p<0.05$) (Table 8).

Table 8: Characterization of halo, hypodense and hyperdense artifacts for each condition of intracanal material, FOV size and image resolution.

	Scanning mode	Halo				Hipo				Hiper				p- valor
		Absent n (%)	Moderate n (%)	Severe n (%)	p- valor	Absent n (%)	Moderate n (%)	Severe n (%)	p-valor	Absent n (%)	Moderate n (%)	Severe n (%)	p- valor	
Observer. 1														
Protocol 1	0 (0.0)	9 (45.0)	11 (55.0)		0 (0.0)	8 (40.0)	12 (60.0)		0 (0.0)	6 (30.0)	14 (70.0)		0,000	
Protocol 2	0 (0.0)	11 (55.0)	9 (45.0)	0,068	0 (0.0)	10 (50.0)	10 (50.0)	0,255	0 (0.0)	9 (45.0)	11 (55.0)	0,027	0,471	
Protocol 3	0 (0.0)	12 (60.0)	8 (40.0)	A	0 (0.0)	12 (60.0)	8 (40.0)	A	0 (0.0)	10 (50.0)	10 (50.0)	A	0,087	
Q1	Protocol 4	0 (0.0)	12 (60.0)	8 (40.0)		0 (0.0)	13 (65.0)	7 (35.0)		0 (0.0)	11 (55.0)	9 (45.0)		0,343
(NiCr)	Observer 2													
Protocol 1	0 (0.0)	10 (50.0)	10 (50.0)		0 (0.0)	8 (40.0)	12 (60.0)		0 (0.0)	6 (30.0)	14 (70.0)		0,005	
Protocol 2	1 (5.0)	9 (45.0)	10 (50.0)	0,201	1 (5.0)	8 (40.0)	11 (55.0)	0,313	0 (0.0)	8 (40.0)	12 (60.0)	0,000	0,226	
Protocol 3	0 (0.0)	11 (55.0)	9 (45.0)	A	2 (10.0)	9 (45.0)	9 (45.0)	A	2 (10.0)	9 (45.0)	9 (45.0)	A	0,641	
Protocol 4	0 (0.0)	11 (55.0)	9 (45.0)		1 (5.0)	11 (55.0)	8 (40.0)		1 (5.0)	11 (55.0)	8 (40.0)		0,838	

Observer. 1												
Protocol 1	0 (0.0)	12 (60.0)	8 (40.0)		0 (0.0)	11 (55.0)	9 (45.0)		0 (0.0)	9 (45.0)	11 (55.0)	0,059
Protocol 2	0 (0.0)	12 (60.0)	8 (40.0)	0,000	0 (0.0)	12 (60.0)	8 (40.0)	0,040	0 (0.0)	10 (50.0)	10 (50.0)	0,144
Protocol 3	0 (0.0)	14 (70.0)	6 (30.0)	B	0 (0.0)	14 (70.0)	6 (30.0)	B	0 (0.0)	13 (65.0)	7 (35.0)	B
Q2	Protocol 4	0 (0.0)	15 (75.0)	5 (25.0)		0 (0.0)	15 (75.0)	5 (25.0)		0 (0.0)	14 (70.0)	6 (30.0)
(NiCr)	Observer. 2											
Protocol 1	0 (0.0)	13 (65.0)	7 (35.0)		0 (0.0)	11 (55.0)	9 (45.0)		0 (0.0)	10 (50.0)	10 (50.0)	0,000
Protocol 2	0 (0.0)	14 (70.0)	7 (35.0)	0,000	0 (0.0)	13 (65.0)	7 (35.0)	0,032	0 (0.0)	11 (55.0)	9 (45.0)	0,046
Protocol 3	0 (0.0)	15 (75.0)	5 (25.0)	B	0 (0.0)	15 (75.0)	5 (25.0)	B	0 (0.0)	14 (70.0)	6 (30.0)	B
Protocol 4	0 (0.0)	16 (80.0)	4 (20.0)		0 (0.0)	16 (80.0)	4 (20.0)		0 (0.0)	15 (75.0)	5 (25.0)	0,112
Observer. 1												
Protocol 1	0 (0.0)	8 (40.0)	12 (60.0)		0 (0.0)	7 (35.0)	13 (65.0)		0 (0.0)	7 (35.0)	13 (65.0)	0,064
Q3	Protocol 2	0 (0.0)	8 (40.0)	12 (60.0)	0,068	0 (0.0)	7 (35.0)	13 (65.0)	0,085	0 (0.0)	7 (35.0)	13 (65.0)
(NiCr)	Protocol 3	0 (0.0)	10 (50.0)	10 (50.0)	C	0 (0.0)	9 (45.0)	11 (55.0)	C	0 (0.0)	10 (50.0)	10 (50.0)
Protocol 4	0 (0.0)	10 (50.0)	10 (50.0)		0 (0.0)	9 (45.0)	11 (55.0)		0 (0.0)	10 (50.0)	10 (50.0)	0,362

Observer. 2													
Protocol 1	0 (0.0)	8 (40.0)	12 (60.0)		0 (0.0)	8 (40.0)	12 (60.0)		0 (0.0)	8 (40.0)	12 (60.0)	0,395	
Protocol 2	0 (0.0)	9 (45.0)	11 (55.0)	0,084	0 (0.0)	8 (40.0)	12 (60.0)	0,056	0 (0.0)	8 (40.0)	12 (60.0)	0,806 0,079	
Protocol 3	0 (0.0)	11 (55.0)	9 (45.0)	C	0 (0.0)	10 (50.0)	10 (50.0)	C	0 (0.0)	9 (45.0)	11 (55.0)	C 0,766	
Protocol 4	0 (0.0)	11 (55.0)	9 (45.0)		0 (0.0)	10 (50.0)	10 (50.0)		0 (0.0)	9 (45.0)	11 (55.0)	0,928	
Observer. 1													
Protocol 1	0 (0.0)	11 (55.0)	9 (45.0)		0 (0.0)	10 (50.0)	10 (50.0)		0 (0.0)	9 (45.0)	11 (55.0)	0,203	
Protocol 2	0 (0.0)	11 (55.0)	9 (45.0)	0,327	0 (0.0)	10 (50.0)	10 (50.0)	0,075	0 (0.0)	9 (45.0)	11 (55.0)	0,261 0,100	
Protocol 3	0 (0.0)	13 (65.0)	7 (35.0)	AB	0 (0.0)	12 (60.0)	8 (40.0)	A	0 (0.0)	11 (55.0)	9 (45.0)	A 0,322	
Q4	Protocol 4	0 (0.0)	13 (65.0)	7 (35.0)		0 (0.0)	13 (65.0)	7 (35.0)		0 (0.0)	12 (60.0)	8 (40.0)	0,261
(NiCr) Observer. 2													
Protocol 1	0 (0.0)	11 (55.0)	9 (45.0)		0 (0.0)	10 (50.0)	10 (50.0)		0 (0.0)	9 (45.0)	11 (55.0)	0,765	
Protocol 2	0 (0.0)	11 (55.0)	9 (45.0)	0,086	0 (0.0)	10 (50.0)	10 (50.0)	0,145	0 (0.0)	9 (45.0)	11 (55.0)	0,114 0,203	
Protocol 3	0 (0.0)	13 (65.0)	7 (35.0)	AB	0 (0.0)	11 (55.0)	9 (45.0)	A	0 (0.0)	10 (50.0)	10 (50.0)	A 0,102	
Protocol 4	0 (0.0)	13 (65.0)	7 (35.0)		0 (0.0)	12 (60.0)	8 (40.0)		0 (0.0)	11 (55.0)	9 (45.0)	0,065	

Different capital letters differ statistically ($p < 0.05$).

	Scanning mode	Halo				Hipo				Hiper				p- valor
		Absent n (%)	Moderate n (%)	Severe n (%)	p- valor	Absent n (%)	Moderate n (%)	Severe n (%)	p- valor	Absent n (%)	Moderate n (%)	Severe n (%)	p- valor	
Observer 1														
Protocol 1	0 (0.0)	7 (35.0)	13 (65.0)		0 (0.0)	7 (35.0)	13 (65.0)		0 (0.0)	7 (35.0)	13 (65.0)		1,000	
Protocol 2	0 (0.0)	8 (40.0)	12 (60.0)	0,129	0 (0.0)	8 (40.0)	12 (60.0)	0,000	0 (0.0)	7 (35.0)	13 (65.0)	0,263	0,018	
Protocol 3	0 (0.0)	11 (55.0)	9 (45.0)	A	0 (0.0)	10 (50.0)	10 (50.0)	A	0 (0.0)	9 (45.0)	11 (55.0)	A	0,000	
Q1	Protocol 4	0 (0.0)	11 (55.0)	9 (45.0)		0 (0.0)	10 (50.0)	10 (50.0)		0 (0.0)	10 (50.0)	10 (50.0)		0,000
(AgPd)	Observer 2													
Protocol 1	0 (0.0)	8 (40.0)	12 (60.0)		0 (0.0)	7 (35.0)	13 (65.0)		0 (0.0)	7 (35.0)	13 (65.0)		0,120	
Protocol 2	0 (0.0)	8 (40.0)	12 (60.0)	0,503	0 (0.0)	8 (40.0)	12 (60.0)	0,101	0 (0.0)	7 (35.0)	13 (65.0)	0,108	0,456	
Protocol 3	0 (0.0)	10 (50.0)	10 (50.0)	A	0 (0.0)	10 (50.0)	10 (50.0)	A	0 (0.0)	9 (45.0)	11 (55.0)	A	0,203	
Protocol 4	0 (0.0)	10 (50.0)	10 (50.0)		0 (0.0)	10 (50.0)	10 (50.0)		0 (0.0)	9 (45.0)	11 (55.0)		0,108	
Observer 1														
Q2 (AgPd)	Protocol 1	0 (0.0)	10 (50.0)	10 (50.0)	0,467	0 (0.0)	9 (45.0)	11 (55.0)	0,016	0 (0.0)	7 (35.0)	13 (65.0)	0,007	0,046
	Protocol 2	0 (0.0)	11 (55.0)	9 (45.0)	B	0 (0.0)	10 (50.0)	10 (50.0)	A	0 (0.0)	7 (35.0)	13 (65.0)	A	0,037

	Protocol 3	0 (0.0)	12 (60.0)	8 (40.0)	0 (0.0)	12 (60.0)	8 (40.0)	0 (0.0)	10 (50.0)	10 (50.0)	0,070
	Protocol 4	0 (0.0)	12 (60.0)	8 (40.0)	0 (0.0)	13 (65.0)	7 (35.0)	0 (0.0)	11 (55.0)	9 (45.0)	0,064
Observer 2											
	Protocol 1	0 (0.0)	10 (50.0)	10 (50.0)	0 (0.0)	9 (45.0)	11 (55.0)	0 (0.0)	8 (40.0)	12 (60.0)	0,092
	Protocol 2	0 (0.0)	11 (55.0)	9 (45.0)	0,861	0 (0.0)	10 (50.0)	10 (50.0)	0,020	0 (0.0)	8 (40.0)
	Protocol 3	0 (0.0)	13 (65.0)	7 (35.0)	B	0 (0.0)	11 (55.0)	9 (45.0)	A	0 (0.0)	11 (55.0)
	Protocol 4	0 (0.0)	13 (65.0)	7 (35.0)		0 (0.0)	14 (70.0)	6 (30.0)		0 (0.0)	11 (55.0)
Observer 1											
	Protocol 1	0 (0.0)	1 (5,0)	19 (95.0)		0 (0.0)	1 (5,0)	19 (95.0)		0 (0.0)	0 (0.0)
	Protocol 2	0 (0.0)	1 (5,0)	19 (95.0)	C	0 (0.0)	1 (5,0)	19 (95.0)	B	0 (0.0)	0 (0.0)
	Protocol 3	0 (0.0)	3 (15.0)	17 (85.0)	0,103	0 (0.0)	2 (10.0)	18 (90.0)	0,234	0 (0.0)	1 (5,0)
	Protocol 4	0 (0.0)	3 (15.0)	17 (85.0)		0 (0.0)	2 (10.0)	18 (90.0)		0 (0.0)	1 (5,0)
Observer 2											
Q3	Protocol 1	0 (0.0)	2 (10.0)	18 (90.0)	C	0 (0.0)	1 (5,0)	19 (95.0)		0 (0.0)	0 (0.0)
(AgPd)	Protocol 2	0 (0.0)	2 (10.0)	18 (90.0)	0,795	0 (0.0)	1 (5,0)	19 (95.0)	B	0 (0.0)	0 (0.0)
	Protocol 3	0 (0.0)	4 (20.0)	16 (80.0)		0 (0.0)	1 (5,0)	19 (95.0)	0,128	0 (0.0)	0 (0.0)

