

RENATA GROETAERS DE ALMEIDA

**AVALIAÇÃO DA ESPESSURA DE RECONSTRUÇÃO DE TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO DE DENTES COM DIFERENTES
MATERIAIS INTRACANAL**

RECIFE – PE

2021

RENATA GROETAERS DE ALMEIDA

**AVALIAÇÃO DA ESPESSURA DE RECONSTRUÇÃO DE TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO DE DENTES COM DIFERENTES
MATERIAIS INTRACANAL**

Dissertação apresentada ao colegiado do programa de pós-graduação em Odontologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Pernambuco como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre em Odontologia.

Área de concentração: Clínica Integrada

Orientadora: Prof. Dr^a Maria Luiza dos Anjos Pontual

Co-orientadora: Prof. Dr^a Flávia Maria Ramos-Perez

RECIFE – PE

2021

Catálogo na Fonte
Bibliotecária: Mônica Uchôa, CRB4-1010

- A447a Almeida, Renata Groetaers de.
Avaliação da espessura de reconstrução de tomografia computadorizada de feixe cônico de dentes com diferentes materiais intracanal / Renata Groetaers de Almeida. – 2021.
59 f.: il.; tab.; 30 cm.
- Orientadora: Maria Luiza dos Anjos Pontual.
Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco, CCS. Pós-graduação em Odontologia. Recife, 2021.
Inclui referências e anexos.
1. Tomografia computadorizada de feixe cônico. 2. Artefatos. 3. Materiais restauradores do canal radicular. 4. Taxa contraste-ruído. 5. Material intracanal. I. Pontual, Maria Luiza dos Anjos (Orientadora). II. Título.

617.6

CDD (20.ed.)

UFPE (CCS2021-083)

RENATA GROETAERS DE ALMEIDA

**AVALIAÇÃO DA ESPESSURA DE RECONSTRUÇÃO DE TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO DE DENTES COM DIFERENTES
MATERIAIS INTRACANAL**

Dissertação apresentada ao colegiado do programa de pós-graduação em Odontologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Pernambuco como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre em Odontologia.

Área de concentração: Clínica Integrada

Aprovado em: 25/02/2021

BANCA EXAMINADORA

Prof.^a Dr.^a Karina Lopes Devito

UFJF – Departamento de Clínica Odontológica

Prof.^a Dr.^a Daniela Pita de Melo

UEPB – Departamento de Odontologia

Prof.^a Dr. Danyel Elias da Cruz Perez

UFPE - Departamento de Clínica e Odontologia Preventiva

Dedico aos meus pais *Rosa Valéria Gomes Groetaers* e *Oswaldo Luis de Almeida*.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a **Deus** pela minha vida, por todas as oportunidades concedidas e pela energia vital diária para concluir o mestrado do Programa de Pós-graduação em Odontologia da Universidade Federal de Pernambuco.

A toda minha família, especialmente aos meus pais, **Rosa Valéria Gomes Groetaers** e **Oswaldo Luis de Almeida**, que investiram amor e confiança nos meus potenciais. Apesar da distância física, a vibração em cada conquista me incentiva a persistir em meus propósitos. Com vocês aprendi a me dedicar e dar sempre o meu melhor em tudo. Amo vocês eternamente.

Ao meu companheiro de vida, **Ricardo da Silva Dias**, que compartilhou comigo as dores e as virtudes desta jornada. Obrigada pela parceria, por acreditar em mim, por me fazer rir quando precisei e principalmente pela compreensão nos momentos de ausência.

À minha orientadora **Prof.^a Dr.^a Maria Luiza dos Anjos Pontual** que me acolheu no seu departamento com tanta flexibilidade, me ajudou a encontrar um caminho a seguir, teve paciência nos meus momentos de ansiedade e me enriqueceu com assuntos dos quais eu aprendi a admirar. Sua energia equilibrou minhas emoções e sou muito grata por isso.

À minha co-orientadora **Prof.^a Dr.^a Flávia Maria Ramos-Perez** e à **Ana Priscila Lira de Farias Freitas** que sempre estiveram disponíveis, muitas vezes fora do horário de trabalho, contribuindo com informações necessárias para que esse trabalho pudesse ser realizado com excelência.

