



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

MARTINA GERLANE DE OLIVEIRA PINTO

**DETECÇÃO DE FRATURAS RADICULARES EM IMAGENS DE
TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO UTILIZANDO
DIFERENTES PARÂMETROS DE EXPOSIÇÃO E MATERIAIS
INTRACANAIS**

CAMPINA GRANDE – PB

2015

MARTINA GERLANE DE OLIVEIRA PINTO

**DETECÇÃO DE FRATURAS RADICULARES EM IMAGENS DE
TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO UTILIZANDO
DIFERENTES PARÂMETROS DE EXPOSIÇÃO E MATERIAIS
INTRACANAIS**

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

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

CAMPINA GRANDE – PB

2015

É expressamente proibida 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 da dissertação.

P659d Pinto, Martina Gerlane de Oliveira.

Detecção de fraturas radiculares em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico utilizando diferentes parâmetros de exposição e materiais intracanaís. [manuscrito] / Martina Gerlane de Oliveira Pinto. - 2015.

89 p. : il. color.

Digitado.

Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Universidade Estadual da Paraíba, Centro de Ciências Biológicas e da Saúde, 2015.

"Orientação: Profa. Dra. Daniela Pita de Melo, Departamento de Odontologia".

1. Fraturas radiculares. 2. Tomografia computadorizada. 3. Pinos intracanaís. I. Título.

21. ed. CDD 617.63

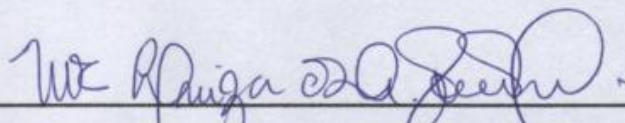
MARTINA GERLANE DE OLIVEIRA PINTO

**DETECÇÃO DE FRATURAS RADICULARES EM IMAGENS DE
TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO UTILIZANDO
DIFERENTES PARÂMETROS DE EXPOSIÇÃO E MATERIAIS
INTRACANAIS**

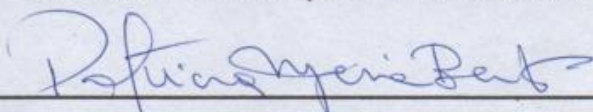
Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Estadual da Paraíba- UEPB, em cumprimento às exigências para obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Aprovado em: 20/07/2015.

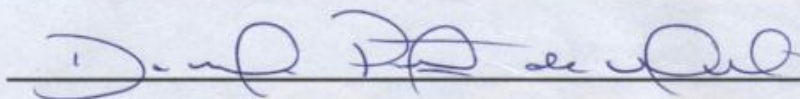
BANCA EXAMINADORA



**Prof.ª Dr.ª Maria Luiza dos Anjos Pontual – UFPE
MEMBRO TITULAR (EXAMINADORA EXTERNA)**



**Prof.ª Dr.ª Patricia Meira Bento – UEPB
MEMBRO TITULAR (EXAMINADORA INTERNA)**



**Prof.ª Dr.ª Daniela Pita de Melo – UEPB
MEMBRO TITULAR (ORIENTADORA)**

**CAMPINA GRANDE – PB
2015**

Este trabalho é dedicado A **Raimundo Valmiro Pinto** (*in memoriam*). Um sonho aconteceu. Sonhei com meu pai dizendo que fizesse mestrado. Este sonho se deu após ter-me inscrito na seleção. Poderiam ser pensamentos meus que tivessem influenciado este sonho. Mas, dias após, recebi uma ligação da minha prima dizendo que também teve este mesmo sonho. Ela nem sabia que tinha a intenção de fazer uma pós-graduação. Então, percebi que não poderia deixar essa oportunidade passar. Além de ser uma vontade minha, estava claro que era do meu pai também. Pai, você foi o meu primeiro e é meu maior Mestre. Por sempre admirar seu trabalho, adquiri o gosto pela carreira acadêmica. Se um dia meus futuros alunos tiverem por mim metade da admiração que os seus tiveram, já me sentirei realizada. Você é meu maior ídolo e inspiração. Amo-te e sempre te amarei.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

A **Deus**, por ser meu companheiro em todas as horas. Obrigada por estar comigo quando nem sempre estive Contigo. Hoje, percebo que sem Ti nada faz sentido.

A minha mãe, **Luzia**, pelo amor incondicional e por mostrar que sonhos podem se tornar realidade. Mãe, você me mostrou que amor de mãe é diferente de tudo. Que esse amor não tem limites. Obrigada por sempre estar ao meu lado. Você é o meu exemplo de força, coragem e determinação.

Agradeço as minhas irmãs, **Clévia** e **Virgínia**, pelo incentivo e por sempre torcerem por mim.

Ao meu cunhado, **Alisson**, e sua família, por me ajudar quando sempre precisei.

Ao novo membro da família, **Lorenzo**, por alegrar todos os dias da minha vida, principalmente aqueles de grandes dificuldades.

A **Enzo**, pela companhia nas horas difíceis, pelas noites em claro desde o processo de seleção.

Aos **meus familiares**, que estão sempre no meu coração.

As minhas amigas, **Silvana, Adriana, Thaíse, Marilene** e **Sabrina**, pela paciência e carinho que fortificam a nossa amizade.

Ao amigo **Karhan**, pela amizade e bondade, deixando nosso convívio mais prazeroso.

A **Danilla** e **Jussara**, por estarem presentes em minha vida.

Aos **amigos de infância** que, mesmo com a distância e a ausência, nunca deixaram de ser verdadeiros. Só o amor constrói pontes indestrutíveis.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a minha orientadora, **Daniela**, que me “abraçou” nesse projeto e permitiu que ele fosse realizado. Muito obrigada por ter acreditado em mim e me auxiliado em tantos momentos, sempre com bom humor e dedicação. Você é um exemplo de profissional.

Aos amigos da **Turma do Mestrado Acadêmico em Odontologia**, pelos momentos alegres, intensos e difíceis que passamos neste período de convivência. Hoje, podemos dizer: mais uma etapa vencida!!!!!!

À **Universidade Estadual da Paraíba – UEPB**, por estar presente desde a minha infância e permitir grandes ensinamentos, conquistas e amizades adquiridas tanto no âmbito profissional como pessoal.

Aos **Professores do Programa de Mestrado em Odontologia**, pelo conhecimento transmitido.

À **Profª. Drª Maria Luiza dos Anjos Pontual**, pela disponibilidade de tempo e atenção dedicada ao projeto.

À **Profª. Drª Patrícia Meira**, pela paciência, compreensão e colaboração no aprendizado.

Ao **Prof. Dr. Cassiano Nonaka**, pela bondade e generosidade que há no seu coração. Um grande exemplo de professor que tanto admiro e respeito.

Ao **Prof. Dr. Paulo Flores**, pela atenção e pela disponibilização de tempo e do tomógrafo que permitiu a aquisição das imagens tomográficas. Não sei o que faríamos sem o seu apoio e suas ideias.

À **Profª. Drª. Luciana**, pela valiosa contribuição da metodologia, sem a qual não seria possível concretizar este trabalho. Muito obrigada!

Ao **Prof. Dr. Saulo Melo**, que, mesmo distante, transmitiu valiosos conhecimentos e nos ensinou a sermos sempre melhores.

Aos professores da disciplina de Radiologia da UEPB, **Diógenes** e **Denise**, sempre receptivos e prestativos.

A minha companheira de pesquisa, **Katharina Rabelo**, pela dedicação e amizade.

À **Universidade Federal da Bahia - UFBA**, e ao **Centro Especializado Baiano de Odontologia–CEBEO**, pelo espaço cedido à aquisição das imagens, colaborando com o meu crescimento profissional.

Ao técnico **Clebson**. Não tenho palavras para descrever o carinho com que me recebeu! Obrigada pela amizade, compreensão, simpatia e disponibilidade.

Às minhas companheiras da Radiologia, **Marta e Edna**, pela amizade e pelo carinho com que me acolheram.

RESUMO

Detecção de fraturas radiculares em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico utilizando diferentes parâmetros de exposição e materiais intracanaís.

O objetivo deste estudo foi avaliar a detecção de fraturas radiculares (FRs) em imagens de Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (TCFC) utilizando diferentes parâmetros de exposição e analisar a influência da guta-percha, do núcleo metálico fundido e do pino de fibra de vidro no diagnóstico das FRs, assim como a formação de artefatos em TCFC. Cento e sessenta dentes foram selecionados e divididos em quatro grupos de acordo com o material de preenchimento (sem guta-percha, com guta-percha, pino metálico fundido e pino de fibra de vidro). Cada grupo continha dentes experimentais que foram induzidos artificialmente à fratura e dentes sem fratura como controles. Todos os dentes foram revestidos por cera 7 e posicionados no alvéolo de um incisivo central superior direito em uma maxila dentada de um crânio humano seco. As imagens tomográficas foram adquiridas pelo aparelho da Kodak 9000 3D (Kodak Dental Systems, a Carestream Health, Rochester, NY, EUA) e digitalizadas seguindo os protocolos com parâmetros de exposição 1 - 74 kV, 12 mA; 2- 74 kV, 10mA; 3- 74 kV, 8 mA; 4 - 74 kV , 6,3mA; 5 - 70kv,12 mA; 6 - 70kV, 10 mA; 7 - 70 kV , 8 mA; 8- 70 kV, 6,3 mA. Em seguida, dois radiologistas analisaram as estruturas dos materiais intracanaís e estabeleceram escores tanto para o diagnóstico de fratura bem como a análise do grau de interferências dos artefatos. O teste kappa intra e interexaminador foi calculado para o diagnóstico de fraturas (0.87-0.90 e 0.88) e para análises da formação dos artefatos (0.96-0.98 e 0.95). Os testes estatísticos utilizados foram ANOVA para calcular os valores de sensibilidade, especificidade e acurácia do teste de diagnóstico; teste qui-quadrado para comparar as frequências esperadas das frequências observadas entre a TCFC com o padrão ouro, e regressão logística para observar a influência dos materiais intracanaís no diagnóstico de fratura. Os valores de especificidade foram maiores do que a sensibilidade para cada material intracanal. Os conjuntos de parâmetros de exposição não apresentaram diferenças significativas na detecção de fraturas. No entanto, houve diferenças entre os materiais intracanaís utilizados, mostrando que os dentes sem material de preenchimento e com núcleo de fibra de vidro apresentaram melhores resultados comparados com dentes com guta-percha e núcleo metálico. Portanto, conclui-se que a visualização das FRs apresentou melhores resultados quando o canal radicular estava vazio ou preenchido com pino de fibra de vidro. Contudo, a guta-percha e o pino metálico fundido foram associados com maior formação de artefato, o que comprometeu um diagnóstico preciso.

Palavras-Chaves: Tomografia computadorizada de feixe cônico. Fraturas radiculares. Artefatos e pinos intracanaís.

ABSTRACT

Detection of radicular fractures in Cone Beam Computed Tomography by different parameters of exposition and intracanal materials.

The aim of this study was evaluated the detection of radicular fractures (FRs) in Cone Beam Computed Tomography (CBCT) by different exposure parameters and investigate the influence of gutta percha, metal post and fiberglass post in FRs detection and CBCT artifacts formation. One hundred and sixty teeth were selected and divided into four groups according to the filling material: without gutta percha, metal post and fiberglass post. Each group contained experimental teeth that were fractures were induced artificially, and teeth without fracture (controls). All teeth were coated with wax and after they were positioned in the alveolus of a right superior central incisive of a dry human dentate maxilla. The tomographic images were acquired using Kodak 9000 3D machine (Kodak Dental Systems, a Carestream Health, Rochester, NY, EUA) according to the exposure protocols: 1 - 74 kV, 12 mA; 2- 74 kV, 10mA; 3- 74 kV, 8 mA; 4 - 74 kV , 6,3mA; 5 - 70kv,12 mA; 6 - 70kV, 10 mA; 7 - 70 kV , 8 mA; 8- 70 kV, 6,3 mA. Two radiologists analyzed the tomographic images and scored them for fracture detection and artefact interferences. The kappa test intra and inter was calculated for fracture diagnosis (0.87-0.90 and 0.88) and for analysis of the formation of artifacts (0.96-0.98 and 0.95). Statistical analyzes were performed using ANOVA to calculate the sensitivity, specificity and diagnostic accuracy of the test; Chi-square test to compare the expected frequencies of the observed frequencies between CBCT with the gold standard, and logistic regression to observe the influence of intracanal materials in the diagnosis of fracture. Specificity values were higher than the sensitivity for each intracanal material. The sets of exposure parameters showed no significant differences in the detection of fractures. However, there were differences between the materials used intracanal showing the teeth without filler material and glass fiber core exhibited better results compared to teeth with gutta-percha and the metal core. Therefore, it is concluded that viewing of the FRs showed better results when the root canal was empty or filled with fiberglass pin. However, gutta-percha and the molten metal pin were associated with higher artifact formation, which committed an accurate diagnosis.

Keywords: Cone beam computed tomography. Radicular fractures. Artifacts and intracanal pins.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 01	Preparo dos dentes com remoção dos cálculos dentários, hidratação e transluminação	34
FIGURA 02	Remoção das coroas no limite amelocementário	34
FIGURA 03	Indução das fraturas nos canis radiculares	35
FIGURA 04	Dente revestido de cera 7 para simular o ligamento periodontal	37
FIGURA 05	Enceramento do crânio e dos dentes	38
FIGURA 06	Aparelho da Kodak 9000 3D	38
FIGURA 07	Digitalização dos parâmetros de exposição	39
FIGURA 08	Aquisição volumétrica visualizada pelo sistema 3D <i>Imaging</i>	40

LISTA DE QUADROS

QUADRO 01	Materiais utilizados durante o preparo dos dentes.....	37
QUADRO 02	Critérios de diagnóstico de fratura	40
QUADRO 03	Critérios de grau de interferência dos artefatos nas imagens TCFC	41

LISTA DE TABELAS

ARTIGO 1

TABELA 01	Valores de sensibilidade por grupo para cada parâmetro de exposição	53
TABELA 02	Valores de especificidade por grupo para cada parâmetro de exposição	53
TABELA 03	Valores de acurácia por grupo para cada parâmetro de exposição	54
TABELA 04	Valores da área sob a curva – ROC	54
TABELA 05	Proporção dos artefatos de acordo com os diferentes parâmetros de exposição	55
TABELA 06	Proporção dos artefatos de acordo com os diferentes materiais intracanalais	55

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CBTC	Tomografia Computadorizada Cone Bean
CCD	Sensor Digital Intraoral Direito
CEBEO	Centro Especializado Baiano de Odontologia
CG	Com guta-percha
DR	Radiografia Digital
FOV	Field of View
FR	Fratura Radicular
FRL	Fratura Radicular Longitudinal
FRV	Fratura Radicular Vertical
Kv	Quilovoltagem
mA	Miliamperagem
NM	Núcleo Metálico
NF	Núcleo de Fibra de Vidro
PSP	Placas Intraorais
RID	Radiografia Intraoral Digital
ROC	Receiver Operating Characteristic
ROI	Região circular de interesse
RP	Radiografia Periapical
SG	Sem guta-percha
TC	Tomografia Computadorizada
TCFC	Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico
TCMD	Tomografia Computadorizada Multidetectors
UEPB	Universidade Estadual da Paraíba
UFBA	Universidade Federal da Bahia
UFPE	Universidade Federal de Pernambuco

SUMÁRIO

1.	CONSIDERAÇÕES INICIAIS	16
1.1	Fraturas radiculares em dentes tratados endodonticamente	16
1.2	Diagnóstico de fratura radicular por TCFC	17
1.3	Limitações da TCFC no diagnóstico de fratura radicular	24
2.	OBJETIVOS	30
2.1	Objetivo geral	30
2.2	Objetivos específicos	30
3.	MATERIAIS E MÉTODOS	31
3.1	PRINCIPIOS ÉTICOS	31
3.1.1	Comitê de Ética	31
3.2	DELINEAMENTO DO ESTUDO	31
3.3	LOCAL DA PESQUISA	31
3.4	GRUPOS DE ESTUDO E PROCESSO DE SELEÇÃO	31
3.4.1	Critérios de Inclusão.....	31
3.4.2	Critérios de Exclusão.....	32
3.4.3	Cálculo amostral	32
3.4.4	Caracterização da amostra	33
3.5	PREPARO DOS DENTES	34
3.6	AQUISIÇÃO DE IMAGENS	37
3.7	CALIBRAÇÃO	40
3.8	PROCESSAMENTO E ANÁLISE DOS DADOS	41
3.9	VARIÁVEIS EM ESTUDO	42
3.9.1	Variáveis dependentes	42
3.9.2	Variáveis independentes	42
4.	RESULTADOS	43
5.	ARTIGO	44
5.1	Normas da revista (DentoMaxiloFacial Radiology)	64
6.	CONSIDERAÇÕES FINAIS	75
	REFERÊNCIAS	76
	APÊNDICES	82
	APÊNDICE A: Cadastro na Plataforma Brasil	82
	APÊNDICE B: Parecer do Comitê de Ética	83
	APÊNDICE C: Termo de Doação (participantes da pesquisa)	84
	APÊNDICE D: Termo de Doação (Cirurgiões- dentistas).....	86
	APÊNDICE E: Requerimento	88

1. CONSIDERAÇÕES INICIAIS

1.1 Fraturas radiculares em dentes tratados endodonticamente

Dentes tratados endodonticamente apresentam um maior risco à fratura do que os dentes vitais (BORNSTEIN et al., 2009). Forças excessivas e impróprias durante o acesso e a instrumentação dos canais, como também a utilização de diferentes pinos intracanaís, podem gerar uma diminuição da dentina remanescente e tensões sobre a mesma (KAMBUROGLU et al., 2010; KAJAN; TAROMSARI, 2012).

Segundo Mireku et al. (2010), as alterações nas propriedades mecânicas da dentina, como a diminuição do módulo de elasticidade, podem reduzir a resistência dos dentes à fratura e sua tolerância aos danos provocados à estrutura dentária. Estudos anteriores relataram que a força da dentina sob a carga estática e cíclica, além da resistência à fratura, diminui significativamente com o aumento da idade (COHEN; HARGREAVES, 2007; FUSS et al., 2001).