	Protocol 4	0 (0.0)	4 (20.0)	16 (80.0)	0 (0.0)	2 (10.0)	18 (90.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	20 (100.0)	0,000
Observer 1											
	Protocol 1	0 (0.0)	6 (30.0)	14 (70.0)	0 (0.0)	4 (20.0)	16 (80.0)	0 (0.0)	3 (15.0)	17 (85.0)	0,689
	Protocol 2	0 (0.0)	6 (30.0)	14 (70.0)	A	0 (0.0)	4 (20.0)	16 (80.0)	C	0 (0.0)	4 (20.0)
	Protocol 3	0 (0.0)	8 (40.0)	12 (60.0)	0,705	0 (0.0)	5 (25.0)	15 (75.0)	0,112	0 (0.0)	6 (30.0)
Q4	Protocol 4	0 (0.0)	8 (40.0)	12 (60.0)		0 (0.0)	5 (25.0)	15 (75.0)		0 (0.0)	6 (30.0)
(AgPd)	Observer 2										
	Protocol 1	0 (0.0)	7 (35.0)	13 (65.0)		0 (0.0)	6 (30.0)	14 (70.0)		0 (0.0)	5 (25.0)
	Protocol 2	0 (0.0)	7 (35.0)	13 (65.0)	A	0 (0.0)	6 (30.0)	14 (70.0)	C	0 (0.0)	5 (25.0)
	Protocol 3	0 (0.0)	8 (40.0)	12 (60.0)	0,230	0 (0.0)	6 (30.0)	14 (70.0)	0,089	0 (0.0)	8 (40.0)
	Protocol 4	0 (0.0)	8 (40.0)	12 (60.0)		0 (0.0)	7 (35.0)	13 (65.0)		0 (0.0)	8 (40.0)
											0,243

Different capital letters differ statistically (p <0.05).

DISCUSSION

Root fractures may occur specially after the insertion of screws or posts in a root after endodontic treatment.⁴ The necessity to restore a tooth after endodontic treatment according to the remaining teeth structure is undeniable. Fiberglass posts are an alternative to metal posts specially when there is enough remaining tooth structure to create a ferrule effect. However, when assessing fracture diagnosis, one cannot exclude the materials used in the past, as metal posts are present and seen in a fair amount of patient's radiographic exams. Metal posts lead to metal artifacts and high atomic number materials as AgPd present high artifact intensity in CBCT images.⁶

CBCT scanners have been improved in order to reduce scanning time, improve image fidelity, minimize patient dose,^{14,12} and eliminate, or at least reduce, the large number of imaging artifacts that may impair its diagnostic quality.^{15,16,17,18} Metal artifact reduction (MAR) algorithms have improved as a post-processing artifact reduction tool, and manufacturers have widely added this feature as an accessory of the recent CBCT scanners available in the market. However, for the MAR tool to be effective, the region of interest should be placed in the center of the field of view (FOV).¹⁹ Post-processing tools are useful; however, technical improvements and lower parameters used to optimize image quality would provide greater benefits for patients by reducing radiation dose.

Previous studies have shown that varying exposure parameters may not improve the image diagnostic quality; although, those results show that reducing radiation dose is possible while maintaining CBCT image accuracy.^{20,21,22} Tube current (mA) seems to interfere on image quality when reduced to exceptionally low levels,¹² which are not usually indicated by the manufacturers parameters suggestions for image acquisition. In

this study, tube current varied from 5mA to 7mA, which are not considered low enough to affect image quality.¹²

According to Pauwels et al (2014), by decreasing mA values one can proportionally decrease radiation dose with a fixed tube voltage (kV); however, CBCT scans acquired with low mA and kV may present higher artifact intensity.⁵ When protocols are set by the manufacturer at a fixed scanning mode, as in ORTHOPHOS XG 3D, when the operator decreases the mA, the exposure time and number of basis images may be increased and; therefore, the radiation dose also increases or is maintained in the same level as the high mA protocol.

Pre-established protocols are usually denominated high definition/resolution and standard mode/resolution, varying from the CBCT scanner manufacturers' choice. Some manufacturers only indicate their choice of ideal parameters combinations for patients' characteristics (age, sex, size) on their instruction's guide, leaving the choice of using the pre-established protocols to the operator. Choosing the exposure, scanning and image formatting protocols should be an important step of CBCT scan acquisition. When the scanner has fixed protocols, it is important to choose the one with the lowest radiation exposure without impairing the diagnosis, following the ALADAIP principal (As Low as Diagnostically Acceptable being Indication-oriented and Patient-specific).²⁵ In this study, the HD protocol reduced the presence of artifacts; however, it did not improve fracture detection, especially when AgPd posts were present.

Choosing the correct FOV according to the diagnostic task also depends on the choice of FOV sizes given by the CBCT scanner used for image acquisition. The ORTHOPHOS XG 3D offers small and medium FOV sizes (50 mm x 55 mm, 80 mm x 55 mm and 80 mm x 80 mm). If the parameters are kept the same, choosing a smaller

FOV can lower exposure doses and increase contrast resolution.¹³ In this study, the smaller FOV size presented highest sensitivity, specificity, and accuracy values for root fracture detection and the lowest artifact intensity; therefore, larger FOVs may impair root fracture detection.

The position of the object within the FOV seems to have greater influence on fracture detection than scanning modes. According to Nikbin et al (2018), the position of the object within the FOV has greater interference on artifact intensity than the use of Metal Artifact Reduction (MAR) tools. The region of interest should be center and anteriorized within the FOV and a smaller FOV should be chosen when assessing root fracture in teeth restored with metal posts. A limited FOV size would increase resolution and the center to anterior position would avoid exomass.

Tomographic images with high artifact intensity can lead to low intra and inter-observer agreement values for fracture detection.⁹ When the tooth was not centered within the FOV accuracy values varied between observers. This study presented moderate to good intra and inter-observer agreement values, in agreement with previous studies;^{4,9,27} which indicate that high artifact intensity produced by high density materials can impair image assessment.

CBCT artifacts present different patterns according to the restored tooth and its adjacent structures.¹⁷ According to Iikubo et al., 2016, the geometric patterns of the artifact lines seen in tooth roots induced by intracanal fillings on CBCT scanners always appear along the long axis of the alveolar bone in an oblique direction (mesiobuccal, mesiolingual, distolingual, or distobuccal) in maxillary central incisors and in the mesiodistal direction in mandibular second premolars, presumably due to beam-hardening effects.²⁸ Previous studies presented higher sensitivity values for root

fractures obliquely oriented than mesiodistally oriented; however, this difference was not significant.^{29,30}

The type intracanal filling used to restore the root can also contribute to the increase of artifacts,^{20,6,31} therefore, impairing root fracture detection. The sample used in this study consisted of teeth restored with metal posts and when fractured, there was no separations of the root fragments, what can make fracture detection even harder, which can lead to low or moderate sensitivity values.

Observers seem to prefer images acquired with high dose exposure parameters; however, those images may not improve the diagnosis of root fractures. In this study, although the artifacts were seen in a smaller amount in images acquired using HD scanning mode, this protocol did not improve root fracture detection. Smaller FOV sizes and the position of the object of interest within the FOV improved root fracture detection, indicating that low dose exposure parameters benefit root fracture detection while decreasing patient's exposure radiation dose. Therefore, exposure parameters should be carefully chosen by the operator based on the specific diagnostic task and the patient that will be scanned, therefore, indication-oriented, and patient-specific.²⁵

CONCLUSION

Positioning the object in the central position or closer to the anterior periphery of the FOV and choosing small FOV sizes improve root fracture detection and lowers artifact interference. High definition acquisition protocols do not improve root fracture detection, while high-density materials impair fracture detection.

REFERENCES

1. Scarfe WC, Levin MD, Gane D, Farman AG. Use of Cone Beam Computed Tomography in Endodontics. *Int J Dent* 2009; 52: 1-27.
2. Wang Y, Zheng KH, Zhou XD, Tang L, Wang Q, Zheng GN, et al. Evaluation of the Root and Canal Morphology of Mandibular First Permanent Molars in a Western Chinese Population by Cone-Beam Computed Tomography. *J Endod* 2010; 36:1786–1789.
3. Venskutonis T, Plotino G, Juodzbalys G, Mickeviciene L. CBCT Imaging in the Management of Endodontic Problems. *J Endod* 2014; 40:1895-1901.
4. Bechara B, McMahan CA, Moore WS, Noujeim M, Teixeira FB, Geha H. Cone beam CT scans with and without artefact reduction in root fracture detection of endodontically treated teeth. *Dentomaxillofac Radiol* 2013; 42: 1-6.
5. Schulze R, Heil U, Gross D, Bruellmann, DD, Dranischnikow E, Schwanckeand U, et al. Artefacts in CBCT: a review. *Dentomaxillofac Radiol* 2011; 40: 265–273.
6. Lira De Farias Freitas AP, Cavalcanti YW, Costa FCM, Peixoto LR, Maia AMA, Rovaris K, et al. Assessment of artefacts produced by metal posts on CBCT images. *Int Endod J* 2019; 52: 223–236.
7. Hassan B, Metska ME, Ozok AR, van der Stelt P, Wesselink PR. Detection of vertical root fractures in endodontically treated teeth by a cone beam computed tomography scan. *J Endod* 2009; 35: 719–722.

8. Hassan B, Metska ME, Ozok AR., Van Der Stelt P, Wesselink PR. Comparison of five cone beam computed tomography systems for the detection of vertical root fractures. *J Endod* 2010; 36: 126-129.
9. Patel S, Brady E, Wilson R, Brown J, Mannocci F. The detection of vertical root fractures in root filled teeth with periapical radiographs and CBCT scans. *Int Endod J* 2013; 46: 1140–1152.
10. Shokri A, Jamalpour MR, Khavid A, Mohseni Z, Sadeghi M. Effect of exposure parameters of cone beam computed tomography on metal artifact reduction around the dental implants in various bone densities. *BMC Med Imaging* 2019; 19: 1-10.
11. Safi Y, Hosseinpour S, Aziz A, Bamedi M, Malekashtari M, Vasegh Z. Effect of Amperage and Field of View on Detection of Vertical Root Fracture in Teeth with Intracanal Posts. *Iran Endod J* 2016; 11: 202-207.
12. Jones D, Mannocci F, Andiappan M, Brown J, Patel S. The effect of alteration of the exposure parameters of a cone-beam computed tomographic scan on the diagnosis of simulated horizontal root fractures. *J Endod* 2015; 41: 520-525.
13. de Oliveira Pinto M, Sousa Melo SL, Cavalcanti YW, de Lima ED, Bento PM, de Melo DP. Influence of tooth position within the field of view on the intensity of cone-beam computed tomographic imaging artifacts when assessing teeth restored with various intracanal materials. *Imaging Sci in Dent* 2020; 50: 141-151.
14. Özer SY. Detection of vertical root fractures by using cone beam computed tomography with variable voxel sizes in an in vitro model. *J Endod* 2011; 37: 75-79.