Aos meus amigos e àqueles que se tornaram durante o curso, por dividirmos as angústias e incertezas, pelas brincadeiras e celebrações que aliviaram as dificuldades e pela constante troca de informações com único intuito de crescermos juntos.

Não posso deixar de agradecer ao **Prof. Dr. Gustavo Pina Godoy** e a **Prof.^a Adriana Maria da Silva Telles** que me incentivaram muito a ingressar na vida acadêmica e estiveram presentes antes do processo seletivo e no início do curso.

Por fim, agradeço a todo o corpo docente, funcionários e ex-funcionários do Programa de Pós-graduação em Odontologia da Universidade Federal de Pernambuco que, de alguma forma, contribuíram para meu crescimento e para conclusão dessa etapa da qual me orgulharei eternamente.

Minha eterna gratidão!

RESUMO

O objetivo desta pesquisa foi avaliar a influência da espessura de reconstruções multiplanares da tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) na taxa contraste-ruído (TCR) em dentes com diferentes materiais intracanal. Foram realizadas 40 aquisições tomográficas de 10 dentes humanos unirradiculares utilizando um protocolo de exposição padronizado. Cada dente foi exposto quatro vezes, variando o material intracanal: sem material (SM), guta percha (GP), retentor metálico (RM) e retentor de fibra de vidro (FV). Foram selecionadas três regiões ao longo do material intracanal no volume adquirido, correspondendo às distâncias de 2mm, 4mm e 6mm da junção amelocementária (JAC) e em seguida foram aplicadas as espessuras de 0,125mm, 0,25mm, 0,5mm e 0,75mm nas reconstruções. Utilizando programas de edição de imagem foi possível selecionar a região de interesse da raiz (ROIr), excluindo os pixels relativos à área externa e à área do canal radicular através da multiplicação entre os valores de pixels dos grupos estudados e de uma imagem controle que disponibilizou a dimensão real destas regiões. Os dados de desvio padrão e média de tons de cinza da ROIr e da ROI controle foram coletados para cálculo da TCR. A análise estatística foi feita utilizando-se o teste de Kruskal-Wallis, com análise post-hoc para comparação entre grupos e considerando nível de significância de 0,05. Não houve diferença significativa entre os valores médios da TCR nas espessuras estudadas ($p=0,997$). O material intracanal apresentou diferença significativa ($p\leq 0,05$), sendo o grupo RM aquele com menor valor médio de TCR (3,76). Houve diferença significativa ($p\leq 0,05$) entre as regiões radiculares dos segmentos do material, onde o terço médio (4mm da JAC) apresentou o menor valor médio de TCR (4,40). Concluiu-se que aumentar a espessura das reconstruções multiplanares das imagens de TCFC nas espessuras estudadas até 0,75mm não influenciam significativamente na TCR de imagens de dentes com diferentes materiais intracanal e que o preenchimento do canal radicular com diferentes materiais influencia significativamente na TCR, principalmente da região radicular onde seu terço médio está inserido.

Palavras-Chave: Tomografia computadorizada de feixe cônico. Artefatos. Materiais Restauradores do Canal Radicular. Taxa contraste-ruído. Material intracanal.

ABSTRACT

The proposal of this research was to evaluate the influence of multiplanar reconstruction's thickness of cone beam computed tomography (CBCT) on contrast-noise ratio (CNR) in teeth with different intracanal materials. 40 tomographic acquisitions of 10 unirradicular human teeth were acquired using a standardized exposure protocol. Each tooth was scanned 4 times, changing the intracanal materials: no material (NM); gutta-percha (GP); metal post (MP) and glass fiber post (FP). Three different regions were selected across intracanal material at the acquired volume, corresponding to 2mm, 4mm and 6mm from cemento-enamel junction, and were applied 0,125mm, 0,25mm, 0,5mm and 0,75mm of thickness at reconstructions. Using editing softwares, it was possible to select the roots region of interest (ROI_r), excluding pixels related to external area and root's canal area from a multiplying process between pixels values of experimental groups and pixels values of a control image with no intracanal material that provides the real size of those regions. The standard deviation and average gray scale data of ROI_r and control ROI were collected to calculate the CNR. The statistical analysis was done using Kruskal-Wallis tests, with post-hoc for groups' comparison and considering a significance level of 0.05. The thickness that showed best performance was 0.75 mm, with an average CNR value of 5.87, but there was no significant difference between the thickness in this study ($p=0,997$). The intracanal material was a significant influence factor ($p\leq 0,05$), where MP group had the worst performance, with an average CNR mean value equal to 3.76. There was a significant difference ($p\leq 0,05$) between the segments of the material, where cervical portion (2mm) had the lowest average result (4,40). It was concluded that increase multiplanar reconstruction's thickness of CBCT's images until 0,75mm do not influence significantly at CNR's images of teeth with different intracanal materials and that filling the roots canal with different materials influence significantly at CNR, mainly at region where the middle third of the material is inserted.