A grande perda de estrutura dentária indica a utilização de pinos intrarradiculares (TEIXEIRA et al., 2009; MANICARDI et al., 2011). Os pinos metálicos fundidos são os mais utilizados pelos cirurgiões dentistas na restauração de dentes tratados endodonticamente. Porém, a alta rigidez e resistência em relação ao módulo de elasticidade são superiores se comparados ao elemento dental, provocando tensões sobre a dentina e induzindo a fratura. Por esta razão, pinos de fibra, com propriedades biomecânicas próximas às da dentina, foram desenvolvidos. Do ponto de vista mecânico, os pinos de fibra, além de apresentarem o módulo de elasticidade semelhante à dentina, apresentam alta resistência à tração e à fadiga. (GRANDINI et al., 2004; DE DURÃO et al., 2007; MANICARDI et al., 2011).

Os estudos de De Durão et al. (2007) demonstraram que a utilização de pinos intrarradiculares que possuem módulo de elasticidade compatível ao da dentina é mais segura do que o uso de pinos metálicos fundidos, os quais apresentam alto módulo de elasticidade e com potencial de transferir estresse para a estrutura dentinária.

Além da influência do módulo de elasticidade do pino sobre as tensões à dentina, a geometria dos pinos intrarradiculares pode estar relacionada ao risco de fratura. Estudos demonstram que os pinos cônicos apresentam uma configuração semelhante à anatomia do canal radicular e que sua forma permite uma preservação da estrutura dental na região apical. Contudo, essa morfologia pode produzir um efeito cunha na raiz, além de concentração de estresse na porção cervical radicular. Quanto aos pinos cilíndricos, a concentração de estresse pode ser gerada na região apical devido à configuração do pino que causa tensão sobre a dentina na interface pino e estrutura dentinária (SANTOS –FILHO, 2009).

Baratieri et al (2001) afirmam que os pinos cônicos são menos retentivos do que cilíndricos por não gerar tensões a dentina na região apical do dente, e que a conservação da estrutura dentária deve ser preconizada no ato da escolha do tipo do pino e do preparo a ser empregado.

Apesar da existência de uma infinidade de materiais e técnicas para a reconstrução de dentes tratados endodonticamente, não existe o material perfeito para todas as situações, mas, sim, a melhor indicação. A escolha do pino intrarradicular depende de um planejamento individualizado diante da situação do remanescente coronário radicular e das estruturais dos materiais ideais para cada situação.

1.2 Diagnóstico de fratura radicular por TCFC

As fraturas radiculares representam 10,9% das causas de extrações dentárias (TARAMSARI et al., 2013). Acredita-se que o principal fator para este procedimento seja a inflamação gerada pela infiltração bacteriana na região de fratura, levando à reabsorção do processo alveolar e à entrada de células de defesa na região.

As fraturas são caracterizadas por uma linha de continuidade que pode se apresentar em diversas orientações. Dependendo da sua direção em relação ao longo eixo dentário, as fraturas podem ser classificadas em horizontais ou longitudinais. As fraturas horizontais são linhas que apresentam direção perpendicular ao longo eixo dentário, enquanto as fraturas longitudinais

se estendem ao longo do comprimento radicular, podendo originar-se na região apical ou na porção coronal (MELO et al., 2010).

Estudos demonstram que as características clínicas e radiográficas das fraturas são muito inespecíficas (HASSAN et al., 2010; MELO et al., 2010). Embora clinicamente os dentes fraturados se assemelhem às lesões periodontais pela presença de fístula ou abscessos, estes dentes demonstram padrões normais de sondagem periodontal e profundidade (KAJAN; TAROMSARI, 2012). Segundo Costa et al. (2011), o diagnóstico da fratura representa um desafio para os cirurgiões dentistas e o seu diagnóstico precoce evitaria danos extensos aos tecidos de suporte.

No estudo de Bernardes et al. (2009), foram selecionados 20 dentes tratados endodonticamente, com suspeita de fratura radicular e que apresentavam sinais e sintomas pouco específicos. Os dentes foram escaneados utilizando um aparelho de TCFC e posteriormente radiografados. As imagens TCFC foram comparadas com as radiografias convencionais e foi concluído que as imagens de TCFC eram superiores às radiografias convencionais no diagnóstico de fratura radicular. Os autores concluíram que, para determinar o diagnóstico final de fratura, é necessário investigar vários aspectos, como história dentária, sintomas, sinais clínicos e radiográficos. É importante frisar que apenas a presença da linha de fratura não fornece informações acerca do estado da polpa e do tecido periapical.

Para a avaliação do preenchimento do canal e das fraturas radiculares em dentes tratados endodonticamente, o exame radiográfico se faz necessário. De acordo com Tamse et al. (2006), os aspectos radiográficos mais frequentes de dentes tratados endodonticamente e que apresentam fratura longitudinal são a presença de um halo radiolúcido no terço apical e radiolucidez periodontal lateral sem alcance da região periapical.

As radiografias intrabucais são um dos métodos mais solicitados e indicados para avaliar o órgão dental. No entanto, algumas vezes, a linha de fratura não é visível, mesmo em exames radiográficos executados com qualidade, especialmente em casos de trincas e fraturas nas quais não há separação dos fragmentos (MORA et al., 2007; MANSINI et al., 2010).

Além disso, o feixe central de raios X tem que passar paralelamente à linha de fratura para que a mesma seja identificada (BERNARDES et al., 2009;

HASSAN et al., 2009; KAMBUROGLU et al., 2009). Devido a isto, muitas vezes é necessário que sejam feitas várias radiografias em ângulos diferentes para a conclusão da hipótese diagnóstica (BRANDINI et al., 2009).

Neste contexto, Bornstein et al. (2009) avaliaram 44 dentes permanentes com fraturas radiculares horizontais utilizando radiografias intra-orais (oclusal e periapical) e TCFC para avaliar a localização (terços apical, médio ou cervical da raiz) e a angulação da linha de fratura. Os autores concluíram que o diagnóstico da localização e angulação das fraturas radiculares baseado nas imagens de TCFC difere significativamente dos resultados das radiografias intraorais, sendo esta mais precisa e, destarte, facilitando o prognóstico.

Wenzel & Kirkevang (2005) compararam a acurácia de um sensor CCD de alta resolução e uma placa de fósforo de média resolução para a visualização de fraturas radiculares horizontais induzidas, avaliando também diferenças entre as imagens adquiridas em vários ângulos horizontais e verticais. Para este estudo, foram utilizados 47 dentes unirradulares radiografados antes e após a realização das fraturas com o sistema digital RVG com sensor CCD e o sistema PSP Digora®. Foram obtidas quatro imagens de cada dente utilizando os dois receptores de imagem estudados: uma exposição ortorrádial (imagens O), uma exposição com angulação de 15°, tornando a imagem alongada (imagens L) e duas exposições com ângulo horizontal de 15° mesial e distalmente. As imagens foram avaliadas em três sessões: primeiramente, só as imagens O; depois, só as imagens L e, por último, todas as quatro imagens dispostas simultaneamente. As imagens do sistema RVG apresentaram sensibilidade significativamente maior para a detecção de fraturas horizontais que as imagens obtidas utilizando o Digora®.

Com o objetivo de comparar as radiografias convencionais às imagens de TCFC na detecção de fraturas, Hassan et al. (2009) analisaram 80 dentes tratados endodonticamente, dividindo-os em quatro grupos. Dois grupos apresentavam fraturas induzidas artificialmente e dois grupos não possuíam fraturas - controles. As imagens dos 80 dentes foram obtidas no tomógrafo i-CAT (120Kv; 6cm de FOV, 5mA e 0,25mm de voxel) e no aparelho radiográfico intraoral da Siemens, utilizando placas de fósforo Digora em duas diferentes aquisições: uma angulação ortorrádial e uma mesio-angular. As imagens tomográficas foram avaliadas nos três planos de reconstrução (axial, coronal e

sagital) e os resultados mostraram que a sensibilidade e a acurácia da TCFC foram significativamente maiores que a radiografia intraoral para a detecção das linhas de fraturas.

A deficiência das imagens intrabucais em demonstrar adequadamente as fraturas indica a necessidade de sistemas de diagnóstico por imagem alternativos, que permitam uma resolução espacial suficiente em imagens sem sobreposição e independentes da direção da fratura (MORA et al., 2007; NAIR et al., 2002). Nesse aspecto, segundo Soumalainen et al. (2008), surge a TCFC, que permite visualizar as fraturas nas imagens tomográficas em diferentes planos (axial, sagital e coronal) e identificá-las com mais precisão (METSKA et al., 2012; MORA et al., 2007; VASHOSAZ et al., 2010).

Garib et al. (2007) lembram que os primeiros relatos sobre a tomografia computadorizada de feixe cônico para uso na odontologia ocorreram no final da década de 1990. O pioneirismo desta nova tecnologia coube aos italianos (MOZZO et al., 1998), da Universidade de Verona, que, em 1998, apresentaram os resultados preliminares de um novo aparelho de TC volumétrica para imagens odontológicas baseado na técnica do feixe em forma de cone.

No estudo de Kajan & Taromsari, (2012), compararam-se as imagens tomográficas e as imagens periapicais com amostras reais de dentes extraídos. Dez casos de cada imagem radiográfica com suspeita de fratura radicular foram avaliados e comparados aos achados clínicos. Os autores concluíram que a TCFC apresentou um bom potencial para o diagnóstico de fratura e os achados clínicos combinados às radiografias melhoraram ainda mais os resultados.

Mora et al. (2007) avaliaram a capacidade de a TCFC detectar fraturas radiculares longitudinais comparando-a a radiografias periapicais. Foram utilizados 60 dentes e induzidas artificialmente fraturas radiculares em metade da amostra. Para este estudo, dez examinadores avaliaram as imagens radiográficas estabelecendo escores para diagnóstico de fraturas presentes e ausentes, concluindo que a TCFC foi mais precisa na identificação das fraturas se comparadas às radiografias periapicais.

Kamburoglu et al. (2009) compararam as imagens radiográficas: 1) convencional; 2) digital CCD e PSP; 3) TCFC para detectar fratura radicular

horizontal em dentes extraídos de humanos. As imagens radiográficas foram adquiridas no aparelho Gendex Oralix, utilizando filme periapical convencional tipo E, sensores digitais CCD RVG 5.0 e placa de fósforo fotoestimulável (PSP) Digora Optime. As imagens de tomografia foram adquiridas no TCFC Accuitomo 3D (FOV: 3x4cm; voxel: 0,125mm; 60kv). Os resultados mostraram que a sensibilidade da imagem de TCFC foi significativamente mais alta (0,92) que as imagens de todas as radiografias intraorais em duas dimensões (Digora: 0,71; CCD: 0,68; Filme tipo E: 0,74) e estas não apresentaram diferenças significantes entre si. Os autores concluíram que as imagens TCFC superaram a imagem intraoral convencional, provavelmente devido à bidimensionalidade de ambas.

Além das imagens pela TCFC, a Tomografia Computadorizada Helicoidal também foi avaliada por Likubo et al. (2009) na detecção das fraturas radiculares. Vinte e oito dentes anteriores superiores foram utilizados, dentre os quais 13 foram fraturados com o objetivo de comparar a precisão na detecção de fraturas radiculares da radiografia convencional, da tomografia computadorizada helicoidal e da tomografia computadorizada de feixe cônico. Concluiu-se que a TCFC é mais útil do que as outras modalidades de imagem para o diagnóstico de fratura radicular horizontal.

Kamburoglu et al. (2010) compararam dois sistemas de TCFC e um sensor CCD de radiografia intraoral para a detecção de fraturas radiculares longitudinais. As imagens dos 30 dentes fraturados e dos 30 não-fraturados foram adquiridas no tomógrafo Newtom 3G (Fov: 6; voxel: 0,19mm e 110kV), no tomógrafo Iluma (Fov: 21,1cm x 14,2cm e 120kV), sendo adquirida uma imagem de ultra resolução (voxel: 0,1mm) e outra de baixa resolução (voxel: 0.3mm) e no aparelho radiográfico AET-Orix (70Kv) utilizando os sensores CCD raios X Max. Os resultados mostraram que as imagens do Newtom 3G e do Iluma de ultra resolução obtiveram melhores resultados em relação à imagem do Iluma de baixa resolução e a radiografia intraoral digital, que demonstraram ter um moderado desempenho. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre o Newtom 3G e o Iluma de ultra resolução nem entre a radiografia intraoral em relação ao Iluma de baixa resolução.

Segundo Cavalcanti (2010), a dose efetiva depende dos parâmetros de exposição, como tensão do tubo (kV) e corrente do tubo (mA). O uso de menor mA ou colimação é uma maneira de reduzir a dose de radiação à qual o paciente será exposto. Ao mesmo tempo, os parâmetros alternativos podem reduzir a qualidade da imagem quando comparada às imagens adquiridas utilizando parâmetros de dose mais altos.

Ozer (2010) utilizou 80 dentes (28 incisivos, 28 pré-molares e 24 molares) para avaliar fraturas radiculares longitudinais na TCFC i-CAT (120 KvP, 3mA; 4cm de FOV e 0,125mm de voxel) comparando-as com radiografia intraoral digital (RID). Os dentes foram endodonticamente preparados e divididos em quatro grupos, um sem fratura e três artificialmente fraturados com diferentes espaços entre os fragmentos de 0,4 mm; 0,2 mm e menor que 0,2 mm. A acurácia da TCFC foi significativamente maior que a RID em todos os grupos. As fraturas de 0,2 mm (RID:43,3%; TCFC: 70%) e menores que 0,2mm (RID: 41,6%; TCFC:81,6%) apresentaram escores da acurácia semelhantes na TCFC e na RID, porém menores aos valores da fratura de 0,4mm (RID: 60%; TCFC: 90%).

Vashosaz et al. (2010) compararam a radiografia convencional à tomografia computadorizada de feixe cônico para avaliar a acurácia dos equipamentos no diagnóstico de fraturas verticais. Neste estudo, 100 dentes foram alocados e 50 destes foram submetidos à fratura. Todas as imagens foram avaliadas por seis observadores, que determinaram a presença de fraturas radiculares, utilizando uma escala de classificação de confiança de cinco pontos. A média da área sob a curva (Az) para CBCT foi de 0,91, e para a radiografia convencional foi de 0,64. A diferença entre as modalidades foi estatisticamente significativa ($P > . 0,005$). O teste Kappa para TCFC foi 0/750, e para a radiografia convencional foi de 0/637. Assim, a TCFC mostrou ser significativamente melhor do que a radiografia periapical convencional para o diagnóstico de fraturas radiculares verticais in vitro.

Ozer (2011) avaliou a capacidade de detecção de fraturas radiculares longitudinais utilizando quatro diferentes resoluções de voxel na TCFC. Foram selecionados 60 dentes pré-molares extraídos divididos em dois grupos. Um grupo apresentou dentes com fraturas induzidas artificialmente e outro grupo como controle. Em seguida, os dentes foram colocados em um mandíbula para

a aquisição das imagens no tomógrafo i-CAT (120 KvP, 5 mA e FOV: 4 cm) em quatro resoluções: 0,125mm de voxel (4 segundos para aquisição); 0,2mm de voxel (4 segundos para aquisição); 0,3mm de voxel (7 segundos para aquisição); e 0,4mm de voxel (7 segundos para aquisição). As imagens foram avaliadas no programa XoranCAT para presença e ausência de fratura. Os resultados obtidos mostraram que não foi encontrada diferença na sensibilidade entre os quatro valores de voxel 0,125mm (98%), 0,2mm (97%), 0,3mm (93%), 0,4mm (91%).

Ilguy et al. (2009) compararam a TCFC, TC multidetector e as radiografias convencionais para identificar fraturas radiculares na região de mandíbula de um paciente do sexo feminino de 23 anos com trauma facial grave. Nas imagens de TC multidetector, foi identificada fratura na região de canino do lado direito da mandíbula. Duas novas linhas de fratura que não foram relatados na TC multidetector foram diagnosticadas na TCFC. Os autores concluíram que a informação mais detalhada foi obtida sobre fraturas dento-alveolares com a TCFC em comparação com a tomografia computadorizada e radiografia convencional.

Melo et al. (2013) avaliaram a capacidade da TCFC na detecção de fraturas radiculares verticais com diferentes matérias intracanaís utilizando quatro programas de softwares. Cento e noventa dentes humanos unirradiculares foram divididos em três grupos de acordo com a condição do canal radicular: sem material intracanal, com guta-percha e com pino metálico. Os dados foram exportados como imagem digital e importados para o Dolphin Imaging & Management Solutions, v. 11.5 (Patterson Dental Supply Inc., St Paul, MN), InVivoDental, v. 5.0 (Anatomage Inc., San Jose, CA) e Kodak Dental software de imagens 3D módulo, v. 2.1.11 (Carestream Health Inc., Rochester, NY) software. Os autores concluíram que não houve diferença significativa entre os softwares para o diagnóstico de fraturas radiculares, apenas uma limitação na detecção de fratura na presença de pinos metálicos intracanaís.

1.3 Limitações da TCFC no diagnóstico de fratura radicular

A TCFC pode ser uma alternativa ideal para este diagnóstico. Estudos têm demonstrado que este método permite identificar a fratura radicular com mais precisão, como também sinais decorrentes da perda óssea inflamatória (MORA et al., 2007; BERNARDES et al., 2009; MELO et al., 2010; METSKA et al., 2012). Esta superioridade com relação às radiografias convencionais se deve à visualização da imagem em três dimensões, na qual a linha de fratura é vista entre os fragmentos, em dentes sem materiais de preenchimento no canal.

Entretanto, na presença de materiais de preenchimento de canais radiculares, as imagens tomográficas podem não ser adequadas para verificar a ausência da fratura. Segundo Matherne et al. (2008), o diagnóstico é comprometido devido à linha de fratura coincidir com os artefatos provocados pelos materiais intracanaís. Um dos motivos da presença de artefatos nas imagens tomográficas é a utilização da quilovoltagem (Kv) e miliamperagem (mA) baixas pelos tomógrafos de feixe cônico na aquisição das imagens. Esta condição permite uma maior quantidade de radiação dissipada frente a elementos de grande densidade, fazendo com que, mesmo após a reconstrução das imagens básicas pelos softwares, os artefatos provoquem alterações significantes que podem comprometer a qualidade de diagnóstico no exame.

Scarfe & Farman (2008) afirmaram que, apesar de inúmeras qualidades da TCFC, os artefatos de imagem estão frequentemente presentes, limitando a qualidade da imagem radiográfica. O artefato *undersampling* pode ocorrer quando poucas imagens base são fornecidas para reconstrução. As reduções das informações causam aumento do ruído, enquanto finas estrias aparecem na imagem. Este efeito pode não degradar a imagem. Porém, quando a resolução de um pequeno detalhe é importante, esse tipo de artefato interferirá em sua visualização.