15. Benic GI, Sancho-Puchades M, Jung RE, Deyhle H, Hämmerle CH. In vitro assessment of artifacts induced by titanium dental implants in cone beam computed tomography. *Clin Oral Implants Res* 2013; 24: 378-383.
16. Pauwels R, Stamatakis H, Bosmans H, [Bogaerts R](#), [Jacobs R](#), [Horner K](#), et al. Quantification of metal artifacts on cone beam computed tomography images. *Clin Oral Implants Res* 2013; 24: 94–99.
17. Iikubo M, Nishioka T, Okura S, Kobayashi K, Sano T, Katsumata K, et al. Influence of voxel size and scan field of view on fracture-like artifacts from gutta-percha obturated endodontically treated teeth on cone-beam computed tomography images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2016; 122: 631-639.
18. Codari M, de Faria VK, Ferreira PN L, Haiter NF, Jacobs R. Quantitative evaluation of metal artifacts using different CBCT devices, high-density materials and field of views. *Clin Oral Implants Res* 2017; 28: 1509–1514.
19. Queiroz PM, Santaella GM, da Paz TD, Freitas DQ. Evaluation of a metal artefact reduction tool on different positions of a metal object in the FOV. *Dentomaxillofac Radiol* 2017; 46: 1-4.
20. Pinto MGO, Rabelo KA, Sousa Melo SL, Campos PSF, Oliveira LSAF, Bento PM, et al. Influence of exposure parameters on the detection of simulated root fractures in the presence of various intracanal materials. *Int Endod J* 2017; 50: 586–594.
21. Rabelo KA, Cavalcanti YW, de Oliveira Pinto MG, Sousa MSL, Campos PSF, de Andrade Freitas Oliveira LS, et al. Quantitative assessment of image artifacts from root filling materials on CBCT scans made using several exposure parameters. *Imaging Sci Dent* 2017; 47: 189–197.

22. Pauwels R, Jacobs R, Singer SR, Mupparapu M. CBCT-based bone quality assessment: are Hounsfield units applicable? *Dentomaxillofac Radiol* 2015; 44: 1-16.
23. Pauwels R, Silkosessak O, Jacobs R, Bogaerts R, Bosmans H, Panmekiate S. A pragmatic approach to determine the optimal kVp in cone beam CT: Balancing contrast-to-noise ratio and radiation dose. *Dentomaxillofac Radiol* 2014; 43:188-195.
24. SIRONA DENTAL SYSTEMS GmbH. Manual de Instruções ORTHOPHOS XG 3D/Ceph. Alemanha 2018; 184 p.
25. Oenning AC, Pauwels R, Stratis A, De Faria Vasconcelos K, Tijskens E, De Grauw A, et al. Halve the dose while maintaining image quality in paediatric Cone Beam CT. *Sci Rep* 2019; 9: 5521-5527.
26. NIkbin A, Dalili Kajan Z, Taramsari M, KHosravifard N. Effect of object position in the field of view and application of a metal artifact reduction algorithm on the detection of vertical root fractures on cone-beam computed tomography scans: An in vitro study. *Imaging Sci Dent* 2018; 48: 245-254.
27. Neves FS, Freitas DQ, Campos PS, Ekestubbe A, Lofthag-Hansen S. Evaluation of cone-beam computed tomography in the diagnosis of vertical root fractures: the influence of imaging modes and root canalmaterials. *J Endod* 2014; 40: 1530–1536.
28. Jakobson SJ, Westphalen VP, Silva Neto UX, Fariniuk LF, Schroeder, AG, Carneiro E. The influence of metallic posts in the detection of vertical root fractures using different imaging examinations. *Dentomaxillofac Radiol* 2014; 43: 1-7.

29. Kambungton J, Janhom A, Prapayasatok S, Pongsiriwet S. Assessment of vertical root fractures using three imaging modalities: cone beam CT, intraoral digital radiography, and film. *Dentomaxillofac Radiol* 2012; 41: 91–95.
30. Nascimento HAR, Neves FS, de-Azevedo-Vaz SL, Duque TM, Ambrosano GMB, Freitas DQ. Impact of root fillings and posts on the diagnostic ability of three intra-oral digital radiographic systems in detecting vertical root fractures. *Int Endod J* 2015; 48: 864-871.
31. Diniz de Lima E, Lira de Farias Freitas AP, Suassuna FCM, Melo SLS, Bento PM, de Melo DP. Assessment of cone-beam computed tomographic artifacts from different intracanal materials on bi-rooted teeth. *J Endod* 2019; 45: 209–213.

REFERÊNCIAS

1. ABBOTT, PV. Diagnosis and Management of Transverse Root Fractures. **J Endod.** v.45, n.12, p.13-27, 2019.
2. AVSEVER H, GUNDUZ K, ORHAN K, UZUN I, OZMEN B, EGRIOGLU E, et al. Comparison of intraoral radiography and cone-beam computed tomography for the detection of horizontal root fractures: an in vitro study. **Clin Oral Investig** v.18, n.1, p. 285-92, 2014.
3. BELEDELLI, R; SOUZA, P.H.C. O que são e como se formam os artefatos nas imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico. **Revista ABRO**, v.13, n.1, p. 2-15, 2012.
4. BEZERRA IS, NEVES FS, VASCONCELOS TV, AMBROSANO GM, FREITAS, DQ. Influence of the artefact reduction algorithm of Picasso Trio CBCT system on the diagnosis of vertical root fractures in teeth with metal posts. **Dentomaxillofac Radiol.** V.44, n.6, p. 1- 8, 2015.
5. BYAKOVA SF, NOVOZHILOVA NE, MAKEEVA IM, GRACHEV VI, KASATKINA IV. The accuracy of CBCT for the detection and diagnosis of vertical root fractures in vivo. **Int Endod J.** v.52, n.9, p.1255-1263, 2019.
6. COSTA FF, GAIA BF, UMETSUBO OS, PARAISO CAVALCANTI MG. Detection of horizontal root fracture with small-volume cone-beam computed tomography in the presence and absence of intracanal metallic post. **J Endod.** V. 37, n.10, p. 1456-1459, 2011.
7. de OLIVEIRA PINTO M, SOUSA MELO SL, CAVALCANTI YW, DE LIMA ED, BENTO PM, DE MELO DP. Influence of tooth position within the field of view on the intensity of cone-beam computed tomographic imaging artifacts when assessing teeth restored with various intracanal materials. **Imaging Science in Dentistry**, v. 50: p. 141-51, 2020.
8. DINIZ de LIMA E, LIRA de FARIAS FREITAS AP, SUASSUNA FC, et al. Assessment of cone-beam computed tomographic artifacts from different intracanal materials on bi-rooted teeth. **J Endod.** v.45, p. 209–213, 2019.
9. DOĞAN MS, CALLEA M, KUSDHANY LS, ARAS, A; MAHARANI, D.A; MANDASARI, M; ADIATMAN, M; YAVUZ, I. The Evaluation of Root Fracture with Cone Beam Computed Tomography (CBCT): An Epidemiological Study. **J Clin Exp Dent.** v.10, n.1, p.41-48, 2018.

10. FERREIRA LM, VISCONTI MA, NASCIMENTO HA, DALLEMOLLE RR, AMBROSANO GM, FREITAS DQ. Influence of CBCT enhancement filters on diagnosis of vertical root fractures: a simulation study in endodontically treated teeth with and without intracanal posts. **Dentomaxillofac Radiol** v.44, n.5, p.1-6, 2015.
11. FREITAS DQ, VASCONCELOS TV, NOUJEIM M. Diagnosis of vertical root fracture in teeth close and distant to implant: an in vitro study to assess the influence of artifacts produced in cone beam computed tomography. **Clin Oral Investig.** v.23, n.3, p.1263-1270, 2019.
12. FREITAS-E-SILVA A, MÁRMORA B, BARRIVIERA M, PANZARELLA FK, RAITZ R. CBCT Performance and Endodontic Sealer Influence in the Diagnosis of Vertical Root Fractures. **J Contemp Dent Pract.** v.20, n.5, p.552-556, 2019.
13. GANGULY, R; RAMESH, A; PAGNI, S. The accuracy of linear measurements of maxillary and mandibular edentulous sites in conebeam computed tomography images with different fields of view and voxel sizes under simulated clinical conditions. **Imaging Science in Dentistry.** v. 46, p. 93-101, 2016.
14. GÖKTÜRK H, KARAARSLAN EŞ, TEKİN E, HOLOGLU B, SARIKAYA I. The effect of the different restorations on fracture resistance of root-filled premolars. **BMC Oral Health.** V.18, n.1, p.196, 2018.
15. HEDESIU, M; BACIUT, M; BACIUT, G; NACKAERTS, O; JACOBS, R AND THE SEDENTEXCT CONSORTIUM. Comparison of cone beam CT device and field of view for the detection of simulated periapical bone lesions. **Dentomaxillofacial Radiology**, v. 41, p.548–552, 2012.
16. HOCHMAN, B.; NAHAS, Fx; FILHO, Rso; FERREIRA, L.M. Desenhos de pesquisa. **Acta Cir Bras.**, v.20, n.2, p.02-9, 2005.
17. IIKUBO, M; NISHIOKA, T; OKURA, S; KOBAYASHI, K; SANO, T; KATSUMATA, K; ARIJI, E; KOJIMA, I; SAKAMOTO, M; AND SASANO, T. Influence of voxel size and scan field of view on fracture-like artifacts from gutta-percha obturated endodontically treated teeth on cone-beam computed tomography images. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.** v. 122, n. 5, p.631-639, Nov 2016.
18. JAKOBSON, S.J. M; WESTPHALEN, V.P. D; SILVA NETO, U.X; FARINIUK, L.F; SCHROEDER, A.G. D AND 1E CARNEIRO. The influence of metallic posts in the detection of vertical root fractures using different imaging examinations. **Dentomaxillofacial Radiology**, v.43, n.1, p.1-7, 2014.