Key-words: Cone-Beam Computed Tomography. Artifacts. Root Canal Filling Materials Contrast-to-noise ratio. Intracanal materials.

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1 - Preparo da amostra. (A) Cortadeira metalográfica; (B) Secção dos dentes na JAC com disco diamantado; (C) Segmentos radicular e coronário após secção; (D) Instrumentação do canal radicular e (F) Preparo do canal radicular para receber os materiais intracanal. Fonte: Ferraz (2018).³⁰ 17
- Figura 2 - Preparo do *phantom*. (A) Mandíbula humana selecionada; (B) Mandíbula envolta em cera ortodôntica com espessura de 15cm e acoplada a 3 vértebras cervicais e (C) Posição padronizada dos dentes nos alvéolos com inserção de um dos materiais intracanal (retentor de fibra de vidro). Fonte: Ferraz (2018)³⁰ 18
- Figura 3 - Aplicação da espessura 0,125mm em aquisição do grupo RM. (A) corte sagital a 2mm da JAC; (B) corte axial a 2mm da JAC; (C) corte sagital a 4mm da JAC; (D) corte axial à 4mm da JAC; (E) corte sagital a 6mm da JAC e (F) corte axial a 6mm da JAC..... 20
- Figura 4 - Recorte de dente do grupo GP, com espessura de 0,125mm e 4mm da JAC. (A) Seleção à mão livre da região da raiz e (B) Exclusão das imagens adjacentes..... 21
- Figura 5 - Preparo da imagem controle. (A) cópia da imagem de dente do grupo SM com espessura de 0,125mm e a 2mm da JAC; (B) seleção exata dos pixels externos e do canal radicular; (C) após função binária, com os pixels selecionados já valorizados para 0 e os pixels da ROI valorizada para 1; (D) Imagem final após subtração com as coordenadas e valor de cinza 0 de um pixel da região do canal radicular e (E) Mesma imagem da figura 5D com as coordenadas e valor de cinza 1 de um pixel da região da raiz..... 21
- Figura 6 - Comparação entre imagens após multiplicação. (A) Dente do grupo SM, na espessura de 0,125mm a 2mm da JAC; (B) Mesmo dente no grupo RM, com mesma espessura e mesma distância da JAC e (C) ROI da raiz do mesmo dente e condições da figura 6B, após multiplicação com a imagem controle, exibindo exclusão precisa dos valores de cinza dos pixels da área do canal radicular e área externa à raiz. 22
- Figura 7 - Histograma com dados para cálculo da TCR de dente do grupo RM. (A) Histograma da ROIr e (B) Histograma da ROIc. 22

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Comparação dos valores médios de TCR por espessura de reconstrução	24
Tabela 2 - Comparação dos valores médios de TCR por material intracanal.....	25
Tabela 3 - Comparação dos valores médios de TCR por terço do material intracanal.....	25