Mohammadpour et al. (2014) compararam e avaliaram os efeitos dos pinos intracanaís, de aço inoxidável e de titânio sobre a sensibilidade, a especificidade e a precisão da detecção de fratura radicular usando o sistema Newtom VG CBTC. Oitenta dentes unirradiculares extraídos foram

selecionados e divididos em dois grupos de 40, um grupo com dentes fraturados artificialmente sendo o grupo teste e outro grupo como controle. Sensibilidade, especificidade e acurácia foram calculadas em relação ao padrão-ouro. A sensibilidade, especificidade e acurácia do diagnóstico foram significativamente menores nos dentes com pinos de aço inoxidável (77,87; 67,17 e 71,5) e titânio (85,61; 77,35 e 80,94) do que sem os pinos intracanaís (93,92; 87,79 e 90,62). O pino de aço inoxidável reduziu os valores de diagnóstico mais do que os pinos de titânio.

Junqueira et al. (2013) analisaram dois métodos de diagnóstico por imagem (TCFC com diferentes tamanhos de voxel e a radiografia periapical digital) na detecção de fraturas radiculares verticais em dentes com e sem pinos metálicos intracanaís. Dezoito dentes foram submetidos a tratamento endodôntico, preparados para os pinos de metal fundido, e artificialmente fraturados. Depois de posicioná-los em mandibulares secas, as amostras foram submetidas duas vezes (com e sem pino) a radiografia periapical digital em três ângulos diferentes e exames tomográficos com voxel de 0,125mm e 0,25 mm.

As imagens foram avaliadas por três radiologistas orais e os índices de sensibilidade, especificidade e valores preditivos positivos e negativos, para além das áreas sob a curva ROC (precisão), foram calculados. A precisão dos métodos de imagem não mostraram diferenças significativas ($P = 0,08$) e a comparação entre os dentes com e sem pino metálico para cada exame revelou diferenças significativas para CBCT com um voxel de 0,125 mm ($P = 0,04$) e para a radiografia periapical ($P = 0,04$).

Bechara et al. (2013a) realizaram a comparação de dois sistemas de TCFC (ProMax® e Master 3D®) e um sistema digital de placa de fósforo fotoestimulada (PSP) para detectar fratura radicular em dentes tratados endodonticamente. Sessenta e seis dentes preenchidos com guta-percha foram analisados. Trinta e três destes foram selecionados aleatoriamente e fraturados artificialmente. Para cada sistema de TCFC, o FOV foi diferente, classificados em grande e pequeno FOV. Os autores concluíram que as imagens com pequeno FOV tinham maior precisão (área sob a curva ROC) e sensibilidade na detecção de FR do que placas de PSP e imagens com grande FOV. A especificidade das imagens melhoradas PSP foi maior do que, embora

não significativamente mais elevado do que as imagens com pequeno FOV e era significativamente maior do que as imagens com grande FOV.

Jakobson et al. (2014) observaram a influência dos pinos metálicos utilizando dois tipos de aparelhos tomográficos NewTom® 3G (QR Srl, Verona, Itália) e i-CAT comparando-os com radiografias digitais. Cem dentes pré-molares tratados endodonticamente foram divididos em cinco grupos (Grupo 1: com pinos metálicos e fraturas bucolinguais, Grupo 2: com pinos metálicos e fraturas mesiodistais, Grupo 3: sem pinos e com fraturas bucolinguais, Grupo 4: sem pinos e com fraturas mesiodistais e Grupo 5: com pinos e sem fraturas). A sensibilidade e a especificidade de cada exame nos grupos experimentais foram calculadas. A presença de pinos metálicos reduziu a sensibilidade do sistema TCFC1: New Tom 3G, ($p=0,0244$). No entanto, todos os sistemas apresentaram uma alta sensibilidade nos dentes que não continham materiais intracanaís.

Para comparar e avaliar os métodos de diagnóstico, na detecção de fraturas, Khedmat et al. (2012) selecionaram três aparelhos, radiografia digital (DR), tomografia computadorizada com multidetectores (TCMD) e tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC), que permitiram verificar fraturas em dentes com ausência e presença de obturação guta-percha. Cem dentes unirradiculares humanos extraídos foram preparados e divididos aleatoriamente em quatro grupos: dois grupos experimentais com raiz fraturada artificialmente e dois grupos intactos como controles.

Em seguida, as imagens de DR, MDCT e TCFC foram realizadas e as imagens avaliadas comparando a sensibilidade, especificidade e acurácia de cada técnica. Concluiu-se que, na ausência de guta-percha, a especificidade de DR, MDCT e a TCFC foi semelhante e a sensibilidade da TCFC foi mais precisa ($P < 0,05$). Na presença de guta-percha, a precisão da TCMD foi maior do que as outras técnicas ($P < 0,05$). A sensibilidade da TCFC e MDCT foi significativamente mais elevada do que a DR ($P < 0,05$), ao passo que a TCFC foi a técnica menos específica.

Coutinho-Filho et al. (2012) avaliaram a influência do núcleo metálico fundido na detecção da fratura radicular. Quatro dentes com fraturas foram selecionados utilizando dois deste como controle. Os resultados foram interpretados por dez radiologistas que mostraram uma inconsistência nos

mesmos, encontrando um maior número de resultados falso-positivos (10%) e falso-negativos (53,3%) do que o diagnóstico preciso das fraturas (37,6%), como também menor precisão no diagnóstico em dentes com pino metálico.

Ferreira et al. (2013) observaram o desempenho de dois sistemas (Scanora 3D e i-CAT) para a detecção de fraturas verticais em dentes com fibra de resina ou de titânio. Cinquenta e nove dentes foram selecionados e metade da amostra foi induzida a fratura artificialmente. Sensibilidade, especificidade, precisão e valores preditivos positivos e negativos foram comparados. A concordância entre os pinos de fibra de resina variou de 0,5 a 0,7 (Scanora 3D) e 0,35-0,76 (i-CAT). Para os pinos de titânio, variou 0,42-0,80 (Scanora 3D) e 0,31-0,73 (i-CAT). Maior sensibilidade (0,85; $P < 0,05$) e valor preditivo negativo (0,88; $P < 0,001$) foram observados para i-CAT em raízes com pinos de fibra de resina do que com outras combinações.

Costa et al. (2011) testaram a precisão da TCFC na detecção de fraturas radiculares horizontais e avaliaram a influência de um pino metálico. Foram examinados 40 dentes. Os autores concluíram que a TCFC apresentou alta precisão na detecção de fraturas radiculares horizontais sem pino metálico. No entanto, a presença de um pino metálico significativamente reduziu a especificidade e sensibilidade do exame.

Moudi et al. (2014) investigaram a precisão da TCFC no diagnóstico de fraturas radiculares verticais em dentes com guta-percha e pinos pré-fabricados. Foram selecionados 96 dentes molares e pré-molares extraídos da mandíbula. Estes dentes foram divididos em seis grupos (Grupos A, B, C com fraturas verticais, e os grupos D, E, e F sem fraturas; os grupos A e D apresentavam dentes com guta-percha e pinos pré-fabricados; grupos B e E dentes com guta-percha, mas sem pinos pré-fabricados, e os grupos C e F dentes sem guta-percha ou pinos pré-fabricados. A sensibilidade, especificidade e acurácia foram calculadas. Os grupos A e D apresentaram uma sensibilidade de 81% e uma especificidade de 100%; os grupos E e B, uma sensibilidade de 94% e uma especificidade de 100%; e os grupos C e F, uma sensibilidade de 88% e uma especificidade de 100%.

Bechara et al. (2013b) utilizaram dois sistemas de TCFC ProMax® (Planmeca, Helsinki, Finlândia) e Master 3D® (Vatech, Hwaseong, República da Coreia) para determinar se o uso de um algoritmo (AR) de redução de

artefato em duas máquinas de TCFC aprimora a precisão da detecção de FR em dentes tratados endodonticamente. Sessenta e seis dentes foram coletados aleatoriamente e tratados endodonticamente com guta-percha e cimento de óxido de zinco. Concluíram que a maior precisão foi obtida quando o ProMax® foi usado sem algoritmo, enquanto a menor precisão foi obtida com a Master 3D® Master 3D quando usado com AR. Para ambos os sistemas, a precisão foi significativamente maior sem AR do que com AR. Ambos, com e sem AR, a máquina ProMax® foi significativamente mais precisa do que a máquina de Master 3D®. A mesma ordem de classificação foi obtida para a sensibilidade e especificidade.

Melo et al. (2010) avaliaram a capacidade de diagnóstico da TCFC em detectar fraturas radiculares longitudinais e a influência da presença de guta-percha e de núcleos metálicos variando o tamanho do voxel. Foram utilizados 180 dentes divididos em três grupos experimentais: Ae, Be e Ce, dentre os quais todos apresentavam fraturas induzidas artificialmente e três grupos controles sem fraturas: Ac, Bc e Cc. Os grupos Be e Bc foram preenchidos com cones de guta-percha e os grupos Ce e Cc receberam núcleos metálicos. Todos os dentes foram posicionados em um crânio seco e escaneados no tomógrafo i-CAT em duas resoluções de voxel (0,3 e 0,2mm). Os resultados mostraram que a presença de guta-percha ou núcleo metálico reduziu a sensibilidade e especificidade em ambas as resoluções. Porém, não foi estatisticamente significante. O voxel de 0,2mm obteve melhores resultados.

Wang et al. (2011) realizaram um estudo para comparar a precisão do diagnóstico da TCFC com as radiografias convencionais na detecção de fraturas e avaliaram a influência de obturações de canais radiculares na detecção de fraturas. Foram analisados 135 dentes com suspeita clínica. Os autores concluíram que detecção de fraturas é mais precisa com a TCFC do que com a radiografia convencional, apesar de a sensibilidade da TCFC ter sido reduzida na presença de obturações de canais radiculares.

Por fim, Hassan et al. (2010) compararam a acurácia de cinco equipamentos de TCFC para a detecção de fraturas radiculares verticais, assim como a influência da presença de material intracanal no diagnóstico de fraturas. Para tal, 80 dentes foram preparados endodonticamente, posicionados em uma mandíbula seca e as imagens avaliadas por dois observadores nos

três planos anatômicos (axial, coronal e sagital). Os autores observaram que o i-CAT Next Generation e o Scanora 3D mostraram ser os mais acurados por possuírem detector Flat Panel quando comparados ao Newtom 3G, ao AccuTomo MTC-1 e ao Galileos 3D, que possuem detector intensificador de imagem/armazenamento de carga acoplada (CCD). Além disso, a presença de material intracanal não influenciou a sensibilidade, mas reduziu a especificidade. Ademais, os cortes axiais mostraram ser mais precisos que os cortes sagitais e coronais.

Apesar de a TCFC ser avaliada em várias pesquisas, até o momento atual, não foram encontrados estudos comparando as diferenças entre as imagens com diferentes parâmetros de exposição (KV e mA) para detectar fraturas radiculares e verificar a influência dos materiais intracanaís no diagnóstico. Nesse sentido, o presente estudo teve por objetivos verificar o grau de interferência dos materiais intracanaís nas fraturas radiculares, como também obter um protocolo com menor exposição para o paciente com qualidade de imagem suficiente para o diagnóstico.

2. OBJETIVOS

2.1 Objetivo Geral

- ⊗ Avaliar a detecção de fraturas radiculares em imagens de TCFC adquiridas utilizando diferentes parâmetros de exposição.

2.2 Objetivos Específicos

- ⊗ Avaliar a influência dos protocolos de quilovoltagem (kV) e miliamperagem (mA) do sistema TCFC Kodak 9000 3D na detecção de fraturas radiculares verticais;
- ⊗ Investigar a influência de diferentes materiais de preenchimento intracanaís: guta-percha, núcleo metálico fundido e núcleo de fibra de vidro na detecção de fratura radicular vertical;
- ⊗ Identificar subjetivamente qual material de preenchimento que apresenta maior grau de formação de artefatos de imagem.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 PRINCÍPIOS ÉTICOS

3.1.1 Comitê de Ética

Após a viabilidade do projeto, de acordo com as análises dos professores da disciplina de Radiologia com experiência na área de diagnóstico por métodos digitais, o projeto foi cadastrado à Plataforma Brasil (Apêndice A) e posteriormente submetido ao Comitê de Ética da Universidade Estadual da Paraíba - UEPB (Apêndice B).

De acordo com a resolução 466/12, foram elaborados para este estudo de pesquisa dois termos de doação destinados aos participantes da pesquisa (Apêndice C), como também aos Cirurgiões-Dentistas (Apêndice D) que são responsáveis pelo tratamento dos mesmos.

3.2 DELINEAMENTO DO ESTUDO

O estudo consistiu 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; Melo et al., 2010).

3.3 LOCAL DA PESQUISA

A pesquisa foi realizada no Laboratório de Prótese Dentária do Departamento de Odontologia da Universidade Estadual da Paraíba - UEPB e na Universidade Federal da Bahia- UFBA.

3.4 GRUPOS DE ESTUDO E PROCESSO DE SELEÇÃO

3.4.1 Critérios de inclusão

- ⊞ Pré-molares unirradiculares

- ⊗ Dentes rizogênese completa
- ⊗ Dentes com indicação de extração com finalidade ortodôntica.

3.4.2 Critérios de exclusão

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

3.4.3 Cálculo amostral

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

$$n = \frac{(Z_{\alpha/2})^2 \times p \times (1 - p)}{e^2}$$

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), em que o índice de fratura radicular em dentes pré-molares com núcleos intracanaís é de

4%, e levando em consideração os 95% do intervalo de confiança, 5% do nível de significância, temos:

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

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

3.4.4 Caracterização da amostra

Neste estudo ex vivo, o experimento consistiu em 160 dentes humanos pré-molares unirradiculares por finalidade terapêutica, com a amostra dividida em oito grupos, assim distribuídos: Ae, Be, Ce e De (quatro grupos experimentais) e Ac, Bc, Cc e Dc (quatro grupos controles).

- ⊗ **Grupo A:** Ae – Dentes com fratura radicular; Ac – Dentes sem fratura radicular.
- ⊗ **Grupo B:** Be – Dentes com tratamento endodôntico e com fratura radicular ; Bc – Dentes com tratamento endodôntico e sem fratura radicular.
- ⊗ **Grupo C:** Ce – Dentes com tratamento endodôntico, com núcleo metálico e com fratura radicular ; Cc – Dentes com tratamento endodôntico, com núcleo metálico e sem fratura radicular.
- ⊗ **Grupo D:** De – Dentes com tratamento endodôntico, com núcleo de fibra de vidro e com fratura radicular; Dc – Dentes com tratamento endodôntico, com núcleo de fibra de vidro sem fratura radicular.

Os dentes incluídos na amostra foram submetidos a oito conjuntos de parâmetros de exposição com diferentes materiais intracanais (sem guta-percha, com guta-percha, núcleo metálico e núcleo de fibra de vidro). Cada

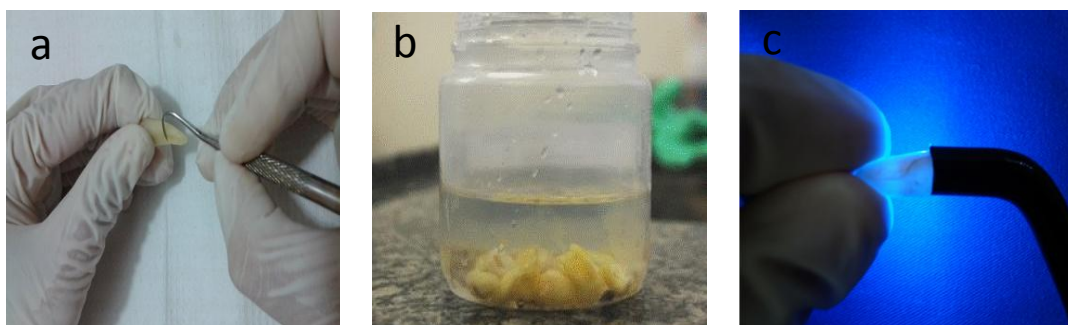
dente apresentaram 32 imagens tomográficas totalizando em 1280 imagens na amostra final.

3.5 PREPARO DOS DENTES

Neste estudo ex vivo, os dentes foram submetidos a uma raspagem radicular, para remoção de cálculos e alisamento da superfície. Em seguida, os mesmos foram hidratados em água destilada durante toda a pesquisa, exceto na sua manipulação. Posteriormente, uma transluminação foi feita para confirmar a ausência de fratura radicular (Figura 01).

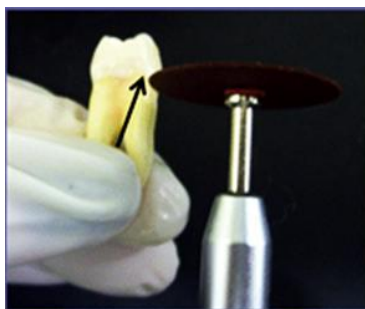
Com o objetivo de eliminar o viés de identificação de fraturas coronárias, o que poderia ser um indicativo da existência de fratura radicular pelos avaliadores, as coroas de todos os dentes foram seccionadas no limite amelocementário, utilizando-se um disco de carborundum acoplado a uma peça reta com baixa rotação (Figura 02).

Figura 01: (a) Remoção dos cálculos dentários, (b) hidratação com soro fisiológico e (c) transluminação dos dentes para observar fratura.



Fonte: Acervo particular da pesquisadora referente à etapa de execução do projeto.

Figura 02: Remoção das coroas no limite amelocementário.

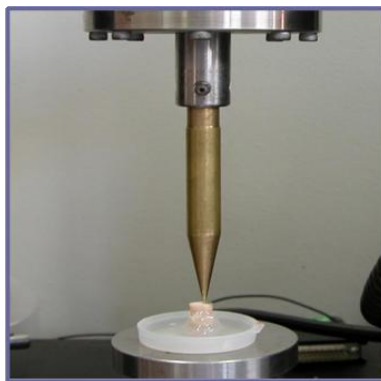


Fonte: Acervo particular da pesquisadora referente à etapa de execução do projeto.

Após a remoção das coroas, os dentes experimentais foram induzidos à fratura. De acordo com os estudos de Monaghan et al. (1993) e Melo et al. (2010), a fratura foi provocada em uma máquina de ensaio universal ISTRON (modelo 4411) com uma ponta metálica cônica biselada introduzida na entrada do canal. Logo em seguida, os dentes foram fixados com cola quente em uma superfície plástica e colocados na plataforma metálica do aparelho, de forma que não houvesse a movimentação dos dentes durante o procedimento (Figura 03).