19. JUNQUEIRA RB, VERNER FS, CAMPOS CN, DEVITO KL, do CARMO AM. Detection of vertical root fractures in the presence of intracanal metallic post: a comparison between periapical radiography and cone-beam computed tomography. **J Endod.** v.39, n.12, p.1620-1624, 2013.
20. KAMBUROGLU K, ONDER B, MURAT S, AVSEVER H, YÜKSEL S, PAKSOY CS. Radiographic detection of artificially created horizontal root fracture using different cone beam CT units with small fields of view. **Dentomaxillofac Radiol.** v.42, n.4, p.1-9, 2013.
21. KIM YH, LEE C, HAN SS, JEON KJ, CHOI YJ, LEE A. Quantitative analysis of metal artifact reduction using the auto-edge counting method in cone-beam computed tomography. **Sci Rep.** v.10, n.1, p.1-6, 2020.
22. KINNEY JH, NALLA RK, POPLE JA, BREUNIG TM, RITCHIE RO. Age-related transparent root dentin: mineral concentration, crystallite size, and mechanical properties. **Biomaterials.** v.26, p. 3363–3376, 2005.
23. LONG H, ZHOU Y, YE N, et al. Diagnostic accuracy of CBCT for tooth fractures: a meta-analysis. **J Dent** v.42, p.240–248, 2014.
24. LIRA de FARIAS FREITAS AP, CAVALCANTI YW, COSTA FC, PEIXOTO LR, MAIA AM, ROVARIS K, et al. Assessment of artefacts produced by metal posts on CBCT images. **Int Endod J.** v.52, p.223-36, 2019.
25. LO GIUDICE R, LIZIO A, CERVINO G, et al. The Horizontal Root Fractures. Diagnosis, Clinical Management and Three-Year Follow-Up. **Open Dent J.** v.12, p.687-695, 2018.
26. MAKEEVA IM, BYAKOVA SF, NOVOZHILOVA NE, et al. Detection of artificially induced vertical root fractures of different widths by cone beam computed tomography in vitro and in vivo. **Int Endod J.** v. 49, p.980–999, 2016.
27. MARINHO VIEIRA LE, DINIZ DE LIMA E, PEIXOTO LR, et al. Assessment of the Influence of Different Intracanal Materials on the Detection of Root Fracture in Birooted Teeth by Cone-beam Computed Tomography. **J Endod.** v.46, n.2, 264-270, 2020.
28. MELO, S. L.; BORTOLUZZI, E. A.; ABREU, M., JR.; CORREA, L. R.; CORREA, M. Diagnostic ability of a cone-beam computed tomography scan to assess longitudinal root fractures in prosthetically treated teeth. **J Endod.** v. 36, n. 11, p. 1879-1882, Nov 2010.

29. MENEZES, R,F; ARAÚJO, N.C; ROSA, J.M.C.S; CARNEIRO, V.S.M; NETO, A.P.S.N; COSTA, V; MORENO, L.M; MIRANDA, J.M; ALBUQUERQUE, D.S; ALBUQUERQUE, M; SANTOS, R.A; AND GERBI, M.E.M.M. Detection of vertical root fractures in endodontically treated teeth in the absence and in the presence of metal post by cone-beam computed tomography. **BMC Oral Health**, v.16, n.48, p. 1-6, 2016.
30. METSKA, M. E.; AARTMAN, I. H.; WESSELINK, P. R.; OZOK, A. R. Detection of vertical root fractures in vivo in endodontically treated teeth by cone-beam computed tomography scans. **J Endod.** v. 38, n. 10, p. 1344-1347, Oct 2012.
31. MIREKU, A. S.; ROMBERG E.; FOUAD, A. F.; AROLA, D. Vertical fracture of root filled teeth restored with posts: the effects of patient age and dentine thickness. **Int.Endod.J.** v. 43, n. 3, p. 218-225, Mar 2010.
32. MONAGHAN, P.; BAJALCALIEV, J. G.; KAMINSKI, E. J.; LAUTENSCHLAGER E. P. A. method for producing experimental simple vertical root fractures in dog teeth. **J Endod.**, v. 19, n. 10, p. 512-515, Oct. 1993.
33. NEVES FS, FREITAS DQ, CAMPOS PS, et al. Evaluation of cone-beam computed tomography in the diagnosis of vertical root fractures: the influence of imaging modes and root canal materials. **J Endod.** v.40, p.1530–1536, 2014.
34. NIKBIN A, DALILI KAJAN Z, TARAMSARI M, KHOSRAVIFARD N. Effect of object position in the field of view and application of a metal artifact reduction algorithm on the detection of vertical root fractures on cone-beam computed tomography scans: An in vitro study. **Imaging Sci Dent**, v.48, n.4, p. 245-254, 2018.
35. NIKNESHAN,S; AGHAMIRI,M; MOUDI,E; BAHEMMAT, N; AND HADIAN, H. Dosimetry of Three Cone Beam Computerized Tomography Scanners at Different Fields of View in Terms of Various Head and Neck Organs. **Iran J Radiol**, v.13, n.3, p.1-11, July 2016.
36. NISHINO K, TSUJIMOTO T, FURUKAWA S. Influence of an object's z-axis location and location on the axial plane on the voxel value representation and uniformity in cone beam computed tomography. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol**. v.118, n.5, 619-624, 2014.
37. PANJNOUSH. M; GHONCHEH. Z; KAVIANI. H; MORADZADEHKHIAVI. M; SHAHBAZI. N; KHARRAZIFARD. M.J. Evaluation of the Position and Course of the Posterior Superior Alveolar Artery by Cone-Beam Computed Tomography in na Iranian Population. **Summer**.v. 29, n. 3, 2017.

38. PAUWELS R, ZHANG G, THEODORAKOU C, WALKER A, BOSMANS H, JACOBS R, et al; The SEDENTEXCT Project Consortium. Effective radiation dose and eye lens dose in dental cone beam CT: effect of field of view and angle of rotation. **Br J Radiol**, v.87, p.1-9, 2014.
39. PINTO MG, RABELO KA, MELO SL, et al. Influence of exposure parameters on the detection of simulated root fractures in the presence of various intracanal materials. **Int Endod J**, v.50, p.586–594, 2017.
40. QUEIROZ PM, OLIVEIRA ML, TANAKA JL, SOARES MG, HAITER-NETO F, ONO E. Assessment of three methods of geometric image reconstruction for digital subtraction radiography. **Dentomaxillofac Radiol**. v.45, n.7, p.1-6, 2016.
41. QUEIROZ PM, OLIVEIRA ML, GROPO FC, HAITER-NETO F, FREITAS DQ. Evaluation of metal artefact reduction in cone-beam computed tomography images of different dental materials. **Clin Oral Investig**. v.22, n.1, p.419-423, 2017.
42. RABELO KA, CAVALCANTI YW, DE OLIVEIRA PINTO MG, SOUSA MELO SL, CAMPOS PS, DE ANDRADE FREITAS OLIVEIRA LS, et al. Quantitative assessment of image artifacts from root filling materials on CBCT scans made using exposure parameters. **Imaging Sci Dent**, v.47, p.189-197, 2017.
43. RICHARD E. WALTON. Vertical root fracture: Factors related to identification. **JADA**. v.148, n.2, p.100-105, 2017.
44. RODRIGUES AF, CAMPOS MJS, CHAOUBAH A, et al. Use of Gray Values in CBCT and MSCT Images for Determination of Density: Influence of Variation of FOV Size. **Implant dentistry** v.24, p.155-159, 2015.
45. SAFI, Y; HOSSEINPOUR , S; AZIZ, A; BAMEDI , M; MALEKASHTARI , M ; VASEGH, Z. Effect of Amperage and Field of View on Detection of Vertical Root Fracture in Teeth with Intracanal Posts. **Iranian Endodontic Journal**, v.11, n.3, p. 202-207, 2016.
46. SALINEIRO FCS, KOBAYASHI-VELASCO S, BRAGA MM, CAVALCANTI MGP. Radiographic diagnosis of root fractures: a systematic review, meta-analyses and sources of heterogeneity. **Dentomaxillofac Radiol**. v.46, n.8, p.1-10, 2017.
47. SANTOS, A.F.V.; TANAKA, C.B.; LIMA, R.G.; ESPOSITO, C.O.M.; BALLESTER, R.Y.; BRAGA, R.R; MEIRA, J.B.C. Vertical Root Fracture in

- Upper Premolars with Endodontic Posts: Finite Element Analysis. *Int.Endod.J.*, v.35, n.1, p.117-120, 2009.
48. SCHULZE, R.K.W; HEIL, U; GROB, D; BRUELLMAN, D.D; DRANISCHNIKOW, E; SCHWANECKE, U & SCHOEMER, E. Artifacts in CBTC: a review **Dentomaxilofacial Radiology**, v.40, p. 265-273, 2011.
49. TIEPO M, MAGRIN G, KOVALIK AC, MARMORA B, SILVA MF, RAITZ R. Evaluation of Root Fracture in endodontically treated Teeth using Cone Beam Computed Tomography. *J Contemp Dent Pract.* v.18, n.2, p.94-99, 2017.
50. VALIZADEH, S. et al. Effect of object position in cone beam computed tomography. Field of view for detection of root fractures in teeth with intra-canal posts. **Iran J. radiol., Tehran**, v. 12, n.4, p.1-8, 2015.
51. VASCONCELOS TV, BECHARA BB, MCMAHAN CA, FREITAS DQ, NOUJEIM M. Evaluation of artifacts generated by zirconium implants in cone-beam computed tomography images. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.** v.123, p. 265-272, 2017.
52. WANDERLEY VA, FREITAS DQ, HAITER-NETO F, OLIVEIRA ML. Influence of Tooth Orientation on the Detection of Vertical Root Fracture in Cone-beam Computed Tomography. *J Endod.* v.44, n.7, p.1168-1172, 2018.
53. YAN W, MONTOYA C, ØILO M, et al. Reduction in Fracture Resistance of the Root with Aging. **J Endod.** v.43, n.9, p.1494-1498, 2017.
54. YOSHINO K, ITO K, KURODA M, SUGIHARA N. Duration from Initial Symptoms to Diagnosis of Vertical Root Fracture in Dental Offices. **Bull Tokyo Dent Coll.** v.59, n.1, p.59-61, 2018.
55. ZHANG L, WANG T, CAO Y, et al. In Vivo Detection of Subtle Vertical Root Fracture in Endodontically Treated Teeth by Cone-beam Computed Tomography. **J Endod.** v.45, n.7, p.856-862, 2019.

ANEXOS

ANEXO A: Cadastro na Plataforma



COMPROVANTE DE ENVIO DO PROJETO

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: INFLUÊNCIA DO POSICIONAMENTO DOS PINOS INTRARRADICULARES E DOS DIFERENTES CAMPOS DE VISÃO (FOV) NA DETECÇÃO DE FRATURAS VERTICais EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO

Pesquisador: Martina Oliveira

Versão: 1

CAAE: 67156217.6.0000.5181

Instituição Proponente: SOCIEDADE DE EDUCACAO DE PATOS LIMITADA

DADOS DO COMPROVANTE

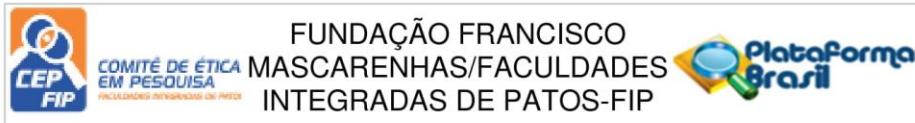
Número do Comprovante: 036596/2017

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

Informamos que o projeto INFLUÊNCIA DO POSICIONAMENTO DOS PINOS INTRARRADICULARES E DOS DIFERENTES CAMPOS DE VISÃO (FOV) NA DETECÇÃO DE FRATURAS VERTICais EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO que tem como pesquisador responsável Martina Oliveira, foi recebido para análise ética no CEP Faculdades Integradas de Patos - FIP em 17/04/2017 às 17:33.

Endereço:	Rua Horácio Nóbrega S/N	CEP:	58.704-000
Bairro:	Belo Horizonte	Município:	PATOS
UF:	PB	Telefone:	(83)3421-7300
		Fax:	(83)3421-4047
		E-mail:	cep@fiponline.edu.br

ANEXO B: Parecer do Comitê



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: INFLUÊNCIA DO POSICIONAMENTO DOS PINOS INTRARRADICULARES E DOS DIFERENTES CAMPOS DE VISÃO (FOV) NA DETECÇÃO DE FRATURAS VERTICais EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO

Pesquisador: Martina Oliveira

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 67156217.6.0000.5181

Instituição Proponente: SOCIEDADE DE EDUCACAO DE PATOS LIMITADA

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.045.635

Apresentação do Projeto:

O estudo consiste em uma pesquisa experimental, do tipo analítico e transversal, apresentando como "padrão-ouro" o método de visualização direta das fraturas radiculares por meio da transluminação (HOCHMAN et al., 2005)

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário:

Avaliar a influência do posicionamento dos pinos intrarradiculares na arcada dentária e dos diferentes tamanhos de campos de visão (Field of ViewFOV)

na detecção de fraturas dentárias verticais utilizando-se tomografia computadorizada de feixe cônico.