LISTA DE ABREVIACÕES

TCFC	Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico
FOV	<i>Field of View</i>
mA	Microamperagem
kVp	Kilovoltagem-pico
TCR	Taxa contraste-ruído
mm	Milímetros
CEP	Comitê de Ética em Pesquisa
CCS	Centro de Ciências da Saúde
UFPE	Universidade Federal de Pernambuco
JAC	Junção Amelocementária
NiTi	Níquel-Titânio
N	<i>Newton</i>
cm	Centímetro
s	Segundo
mGy	<i>Miligray</i>
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>
SM	Sem material
GP	Guta percha
RM	Retentor metálico
FV	Fibra de vidro
BMP	<i>Bitmap Picture</i>
JPEG	<i>Joint Photographic Experts Group</i>
ROI	<i>Region of Interest</i>
ROI_r	Região de interesse da raiz
ROI_c	Região de interesse controle
Média_R	Média de valores de cinza da ROI da área de raiz
Média_C	Média de valores de cinza da ROI da área controle
DP_R	Desvio-padrão da área de raiz
DP_C	Desvio Padrão da área controle

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	12
2	OBJETIVOS	15
2.1	OBJETIVO GERAL.....	15
2.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	15
3	METODOLOGIA	16
3.1	ASPÉCTOS ÉTICOS	16
3.2	DESENHO, AMOSTRA E LOCAL DE PESQUISA.....	16
3.3	CRITÉRIOS DE INCLUSÃO E EXCLUSÃO	16
3.4	SELEÇÃO DA AMOSTRA E PREPARO DOS DENTES	16
3.5	PREPARO DO PHANTOM E AQUISIÇÃO DAS IMAGENS.....	18
3.6	MANIPULAÇÃO DAS RECONSTRUÇÕES E TAXA CONTRASTE-RUÍDO	19
3.7	ANÁLISE DOS DADOS	23
4	RESULTADOS	24
5	DISCUSSÃO	26
6	CONCLUSÃO	28
7	ARTIGO: AVALIAÇÃO DA ESPESSURA DE RECONSTRUÇÃO DE TCFC DE DENTES COM DIFERENTES MATERIAIS INTRACANAL	29
8	CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	43
	REFERÊNCIAS	44
	ANEXO A – PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA Nº 4193957	49
	ANEXO B – PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA Nº 1892952	54
	ANEXO C – CESSÃO E/OU EMPRÉSTIMO E DEVOLUÇÃO PARA PESQUISA.....	59

1 INTRODUÇÃO

A tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) é um exame complementar que possui a capacidade de fornecer imagens tridimensionais de um objeto, possui detectores de alta resolução, qualidade de imagem, baixas doses de radiação e, portanto, é amplamente utilizada na Odontologia para casos em que as imagens bidimensionais convencionais não são conclusivas.^{1,2} A Sociedade Americana de Endodontistas e a Academia Americana de Radiologia Oral e Maxilofacial indicam o uso da TCFC na Endodontia para situações complexas ou quando as radiografias intraorais não forem suficientes para complementação do diagnóstico, como por exemplo, casos com sinais e sintomas clínicos contraditórios, localização de canais radiculares calcificados, possíveis instrumentos fraturados no interior desses canais e possíveis fraturas radiculares.^{3,4}

Quando comparadas à tomografia computadorizada *multislice*, a TCFC apresenta as vantagens de utilizar voxels isotrópicos e menor campo de visualização (*Field of View* - FOV) que garantem uma resolução espacial superior, uma reconstrução mais detalhada do objeto e menores doses de exposição do paciente à radiação.⁵

Entretanto, a necessidade de formar imagens com alta resolução obriga o aumento do tempo de aquisição e da miliamperagem (mA) para compensar o tamanho do voxel, podendo gerar uma dispersão de raios X prejudiciais à resolução de contraste-ruído e o aparecimento de artefatos nas imagens de TCFC.^{6,7} Esses artefatos são efeitos presentes nas imagens processadas pela TCFC que não estão no objeto real, porém são registrados como dados tomográficos que podem prejudicar a análise diagnóstica.⁸⁻¹⁰ Esses dados diferem em valor de tons de cinza dos dados reais e podem prejudicar a resolução de contraste que interfere diretamente na qualidade da reconstrução. Essa é a maior limitação desta modalidade de imagem e sua ocorrência possui origens diversas.¹¹⁻¹³