Para início da indução de fraturas, a ponta cônica, quando posicionada na entrada do canal, era programada para descer com uma velocidade de compressão 5 mm/min na raiz dentária. Durante o procedimento, assim que a máquina realizasse a quebra dentária, era automaticamente parada, permanecendo a ponta inserida no conduto radicular. Posteriormente, uma nova inspeção por transluminação foi feita para confirmar a presença da fratura e sua morfologia.

Figura 03: Indução das fraturas nos canais radiculares.



Fonte: Acervo particular da pesquisadora referente à etapa de execução do projeto.

No tratamento endodôntico, na maioria das vezes, o acesso aos canais radiculares não era necessário. Durante a remoção das coroas dentárias, havia uma visualização prévia da entrada do canal que indicaria apenas uma regularização dos condutos. Para alargar a porção coronal dos condutos radiculares, foram utilizadas as brocas Gates-Glidden números 2 e 3 (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça) (MONAGHAN et al., 1993; MIREKU et al., 2010;

COSTA et al., 2011). A instrumentação dos canais foi realizada com o sistema rotatório ProTaper (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça) até a lima F5.

Em seguida, os canais foram preenchidos com guta-percha através do sistema ProTaper nºF5 dos dentes dos grupos Be e Bc, os núcleos metálicos fundidos de liga de ouro tipo III nos dentes dos grupos Ce e Cc e os núcleos de fibra de vidro nos dentes dos grupos De e Dc.

Para a confecção do núcleo metálico, foi utilizada a técnica direta, que consiste na cópia idêntica da anatomia interna dos condutos radiculares. Inicialmente, foram desobturados 2/3 do comprimento do canal obturador e, em seguida, foi observada a quantidade de material restante da guta-percha no canal através de uma radiografia periapical. Com o limite adequado, o núcleo foi confeccionado com resina acrílica (Duralay) para a moldagem do conduto e enviado ao laboratório protético para fundição. Logo após, os núcleos foram revestidos por uma liga de ouro do tipo III, posicionados nos condutos e fixados com cera utilidade para que não houvesse movimentação dos mesmos.

Para a utilização do pino pré-fabricado, o pino de fibra de vidro (RDT, St. Egreve, França) foi selecionado e introduzido nos canais radiculares por apresentarem menor susceptibilidade à fratura comparada com os pinos de quartzo e de zircônia. As propriedades biomecânicas, como a biocompatibilidade e a pouca rigidez do material, são condições favoráveis a diminuições das tensões sobre a dentina. Segundo Constâncio et al. (2012), os pinos de fibra de vidro tornaram-se mais populares e com alta indicação clínica por serem mais estéticos e ter o módulo de elasticidade (16 a 40 GPa) similar à dentina (cerca de 18 GPa) e por absorverem impactos, transmitindo poucas tensões às estruturas dentárias remanescentes. Após a instalação dos materiais de preenchimento, uma radiografia periapical avaliou a adaptação do cone de guta-percha, do núcleo metálico e do núcleo de fibra de vidro no canal radicular.

Os materiais intracanaís (guta-percha, núcleo metálico e núcleo de fibra de vidro) não foram cimentados no conduto radicular para que os cimentos endodônticos não interferissem na avaliação destes materiais.

Cada dente dos grupos experimentais e controle foram revestidos por uma camada de cera rosa 7 de 0,2 mm, para a reconstrução final do espaço do

ligamento periodontal e para proteger a superfície radicular, fixando-os em um mini torno de bancada (Figura 04).

Figura 04: Dente revestido de cera 7 com 0,2 mm para simular o ligamento periodontal.



Fonte: Acervo particular da pesquisadora referente à etapa de execução do projeto.

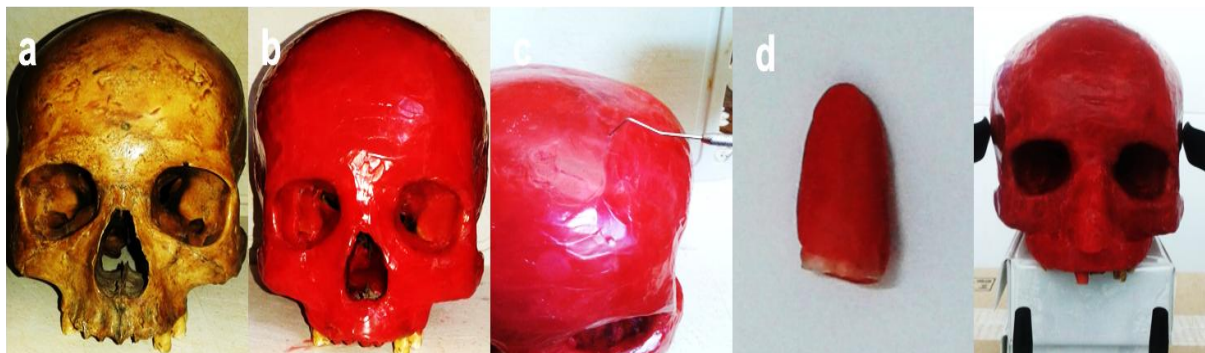
Quadro 01: Materiais utilizados durante o preparo dos dentes.

Materiais	Marcas
Disco de carborundum	(Norton, Rio Grande do Sul, Brasil)
Brocas Gates-Glinden	(Dentsply Mailefer, Ballaigues, Suíça)
Sistema rotatório ProTaper	(Dentsply Mailefer, Ballaigues, Suíça)
Resina acrílica Duralay	(Reliance Dental Co, Worth, USA).
Pino de fibra de vidro	(RDT, St. Egreve, França)

3.6 AQUISIÇÃO DE IMAGENS

Antes da obtenção das imagens tomográficas, cada dente foi colocado no alvéolo de um incisivo central superior direito em uma maxila dentada de um crânio humano seco requerido ao laboratório de anatomia da UEPB (Apêndice E). O dente a ser analisado foi sustentado no alvéolo por uma fina camada de cera rosa 7. 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 e imerso em um isopor preenchido por água (Figura 05).

Figura 05: (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: Acervo particular da pesquisadora referente à etapa de execução do projeto.

As imagens tomográficas foram adquiridas pelo aparelho da Kodak 9000 3D (Kodak Dental Systems, a Carestream Health, Rochester, NY, EUA) seguindo os protocolos de exposição disponíveis: 1 - 74 kV, 12 mA; 2- 74 kV, 10mA; 3- 74 kV, 8 mA; 4 - 74 kV , 6,3mA; 5 - 70kV, 12 mA; 6 - 70 kV , 10 mA; 7- 70 kV, 8 mA e 8 – 70KV, 6,3mA (Figura 06).

Figura 06: (a) Aparelho da Kodak 9000 e (b) painel com visor mostrando os botões de ajustes do aparelho.

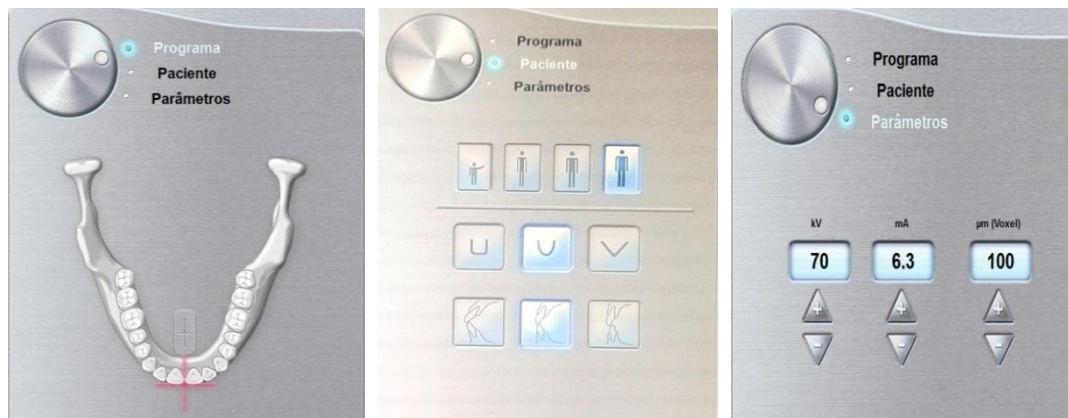


Fonte: Acervo particular da pesquisadora referente à etapa de execução do projeto.

O software Imaging 3D permite ao operador obter três possibilidades de ajuste (programa, paciente, parâmetros) para a aquisição das imagens. A primeira possibilidade permite ao operador posicionar o cursor em três regiões na arcada (uma anterior e duas posteriores). Na segunda, o operador adequa a

aquisição de imagem de acordo com o tamanho e o tipo físico do paciente. Por fim, a terceira permite digitalizar diferentes valores de Kv e mA (Figura 07).

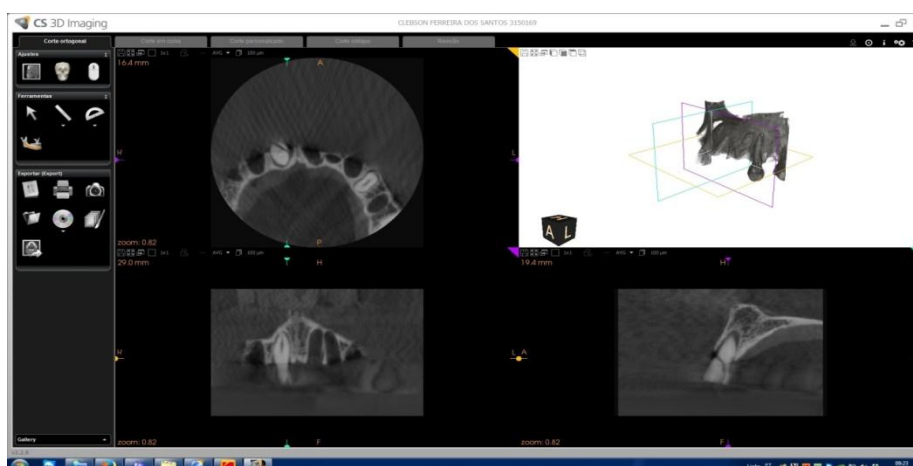
Figura 07: Digitalização dos parâmetros de exposição.



Fonte: Acervo particular da pesquisadora referente à etapa de execução do projeto.

As aquisições volumétricas foram codificadas de acordo com os parâmetros de exposição, material e dentes utilizados. Para cada tipo de material de preenchimento, os oitos parâmetros foram utilizados, gerando um código. Esses volumes foram salvos em um arquivo (Figura 07) e posteriormente visualizadas utilizando CS Software 3D Imaging (Kodak Dental Systems, a Carestream Health, Rochester, NY, EUA). Nas imagens tomográficas, foram observados os três planos (sagital, axial e coronal), como também a reconstrução em 3D, em que se analisou a centralização do volume, a extensão do dente e suas estruturas adjacentes (Figura 08). Caso esses requisitos não estivessem adequados, novas aquisições eram realizadas. Com relação ao formato das imagens, estas foram exportadas em DICOM.

Figura 08: Aquisição volumétrica visualizada pelo software 3D *Imaging*.



Fonte: Acervo particular da pesquisadora referente à etapa de execução do projeto.

3.7 CALIBRAÇÃO

A calibração deste estudo consistiu em verificar a existência ou não das fraturas radiculares e analisar a quantidade de artefatos em imagens possuindo diferentes materiais intracanais. Para isto, dois radiologistas com mais de cinco anos de experiência analisaram, de forma independente, 80 imagens tomográficas previamente à amostra do estudo.

Cada análise foi avaliada duas vezes, com um intervalo de pelo menos duas semanas. Estes avaliadores desconheciam os procedimentos, os métodos e as condições das raízes dos dentes. Foi permitido aos avaliadores o uso de ferramentas de imagem disponíveis (densidade, contraste, ampliação). Os examinadores registraram suas observações estabelecendo escores para o diagnóstico de fratura (Quadro 02), bem como escores para observar a influência e a quantidade dos artefatos em imagens TCFC (Quadro 03).

Quadro 02: Critérios de 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: Quadro elaborado pela pesquisadora.

Quadro 03: Critérios de 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	Grave (muitos artefatos gerados interferindo no diagnóstico da imagem).

Fonte: Quadro elaborado pela pesquisadora.

3.8 PROCESSAMENTO E ANÁLISE DOS DADOS

O coeficiente Kappa foi calculado para avaliar a concordância intra e interobservadores para cada conjunto de imagens. O teste kappa intra e interexaminador para o diagnóstico de fraturas foi em torno de (0.87-0.90 e 0.88) e para análises da formação dos artefatos em torno de (0.96-0.98 e 0.95) respectivamente. O levantamento dos dados foi tabulado em planilha Excel (Microsoft Office 2010), sendo em seguida submetido à análise estatística pelo programa IBM SPSS Statistics 21.

A classificação obtida com as imagens tomográficas foi comparada ao padrão-ouro para analisar a capacidade do observador em diferenciar entre os dentes com ou sem fratura. Para cada tipo de imagem, as áreas da curva ROC (receiver operating characteristic) foram calculadas. No gráfico ROC, o eixo das ordenadas representou a sensibilidade e o eixo das abcissas, a especificidade. Para esta comparação entre as imagens com o ouro-padrão, foram calculadas a sensibilidade (capacidade de ser detectada a doença), a especificidade (capacidade de ser detectada a ausência da doença) e a acurácia (relação dos acertos totais) para todos os dentes e, em seguida, para cada grupo.

A influência da condição do material de preenchimento (sem guta-percha, com guta-percha, metálico fundido e fibra de vidro) na detecção de fratura radicular foi verificada através de um modelo de regressão logística.

A sensibilidade e a especificidade dos parâmetros de exposição para cada variável foram comparadas por meio do teste de comparação de proporções (qui-quadrado). O teste qui-quadrado permite comparar as possíveis divergências entre as frequências observadas e esperadas para um certo evento.

3.9 VARIÁVEIS EM ESTUDO

3.9.1 Variáveis dependentes

- ⊗ Presença ou ausência de fratura radicular nos dentes avaliados por meio da tomografia computadorizada de feixe cônico.

3.9.2 Variáveis independentes

- ⊗ Dentes tratados ou não tratados endodonticamente;
- ⊗ Dentes com ou sem núcleo metálico fundido;
- ⊗ Dentes com ou sem núcleo de fibra de vidro.

4. RESULTADOS

Como se optou pela apresentação da dissertação em forma de artigo, os resultados serão descritos conforme a apresentação do artigo.

5. ARTIGO

Influence of exposure parameters on root fracture detection using different filling materials

Martina Gerlane de Oliveira Pinto, DDS, MsC – Department of Oral Diagnosis, State University of Paraíba, Campina Grande, Brazil. Email: *martinnacg@hotmail.com*

Katharina Alves Rabelo, DDS, MsC – Department of Oral Diagnosis, State University of Paraíba, Campina Grande, Brazil. Email: *katharina.rabelo@gmail.com*

Saulo Leonardo Sousa Melo, DDS, MsC, PhD – Department of Oral Pathology, Radiology & Medicine, University of Iowa, Iowa City, USA. Email: *sauloleonardo-sousamelo@uiowa.edu*

Paulo Sérgio Flores Campos, DDS, MsC, PhD – Department of Oral Diagnosis, Federal University of Bahia, Salvador, Brazil. Email: *paulo@radiologia.odo.br*

Luciana Soares de Andrade Freitas Oliveira, DDS, MsC, PhD - Department of Health Technology and Biology, Division of Radiology, Federal Institute of Bahia – IFBA, Salvador, Brazil. Email: *lucianafreitasoliveira@yahoo.com.br*

Patricia Meira Bento, DDS, MsC, Phd - Department of Oral Diagnosis, State University of Paraíba, Campina Grande, Brazil. Email: *patmeira@uol.com.br*

Daniela Pita de Melo, DDS, MsC, 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

58429-500

Fone/Fax: 83 3315.3300

e-mail: *danipita@gmail.com*

Influence of exposure parameters on root fracture detection using different filling materials

ABSTRACT

Background: CBCT systems have a wide range of exposure parameter variability and to achieve high image quality using lower parameters would be the ideal situation. When evaluating root fracture, the presence of filling materials may lead to diagnostic impairment.

Objective: The aim of this study was to investigate the effect of Kodak 9000 3D different exposure parameters and different root filling materials on the detection of simulated VRFs and artefact degree.

Materials & Methods: 160 extracted single-rooted human-teeth were divided in four groups according to the filling material used – empty, gutta-percha, metal-post and fiberglass-post. Each group was then divided in experimental and control groups: with and without artificially induced vertical root fracture. All teeth were placed in an empty maxillary anterior socket of a dry human skull. All images were acquired using Kodak 9000 3D following exposure protocols: 74 kV/12 mA; 74 kV/10mA; 74 kV/8 mA; 74 kV/6,3mA; 70kv/12 mA; 70kV/10 mA; 70 kV/8 mA; 70 kV/6,3 mA. Two oral radiologists assessed all images using a 5-point-confidence scale for fracture detection and the following scores - absent, slight, moderate and severe- for artefact presence.

Results: The sensitivity and accuracy values among the studied parameters for empty and fiberglass post groups showed no statistical significant difference ($p>0.05$). Specificity and AUC values showed no statistical difference for the studied parameters and materials. Artefacts were rated higher for metal post group (90.3%), followed by the gutta-percha group (24%).

Discussion/Conclusions: Although different kV and mA did not interfere on VRF detection, the filling material choice is critical for accurate VRF detection.

References: Jakobsen SJ1, Westphalen VP, Silva Neto UX, Fariniuk LF, Schroeder AG, Carneiro. The influence of metallic posts in the detection of vertical root fractures using different imaging examinations. *Dentomaxillofac Radiol.* 2014;43(1):20130287.

Conflict of interest: The authors denied any conflict of interest.

INTRODUCTION

Early and precise vertical root fractures (VRF) diagnosis, especially in endodontic treated teeth with metal posts, is still a challenge in dental practice routine. Signs and signals of VRF during initial stages are similar to those of endodontic, periodontal and combined endoperiodontal complications, which may hinder a diagnosis¹ however; these diseases may have a fair to good prognosis. VRF has a poor prognosis and 7.7% to 32.1% of the tooth extraction are caused by root fracture.²

Due to intraoral two-dimensional images limitations, Computed Tomography (CT) images have become a standard for diagnostic imaging and in the Dentistry field, Cone Beam Computed Tomography (CBCT) has a large roll in oral and maxillofacial diagnosis. According to Jakobson et al. (2014),¹ CBCT systems demonstrated higher sensitivity than film and/or digital radiographs on VRFs detection in endodontically treated teeth with and without posts; however, the accuracy depends on the CBCT system used.