Objetivo Secundário:

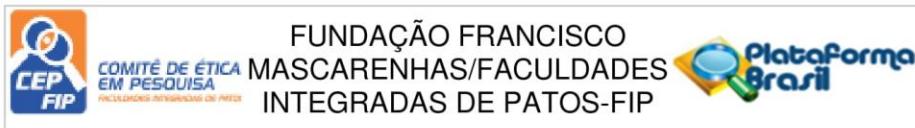
Avaliar se o posicionamento do pino intrarradicular em posição central ou periférica dentro do FOV escolhido interfere na detecção de fraturas

dentárias utilizando-se tomografia computadorizada de feixe cônico;

Avaliar se o posicionamento do pino intrarradicular em posição superior ou inferior dentro do FOV escolhido para a aquisição interfere na detecção

de fraturas dentária utilizando-se tomografia computadorizada de feixe cônico;

Endereço:	Rua Horácio Nóbrega S/N	CEP:	58.704-000
Bairro:	Belo Horizonte	Município:	PATOS
UF:	PB	Telefone:	(83)3421-7300
		Fax:	(83)3421-4047
		E-mail:	cepfip@fiponline.com.br



Continuação do Parecer: 2.045.635

Avaliar se tamanhos de FOVs (8cm x 8cm; 8cm x 5cm; 5cm x 5,5 cm) diferentes interferem na detecção de fraturas radiculares utilizando-se

tomografia computadorizada de feixe cônicoo;

Avaliar se miliamperagens diferentes (4mA, 5mA, 6mA, 7mA, 10mA e 13mA) diferentes interferem na detecção de fraturas radiculares utilizando-se

tomografia computadorizada de feixe cônicoo;

Avaliar se a utilização de diferentes materiais na confecção de pinos intrarradiculares metálicos (Prata-paladium, Níquel-cromo) interfere na detecção de fraturas dentárias;

Avaliar se a utilização de diferentes pinos de fibra de vidro, confeccionados de diferentes formas – anatomicizados e não anatomicizados – interfere na

deteção de fraturas radiculares em tomografia computadorizada de feixe cônicoo;

Avaliar qualitativamente e quantitativamente a formação de artefatos derivados dos pinos intrarradiculares na imagem de tomografia

computadorizada em diferentes posições de pinos na arcada nos diferentes FOVs;

Avaliar a detecção de fraturas radiculares em dois tomógrafos de feixe cônicoo diferentes.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Apresentam-se de acordo com os termos previstos pela RESOLUÇÃO 466/2012

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

A pesquisa tem relevância científica, com um bom direcionamento metodológico

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Apresentam-se de acordo com os termos previstos pela NORMA OPERACIONAL 001/2013.

Recomendações:

Nenhuma recomendação, visto que todo o projeto encontra-se de acordo com as normas estabelecidas

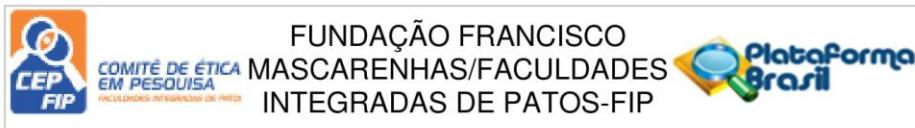
Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

A pesquisa apresenta relevância para a comunidade científica

Considerações Finais a critério do CEP:

Com base nos parâmetros estabelecidos pela RESOLUÇÃO 466/2012 do CNS/MS regulamentando os aspectos relacionados a ÉTICA ENVOLVENDO ESTUDOS COM/EM SERES HUMANOS, o Comitê de Ética em Pesquisa das Faculdades Integradas de Patos considera que o protocolo em questão está

Endereço:	Rua Horácio Nóbrega S/N	CEP:	58.704-000
Bairro:	Belo Horizonte		
UF:	PB	Município:	PATOS
Telefone:	(83)3421-7300	Fax:	(83)3421-4047
		E-mail:	cepfip@fiponline.com.br



Continuação do Parecer: 2.045.635

devidamente APROVADO para sua execução.

Este documento tem validade de CERTIDÃO DE APROVAÇÃO para coleta dos dados propostos ao estudo.

Destacamos que a CERTIDÃO PARA PUBLICAÇÃO só será emitida após a apresentação do RELATÓRIO FINAL do estudo proposto.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Outros	INSTRUMENTO.doc	17/04/2017 17:32:43	JANETE FERNANDES DE	Aceito
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJECTO_893524.pdf	15/04/2017 09:54:10		Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	img015.pdf	15/04/2017 09:51:41	Martina Oliveira	Aceito
Declaração de Manuseio Material Biológico / Biorepositorio / Biobanco	img007.jpg	12/04/2017 08:34:56	Martina Oliveira	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto.docx	11/04/2017 15:04:34	Martina Oliveira	Aceito
Orçamento	Orcamento.docx	11/04/2017 15:00:27	Martina Oliveira	Aceito
Declaração de Pesquisadores	img008.jpg	11/04/2017 14:40:22	Martina Oliveira	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	img009.jpg	11/04/2017 14:35:55	Martina Oliveira	Aceito
Cronograma	CRONOGRAMA.docx	11/04/2017 14:32:52	Martina Oliveira	Aceito
Folha de Rosto	img010.pdf	11/04/2017 14:28:55	Martina Oliveira	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Endereço: Rua Horácio Nóbrega S/N	CEP: 58.704-000
Bairro: Belo Horizonte	
UF: PB	Município: PATOS
Telefone: (83)3421-7300	Fax: (83)3421-4047
E-mail: cepfip@fiponline.com.br	

ANEXO C: Normas da Revista (Imaging Science Dentistry)

Instruções para Autores

DIRETRIZ ÉTICA

Os manuscritos devem ser preparados de acordo com as diretrizes de ética em pesquisa e publicação recomendadas pelo Comitê Internacional de Editores de Revistas Médicas (ICMJE, <http://www.icmje.org/>), Conselho de Editores de Ciência (<http://www.councilscienceeditors.org/>), World Association of Medical Editors (WAME, <http://www.wame.org/>), e Korean Association Medical Journal Editors (https://www.kamje.or.kr/en/main_en).

Declaração de fonte de financiamento e conflitos de interesse

Os autores sempre indicam a fonte de qualquer financiamento para a pesquisa ou para a publicação de seu artigo, incluindo o governo e fontes privadas ou comerciais.

Conflitos de interesse devem ser declarados no manuscrito. Os conflitos de interesse são de interesse do (s) autor (es) e podem influenciar a objetividade, integridade e valor da publicação. Os exemplos são; Emprego por qualquer organização com interesse financeiro ou conflito financeiro com a publicação do artigo. Apoio financeiro de qualquer organização com interesse financeiro ou conflito financeiro com a publicação do artigo. Interesses financeiros pessoais: interesses financeiros, como ações e ações de empresas com interesse financeiro ou conflito financeiro com a publicação do artigo; honorários de consultoria ou outra remuneração de organizações com interesse financeiro ou conflito financeiro com a publicação do artigo; patentes ou pedidos de patentes que podem ser afetados pela publicação do artigo. Filiação a organizações com interesse financeiro ou conflito financeiro com a publicação do artigo.

Se um revisor ou editor de um manuscrito sentir um conflito de interesses ao tomar uma decisão sobre um manuscrito, ele deve devolver o manuscrito ao escritório editorial.

Declaração de consentimento informado e conselho de revisão do instituto

Estudos em seres humanos devem ser aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa (IRB). Além disso, o consentimento informado deve ser obtido dos pacientes que participaram do estudo. O manuscrito deve incluir uma declaração de consentimento informado e aprovação ética, incluindo informações do IRB em Materiais e Métodos. Esses documentos podem ser solicitados ao editor, revisor ou editor. Em caso de estudo com animais, os autores devem indicar se os guias institucionais e nacionais para o cuidado e uso de animais de laboratório foram seguidos.

Autoria

Todos os autores devem ter feito contribuições substanciais para todos os itens a seguir, de acordo com as diretrizes do Comitê Internacional de Editores de Revistas Médicas (ICMJE): 1. "Contribuições substanciais para a concepção ou design do trabalho; ou a aquisição, análise ou interpretação de dados para o trabalho"; E 2. "Elaborar o trabalho ou revisá-lo criticamente para conteúdo intelectual importante"; E, 3. "Aprovação final da versão a ser publicada"; E 4. "Acordo em ser responsável por todos os aspectos do trabalho, garantindo que as questões relacionadas à exatidão ou integridade de qualquer parte do trabalho sejam devidamente investigadas e resolvidas". Todos os autores devem participar na determinação da ordem de autoria.

Originalidade, publicação duplicada e publicação secundária

O manuscrito submetido deve ser original e não deve ser considerado para ser publicado em outras revistas ao mesmo tempo. Nenhuma parte do manuscrito, como figuras e tabelas, deve ser duplicada em qualquer outro artigo publicado sem a permissão do Conselho Editorial. Se houver duplicação, os autores podem ser penalizados de acordo com a decisão de nosso comitê de ética em pesquisa. O manuscrito pode ser republicado se atender às condições de publicação secundária dos Requisitos Uniformes para Manuscritos Submetidos a Revistas Biomédicas.

POLÍTICA EDITORIAL

Exceto para a publicação secundária negociada, o manuscrito submetido à Revista deve ser inédito e não estar sob consideração para publicação em outro lugar. As diretrizes para as publicações sobrepostas baseiam-se nas instruções descritas nos Requisitos Uniformes para Manuscritos Submetidos a Revistas Biomédicas (Ann Intern Med 1997; 126; 36-47, <http://www.icmje.org>).

Todos os manuscritos são revisados por dois ou mais revisores no campo correspondente. As decisões de publicação do manuscrito são baseadas nos resultados da revisão por pares. Para garantir que isso seja imparcial, os revisores recebem manuscritos com páginas de título cegas. Em nenhuma hipótese, a identidade dos revisores não será revelada.

O Editor reserva-se o direito de fazer alterações que possam esclarecer ou condensar os artigos onde for considerado desejável.

SUBMISSÃO DE MANUSCRITOS

O manuscrito deve ser submetido ao editor-chefe eletronicamente pelo site <http://www.isident.org> . Para a submissão online, os autores preparam os seguintes arquivos eletrônicos: 1) Carta de apresentação, 2) Manuscrito e 3) Figuras. Os autores não precisam enviar o formulário de transferência de direitos autorais durante a submissão do manuscrito. O editor solicitará o formulário aos autores apenas para o manuscrito aceito.

Carta de apresentação

- A carta de apresentação deve ser redigida em arquivo MS-Word em formato eletrônico.
- Deve conter o título do artigo, nomes completos dos autores, cargo e afiliação institucional. Se vários autores e instituições estiverem listados, eles devem ser claramente indicados a qual departamento e instituição cada autor está afiliado com sobrescritos como “1”, “2” ... , e etc.
- Em parágrafo separado, deve ser informado o endereço para correspondência, incluindo a posição e nome do autor para correspondência, endereço completo (afiliação institucional, cidade, CEP e país), número de telefone e endereço de e-mail.
- As informações sobre as fontes de apoio financeiro devem ser colocadas em nota de rodapé.
- Todos os ORCID IDs dos autores devem ser listados no final da Carta de apresentação.