According to Sedentext (2014),³ an intraoral radiographic image has less than 1.5 μSv effective dose, while a small Field of View (FOV) CBCT acquisition varies from 11 to 674 μSv . To reduce the radiation emitted during CBCT scan, one can lower CBCT image acquisition parameters such as the voxel size, field of view (FOV), degree of rotation, tube voltage (kV), exposure time and tube current (mA).⁴ Not all CBCT systems permit exposure parameters variation, but when they do, the correct parameter should be the one that presents an agreement between accepted exposure and image quality, using as guidance the ALARA principle: "*As low as reasonably achievable*".^{5,6}

Although CBCT presents a three-dimensional point of view of the VRF, if filling materials such as gutta-percha and metal posts are present, there will be artefacts

formation. Those artefacts occur due to differences in the attenuation and absorption of X-ray beams by high-density materials physics that cause beam-hardening phenomenon. This phenomenon affects image quality and interferes directly on VRF detection, inducing false-positive results.^{1,7} Pre-fabricated fiberglass posts have lower density material physics than metal posts and may have a reduced number of artefacts, what may increase the accuracy detection of VRF and reduce false-positive results when this material is used.

To the best of the authors' knowledge, no study has attempted to determine the range of Kodak 9000 3D exposure parameters within which it is possible to generate images suitable for VRF diagnosis. The aim of this *ex vivo* study was to investigate how lower exposure parameters of a CBCT scan affected the diagnostic accuracy of the CBCT scan in the detection of the presence or absence of simulated VRFs and the qualitative degree of artifacts using teeth filled with gutta-percha, metal post and fiberglass post.

MATERIALS AND METHODS

This study protocol was approved by the last author Institutional Review Board and it is in compliance with Helsinki Declaration.

Sample Preparation

A hundred and sixty human teeth without fracture, periapical pathology, root resorption or any other anomaly, which were extracted for therapeutic reasons, were inspected by transillumination for the absence of VRFs and x-rayed using Digora® Optime (Soredex, Tuusula, Finland) n° 2 phosphor plates to exclude root canal obliteration from the sample. Dental crowns were removed at the cemento-enamel junction and root canals were prepared with the ProTaper rotary system (Dentsply

Maillefer, Balaigues, Switzerland) until size F5. Teeth were randomly coded and divided into eight groups: four experimental and four control groups.

The first experimental and control group were kept empty filled and called Empty Group. A passively well-fitting, non-cemented ProTaper F5 gutta-percha cone was placed in the canals of the second experimental and control groups, and called the Gutta-Percha Group. A type III gold-alloy passively well-fitting post was cast and posteriorly placed in the teeth of the third experimental and control groups and named Metal Post Group. An n° 1 pre-fabricated fiberglass post (RDT St Egreve, France) was cast in the teeth of the fourth experimental and control groups, and called Fiberglass Post Group. All cast posts – metal and Fiberglass - were non-cemented. Periapical radiographs were taken to validate the gutta-percha cone, metal and fiberglass post adaptations.

To produce vertical root fractures, gutta-percha cones, metal and fiberglass posts were removed from their respective groups. Each tooth was coated with a 2 mm thick layer of wax and fixed in a mini-table lathe. Vertical root fractures were induced to the experimental teeth as described by Melo et al. (2010).⁸ After the fracture induction, transillumination was performed to confirm the presence and morphology of the root fracture, and this evaluation was considered as gold standard in this study. The proper gutta-percha cones or cast posts – metal and fiberglass – were carefully reinserted in the teeth of the respective groups. Thereafter, further digital periapical radiographs were taken to check adaptation and possible fracture displacement. Every step was done with care not to displace the fragments.

Image Acquisition

Before tomography image acquisition, each tooth was coated with a 0.2 mm layer of wax and placed in an empty maxillary anterior socket of a dentate dry human skull, one at a time. The skull was coated with a 5-mm-thick piece of wax to simulate the interference of soft tissues in the image. Kodak 9000 3D (Kodak Dental Systems, Carestream Health, Rochester, NY, USA) was used to obtain CBCT images of the studied sample. Kodak 9000 3D permits kV and mA variations, what is not possible in most of the CBCT systems available in the market.

The skull was immersed in a foam box filled with water in order to also simulate soft tissue coverage. The Kodak 9000 3D scans were achieved using the following exposure parameters protocols: 1 – 74 kV/12 mA; 2- 74 kV/10mA; 3- 74 kV/8 mA; 4 – 74 kV/6,3mA; 5 – 70kv/12 mA; 6 – 70kV/10 mA; 7 – 70 kV/8 mA; 8- 70 kV/6,3 mA. All chosen protocols were variations of the pre-established Kodak 9000 3D parameters recommended for adults. All images were acquired using 0.100 voxel size and 5 cm x 3.75 cm FOV. The volumetric acquisitions using the eight studied parameters were saved with a code corresponding to the tooth, filling material and parameters used (Figure 1).

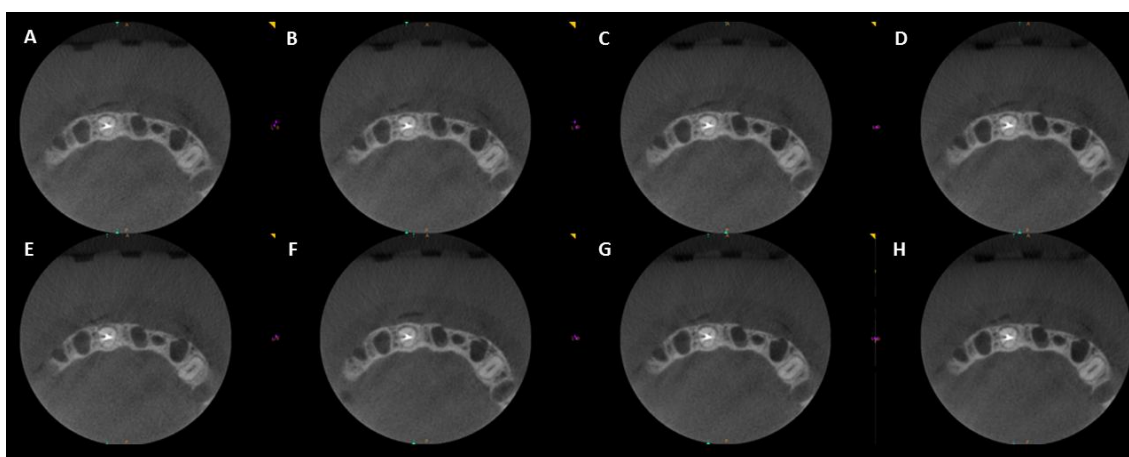


Figure1- CBCT axial slices acquired in the eight different studied protocols of a metal post group teeth, A – 74 kV, 12 mA; B- 74 kV, 10mA; C- 74 kV, 8 mA; D – 74 kV , 6,3mA; E – 70kv,12 mA; F – 70kV, 10 mA; G – 70 kV , 8 mA; H- 70 kV, 6,3 mA.

Viewing Sessions

Prior to all examination sessions, verbal and practical instructions and calibration tests were performed. Forty DVDs with 32 acquisitions in random order were handed to the observers. The images were visualized using CS 3D Imaging Software (Kodak Dental Systems, Carestream Health, Rochester, NY, USA), displayed in 24-inch Ultra Sharp DELL (Dell Inc, Austin, USA) color monitor placed in a quiet room with dimmed light. A maximum of 16 volumes were evaluated per day with a minimum 24 h interval. 1280 evaluations were done – 160 teeth scanned in 8 different parameters.

The presence of VRF was scored on a 5-point confidence scale: 1 – definitely not present, 2 – probably not present, 3 – unsure, 4 – probably present, and 5 – definitely present. The degrees of image artifact were scored as: Absent – not present, Slight – present, but does not interfere on VRF diagnosis, Moderate – present and may interfere on VRF diagnosis and Severe – present and definitely interferes on VRF diagnosis (Figure 2).

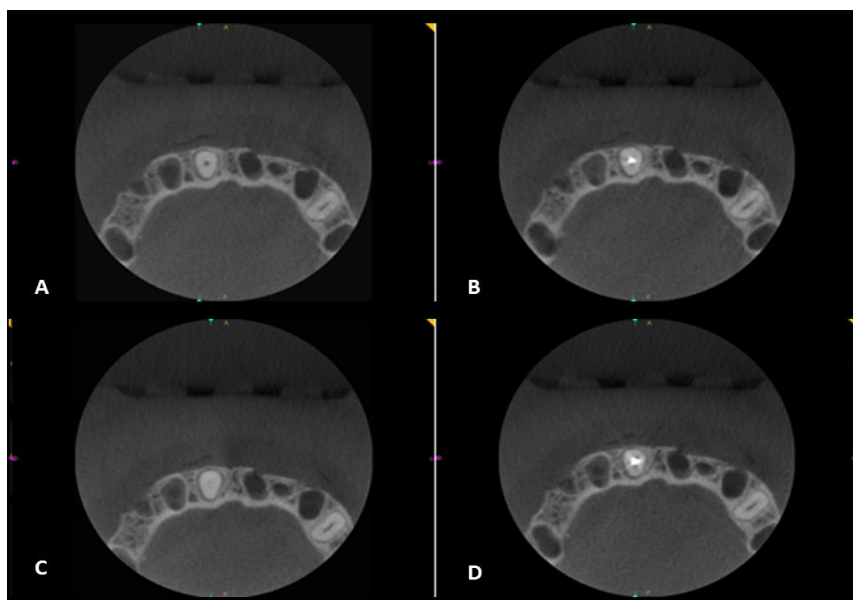


Figure 2: CBCT axial slices of the four filling studied groups, A- Empty, B- Gutta-Percha, C- Fiberglass Post and D- Metal Post.

Two oral radiologists with a minimum of 15 years of experience in CBCT image analysis evaluated all images independently in two different times with a two-month interval between evaluations. Zooming, as well as brightness and contrast settings, were left to each observer's discretion.

Data analysis

The examiners' responses were recorded on a pro forma, and the data were transferred to an Excel (Microsoft, Seattle, WA) spreadsheet. The data were analyzed using SPSS software (SPSS Version 20; IBM, New York, NY). The observers scores for the presence of VRF were collapsed so that scores of "definitely" or "probably present" were considered "yes" and scores of "unsure", "probably not present" and "definitely not present" were considered to be "no".

The kappa statistic was used to assess interobserver and intraobserver agreements. The area under the receiver operating characteristic curve (AUC), sensitivity, specificity and accuracy were calculated and compared by ANOVA test.

The examiners' responses for subjective artefact formation were evaluated by descriptive statistics.

RESULTS

Intraobserver kappa coefficient calculated for each observer ranged from 0.87 to 0.90 and interobserver kappa coefficient was 0.88 for VRF diagnosis. For artefact presence, the intraobserver kappa coefficient for each observer ranged from 0.96 to 0.98 and interobserver kappa coefficient was 0.95.

The sensitivity values among the studied parameters for empty filling and fiberglass post groups showed no statistical significant difference. Empty filling and fiberglass post groups differed from gutta-percha group for the parameters 74kV/8mA, 70kV/10mA, 70kV/8mA and 70kV/6.3mA; and differed from metal post group for all studied parameters. Metal posts and Gutta-percha groups did not statistically differ from each other for any of the studied parameters when assessing sensitivity (Table 1). The higher sensitivity values were observed for empty filling and fiberglass posts groups, independently, of the exposure parameters used; and the lowest were found for the metal group.

Table 1. Sensitivity values for each filling material for all exposure parameters.

Parameter \ Material	74kV/12mA	74kV/10mA	74kV/8mA	74kV/6.3mA	70kV/12mA	70kV/10mA	70kV/8mA	70kV/6.3mA
Empty	73.55 ^A	76.50 ^A	76.50 ^A	76.50 ^A	76.50 ^A	76.50 ^A	79.45 ^A	76.50 ^A
Gutta	70.60 ^{A,B}	70.60 ^{A,B}	61.75 ^B	64.70 ^{A,B}	70.60 ^{A, B}	61.75 ^B	55.85 ^B	58.80 ^B
Metal	58.80 ^B	58.80 ^B	58.80 ^B	52.90 ^B	61.75 ^B	61.75 ^B	58.80 ^B	58.80 ^B
Fiberglass	76.50 ^A	79.45 ^A	79.45 ^A	76.50 ^A	79.45 ^A	76.50 ^A	79.45 ^A	73.55 ^A

Different uppercase letters in table data indicate statistical differences ($p < 0.05$).

All tested groups had high specificity, and there was no statistical significant difference among the studied filling materials for the parameters 74kV/10mA, 74kV/8mA, 74kV/6.3mA, 70kV/12mA, 70kV/10mA, 70kV/8mA. For the parameter 74kV/12mA, the filling material groups empty, Gutta-percha and Fiberglass post did not differ among each other, but Gutta-percha had higher specificity and differed statistically from metal post group. For the parameter 70kV/6.3mA, the metal post group had the lowest values and differed from the other studied groups (Table 2).

Table 2. Specificity values for each filling material for all exposure parameters.

Parameter \ Material	74kV/12mA	74kV/10mA	74kV/8mA	74kV/6.3mA	70kV/12mA	70kV/10mA	70kV/8mA	70kV/6.3mA
Empty	87.00 ^{A,B}	87.00	89.15	91.35	89.15	89.15	89.15	89.15 ^A
Gutta	91.30 ^A	84.80	87.00	84.80	87.00	89.15	91.30	89.15 ^A
Metal	82.65 ^B	87.00	84.80	84.80	87.00	87.00	87.00	78.30 ^B
Fiberglass	87.00 ^{A,B}	89.15	86.95	89.15	89.15	89.15	84.80	87.00 ^A

Different uppercase letters in table data indicate statistical differences ($p < 0.05$).

The highest accuracy was observed for empty and fiberglass post groups and no statistical significant difference was found between them. Metal post group had the

lowest values and differed from fiberglass post groups for all the studied parameters, but did not differ statistically from empty groups only for the parameter 74kV/10mA. Gutta-percha group differed from metal post for the parameters 74kV/12mA and 70kV/6.3mA (Table 3).

Table 3. Accuracy values for each filling material for all exposure parameters.

Parameter \ Material	74kV/12mA	74kV/10mA	74kV/8mA	74kV/6.3mA	70kV/12mA	70kV/10mA	70kV/8mA	70kV/6.3mA
Empty	81.25 ^A	82.50 ^{A,B}	83.75 ^A	85.00 ^A	83.75 ^A	83.75 ^A	85.00 ^A	83.75 ^A
Gutta	82.50 ^A	78.75 ^{A,B}	76.25 ^B	76.25 ^B	80.00 ^{A,B}	77.50 ^B	76.25 ^B	76.25 ^B
Metal	72.50 ^B	75.00 ^B	73.75 ^B	71.25 ^B	76.25 ^B	76.25 ^B	75.00 ^B	70.00 ^C
Fiberglass	82.50 ^A	85.00 ^a	83.75 ^A	83.75 ^A	85.00 ^A	83.75 ^A	82.50 ^A	81.25 ^{A,B}

Different uppercase letters in table data indicate statistical differences ($p < 0.05$).

When the area under curve – ROC values (Az) were evaluated, there was no statistical significant differences among the studied parameters for all filling materials. (Table 4).

Table 4. Area under the curve (AUC) – ROC values (Az)

Parameter \ Material	74kV/12mA	74kV/10mA	74kV/8mA	74kV/6.3mA	70kV/12mA	70kV/10mA	70kV/8mA	70kV/6.3mA
Empty	0.809	0.850	0.859	0.867	0.842	0.839	0.879	0.861
Gutta	0.879	0.849	0.873	0.845	0.843	0.799	0.808	0.802
Metal	0.782	0.792	0.838	0.819	0.858	0.867	0.845	0.798
Fiberglass	0.788	0.802	0.811	0.813	0.853	0.847	0.850	0.792

No statistical differences were noted ($p < 0.05$).

When evaluating the proportion of artefacts for each studied protocol, the higher percentage of severe cases was associated to lower parameter protocol – 70kV/6.3mA (Table 5).

Table 5. Proportion of artefacts scored according to its degree for the different parameters protocols.

Protocols (parameters)	Artefact Degree				
	Not Present	Slight	Moderate	Severe	Total
74kV/12mA	74 23.1%	86 25.9%	76 23.75%	84 26.25%	320 100%
74kV/10mA	72 22.5%	78 24.4%	74 23.1%	96 30%	320 100%
74kV/8mA	92 28.75%	74 23.12%	64 20%	90 28.12%	320 100%
74kV/6.3mA	70 21.9%	96 30%	62 19.4%	92 28.75%	320 100%
70kV/12mA	70 21.9%	70 21.9%	72 22.5%	108 33.8%	320 100%
70kV/10mA	64 20%	70 21.9%	74 23.1%	112 35%	320 100%
70kV/8mA	76 23.75%	56 17.5%	86 26.87%	102 31.87%	320 100%
70kV/6.3mA	70 21.9%	70 21.9%	64 20%	116 36.25%	320 100%
Total	588	600	572	800	2560

When evaluating the proportion of artefacts for each filling material group, the higher percentage of severe cases was associated to the metal post group, followed by Gutta-percha, Fiberglass and empty groups (Table 6).

Table 6. Proportion of artefacts scored according to its degree for the different root filling material groups.

Material	Artefact Degree				
	Not Present	Slight	Moderate	Severe	Total
Empty	468 73.1%	136 21.3%	34 5.3%	2 0.3%	640 100%
Gutta-Percha	30 4.7%	72 11.3%	384 60%	154 24%	640 100%
Metal Post	0 0%	2 0.3%	60 9.4%	578 90.3%	640 100%
Fiberglass Post	90 14.1%	390 60.9%	94 14.7%	66 10.3%	640 100%
Total	588 20.9%	600 23.5%	572 22.2%	800 31.4%	2560 100%

DISCUSSION

According to SEDENTEXCT (2014),³ ESE (2014)⁹ and based on the ALARA principal, CBCT images should be indicated only when intraoral radiographs do not provide adequate information for the necessary diagnosis. Even in cases in which CBCT images are indicated, they should be acquired using the lowest doses possible without compromising image quality. Radiographic image quality is defined as the amount of information within the image that allows the radiologist to make a diagnostic decision with a particular level of certainty.^{10,11} Therefore, when choosing an image acquisition protocol it is crucial to consider both radiation dose and image quality.

CBCT scanners available in the market are variable in terms of exposure parameters as tube current, tube voltage, exposure time, field of view, gantry rotation¹² and number of basis projection¹³. According to Jadu et al. (2011)¹¹ a wide range of radiation doses can be delivered to the patient from CBCT scans simply by varying three exposure parameters: FOV, kVp and mA.

CBCT systems with smaller FOV possibilities are believed to be more accurate when assessing root fractures,¹⁴ however for some scanners a smaller FOV does not indicate lower doses.¹⁵ The scanning resolutions that vary number of basis projection and gantry rotation seem to have a higher influence on the effective dose especially for CBCT small FOV scanners that permit double scanning rotation – two 360° rotations- in their higher resolution settings.^{4,13,15,16} Therefore, small dose scanning protocols should be prioritized even for small FOV scanners.

When evaluating clinical measurements, Hashem et al. (2013)¹² found no difference in image quality between 180° and 360° rotations when all other parameters were constant. According to Costa et al. (2014)¹³ although a higher number of basis

projection protocol showed a slightly higher sensibility, specificity and accuracy, it did not differ from the lower number of basis projection protocol for horizontal root fractures. Neves et al. (2014)¹⁷ compared different scanning resolutions when assessing vertical root fractures in teeth with no filling, gutta-percha, metal post and fiberglass post, and found that there was no significant difference between higher exposure time and higher number of basis projection protocols for complete vertical fracture detection for all studied filling groups. So if higher dose protocols do not perform better than lower dose protocols, they should be avoided.

As the kVp increases, so does the X-ray energy, the flux emitted by the tube, the X-ray penetrability and the number of X-ray photons that reach the detector.¹⁰ As reported before,^{2,10,18} when lowering kVp and mA parameters, one also lowers the effective radiation dose. Although it is believed that the increase of kVp and/or mA seems to enhance image quality,^{2,10} the increase of radiation dose may result in a larger artefact area.¹⁹ Pauwels et al. (2013)¹⁹ when comparing exposure protocols of the same device, found that lower and higher mAs did not result in any artefact reduction for some scanners, while other scanners showed a slight artefact reduction for higher mA protocols.

In this study, the protocol that associated the lowest kV and mA values – 70kV/6.3mA – presented the higher percentage of severe artefact degree graded images. According to Sur et al. (2010)²⁰ significant dose reduction can be achieved with diagnostically satisfactory image quality by reducing tube current in CBCT. In this study, the different mA did not impair VRF detection, there was no significant statistical difference among the eight studied protocols, what indicates that the lowest parameter, 70kV and 6.3 mA can be used when evaluating VRF.

Jones et al. (2015)⁴ tested 3D Accuitomo 80 CBCT scanner using different exposure parameters when evaluating horizontal root fractures and observed that when tube current was reduced to 1mA, significant lower values of sensitivity and AURs (Az) were observed. The lowest mA value used to scan the subjects in this study was 6.3 mA that is the lowest tube current that can be set for Kodak 9000 3D, which is 6.3 times higher than 3D Accuitomo 80 lowest mA settings, what can explain why no difference was found when comparing exposure protocols with different mA values. The authors of the cited study also found no difference among the other studied 3D Accuitomo 80 exposure protocols, in agreement with our results for Kodak 9000 3D.

VRF is a longitudinal fracture of the root in endodontically treated teeth that shows various fracture patterns on radiographic images which can difficult its diagnose.⁷ An early definite diagnosis of VRF is essential to avoid inappropriate treatment. However, it is difficult to reach an accurate diagnose by signs and symptoms, and even with the additional aid of intraoral radiographic images. CBCT images have presented better results when diagnosing VRF, but the presence of artefacts in endodontically filled teeth compromises an accurate diagnosis.⁷

In this study, the diagnosis of VRF was compromised by the presence of metal posts and gutta-percha, what is in accordance with the majority of the studies.^{21,13,17,22-26} . According to the studies of Moudi et al.(2014),⁷ Melo et al. (2010)⁸ and Hassan et al.(2009)²⁷, the presence of gutta-percha filling did not decrease the accuracy of VRF. Those studies differ from our results in which the gutta-percha did not differ from metal posts and both presented decreased sensitivity, specificity and accuracy values when compared to empty and Fiberglass post fillings. However, the AUCs values showed a similar behavior within all tested groups.

Gutta-percha cones are commercially available and are composed of barium sulfate, zinc oxide, waxes, resins and gutta-percha. Gutta-percha radiographic radiopacity has been shown to depend primarily on the proportions of organic (gutta-percha polymer and wax/resins) and inorganic (zinc oxide and metal sulfates) components²⁸. Barium sulfate and Zinc oxide provide gutta-percha's radiopacity and possibly contribute to its artefact formation in CBCT images. Vasconcelos et al. (2014)²⁹ evaluated the characteristics of artefacts produced by gutta-percha root filled premolars using different CBCT systems and found a significant variation of artefact expression amongst the studied CBCT systems. Thus, image artefact expression for gutta-percha filled teeth may vary according to the gutta-percha commercial brand and the CBCT system used.

The examination of high-density bodies shows strong beam hardening and a scattering effect artefact that leads to images unsuitable for diagnostic purposes³⁰. The high-density materials that may be used within root canals are mainly gutta-percha and metallic posts. Those materials may produce artefacts that make the diagnosis more difficult and time-consuming.¹⁴ According to Pauwels et al. (2013)¹⁹ some CBCT scanners perform worse than others when metals are introduced in the images, however there is no evidence that they are unacceptable for clinical use.

When subjectively evaluating artefact presence, 90% of metal post group images were graded severe; indicating that both observers thought that metal post artefacts impaired their diagnostic decisions. The artefact formation was subjectively evaluated in all CBCT volumes during VRF diagnosis. The metal artefact in a high-noise image may be subjectively unnoticeable compared with that in low-noise image.¹⁸ Although there is a study that used an objective analysis of artefact formation,² the authors of this

study, when trying to reproduce this methodology in a pilot study, found that mean pixel variation was uneven in different areas of water in the acquired CBCT images.

According to Bamba et al.(2013)¹⁸ when the FOV is positioned at the periphery, the length of X-ray that passes through the phantom varies and when that happens, beam-hardening effect varies. They also stated that thin slice mode images obtained at peripheral FOV are heterogeneous and that pixel intensity value may suffer influence of CBCT systems exposure correction, especially in low parameters acquisitions, and it is even more heterogeneous in clinical situations, because the circumstances affect the pixel values.^{18,31,32} Nackaerts et al.(2011)³¹ concluded that the use of intensity values in CBCT images is not reliable, because the values are influenced by device, imaging parameters and positioning, and for those reasons, an objective study was not an option.

According to Pauwels et al. (2013)¹⁹ some CBCT devices show some artefact reduction for larger FOVs and higher mA, however that is not feasible in practice because the FOV should be limited to the area of interest to limit radiation dose. An increase of exposure dose by enlarging the FOV solely to reduce artefact formation is not justified.¹⁹

According to Staub &Murphy (2013)³³ additional physical effects rather than only the attenuation of primary photons influence CBCT projection image formation. Those physical effects are scatter, beam hardening and veiling glare, also known as the leakage of signal from a detector pixel to surrounding detector pixels. Various methods have been tested to estimate those effects on CT images.³³⁻³⁶ It seems that beam-hardening corrections are hard to achieve and the two most popular methods of assessment of this effect assume that the subject is composed entirely of water and bone.³⁶ Those studies state that isolating CBCT artefact for pixel measurement is not so simple.

Gutta-percha and metal posts produce beam-hardening artefacts that cause the edge of metallic objects to appear brighter than their centers and produces hyperdense streak-like artefacts impairing diagnostic performance.^{2,22} Fiberglass posts (pre-fabricate post), are a root filling material that produces low artifact and could substitute metal post. The fiberglass post group presented similar sensitivity, specificity, AUCs results when detecting VRF and subjectively artefact degree results to the empty group. According to de Rezende Barbosa (2015)²⁶ study, the gold post group had the lowest values in the diagnostic of vertical root fractures, having a significant lower sensitivity in comparison to the control and fiberglass post groups what can be explained by the different densities of the materials.

Bamba et al. (2013)¹⁸ evaluated exposure dose in different protocols of three CBCT systems and found that the exposure dose differed among different protocols and may vary with different CBCT systems. Pauwels et al. (2013)¹⁹ found that the possibility of artefact reduction based on the adjustment of exposure parameters is very limited and clinically not feasible. Further studies are needed to evaluate the different protocols of the CBCT systems in the market and to determine their respective relation to image quality and accurate exposure dose.

CONCLUSION

The exposure parameters tested did not interfere in VRF diagnosis, thus it is possible to lower kVp and mA when acquiring CBCT images without losing diagnostic accuracy while preventing possible biological effects due to radiation. VRF diagnosis presented better results whenever root canal was empty or filled with fiber post, however gutta-percha and metal post were associated with higher artefact formation, what compromised an accurate diagnose.

REFERENCES

- 1- Jakobsen SJ1, Westphalen VP, Silva Neto UX, Fariniuk LF, Schroeder AG, Carneiro. The influence of metallic posts in the detection of vertical root fractures using different imaging examinations. *Dentomaxillofac Radiol.* 2014;43(1):20130287. doi: 10.1259/dmfr.20130287.
- 2- Bezerra IS, Neves FS, Vasconcelos TV, Ambrosano GM, Freitas DQ. Influence of the artifact reduction algorithm of Picasso Trio CBCT system on the diagnosis of vertical root fractures in teeth with metal posts *Dentomaxillofac Radiol.* 2015 Apr 14:20140428. [Epub ahead of print]
- 3- SEDENTEXCT Project, 2012, SEDENTEXCT Project. Radiation protection: cone beam CT for dental and maxillofacial radiology: evidence-based guidelines(2012) Available from: <http://www.sedentexct.eu/content/guidelines-cbct-dental-and-maxillofacial-radiology>
- 4- 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 Apr;41(4):520-5. doi: 10.1016/j.joen.2014.11.022.
- 5- Farman AG, Scarfe WC. Development of imaging selection criteria and procedures should precede cephalometric assessment with cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006 Aug;130(2):257-65.
- 6- 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: 719–22. doi: 10.1016/j.joen.2009.01.022
- 7- Moudi E, Haghanifar S, Madani Z, Alhavaz A, Bijani A, Bagheri M. Assessment of vertical root fracture using cone-beam computed tomography. *Imaging Sci Dent.* 2014 Mar;44(1):37-41. doi: 10.5624/isd.2014.44.1.37.
- 8- Melo SL, Bortoluzzi EA, Abreu M Jr, Corrêa LR, Corrêa M. Diagnostic ability of a cone-beam computed tomography scan to assess longitudinal root fractures in prosthetically treated teeth. *J Endod.* 2010 Nov;36(11):1879-82. doi: 10.1016/j.joen.2010.08.025.
- 9- European Society of Endodontology; Patel S, Durack C, Abella F, Roig M, Shemesh H, Lambrechts P, et al. European Society of Endodontology position statement: the use of CBCT in endodontics. *Int Endod J* 2014; 47: 502–4. doi: 10.1111/iej.12267
- 10- Jadu FM, Hill ML, Yaffe MJ, Lam EWN. Optimization of exposure parameters for cone beam computed tomography sialography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2011; 40:362-368.
- 11- Martin CJ, Sharp PF, Sutton DG. Measurement of image quality in diagnostic radiology. *Appl Radiol Isot.* 1999; 50:21-38.
- 12- Hashem D, Brown JE, Patel S, Mannocci F, Donaldson AN, Watson TF, Banerjee A. An in vitro comparison of the accuracy of measurements obtained from high- and low-resolution cone-beam computed tomography. *J Endod.* 2013; 39:394-396.
- 13- Costa FF, Gaia BF, Umetsubo OS, 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* 2011; 37: 1456–9. doi: 10.1016/j.joen.201.05.040
- 14- Bechara B, Alex McMahan C, 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: 20120245.
- 15- Andrade ME1, Khoury HJ, Nascimento Neto JB, Kramer R. Dosimetric evaluation of dental implant planning examinations with cone-beam computed tomography. *Radiat Prot Dosimetry.* 2014 Jan;158 (2):175-80. doi: 10.1093/rpd/nct211.

- 16- Ludlow JB, Ivanovic M. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2008 Jul;106(1):106-14. doi: 10.1016/j.tripleo.2008.03.018.
- 17- Neves FS, Freitas DQ, Campos PSF, 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 canal materials. *JOE.* 2014;10:1530-1536.
- 18- Bamba J, Araki K, Endo A, Okano T. Image quality assessment of three cone beam CT machines using the SEDENTEXCT CT phantom. *Dentomaxillofac Radiol.* 2013;42(8):20120445. doi: 10.1259/dmfr.20120445.
- 19- Pauwels R, Stamatakis H, Bosmans H, Bogaerts R, Jacobs R, Horner K, Tsiklakis K. The SEDENTEXCT Project Consortium. Quantification of metal artifacts on cone beam computed tomography images. *Clin Oral Imp Res.* 2013;23: 94-99.
- 20- Sur J, Seki K, Koizumi H, Nakajima K, Okano T. Effects of tube current on cone-beam computerized tomography image quality for presurgical implant planning in vitro. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010; 110:e29-e33.
- 21- Wang P, Yan XB, Lui DG, Zhang WL, Zhang Y, Ma XC. Detection of dental root fractures by using cone-beam computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 2011; 40: 290–8. doi: 10.1259/dmfr/84907460
- 22- Ferreira LM, Visconti MAPG, 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* 2015; 44: 20140352.
- 23- Khedmat S, Rouhi N, Drage N, Shokouhinejad N, Nekoofar MH. Evaluation of three imaging techniques for the detection of vertical root fractures in the absence and presence of gutta-percha root fillings. *Int Endod J* 2012; 45: 1004–9. doi: 10.1111/j.13652591.2012.02062.x
- 24- 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* 2013; 39: 1620–4. doi: 10.1016/j.joen.2013.08.031
- 25- 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: 1140–52. doi: 10.1111/iej.12109
- 26- de Rezende Barbosa GL, Sousa Melo SL, Alencar PN, Nascimento MC, Almeida SM. Performance of an artifact reduction algorithm in the diagnosis of in-vitro vertical root fracture in four different root filling conditions. *Int Endod J.* 2015; 29. doi: 10.1111/iej.12477.
- 27- 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(5):719-22. doi: 10.1016/j.joen.2009.01.022.
- 28- Maniglia-Ferreira C, Silva Jr JBA, Paula RCM, Feitosa JPA, Cortez DGN, Zaia AA, Souza-Filho FJ. Brazilian gutta-percha points. Part I: chemical composition and X-ray diffraction analysis. *Braz Oral Res* 2005;19(3):193-7.
- 29- Vasconcelos KF, Nicolielo LF, Nascimento MC, Haiter-Neto F, Nascimento MC, Bóscolo FN, Van Dessel J, EzEldeen M, Lambrechts I, Jacobs R. Artefact expression. Associated

- with several cone-beam computed tomographic machines when imaging root filled teeth. *Int Endod J.* 2014;13. doi: 10.1111/iej.12395.
- 30- Draenert FG, Coppentrath E, Herzog P, Müeller S, Mueller-Lisse UG. Beam hardening artefacts occur in dental implant 4-row multidetector CT. *Dentomaxillofac Radiol.* 2007;36:198-203.
- 31- Nackaerts O, Maes F, Yan H, Couto Souza P, Pauwels R, Jacobs R. Analysis of intensity variability in multislice and cone beam compute tomography. *Clin Oral Implants Res.* 2011;22: 873-9. doi: 10.1111/j.1600-0501.2010.02076.x.
- 32- Araki K, Okano T. The effect of surrounding conditions on pixel value of cone beam computed tomography. *Clin Oral Implants Res.* 2013 Aug;24(8):862-5. doi: 10.1111/j.1600-0501.2011.02373.x.
- 33- Staub D, Murphy AJ. A digitally reconstructed radiograph algorithm calculated from first principles. *Med Phys.* 2013; 40:011901-1-011901-15.
- 34- Lazos D, Williamson JF. Monte Carlo evaluation of scatter mitigation strategies in cone-beam CT. *Med Phys.* 2010; 37: 1837-1851.
- 35- Ruhrnschopf EP, Klingenbeck K. A general framework and review of scatter correction methos in X-ray cone-beam computerized tomography. Part1. Scatter compensation approaches. *Med Phys.* 2011; 38: 4296-4311.
- 36- Moore CS, Liney GP, Beavis AW, Saunderson JR. A method to produce and validate a digitally reconstructed radiograph-based computer simulation for optimization of chest radiographs acquired with computed radiography imaging system. *Br J Radiol.* 2011; 84: 890-902.

5.1 Normas da Revista (DentoMaxiloFacial Radiology)

Preparing your submission

For guidelines regarding word count, figure/table count and references for all DMFR article types see [here](#).

Authors' names and affiliations should not appear anywhere on the manuscript pages or the images (to ensure blind peer-review).

Teeth should be designated in the text using the full English terminology. In tables and figures individual teeth can be identified using the FDI two-digit system, i.e. tooth 13 is the first permanent canine in the right maxilla region.

Author contribution statement

DMFR requires that an author contribution statement accompany each submission, outlining the contributions of each author towards the work. A template statement can be downloaded [here](#).

DMFR requires that for all submitted papers:

- All the authors have made substantive contributions to the article and assume full responsibility for its content; and
- All those who have made substantive contributions to the article have been named as authors.

The International Committee of Medical Journal Editors recommends the following definition for an author of a work, which we ask our authors to adhere to:

Authorship be based on the following 4 criteria [1]:

- Substantial contributions to the conception or design of the work; or the acquisition, analysis, or interpretation of data for the work; AND
- Drafting the work or revising it critically for important intellectual content; AND
- Final approval of the version to be published; AND
- Agreement to be accountable for all aspects of the work in ensuring that questions related to the accuracy or integrity of any part of the work are appropriately investigated and resolved.

Title page

The title page is a separate submission item to the main manuscript and should provide the following information: •Title of the paper. Abbreviations other than CT or MRI should not be used in the title.

- A shortened version of the title (no more than 70 characters in length, including spaces) should be provided for use as the running head. Abbreviations are permissible.
- Type of Manuscript (see all types of manuscript)
- Author names, qualifications and affiliations.
- Statement indicating any source of funding or financial interest where relevant should be included.
- A cover letter or statement can be included into the title page, but please note this is not a compulsory item.

Blind title page

A blind title page should be included with the full manuscript, giving only the title (i.e. without the authors' names and affiliations), for use in the peer-review process.

Abstract

The abstract should be an accurate and succinct summary of the paper, not exceeding **250 words**. For papers containing research: the abstract should be constructed under the following subheadings:

- Objectives;
- Methods;
- Results;
- Conclusions.

These subheadings should appear in the text of the abstract and the abstract should not contain references. The abstract should: indicate the specific objective or purpose of the article; describe the methods used to achieve the objective, stating what was done and how it was done; present the findings of the methods described – key statistics should be included; present the conclusion of the study based solely on the data provided, and highlight the novelty of the work.