Manuscrito

- O manuscrito deve ser redigido em arquivo MS-Word em meio eletrônico e deve ser digitado em espaço duplo em papel tamanho A4 com margem de 3 cm de cada lado.
- Todas as páginas do manuscrito devem ser numeradas consecutivamente.
- Nem os nomes dos autores nem suas afiliações devem aparecer nas páginas do manuscrito.
- O manuscrito deve ser organizado na seguinte ordem: Página-título (título sem mais nada), Resumo, corpo principal do manuscrito, Agradecimentos, Referências, Tabelas, Legendas das figuras. Cada seção deve começar em uma nova página. Os detalhes estão em “Diretrizes para cada tipo de manuscrito” a seguir.
- Quaisquer equipamentos e medicamentos mencionados no manuscrito devem especificar o fabricante e suas localizações (cidade e país) entre parênteses.
- A radiação e as medições devem estar de acordo com o Sistema Internacional de Unidades (SI). Consulte “Unidades SI em proteção de radiação e medições. Relatório NCRP nº 82. ” e “Lundberg GD, Iverson C, Radulescu G. Agora leia isto: as unidades SI estão aqui. JAMA 1986; 255: 2329-39. ”
- Uma vez aceito, a versão final do manuscrito pode ser enviada por e-mail.

Figuras

- As figuras devem ser enviadas em arquivos originais no formato BMP / TIFF / JPG acima de 300 dpi para imagens coloridas ou radiográficas e acima de 1200 dpi para desenhos de linhas. A submissão das figuras editadas deve ser evitada. Números inadequados podem ser o motivo da rejeição.
- Cada arquivo de figura deve ser nomeado como o número da figura e o alfabeto (ou seja: Fig. 1, Fig. 2, Fig. 1A, Fig. 1B, etc)

- Não inclua as informações pessoais na figura ou radiografia. Um indivíduo não deve ser reconhecível nas fotografias, a menos que o consentimento por escrito da pessoa tenha sido obtido e fornecido no momento do envio.

- Os desenhos de linha devem ser pretos em um fundo branco.
- Setas e letras podem ser aplicadas nas figuras.
- Deve-se obter permissão por escrito para o uso de todas as ilustrações publicadas anteriormente.
- Os autores podem desejar fazer sugestões por escrito sobre a disposição das ilustrações.

O processamento é informado ao autor para correspondência. Reveja as listas de verificação antes de enviar. A submissão de um manuscrito ao ISD é gratuita. Em relação à revista impressa e reimpressões, entre em contato com o Editor por e-mail.

Editor chefe

Min-Suk Heo, DDS, MSD, PhD

Departamento de Radiologia Oral e Maxilofacial

Faculdade de Odontologia da Universidade Nacional de Seul

101 Daehak-ro, Jongno-gu, Seoul 03080, Coreia

Tel: 82-2-2072-3812, Fax: 82-2-744-3919

E-mail: hmslsh@snu.ac.kr, Site: <http://www.isdent.org>

DIRETRIZES PARA CADA TIPO DE MANUSCRITO

Artigos Originais

Abstrato

- Não deve exceder 250 palavras e deve ser fornecido em uma página separada.
- O resumo deve ser construído sob os seguintes subtítulos: Objetivos, Materiais e Métodos, Resultados e Conclusão.
- Descreva cada item separadamente na seguinte ordem.

Objetivo: Em uma ou duas frases, indique o objetivo específico do artigo e indique porque é digno de atenção. O objetivo aqui declarado deve ser idêntico ao indicado no título do artigo e na introdução.

Materiais e Métodos: Descreva sucintamente os métodos usados para atingir o objetivo explicado no primeiro parágrafo, informando o que foi feito e como, como o viés foi controlado, quais dados foram coletados e como os dados foram analisados.

Resultados: Devem ser apresentados os achados dos métodos descritos no parágrafo anterior, com dados específicos. Todos os resultados devem fluir logicamente a partir dos métodos descritos.

Conclusão: Em uma ou duas frases, declare a conclusão do estudo. Isso deve estar relacionado diretamente ao objetivo dos trabalhos, conforme definido no primeiro parágrafo do resumo.

- Não use abreviações ou citações de referência
- Na parte inferior do resumo, selecione até 4 palavras-chave do Medical Subject Headings (MeSH) atual no Index Medicus. Consulte o site "<http://www.nlm.nih.gov/mesh/MBrowser.html>".

Introdução

Descreva resumidamente o objetivo da investigação, incluindo informações relevantes de histórico.

Materiais e métodos

Descreva o plano de pesquisa, os materiais (ou assuntos) e os métodos usados, nessa ordem. Quando a metodologia experimental é a questão principal do artigo, descreva o processo em detalhes para recriar o experimento o mais próximo possível. As declarações para IRB e consentimento informado devem ser descritas em Material e Métodos.

Resultados

Apresente-os em uma seqüência clara e lógica. Visto que a biometria envolve variações nas medidas exatas, siga a regra de usar estatísticas quando a experimentação for descrita. Se forem usadas tabelas, não duplique os dados tabulares no texto, mas descreva tendências e pontos importantes.

Discussão

As observações relativas aos resultados da pesquisa e outros materiais relacionados devem ser interpretadas para seus leitores. Enfatize observações novas e importantes; não se limite a repetir o conteúdo dos resultados. Explique o significado da opinião observada juntamente com seus limites, e dentro dos limites dos resultados da pesquisa conecte a conclusão ao propósito da pesquisa. Em um parágrafo final, resuma o resultado e seu significado.

Referências

- Comece em uma página separada, numerando as referências consecutivamente na ordem em que aparecem no texto.
- Todas as referências devem ser citadas no texto, e no texto indicar a referência com sobreescrito com algarismos arábicos.
- Os títulos dos periódicos devem ser abreviados de acordo com o Index Medicus.
- Todos os autores devem ser listados quando seis ou menos; quando há sete ou mais, os seis primeiros devem ser fornecidos, seguidos de 'et al'.
- Depois de escrever os sobrenomes dos autores primeiro, as iniciais do nome e do meio devem ser maiúsculas.
- Para todas as referências, a página inicial e os números da última página devem ser fornecidos.
- Os formatos são ilustrados nos exemplos a seguir.

Artigo de jornal:

Hayakawa Y, Eraso FE, Scarfe WC, Farman AG, Nishidawa K, Kuroyanagi K, et al. Análise da função de transferência de modulação de uma máquina panorâmica rotacional recentemente revisada. Dentomaxillofac Radiol 1996; 25: 32-6.

Livro completo:

Goaz PW, White SC. Radiologia oral; princípios e interpretação. 3^a ed. St. Louis: Mosby-Year Book Inc; 1994.

Capítulo do livro:

Phillips SJ, Whisnant JP. Hipertensão e derrame. In: Laragh JH, Brenner BM. Hipertensão: fisiopatologia, diagnóstico e manejo. 2^a ed. Nova York: Raven Press; 1995. p. 465-78.

Artigo de jornal na imprensa:

Figueiredo PT, Leite AF, Freitas AC, Nascimento LA, Cavalcanti MG, Melo NS, et al. Comparação entre a tomografia computadorizada e a avaliação clínica na fase tumoral / linfonodal e acompanhamento do câncer de cavidade oral e orofaringe. Dentomaxillofac Radiol (no prelo).

Resumos:

Mileman PA, Espelid I. Decisões de tratamento radiográfico - uma comparação entre médicos holandeses e noruegueses. J Dent Res 1986; 65: 609 (Abstr 32).

Carta para o editor:

Farman AG. Imagens radiográficas panorâmicas e a previsão de assimetria. Dentomaxillofac Radiol 2006; 35: 129 (carta).

Outras:

Siga o formulário indicado em Requisitos Uniformes (1997).

Figura Legends

- Numerar as figuras consecutivamente na ordem em que aparecem no texto.
- Descreva a descrição usando uma frase completa em vez de uma frase ou cláusula.
- Todas as abreviaturas devem ser descritas como palavras completas em cada figura.
- As representações de imagens microscópicas devem incluir o poder de aumento.

Mesas

• As tabelas devem ser posicionadas no final do manuscrito. Se for impossível ser incluído no manuscrito, os autores podem fornecer as tabelas em um arquivo MS-Word separado.

- Para tabelas, devem ser empregados algarismos arábicos. O título da tabela deve ser claramente indicado na forma de uma frase ou cláusula.
- Recomenda-se que as tabelas não tenham mais de uma página e devem conter pelo menos quatro linhas e duas colunas de dados.
- As tabelas devem ser numeradas na ordem em que são citadas no texto.
- As abreviaturas devem ser definidas em nota explicativa abaixo de cada tabela.
- Uso dos símbolos, siga a sequência: *, †, ‡, §, ‖, ¶, **, ††, ‡‡
- As tabelas devem ser autoexplicativas e facilmente compreensíveis.

Relatos de Caso

Resumo: O resumo deve ser limitado a 150 palavras ou menos e consiste em um parágrafo sem introdução, materiais e métodos separados, resultados ou conclusão.

Introdução: Sem o subtítulo de Introdução, descreva resumidamente o contexto geral e o significado do estudo de caso.

Relato de caso: O estudo clínico deve se restringir às questões diretamente relacionadas ao diagnóstico por imagem.

Discussão: concentre-se na área específica que o caso enfatiza e evite longas explicações de referências.

Artigos de revisão

Um artigo de revisão deve enfocar um tópico específico de uma maneira acadêmica. Este pode ser publicado como um artigo comissionado, a pedido do conselho editorial. A diretriz para elaboração do artigo de revisão é basicamente a mesma do artigo original.

Relatórios Técnicos

Um relatório técnico enfoca novas técnicas, modalidades, equipamentos e métodos de imagem em um campo de interesse relevante. Também se concentra em um novo software ou método de diagnóstico. Deve ser descrito em bases científicas, não baseado em hipóteses.

Ensaio pictórico

Este é um material de ensino visual. As mensagens são transmitidas por figuras e suas legendas. Consiste em resumo (até 150 palavras), breves explicações, discussão, referências e legendas de figuras. Não deve haver um reconhecimento.

Cartas para o editor

Uma crítica construtiva a uma tese específica publicada pela Imaging Science in Dentistry é bem-vinda. Cartas tratando de assuntos de interesse geral no campo da radiologia oral e maxilofacial ou opiniões pessoais sobre um assunto específico dentro do âmbito do estudo científico também podem ser aceitas.

DIREITOS AUTORAIS E PERMISSÕES

Os direitos autorais de todos os materiais publicados são propriedade da Academia Coreana de Radiologia Oral e Maxilofacial. Eles também são seguidos pela Licença não comercial de atribuição Creative Commons (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>). Os autores dos artigos aceitos devem preencher o formulário do Contrato de transferência de direitos autorais (https://isident.org/src/copyright_form.pdf). A permissão por escrito deve ser obtida para o uso de todas as ilustrações publicadas anteriormente e cópias das cartas de permissão devem ser incluídas. Uma linha de crédito apropriada deve ser incluída na legenda que o acompanha.

ANEXO D: Normas da Revista (Dentomaxilofacial)

Diretrizes para publicação

Declaração de contribuição do autor

O DMFR exige que uma declaração de contribuição do autor acompanhe cada submissão, descrevendo as contribuições de cada autor para o trabalho. Um modelo de declaração pode ser baixado [aqui](#).

O DMFR exige que, para todos os artigos submetidos:

- Todos os autores fizeram contribuições substantivas ao artigo e assumem total responsabilidade por seu conteúdo; e
- Todos aqueles que fizeram contribuições substantivas ao artigo foram nomeados como autores.