Beneath the abstract please select up to 5 keywords from the current Medical Subject Headings (MeSH).

Main text

Please organise your paper in a logical structure with clear subheadings to indicate relevant sections. It is up to the authors to decide the specific nature of any subheadings as they see fit. Research papers typically follow the structure:

- Introductory section;
- Methods and materials/patients;

- Results;
- Discussion;
- Conclusion;
- Acknowledgments (if relevant).

Present results in a clear logical sequence. The conclusions drawn should be supported by the results obtained and the discussion section should comment critically on the findings and conclusions as well as any limitations of the work.

Acknowledgments should be brief and should indicate any potential conflicts of interest and sources of financial support.

An appendix may be used for mathematical formulae or method details of interest to readers with specialist knowledge of the area.

In addition:

- Avoid repetition between sections.
- Avoid repetition of text featured in tables and the main body of the article.
- Abbreviations and acronyms may be used where appropriate, but must always be defined where first used.
- The names and locations (town, country) of manufacturers of all equipment and non-generic drugs must be given.
- Avoid the use of footnotes.
- Use SI units throughout the text (Grays, Sieverts not RADs and REMs).

References

- Authors are responsible for the accuracy of the references. Only papers closely related to the work should be cited; exhaustive lists should be avoided. All references must appear both in the text and the reference list.
- References should follow the Vancouver format.

- In the text, references are cited in numerical order as superscript numbers starting at 1. The superscript numbers are placed AFTER the full point.
- At the end of the paper they should be listed (double-spaced) in numerical order corresponding to the order of citation in the text.
- A reference cited in a table or figure caption counts as being cited where the table or figure is first mentioned in the text.
- Papers in press may be included in the list of references.
- Do not include references to uncompleted work or work that has not yet been accepted for publication. Abstracts and/or papers presented at meetings not in the public domain should not be included as references.
- References to private communications should be given only in the text (i.e. no number allocated). The author and year should be provided.
- If there are 6 or fewer authors, list them all. If there are 7 or more, list the first 6 followed by et al.
- Abbreviations for titles of medical periodicals should conform to those used in the latest edition of Index Medicus.
- The first and last page numbers for each reference should be provided.
- Abstracts and letters must be identified as such.

Examples of references:

Journal article: Gardner DG, Kessler HP, Morency R, Schaffner DL. The glandular odontogenic cyst: an apparent entity. *J Oral Pathol* 1988; 17:359–366.

Journal article, in press: Dufoo S, Maupome G, Diez-de-Bonilla J. Caries experience in a selected patient population in Mexico City. *Community Dent Oral Epidemiol* (in press).

Complete book: Kramer IRH, Pindborg JJ, Shear M. Histological typing of odontogenic tumours (2nd edn). Berlin: Springer Verlag, 1992.

Chapter in book: DelBalso AM, Ellis GE, Hartman KS, Langlais RP. Diagnostic imaging of the salivary glands and periglandular regions. In: DelBalso AM (ed). *Maxillofacial imaging*. Philadelphia, PA: WB Saunders, 1990, pp 409–510.

Abstract: Mileman PA, Espelid I. Radiographic treatment decisions - a comparison between Dutch and Norwegian practitioners. *J Dent Res* 1986; 65: 609 (Abstr 32).

Letter to the Editor: Gomez RS, de Oliveira JR, Castro WH. Spontaneous regression of a paradental cyst. *Dentomaxillofac Radiol* 2001; 30: 296 (letter).

Journal article on the internet: Abood S. Quality improvement initiative in nursing homes: the ANA acts in an advisory role. *Am J Nurs* [serial on the Internet]. 2002 Jun [cited 2002 Aug 12];102(6):[about 3 p.]. Available from: <http://www.nursingworld.org/AJN/2002/june/Wawatch.htm>.

Homepage/Website: Cancer-Pain.org [homepage on the Internet]. New York: Association of Cancer Online Resources, Inc.; c2000-01 [updated 2002 May 16; cited 2002 Jul 9]. Available from: <http://www.cancer-pain.org/>.

Tables

Tables should be referred to specifically in the text of the paper but provided as separate files.

- Number tables consecutively with Arabic numerals (1, 2, 3, etc.), in the order in which they appear in the text.
- Give each table a short descriptive title.
- Make tables self-explanatory and do not duplicate data given in the text or figures.
- Aim for maximum clarity when arranging data in tables. Where practicable, confine entries in tables to one line (row) in the table, e.g. “value (\pm sd) (range)” on a single line is preferred to stacking each entry on three separate lines.
- Ensure that all columns and rows are properly aligned.
- Include horizontal rules at the top and bottom of a table and one below the column headings. If a column heading encompasses two or more subheadings, then the main headings and subheadings should be separated by a single short rule. No other rules should be included, neither horizontal nor vertical.
- Appropriate space should be used to separate columns. Rows should be double-spaced.
- A table may have footnotes if necessary. These should be referred to within the table by superscript letters, which will then also be given at the beginning of the relevant footnote. Begin each footnote on a new line. A general footnote referring to the whole table does not require a superscript letter.

- Define abbreviations in tables in the footnotes even if defined in the text or a previous table.
- Submit tables as editable text.

Figures

Figures should be referred to specifically in the text of the paper.

- Number figures consecutively using Arabic numerals (1, 2, 3, etc.) and any figure that has multiple parts should be labelled alphabetically (e.g. 2a, 2b).
- Concise, numbered legend(s) should be listed on a separate sheet. Avoid repeating material from the text.
- Abbreviations used in figures should be defined in the caption.
- Labelling of artwork should be Arial 8 point font.
- Ideally, figure sizes should be 84 mm wide, 175 mm wide or the intermediate width of 130 mm.

Files

- Supply image files in EPS, TIFF or JPEG format.
- TIFF is preferred for halftones, i.e. medical images such as radiographs, MR scans etc.
- EPS is preferred for drawn artwork (line drawings and graphs).
- For JPEG files, it is essential to save at maximum quality, i.e. "10", to ensure that quality is satisfactory when the files are eventually decompressed.
- Files supplied in Word, PowerPoint or Excel may prove acceptable, but please supply in EPS, TIFF or JPEG if practicable. Other formats will not be usable.
- Do not supply GIF files – GIF is a compressed format that can cause quality problems when printed.
- Upload each figure separately and numbered.

Colour

- Unless essential to the content of the article, all illustrations should be supplied in black and white with no colour (RGB, CMYK or Pantone references) contained within them.
- The cost of reproduction of colour images will be charged to the author at the following rates: £300 for one colour image, £500 for two colour images and £100 for each subsequent additional colour image. All prices are exclusive of UK VAT.
- Images that do need to be reproduced in colour should be saved in CMYK, with no RGB or Pantone references contained within them.

Resolution

- Files should be saved at the appropriate dpi (dots per inch) for the type of graphic (the typical screen value of 72 dpi will not yield satisfactory printed results). Lower resolutions will not be usable.
- Line drawings – save at 800 dpi (or 1200 dpi for fine line work).
- Halftone and colour work – save at 300 dpi.

Composition

- The image should be cropped to show just the relevant area (i.e. no more than is necessary to illustrate the points made by the author whilst retaining sufficient anatomical landmarks). The amount of white space around the illustration should be kept to a minimum.
- Supply illustrations at the size they are to be printed, usually 76 mm wide (single column of text) or for especially large figures 161 mm (two columns of text).
- Annotations, e.g. arrows, should be used to indicate subtle but salient points. All annotations should be included within the images supplied.
- Patient identification must be obscured.

Additional points to note:

- Do not put a box around graphs, diagrams or other artwork.

- Avoid background gridlines unless these are essential (e.g. confidence limits).
- Fonts should be Adobe Type 1 standard – Helvetica or Times are preferred.
- Ensure that lettering is appropriately sized – should correspond to 8 or 9 pt when printed.
- Include all units of measurement on axes.
- All lines (e.g. graph axes) should have a minimum width of $\frac{1}{4}$ pt (0.1 mm) otherwise they will not print; 1 pt weight is preferable.
- Avoid using tints (solid black and white or variations of crosshatching are preferred), but any tints that are used must be at a minimum 5% level to print (but do not use too high a tint as it may print too dark).
- Do not use three-dimensional histograms when the addition of a third dimension gives no further information.

Appendices

If the material can be included in the main text, authors are encouraged to do so. If an appendix is necessary, e.g. mathematical calculations that would disrupt the text, it should be supplied as a separate file. If more than one appendix is included, these should be identified using different letters.

- An appendix may contain references, but these should be listed separately and numbered A1, A2, etc.
- Appendices must be referred to in the main text.

Supplementary material

There are no restrictions on supplementary file formats, though it is recommended that authors choose file types that the majority of readers will be able to open e.g.

- Text/Data: PDF, Word, Excel, Powerpoint, .txt
- Graphics: TIF, PNG, JPEG, GIF
- Video: AVI, MOV, MP4, MPEG, WMV
- Audio: mp3, m4a

Units, symbols and mathematics

Authors should use the International System of Units (SI) [1]. Units of radiation should be given in SI, e.g. 1 Sv, 1 Gy, 1 MBq. Exceptions are mmHg for blood pressure and g dl⁻¹ for haemoglobin. For guidance, authors can refer to the publication Units, Symbols and Abbreviations. A guide for medical and scientific authors [2].

- All radiation factors (dose/time/fractionation) must be listed.
- Equations should be numbered (1), (2) etc. to the right of the equation. Do not use punctuation after equations.
- Do not include dots to signify multiplication – parameters should simply be typed closed up, or with a multiplication sign if necessary to avoid ambiguity.

Statistical Guidelines

The aim of the study should be clearly described and a suitable design, incorporating an appropriate number of subjects, should be used to accomplish the aim. It is frequently beneficial to consult a professional statistician before undertaking a study to confirm it has adequate power, and presentation of a power calculation within the paper demonstrates the ability of the study to detect clinically or biologically meaningful effects.

Details should be provided on selection criteria, whether data were collected prospectively or retrospectively, and any exclusions or losses to follow-up that might affect the study population. Information on subject characteristics in groups being compared should be given for any factors that could potentially bias the comparison of the groups; such information is often best presented in a tabular format in which the groups are in adjacent columns. If the study was randomized, details of the randomization procedure should be included.

Measures of variation should be included for all important results. When means are presented, the standard deviation or the standard error of the mean should also be given, and it should be clear which of these two measures is being quoted. When medians are given, measures of variation such as the

interquartile range or overall range should also be included. Estimates of differences, e.g. between two means being compared, should be provided with 95% confidence limits to aid the reader and author to interpret the results correctly. Note that estimation of the size of effects, e.g. treatment or prognostic factor effects, is as important as hypothesis testing.

Statistical procedures should be described and referenced for all p-values given, and the values from which they were derived should be included. The validity of statistical procedures should also be confirmed, e.g. the t-test requires normal distribution(s) in the basic data and the chi-squared test is not valid when the expected numbers in cells are less than 5. Data may sometimes be transformed, e.g. using a log or square root transformation, to achieve normality. Non-parametric tests should be used when the conditions for normality are not met. It should be noted, however, that the Wilcoxon signed rank test (the non-parametric equivalent of the paired t-test) is semi-quantitative. If more than two groups are being compared then an analysis of variance should be performed before undertaking comparisons of pairs of groups. You are advised to seek the help of a professional statistician if you are uncertain of the appropriateness or interpretation of statistical methods.

Analysis of repeated measurements on the same subject can give rise to spurious results if comparisons are made at a large number of different time points. It is frequently preferable to represent each subject's outcome by a single summary measure chosen for its appropriateness. Examples of such measures are the area under the curve, the overall mean, the maximum or minimum, and the time to reach a given value. Simple statistics can then be applied to these summary measures.

The results of the evaluation of a test procedure should state clearly the criteria used to define positivity, and the sensitivity, specificity, positive predictive value and negative predictive value should all be quoted together with their 95% confidence limits.

1. Goldman DT, Bell RJ, eds. The International System of Units (SI). 5th edn. London, UK: HMSO; 1987.
2. Baron DN, ed. Units, symbols and abbreviations. A guide for medical and scientific authors. 5th edn. London, UK: Royal Society of Medicine Press; 1994.

6. CONSIDERAÇÕES FINAIS

- ⊖ Dependendo do material intracanal utilizado, os valores da acurácia foram diferentes. O melhor parâmetro será estabelecido por grupo;
- ⊖ A especificidade dos parâmetros utilizados foi maior que a sensibilidade;
- ⊖ A ausência do preenchimento do material intracanal e o núcleo de fibra de vidro foram os fatores que proporcionaram melhor diagnóstico da fratura radicular;
- ⊖ O pino metálico fundido foi o material intracanal que provocou mais artefatos nas imagens em TCFC, interferindo no diagnóstico de fratura.

REFERÊNCIAS

ANDRADE, P. B. V.; BARBOSA, G. L. R.; NEVES, F. S. A tomografia computadorizada feixe cônico no diagnóstico de fraturas radiculares. **Rev ABRO** v. 13, p. 43-54, jul./dez. 2012.

BARATIERI, L. N. Odontologia restauradora: fundamentos e possibilidades. São Paulo: Livraria Santos Editora, 2001.

BARATTO, F. F.; ZAITTER, S.; HARAGUSHIKU, G. A.; CAMPOS, E. A.; ABUABARA, A.; CORRER, G. M. Analysis of the internal anatomy of maxillary first molars by using different methods. **J Endod.** v. 35, n. 3, p. 337-342, mar. 2009.

BECHARA, B; McMAHAN, C.A; NOUJEIM, M; FADDOUL,T; MOORE, W.S; TEIXEIRA, F.B; GEHA, H. Comparison of cone beam CT scans with enhanced photostimulated phosphor plate images in the detection of root fracture of endodontically treated teeth. **Dentomaxillofacial Radiology** (2013a) 42, 20120404.

BECHARA, B; McMAHAN, C.A; NOUJEIM, M; FADDOUL,T; MOORE, W.S; TEIXEIRA, F.B.; Geha, H. Cone beam CT scans with and without artefact reduction in root fracture detection of endodontically treated teeth. **Dentomaxillofacial Radiology** (2013b) 42, 20120245.

BERNARDES, R. A.; MORAES, I. G.; DUARTE, M. A.H; AZEVEDO, B. C.; AZEVEDO, J. R.; BRAMANTE, C. M. Use of cone-beam volumetric tomography in the diagnosis of root fractures. **Oral Surg.Oral Med Oral Pathol.Oral Radiol.Endod**, v. 108, n. 2, p. 270-277, Aug. 2009.

BORNSTEIN, MM, HANSSEN ABW, SENDI , P.; ARX, TV. Comparison of intraoral radiography and limited cone beam computed tomography for the assessment of root-fractured permanent teeth. **Dent Traumatol**, 25:571-7, 2009.

BRANDINI, D. A.; POI, W. R.; PANZARINI, S. R.; SONODA, C. K.; CASTRO, J. C.; LUVIZUTO, E. R.; LEAL, C. R. Integrated treatment to resolve a horizontal root fracture. **Dent Traumatol**, v. 25, n. 2, p.16-20, Apr. 2009.

BUENO, M.R.; ESTRELA C; FIGUEIREDO, J.A.P, AZEVEDO, B.C. Map-reading Strategy to Diagnose Root Perforations Near Metallic Intracanal Posts by Using Cone Beam Computed Tomography. **J Endod**, 37: 85-90, 2011.

CARDOSO, P.A.B. Pinos intrarradiculares: indicações e uso. 2014. 39f. Monografia (Especialização em Prótese Dentária) - ICS, FUNORTE/SOEBRAS Núcleo Resende/RJ, Resende, 2014.

CAVALCANTI, M. G. Tomografia computadorizada por feixe cônico: interpretação e diagnóstico para o cirurgião dentista. 1. ed. São Paulo: Santos, 2010.

COHEN, S.; HARGREAVES, K.M. Caminhos da polpa. 9. ed. São Paulo: Elsevier, 2007.

CONSTÂNCIO, S. T.; VIANA, L. B.S.; SILVA, F. C. R.; SILVA, J. M.; GEMAQUE, I. D'Ana. Anatomic pins: description of the technique and radiographic control after six years. **Full Dent. Sci.**, 2012; 3(12):416-423.

COSTA, F.F.; GAIA, B.F.; UMETSUBO, O.S.; PARAÍSO CAVALCANTI, M.G. Detection of horizontal root fracture with small-volume cone-beam computed tomography in the presence and absence of intracanal metallic post. **J Endod.**, 37:1456–9, 2011.

COUTINHO-FILHO, T.D.S.; SILVA, E.J.N.L.; GURGEL-FILHO, E.D.; MARTINS, J., HENRIQUES, L.; FERREIRA, C. Detecção de fratura vertical utilizando tomografia computadorizada na presença ou ausência de núcleos metálicos. **Rev Port Estomatol Med Dent Cir Maxilofac**, 2012.

DE DURÃO, Maurício P.J.B.T. et al. Comparison of regional bond strength in root thirds among fiber-reinforced posts luted with different cements. **J. Biomec. Mat. Res. Part B, Applied Biomaterials**, v. 83B, n. 2, p. 364-372, 2007.

FERREIRA, R.I.; BAHRAMI, G.; ISIDOR, F.; WENZEL, A.; HAITER-NETO, F.; GROPPPO, F.C. Detection of vertical root fractures by cone-beam computerized tomography in endodontically treated teeth with fiber-resin and titanium posts: an in vitro study. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.**, Jan; 115(1): e49-57, 2013.

FLETCHER, Rh; FLETCHER, Sw. **Epidemiologia clínica: elementos essenciais**. 4. ed. Porto Alegre: Artmed, 2006.

FLORES, M.T.; ANDERSON, L.; ANDREASEN, J.O.; BAKLAND, L.K.; MALMGREN, B.; BARNETT, F. Guidelines for the management of traumatic dental injuries. 1. Fractures and luxations of permanent teeth. **Dent Traumatol.**, 23(2):66-71, 2007.

FURTADO, G.F.; MORELLO, J.; RIBEIRO, F.C. Diagnóstico de fratura radicular vertical: revisão de literatura. **Rev Bras de Pesq em Saúde.**, v.12, n.2, p. 61-68, 2010.

FUSS, Z.; LUSTIG, J.; KATZ, A.; TAMSE, A. An evaluation of endodontically treated vertical root fractured teeth: impact of operative procedures. **J Endod.**, v. 27, n. 1, p. 46-48, Jan. 2001.