O Comitê Internacional de Editores de Revistas Médicas recomenda a seguinte definição para um autor de um trabalho, que pedimos aos nossos autores que sigam:

A autoria deve ser baseada nos 4 critérios a seguir [1]:

- Contribuições substanciais para a concepção ou design da obra; ou a aquisição, análise ou interpretação de dados para o trabalho; E
- Elaborar o trabalho ou revisá-lo criticamente para conteúdo intelectual importante; E
- Aprovação final da versão a ser publicada; E
- Acordo em ser responsável por todos os aspectos do trabalho, garantindo que as questões relacionadas à precisão ou integridade de qualquer parte do trabalho sejam devidamente investigadas e resolvidas.

¹ O Comitê Internacional de Editores de Revistas Médicas, Funções e Responsabilidades dos Autores, Colaboradores, Revisores, Editores, Editores e Proprietários: Definindo o Papel dos Autores e Contribuintes, http://www.icmje.org/roles_a.html

Folha de rosto

A página de título é um item de submissão separado para o manuscrito principal e deve fornecer as seguintes informações:

- Título do artigo. Abreviaturas diferentes de CT ou MRI não devem ser usadas no título.
- Uma versão abreviada do título (com no máximo 70 caracteres, incluindo espaços) deve ser fornecida para uso como cabeçalho em execução. Abreviações são permitidas.
- Tipo de manuscrito ([ver todos os tipos de manuscrito](#))
- Os nomes dos autores devem aparecer **por extenso** (no formato: "nome, inicial (s), sobrenome), qualificações e afiliações.
- Deve ser incluída uma declaração indicando qualquer fonte de financiamento ou interesse financeiro quando relevante.
- Uma carta de apresentação ou declaração pode ser incluída na página de título, mas observe que este não é um item obrigatório.

Página de título cega

Uma página de título cega deve ser incluída com o manuscrito completo, fornecendo apenas o título (ou seja, sem os nomes dos autores e afiliações), para uso no processo de revisão por pares.

Resumo

O resumo deve ser um resumo preciso e sucinto do trabalho, não excedendo **250 palavras**. Para artigos contendo pesquisas: o resumo deve ser construído sob os seguintes subtítulos:

- Objetivos;
- Métodos;
- Resultados;
- Conclusões.

Esses subtítulos devem aparecer no texto do resumo e o resumo não deve conter referências. O resumo deve: indicar o objetivo ou finalidade específica do artigo; descrever os métodos utilizados para atingir o objetivo, informando o que foi feito e como foi feito; apresentar as conclusões dos métodos descritos - as principais estatísticas devem ser incluídas; apresentar a conclusão do estudo com base apenas nos dados fornecidos e destacar a novidade do trabalho.

Abaixo do resumo, selecione até 5 palavras-chave do **Medical Subject Headings (MeSH)** atual .

Texto principal

Organize seu artigo em uma estrutura lógica com subtítulos claros para indicar as seções relevantes. Fica a critério dos autores decidir a natureza específica de quaisquer subtítulos conforme entenderem. Os artigos de pesquisa geralmente seguem a estrutura:

- Seção introdutória;
- Métodos e materiais / pacientes;
- Resultados;
- Discussão;
- Conclusão;
- Agradecimentos (se relevante).

Apresente os resultados em uma sequência lógica clara. As conclusões tiradas devem ser suportadas pelos resultados obtidos e a seção de discussão deve comentar criticamente sobre os achados e conclusões, bem como quaisquer limitações do trabalho.

Os agradecimentos devem ser breves e devem indicar quaisquer potenciais conflitos de interesse e fontes de apoio financeiro.

Um apêndice pode ser usado para fórmulas matemáticas ou detalhes de métodos de interesse para leitores com conhecimento especializado na área.

Além do que, além do mais:

- Evite a repetição entre as seções.
- Evite a repetição de textos apresentados em tabelas e no corpo principal do artigo.
- Abreviações e acrônimos podem ser usados quando apropriado, mas devem sempre ser definidos quando usados pela primeira vez.
- Devem ser fornecidos os nomes e localizações (cidade, país) dos fabricantes de todos os equipamentos e medicamentos não genéricos.
- Evite o uso de notas de rodapé.
- Use unidades SI em todo o texto (Grays, Sieverts e não RADs e REMs).

Referências

- Os autores são responsáveis pela exatidão das referências. Apenas artigos intimamente relacionados ao trabalho devem ser citados; listas exaustivas devem ser evitadas. Todas as referências devem aparecer no texto e na lista de referências.
- As referências devem seguir o formato Vancouver.
- No texto, as referências são citadas em ordem numérica como números sobrescritos começando em 1. Os números sobrescritos são colocados APÓS o ponto cheio.
- No final do artigo devem ser listados (espaço duplo) em ordem numérica correspondente à ordem de citação no texto.

- Uma referência citada em uma tabela ou legenda de figura conta como citada onde a tabela ou figura é mencionada pela primeira vez no texto.
- Artigos para impressão podem ser incluídos na lista de referências.
- Não inclua referências a trabalhos incompletos ou que ainda não tenham sido aceitos para publicação. Resumos e / ou artigos apresentados em reuniões que não sejam de domínio público não devem ser incluídos como referências.
- As referências a comunicações privadas devem ser fornecidas apenas no texto (ou seja, nenhum número atribuído). O autor e o ano devem ser fornecidos.
- Se houver 6 ou menos autores, liste todos eles. Se houver 7 ou mais, liste os 6 primeiros seguidos de et al.
- As abreviaturas para títulos de periódicos médicos devem estar de acordo com as usadas na última edição do Index Medicus.
- Devem ser fornecidos os números da primeira e última página de cada referência.
- Resumos e cartas devem ser identificados como tal.

Exemplos de referências:

Artigo de jornal:

Gardner DG, Kessler HP, Morency R, Schaffner DL. O cisto odontogênico glandular: uma entidade aparente. J Oral Pathol 1988; 17: 359–366.

Artigo de jornal, no prelo:

Dufou S, Maupome G, Diez-de-Bonilla J. Experiência de cárie em uma população selecionada de pacientes na Cidade do México. Community Dent Oral Epidemiol (no prelo).

Livro completo:

Kramer IRH, Pindborg JJ, Shear M. Histological type of odontogenic tumors (2nd edn). Berlin: Springer Verlag, 1992.

Capítulo no livro:

DelBalso AM, Ellis GE, Hartman KS, Langlais RP. Diagnóstico por imagem das glândulas salivares e regiões periglandulares. In: DelBaso AM (ed). Imagem maxilofacial. Philadelphia, PA: WB Saunders, 1990, pp 409-510.

Resumo:

Mileman PA, Espelid I. Decisões de tratamento radiográfico - uma comparação entre médicos holandeses e noruegueses. J Dent Res 1986; 65: 609 (Abstr 32).

Carta ao Editor:

Gomez RS, de Oliveira JR, Castro WH. Regressão espontânea de um cisto paradental. Dentomaxillofac Radiol 2001; 30: 296 (carta).

Artigo de periódico na internet:

Abood S. Iniciativa de melhoria da qualidade em lares de idosos: a ANA atua como consultora. Am J Nurs [periódico na Internet]. Junho de 2002 [citado em 12 de agosto de 2002]; 102 (6): [cerca de 3 p.]. Disponível em: <http://www.nursingworld.org/AJN/2002/june/Wawatch.htm>.

Página inicial / Web site:

Cancer-Pain.org [homepage na Internet]. Nova York: Association of Cancer Online Resources, Inc .; c2000-01 [atualizado em 16 de maio de 2002; citado em 9 de julho de 2002]. Disponível em: <http://www.cancer-pain.org/>.

Mesas

As tabelas devem ser mencionadas especificamente no texto do artigo, mas fornecidas como arquivos separados.

- Numere as tabelas consecutivamente com algarismos arábicos (1, 2, 3, etc.), na ordem em que aparecem no texto.
- Dê a cada tabela um breve título descritivo.
- Faça tabelas autoexplicativas e não duplique dados fornecidos no texto ou nas figuras.
- Procure obter o máximo de clareza ao organizar os dados em tabelas. Quando praticável, confine as entradas nas tabelas a uma linha (linha) da tabela, por exemplo, "valor (\pm sd) (intervalo)" em uma única linha é preferível a empilhar cada entrada em três linhas separadas.
- Certifique-se de que todas as colunas e linhas estão alinhadas corretamente.
- Inclua regras horizontais na parte superior e inferior de uma tabela e uma abaixo dos títulos das colunas. Se um título de coluna abrange dois ou mais subtítulos, os títulos principais e subtítulos devem ser separados por uma única regra curta. Nenhuma outra regra deve ser incluída, nem horizontal nem vertical.
- O espaço apropriado deve ser usado para separar as colunas. As linhas devem ter espaçamento duplo.
- Uma tabela pode conter notas de rodapé, se necessário. Estas devem ser referenciadas na tabela por letras sobrescritas, que também serão indicadas no início da respectiva nota de rodapé. Comece cada nota de rodapé em uma nova linha. Uma nota de rodapé geral referente a toda a tabela não requer uma letra sobrescrita.
- Defina abreviações nas tabelas nas notas de rodapé, mesmo que definidas no texto ou em uma tabela anterior.
- Envie tabelas como texto editável.

Figuras

As figuras devem ser referenciadas especificamente no texto do artigo.

- Numere as figuras consecutivamente usando algarismos arábicos (1, 2, 3, etc.) e qualquer figura que tenha várias partes deve ser rotulada em ordem alfabética (por exemplo, 2a, 2b).
- As legendas numeradas e concisas devem ser listadas em uma folha separada. Evite repetir o material do texto.
- As abreviaturas utilizadas nas figuras devem ser definidas na legenda.
- A rotulagem da arte deve ser em fonte Arial 8 pontos.
- Idealmente, os tamanhos das figuras devem ter 84 mm de largura, 175 mm de largura ou a largura intermediária de 130 mm.

arquivos

- Forneça arquivos de imagem em formato EPS, TIFF, PDF ou JPEG.
- TIFF é o preferido para meios-tons, ou seja, imagens médicas, como radiografias, exames de RM, etc.
- EPS é o preferido para arte desenhada (desenhos de linha e gráficos).
- Para arquivos JPEG, é essencial salvar na qualidade máxima, ou seja, "10", para garantir que a qualidade seja satisfatória quando os arquivos forem descompactados.
- Arquivos fornecidos em Word, PowerPoint ou Excel podem ser aceitáveis, mas forneça em EPS, TIFF ou JPEG se possível. Outros formatos não serão utilizáveis.
- Não forneça arquivos GIF - GIF é um formato compactado que pode causar problemas de qualidade na impressão.
- Carregue cada figura separadamente e numerada.

Cor

- A menos que sejam essenciais para o conteúdo do artigo, todas as ilustrações devem ser fornecidas em preto e branco, sem nenhuma cor (referências RGB, CMYK ou Pantone) nelas contidas.
- O custo de reprodução das imagens coloridas será cobrado do autor de acordo com as seguintes taxas: £ 300 para uma imagem colorida, £ 500 para duas imagens coloridas e £ 100 para cada imagem colorida adicional subsequente. Todos os preços não incluem o IVA do Reino Unido.
- Imagens que precisam ser reproduzidas em cores devem ser salvas em CMYK, sem referências RGB ou Pantone contidas nelas.

Resolução

- Os arquivos devem ser salvos no dpi apropriado (pontos por polegada) para o tipo de gráfico (o valor de tela típico de 72 dpi não produzirá resultados impressos satisfatórios). Resoluções mais baixas não serão utilizáveis.
- Desenhos de linha - salve em 800 dpi (ou 1200 dpi para trabalho em linhas finas).
- Trabalho em meio-tom e cores - economize em 300 dpi.