HASSAN, B.; METSKA, M. E.; OZOK, A. R.; VAN DER STELT, P.; WESSELINK, P. R. Comparison of five cone beam computed tomography

systems for the detection of vertical root fractures. **J Endod.**, v. 36, n. 1, p. 126-129, Jan. 2010.

_____. Detection of vertical root fractures in endodontically treated teeth by a cone beam computed tomography scan. **J Endod** , 35: 719-22, 2009.

HOCHMAN, B.; NAHAS, Fx; FILHO, Rso; FERREIRA, L.M. Desenhos de pesquisa. **Acta Cir Bras.**, v.20, n.2, p.02-9, 2005.

ILGUY, D.; ILGUY, M.; FISEKCIOGLU, E.; BAYIRLI, G. Detection of jaw and root fractures using cone beam computed tomography: a case report. **Dentomaxillofac Radiol**, 38: 169–173, 2009.

JAKOBSON, S.J. M; WESTPHALEN, V.P. D; SILVA NETO, U.X; FARINIUK, L.F; SCHROEDER, A.G. D.; CARNEIRO, E. The influence of metallic posts in the detection of vertical root fractures using different imaging examinations. **Dentomaxillofac Radiology**, 2014, 43, 20130287.

JUNQUEIRA, R.B.; VERNER, F.S.; CAMPOS, C.N., DEVITO, K.L.; DO CARMO, A.M. Detection of vertical root fractures in the presence of intracanal metallic post: a comparison between periapical radiography and cone-beam computed tomography. **J Endod.**, 2013, Dec. 39(12):1620-4.

KAJAN, Z.D.; TAROMSARI, I.M. Value of cone beam CT in detection of dental root fractures. **Dentomaxillofac Radiology**, 41: 3-10, 2012.

KAMBUNGTON, J; A.; JANHOM, A; PRAPAYASATOK, S.; PONGSIRIWET, S. Assessment of vertical root fractures using three imaging modalities: cone beam CT, intraoral digital radiography and film. **Dentomaxillofac Radiology**, 41, 91–95, 2012.

KAMBUROGLU, K.; CEBECI, A.R.L.; GRONDHAL, H.G. Effectiveness of limited cone-beam computed tomography in the detection of horizontal root fracture. **Dental Traumatol**, 25: 256-61, 2009.

_____.; MURAT, S.; YUKSEL, S. P.; CEBECI, A. R.; HORASAN, S. Detection of vertical root fracture using cone-beam computerized tomography: an in vitro assessment. **Oral Surg.Oral Med Oral Pathol.Oral Radiol.Endod.**, v. 109, n. 2, p. 74-81, Feb. 2010.

KHASNIS, S.A.; KIDIYOOR, K.H.; PATIL, A.B.; KENGANAL, S.B. Vertical root fractures and their management. **J Conserv Dent.**, 2014 Mar. 17(2):103-10.

KHEDMAT, S.; ROUHI, N.; DRAGE, N.; SHOKOUHINEJAD, N.; NEKOOFAR, M.H. Evaluation of three imaging techniques for the detection of vertical root fractures in the absence and presence of gutta-percha root fillings. **Int Endod J**, 2012; 45: 1004–1009.

LIKUBO, M.; KOBAYASHI, K.; MISHIMA, A.; SHI-MODA, S.; DAIMARUYA, T.; IGARASHI, C.; IMANA-KA, M.; YUASA, M.; SAKAMOTO, M.; SASANO, T.;

SENDAI, Y.; YOKOHAMA, H. Accuracy of intraoral radiography, multidetector helical CT and limited cone-beam CT for the detection of horizontal tooth root fracture. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.**, 108: 70-4, 2009.

MANSINI, R.; AKABANE, C.E.; FUKUNAGA, D.; BARATELLA, T.; TURBINO, M.L.; CAMARGO, S.C.C. Utilização da tomografia computadorizada no diagnóstico de fraturas radiculares verticais. **Rev Gaúcha Odontol**, 58: 185-90, 2010.

MATHERNE, R.P.; ANGELOPOULOS, C.; KULILD, J.C.; TIRA, D. Use of Cone-Beam Computed Tomography to Identify Root Canal Systems In Vitro. **J Endod**, 34(1):87-9, 2008.

MELO, S. L. S; HAITER-NETO, F; CORREA, L.R; SCARFE, W.C.; FARMAN, A.G. Comparative diagnostic yield of cone beam CT reconstruction using various software programs on the detection of vertical root fractures. **Dentomaxillofacial Radiology** (2013) 42, 20120459.

_____; 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.

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.

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.

MOHAMMADPOUR, M; BAKHSHALIAN, N; SHAHAB, S; SADEGHI, S; ATAEE, M.; SARIKHANI, S. Effect of titanium and stainless steel posts in detection of vertical root fractures using NewTom VG cone beam computed tomography system. **Imaging Science in Dentistry**, 44: 89-94, 2014.

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.

MORA, M.A.; MOL, A.; TYNDALL, D.A.; RIVERA, E.M. In vitro assessment of local computed tomography for the detection of longitudinal tooth fractures. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, 103: 825-9, 2007a.

_____. Effect of the Number of Basis Images on the Detection of Longitudinal Tooth Fractures Using Local Computed Tomography. **Dentomaxillofacial Radiology**, 36: 382-86, 2007b.

MOUDI, E; HAGHANIFAR, S; MADANI, Z; ALHAVAZ, A; BIJANI, AAND BAGHERI, M. Assessment of vertical root fracture using cone-beam computed tomography. **Imaging Sci Dent.**, 2014 Mar. 44(1): 37-41.

NEVES, F.S.; VASCONCELOS, T.V.; VAZ, S.L.; FREITAS, D.Q.; HAITERNETO, F. Evaluation of reconstructed images with different voxel sizes of acquisition in the diagnosis of simulated external root resorption using cone beam computed tomography. **Int Endod J**, 2012; 45: 234–239.

OZER, S.Y. Detection of Vertical Root Fractures of Different Thicknesses in Endodontically Enlarged Teeth by Cone Beam Computed Tomography versus Digital Radiography. **J Endod.**, 36: 1245-9, 2010.

_____. Detection of Vertical Root Fractures by Using Cone Beam Computed Tomography with Variable Voxel Sizes in an In Vitro Model. **J Endod**, 37: 75-9, 2011.

RODRIGUES, M.G.S; ALARCÓN, O.M.V; CARRARO, E; ROCHA, J.F; CAPELOZZA, A.L.A. Cone-beam computed tomography: Formation of the image, indications and selection criteria. **Odontol. Clín.-Cient.**, Recife, 9 (2) 115-118, abr./jun. 2010.

SAMUEL, S.M.W; MOREIRA, L; GENARI, B; STELLO, R; COLLARES, F.M. Banco de Dentes Humanos para o Ensino e Pesquisa em Odontologia. **Rev. Fac. Odontol.**, Porto Alegre, v. 50, n. 1, p. 34-37, jan./abr. 2009.

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.

SANTOS-FILHO, P.C.F. **Influência da extensão e do tipo de retentores intrarradiculares na deformação e resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente.** 2009. 113f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Universidade Federal de Uberlândia, 2009.

SCARFE, W.C.; FARMAN, A.G.; SUKOVIC, P. Clinical Applications of cone-beam computed tomography in dental practice. **J Can Dent Assoc**, 72(1): 75-80, 2008.

SCHULZ, T. **Acurácia da tomografia computadorizada de feixe cônico de campo reduzido e alta resolução na medição da espessura das paredes do canal radicular.** 2013. 35f. Monografia (Graduação em Odontologia). Universidade Federal de Santa Catarina, Santa Catarina, 2013.

TARAMSARI, M.; KAJAN, Z.D.; BASHIRZADEH, P.; SALAMAT, F. Comparação de alta resolução e os modos de imagem zoom padrão em tomografia de feixe cônico para detecção de fratura radicular longitudinal: Um estudo in vitro. **Imagem Sci Dent.**, v.43, n.3, p.171-177. Set. 2013.

TORRES, M.G.G.; CAMPOS, P.S.F.; PENA, N.; RIBEIRO, M.; NAVARRO, M.; CRUSOÉ-REBELLO, I. Avaliação de doses referenciais obtidas com exames de tomografia computadorizada de feixe cônico adquiridos com diferentes tamanhos de voxel. **Dental Press J Orthod**, 15(5): 42-3, 2010.


TSEHIS, I., KAMBUROGLU, K.; KATZ, A.; TAMSE, A.; KAFFE, I.; KFIR, A.; AVIV, T. Comparison of Digital with Conventional Radiography in Detection of Vertical Root Fractures in Endodontically Treated Maxillary Premolars: An ex vivo study. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.**, 106: 124-8, 2008.

VARSHOSAZ, M; TAVAKOLI, M.A; MOSTAFAVI, M.; BAGHBAN, A.A. Comparison of conventional radiography with cone beam computed tomography for detection of vertical root fractures: an in vitro study. **Journal of Oral Science**, v. 52, n. 4, 593-597, 2010.

WANG, P.; YAN, X.B.; LUI, D.G.; ZHANG, W.L.; ZHANG, Y; MA, X.C. Detection of dental root fractures by using cone-beam computed Tomography. **Dentomaxillofac Radiol**, 40: 290-8, 2011.

WENZEL, A.; HAITER-NETO, F.; FRYDENBERG, M.; KIRKEVANG, L.L. Variable-resolution cone-beam computerized tomography with enhancement filtration compared with intraoral photostimulable phosphor radiography in detection of transverse root fractures in an in vitro model. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.**, 108:939–45, 2009.

APÊNDICE A (Cadastro na Plataforma Brasil)

 MINISTÉRIO DA SAÚDE - Conselho Nacional de Saúde - Comissão Nacional de Ética em Pesquisa – CONEP	
FOLHA DE ROSTO PARA PESQUISA ENVOLVENDO SERES HUMANOS	
1. Projeto de Pesquisa: Detecção de fraturas radiculares em imagens de Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico utilizando diferentes parâmetros de exposição.	2. Número de Participantes da Pesquisa: 240
3. Área Temática:	
4. Área do Conhecimento: Grande Área 4. Ciências da Saúde	
PESQUISADOR RESPONSÁVEL	
5. Nome: Martina Oliveira	
6. CPF: 046.891.164-23	7. Endereço (Rua, n.º): rua alvorada, 41 Alto Branco CAMPINA GRANDE PARAIBA 58401760
8. Nacionalidade: BRASILEIRO	9. Telefone: (83) 9627-6700
	10. Outro Telefone:
	11. Email: martinnacg@gmail.com
12. Cargo:	
<p>Termo de Compromisso: Declaro que conheço e cumprirei os requisitos da Resolução CNS 466/12 e suas complementares. Comprometo-me a utilizar os materiais e dados coletados exclusivamente para os fins previstos no protocolo e a publicar os resultados sejam eles favoráveis ou não. Aceito as responsabilidades pela condução científica do projeto acima. Tenho ciência que essa folha será anexada ao projeto devidamente assinada por todos os responsáveis e fará parte integrante da documentação do mesmo.</p>	
Data: 24 / 11 / 14	Martina Gerlane de O. Pinto Assinatura
INSTITUIÇÃO PROPONENTE	
13. Nome: Universidade Estadual da Paraíba - UEPB	14. CNPJ: 12.671.814/0001-37
15. Unidade/Órgão:	
16. Telefone: (83) 3315-3373	17. Outro Telefone:
<p>Termo de Compromisso (do responsável pela instituição): Declaro que conheço e cumprirei os requisitos da Resolução CNS 466/12 e suas Complementares e como esta instituição tem condições para o desenvolvimento deste projeto, autorizo sua execução.</p>	
Responsável: Patricia Meira Bento CPF: 486980244-91	
Cargo/Função: Coord. do Prog. Pós Graduação em Odontologia	
Data: 24 / 11 / 14	Universidade Estadual da Paraíba - UEPB Patricia Meira Bento Coord. do Programa de Pós-Graduação em Odontologia Matrícula: 122532-4 Assinatura
PATROCINADOR PRINCIPAL	
Não se aplica.	

APÊNDICE B (Parecer do Comitê de Ética)



UNIVERSIDADE ESTADUAL DA PARAÍBA
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA ENVOLVENDO SERES HUMANOS – CEP/UEPB



COMISSÃO NACIONAL DE ÉTICA EM PESQUISA.



UNIVERSIDADE ESTADUAL DA PARAÍBA
PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA


Profª Dra. Doralúcia Pedrosa da Araújo
Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa

PARECER DO RELATOR: (08)

Número do parecer: 39088714.2.0000.5187

Data da relatoria: 26/11/2014

Apresentação do Projeto: o projeto aborda temática relevante. Apresentado para cumprir requisitos do Componente Curricular Seminários de Dissertação I do Programa de Pós Graduação em Odontologia da Universidade Estadual da Paraíba.

Objetivo da Pesquisa:

Claros e exequíveis

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

O pesquisador, destaca objetivamente o benefício do estudo.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Seções descritas de forma clara e objetiva sem quaisquer pendências observáveis no que tange aos aspectos éticos

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Termos sem pendência

Recomendações: Sem recomendações.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações: Sem pendências.

Situação do parecer:

Aprovado ()

Pendente ()

Retirado () – quando após um parecer de pendente decorre 60 dias e não houver procura por parte do pesquisador no CEP que o avaliou.

Não Aprovado ()

Cancelado () - Antes do recrutamento dos sujeitos de pesquisa.

APÊNDICE C (Termo de doação para os participantes da pesquisa).**UNIVERSIDADE ESTADUAL DA PARAÍBA
CURSO DE ODONTOLOGIA
TERMO DE DOAÇÃO**

Eu, _____,
natural de _____, gênero _____, RG _____,
residente à _____, bairro _____,
cidade _____, UF _____, CEP _____, telefone
_____, aceito doar _____ dente(s) permanente(s)
para a pesquisa intitulada “DETECÇÃO DE FRATURAS RADICULARES EM
IMAGENS DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO
UTILIZANDO DIFERENTES PARÂMETROS DE EXPOSIÇÃO” sob
responsabilidade do(s) pesquisador(es) Martina Gerlane de Oliveira Pinto e
Daniela Pita de Melo. Estou ciente de que o(s) dente(s) foi (foram) extraído(s)
por indicação terapêutica para a melhoria da minha saúde, como documentado
em meu prontuário. De acordo com a resolução 466 o projeto de pesquisa foi
previamente aprovado pela Plataforma Brasil e a seguir pelo Comitê de Ética
em Pesquisa da UEPB obtendo a seguinte numeração do parecer:
39088714200005187. Fui informado que caso não aceitasse doar os dentes
para a pesquisa, meu tratamento não seria prejudicado. Fui informado também
que a minha identidade na divulgação dos resultados será preservada.

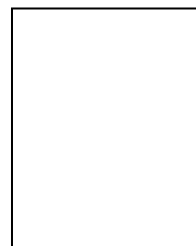
A qualquer momento, poderei esclarecer minhas dúvidas com os
pesquisadores Martina Oliveira, (83) 99389842 ou através do Comitê de Ética
em Pesquisa da UEPB (CEP-UEPB) através do telefone (83) 33153373.

Campina Grande, ____ de _____ de 20____.

Assinatura do doador

Assinatura do Pesquisador Responsável

Testemunha



Impressão digital

APÊNDICE D (Termo de doação para os Cirurgiões - Dentistas).**UNIVERSIDADE ESTADUAL DA PARAÍBA
CURSO DE ODONTOLOGIA
TERMO DE DOAÇÃO**

Eu, _____,
Cirurgião -Dentista, inscrito no CRO _____, com consultório situado
na _____,
Residente _____ n°
_____ bairro _____, cidade _____ UF _____ telefone
_____, doo _____ dentes para a pesquisa intitulada “DETECÇÃO
DE FRATURAS RADICULARES EM IMAGENS DE TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO UTILIZANDO DIFERENTES
PARÂMETROS DE EXPOSIÇÃO” sob responsabilidade do(s) pesquisador(es)
Martina Gerlane de Oliveira Pinto e Daniela Pita de Melo. Declaro que estes
dentes foram extraídos por indicação terapêutica, cujos históricos fazem parte
dos prontuários dos pacientes, arquivados sob minha responsabilidade. De
acordo com a resolução 466 o projeto de pesquisa foi previamente aprovado
pela Plataforma Brasil e a seguir pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UEPB
obtendo a seguinte numeração do parecer: 39088714200005187. Fui
informado que caso não aceitasse doar os dentes para pesquisa, os meus
pacientes não serão prejudicados com a continuação dos tratamentos
realizados no meu consultório. Fui informado também que a identidade dos
mesmos serão preservados na divulgação dos resultados. A qualquer
momento, poderei esclarecer minhas dúvidas com o (a) pesquisador (a)
Martina Oliveira, (83) 99389842 ou através do Comitê de Ética em Pesquisa da
UEPB (CEP-UEPB) através do telefone (83) 33153373.

Campina Grande, ____ de _____ de 20____.

Assinatura do doador

Assinatura do Pesquisador Responsável

Testemunha



Impressão digital

APÊNDICE E (Requerimento)**REQUERIMENTO**

Eu, Martina Gerlane de Oliveira Pinto, aluna regularmente matriculada no curso de mestrado em clínica odontológica da Universidade Estadual da Paraíba sob n de matrícula 2013061302 venho respeitosamente solicitar ao laboratório de anatomia um crânio seco com fins de pesquisa que será utilizado nos procedimentos metodológicos para o projeto intitulado em DETECÇÃO DE FRATURAS RADICULARES EM IMAGENS DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO UTILIZANDO DIFERENTES PARÂMETROS DE EXPOSIÇÃO.




Desde já agradeço

Atenciosamente;

Martina Gerlane de Oliveira Pinto

(Martina Gerlane de Oliveira Pinto)

APÊNDICE F (Banco de Dentes)

 	
UNIVERSIDADE ESTADUAL DA PARAÍBA CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGIA	
Formulário para Solicitação de Espécimes Dentários	
Motivo da solicitação	<input type="checkbox"/> Aprendizagem <input checked="" type="checkbox"/> Pesquisa
Pesquisa	
Solicitante:	Martina Gerlane de Oliveira Pinto
Instituição:	Universidade Estadual da Paraíba
Departamento:	Departamento de Odontologia
Número de espécimes:	240 dentes
Dentição:	<input type="checkbox"/> Decídua <input checked="" type="checkbox"/> Permanente
Título da pesquisa:	Deteção de fraturas radiculares em imagens de TC FC
Pesquisador do responsável:	utilizando diferentes parâmetros de exposição Martina Gerlane de O. Pinto
Campina Grande, <u>24</u> , <u>11</u> , <u>14</u> .	
 _____ Assinatura do solicitante	