Composição

- A imagem deve ser recortada para mostrar apenas a área relevante (ou seja, não mais do que o necessário para ilustrar os pontos feitos pelo autor, ao mesmo tempo que retém referências anatômicas suficientes). A quantidade de espaço em branco ao redor da ilustração deve ser mantida no mínimo.
- Forneça as ilustrações no tamanho em que devem ser impressas, geralmente 76 mm de largura (coluna única de texto) ou para figuras especialmente grandes de 161 mm (duas colunas de texto).
- Anotações, por exemplo, setas, devem ser usadas para indicar pontos sutis, mas salientes. Todas as anotações devem ser incluídas nas imagens fornecidas.
- A identificação do paciente deve ser obscurecida.

Pontos adicionais a serem observados:

- Não coloque uma caixa ao redor de gráficos, diagramas ou outras obras de arte.
- Evite linhas de grade em segundo plano, a menos que sejam essenciais (por exemplo, limites de confiança).
- As fontes devem ser Adobe Type 1 standard - Helvetica ou Times são preferidos.
- Certifique-se de que o tamanho das letras é adequado - deve corresponder a 8 ou 9 pt quando impresso.
- Inclui todas as unidades de medida nos eixos.
- Todas as linhas (por exemplo, eixos de gráfico) devem ter uma largura mínima de $\frac{1}{4}$ pt (0,1 mm), caso contrário, não serão impressas; É preferível um peso de 1 pt.
- Evite usar matizes (preto e branco sólido ou variações de sombreado são preferíveis), mas quaisquer matizes usados devem ter um nível mínimo de 5% para imprimir (mas não use um matiz muito alto, pois pode imprimir muito escuro).
- Não use histogramas tridimensionais quando a adição de uma terceira dimensão não fornecer mais informações.

Apêndices

Os apêndices devem ser usados para incluir material de base detalhado que é essencial para a compreensão do manuscrito, por exemplo, análises estatísticas, estudos preliminares muito detalhados, mas que é muito abrangente para incluir como parte do texto principal.

Sempre que possível, os autores são encorajados a incluir todo o material relevante no corpo principal do texto; no entanto, se um apêndice for necessário, ele deve ser fornecido como um arquivo separado. Se mais de um apêndice for incluído, eles devem ser identificados com letras diferentes.

- Um apêndice pode conter referências, mas elas devem ser listadas separadamente e numeradas A1, A2, etc.
- Os apêndices devem ser mencionados no texto principal da seção relevante.

Material suplementar

O material suplementar se destina a materiais que agregam valor ao seu manuscrito, mas não são essenciais para a compreensão do trabalho. Material suplementar é normalmente usado para incluir material que não pode ser acomodado na forma impressa, por exemplo, arquivos multimídia, como imagens dinâmicas, arquivos de vídeo / áudio, etc.

Não há restrições para formatos de arquivo suplementares, embora seja recomendado que os autores escolham os tipos de arquivo que a maioria dos leitores será capaz de abrir, por exemplo

- Texto / dados: PDF, Word, Excel, Powerpoint, .txt
- Gráficos: TIF, PNG, JPEG, GIF
- Vídeo: AVI, MOV, MP4, MPEG, WMV
- Áudio: mp3, m4a

Unidades, símbolos e estatísticas

Os autores devem usar o Sistema Internacional de Unidades (SI) [1]. As unidades de radiação devem ser fornecidas em SI, por exemplo, 1 Sv, 1 Gy, 1 MBq. As exceções são mmHg para pressão arterial e g dl – 1 para hemoglobina. Para orientação, os autores podem consultar a publicação Units, Symbols and Abbreviations. Um guia para autores médicos e científicos [2].

- Todos os fatores de radiação (dose / tempo / fracionamento) devem ser listados.
- As equações devem ser numeradas (1), (2) etc. à direita da equação. Não use pontuação após equações.
- Não inclua pontos para significar multiplicação - os parâmetros devem ser simplesmente digitados fechados ou com um sinal de multiplicação, se necessário, para evitar ambigüidade.

Diretrizes Estatísticas

O objetivo do estudo deve ser claramente descrito e um desenho adequado, incorporando um número apropriado de assuntos, deve ser usado para atingir o objetivo. É freqüentemente benéfico consultar um estatístico profissional antes de empreender um estudo para confirmar se ele tem poder adequado, e a apresentação de um cálculo de poder dentro do papel demonstra a capacidade do estudo de detectar efeitos clínica ou biologicamente significativos.

Devem ser fornecidos detalhes sobre os critérios de seleção, se os dados foram coletados prospectiva ou retrospectivamente, e quaisquer exclusões ou perdas de seguimento que possam afetar a população do estudo. As informações sobre as características dos sujeitos nos grupos que estão sendo comparados devem ser fornecidas para quaisquer fatores que possam potencialmente influenciar a comparação dos grupos; essas informações costumam ser melhor apresentadas em um formato tabular no qual os grupos estão em colunas adjacentes. Se o estudo foi randomizado, detalhes do procedimento de randomização devem ser incluídos.

Medidas de variação devem ser incluídas para todos os resultados importantes. Quando as médias são apresentadas, o desvio padrão ou o erro padrão da média também deve ser fornecido, e deve ficar claro qual dessas duas medidas está sendo citada. Quando as medianas são fornecidas, medidas de variação, como o intervalo interquartil ou o intervalo geral também devem ser incluídas. As estimativas das diferenças, por exemplo, entre duas médias sendo comparadas, devem ser fornecidas com limites de confiança de 95% para ajudar o leitor e o autor a interpretar os resultados corretamente. Observe que a estimativa do tamanho dos efeitos, por exemplo, tratamento ou efeitos do fator prognóstico, é tão importante quanto o teste de hipótese.

Os procedimentos estatísticos devem ser descritos e referenciados para todos os valores de p fornecidos, e os valores dos quais eles foram derivados devem ser incluídos. A validade dos procedimentos estatísticos também deve ser confirmada, por exemplo, o teste t requer distribuição (ões) normal (is) nos dados básicos e o teste qui-quadrado não é válido quando os números esperados nas células são menores que 5. Os dados podem às vezes ser transformados , por exemplo, usando uma transformação log ou de raiz quadrada, para atingir a normalidade. Testes não paramétricos devem ser usados quando as condições de normalidade não forem atendidas. Deve-se notar, entretanto, que o teste dos postos sinalizados de Wilcoxon (o equivalente não paramétrico do teste t pareado) é semiquantitativo. Se mais de dois grupos estiverem sendo comparados, uma análise de variância deve ser realizada antes de realizar comparações de pares de grupos.

A análise de medições repetidas no mesmo assunto pode dar origem a resultados espúrios se as comparações forem feitas em um grande número de pontos de tempo diferentes. Freqüentemente, é preferível representar o resultado de cada assunto por uma única medida sumária, escolhida por sua adequação. Exemplos de tais medidas são a área sob a curva, a média geral, o máximo ou mínimo e o tempo para atingir um determinado valor. Estatísticas simples podem ser aplicadas a essas medidas de resumo.

Os resultados da avaliação de um procedimento de teste devem indicar claramente os critérios usados para definir a positividade, e a sensibilidade, especificidade, valor preditivo positivo e valor preditivo negativo devem ser citados junto com seus limites de confiança de 95%.

1. Goldman DT, Bell RJ, eds. O Sistema Internacional de Unidades (SI). 5^a ed. Londres, Reino Unido: HMSO; 1987.
2. Baron DN, ed. Unidades, símbolos e abreviações. Um guia para autores médicos e científicos. 5^a ed. Londres, Reino Unido: Royal Society of Medicine Press; 1994.

APÊNDICES

APÊNDICE A: Termo do Banco de Dentes

FACULDADES INTEGRADAS DE PATOS
DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGIA
BANCO DE DENTES HUMANOS

SOLICITAÇÃO

Eu, Martina Gerlane de Oliveira Pinto venho através desta solicitar ao Banco de Dentes Humanos do Departamento de Odontologia da Faculdades Integradas de Patos – FIP 70 (setenta) dentes para o desenvolvimento da pesquisa Influência do posicionamento dos pinos intrarradiculares e dos diferentes campos de visão (fov) na detecção de fraturas verticais em tomografia computadorizada de feixe cônicoo.

Sei que os dentes empréstimos e, ao término da pesquisa científica, eles serão devolvidos ao Banco de Dentes, independente do grau de destruição ou desgaste que apresentarem.

Patos, 21 de março de 2017.

Martina Gerlane de Oliveira Pinto

(Martina Gerlane de Oliveira Pinto)


Paula Vanessa da Silva
Coordenadora do Curso de
Odontologia - FIP

FACULDADES INTEGRADAS DE PATOS
DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGIA

TERMO DE COMPROMISSO DO PESQUISADOR

Título do projeto: Influência do posicionamento dos pinos intrarradiculares e dos diferentes campos de visão (fov) na detecção de fraturas verticais em tomografia computadorizada de feixe cônicoo

Pesquisador responsável: Martina Gerlane de Oliveira Pinto

Instituição: Centro Educacional de Ensino Superior de Patos LTDA.

Telefone para contato: (83) 996276700

Local da coleta de dados: Clínica de Radiologia do Curso de Odontologia

Por meio deste termo de responsabilidade, autor e orientador da pesquisa, assume cumprir fielmente as diretrizes regulamentadoras emanadas na resolução 466/12 do Conselho Nacional de Saúde/ MS e seus complementares, visando assegurar os direitos e deveres que dizem respeito à comunidade científica, ao(s) sujeito(s) da pesquisa e ao Estado.

Reafirmo, outrossim, responsabilidade indelegável e intransferível, mantendo o arquivo todas as informações inerentes a presente pesquisa, respeitando a confiabilidade e sigilo das fichas correspondentes a cada sujeito incluído na pesquisa, por um período de cinco anos após o termo desta. Apresentarei sempre que solicitado ao CEP/FIP (Comitê de ética em pesquisa/ Faculdades Integradas de Patos) ou CONEP (Conselho Nacional de Ética e Pesquisa) um relatório sobre o andamento da pesquisa.

Patos, 03 de abril de 2017.

Martina Gerlane de Oliveira Pinto

Martina Gerlane de Oliveira Pinto

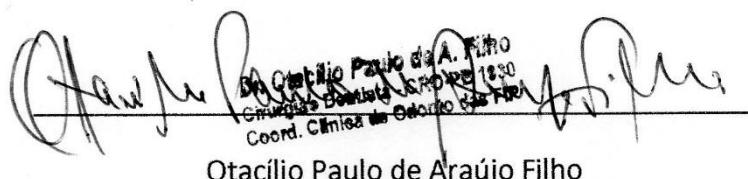
(Pesquisadora Responsável)

AUTORIZAÇÃO INSTITUCIONAL

Eu, Otacílio Paulo de Araújo Filho, declaro estar informado sobre a metodologia que será desenvolvida na pesquisa “INFLUÊNCIA DO POSICIONAMENTO DOS PINOS INTRARRADICULARES E DOS DIFERENTES CAMPOS DE VISÃO (FOV) NA DETECÇÃO DE FRATURAS VERTICais EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO” coordenada pela professora Martina Gerlane de Oliveira Pinto.

Ciente de que sua metodologia será desenvolvida conforme a resolução CNS 196/96 alterada pela resolução 466/12, autorizo a realização da pesquisa nesta instituição.

Patos, 21 de março de 2017



Otacílio Paulo de A. Filho
Dra. Otacílio Paula de A. Filho
Coordenador Clínica do Curso de Odontologia
Coord. Clínica do Odonto da UFPI

Otacílio Paulo de Araújo Filho

(Coordenador de Clínica do Curso de Odontologia)