Uma imagem tomográfica é gerada devido à atenuação do feixe de raios X ao passar através do objeto. O osso, por exemplo, é composto por materiais com número atômico moderadamente alto e atenua mais os feixes de raios X que os tecidos moles, sendo representados por uma maior radiopacidade na imagem final. Quando o feixe de raios X encontra objetos como metais e materiais endodônticos, que são estruturas densas e de alto número atômico, ocorre uma atenuação excessiva e os artefatos, tanto hiperdensos quanto hipodensos, são registrados na imagem. Além de não reproduzirem os valores de cinza reais do objeto, esses efeitos são capazes de escurecer as estruturas adjacentes.¹⁴⁻¹⁶

Artefatos tipo faixas escuras são resultados de alta energia registrada nos sensores de captura. Os raios X de baixa intensidade são absorvidos pelo objeto denso e apenas os de alta intensidade são capazes de atravessá-lo. A intensidade registrada será alta e os valores de cinza serão mais escuros comparados com estruturas menos densas.¹¹ Este fenômeno pode facilmente gerar falso-positivo para os casos de fraturas radiculares já que ambos são registrados com padrão semelhante de imagem.¹⁷ Outros tipos de ruídos de imagem como artefatos em formas de anel, artefatos causados por movimentação do paciente e artefatos periféricos ao campo de visão também são comuns.^{13,18}

O ruído do sistema é definido como um percentual de desvio padrão, em número médio de pixels, obtidos a partir do escaneamento de determinado tecido ou estrutura. Ele apresenta-se na imagem final por uma aparente granulação e depende de muitos fatores operacionais como o kVp, o filtro, a área do pixel, a espessura do corte, eficiência do detector e a dose de radiação.¹⁹

Já a resolução de contraste é a habilidade de estruturas serem distinguidas entre diferentes contrastes em uma imagem adquirida. A capacidade de distinção entre dois objetos que possuem valores muito diferentes define a resolução de alto contraste, enquanto a capacidade de distinção entre dois objetos que possuem valores próximos define a resolução de baixo contraste. Sendo assim, junto com a resolução espacial, a resolução de contraste é um importante aspecto para determinar a qualidade de uma imagem de TCFC, podendo ser avaliada através de parâmetros subjetivos e objetivos, como as avaliações de especialistas em questionário padronizado e a quantificação da taxa contraste-ruído (TCR) das áreas de interesse, respectivamente.^{12,19-21}

As imagens de TCFC podem ser manipuladas na tentativa de aprimorar a visualização de estruturas e segmentar certas partes da imagem. A identificação de segundos canais mesiovestibulares de primeiros molares superiores pode ser melhorada ao aplicar espessuras de reconstrução de 0,5mm e 1mm, por exemplo. Sua visualização é parcialmente e totalmente prejudicada ao utilizar espessuras maiores, de 3mm e 10mm, respectivamente.²² Alterar a espessura das reconstruções pode melhorar o ruído da imagem em detrimento da nitidez, porém deve ser feito de forma cautelosa para não prejudicar a qualidade de imagem, dando preferência para utilizar baixas espessuras ao analisar pequenos detalhes.²³

Diante da possibilidade de as espessuras de reconstrução alterarem a qualidade da imagem em circunstâncias que envolvem diagnóstico de lesões de menores dimensões ao longo da estrutura radicular, comuns na rotina clínica e que podem ser prejudicadas pela ocorrência de artefatos provenientes de materiais intracanal, este recurso precisa ser

explorado. Como já é de conhecimento que materiais mais densos são registrados com menores valores de TCR, representando perda na qualidade da imagem,²⁴⁻²⁹ esta pesquisa propôs analisar a influência da espessura de reconstruções multiplanares de TCFC na TCR de dentes com diferentes materiais intracanal.

2 OBJETIVOS

Os objetivos da presente pesquisa se subdividem em geral e específicos.

2.1 OBJETIVO GERAL

O objetivo desta pesquisa foi avaliar a influência da espessura de reconstruções multiplanares da tomografia computadorizada de feixe cônico na taxa contraste-ruído em dentes com diferentes materiais intracanal.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Determinar a relação entre as espessuras das reconstruções e a taxa contraste-ruído;
- Determinar a relação entre diferentes materiais intracanal e a taxa contraste-ruído;
- Determinar a relação entre os terços do material intracanal e a taxa contraste-ruído.

3 METODOLOGIA

A metodologia da presente pesquisa se subdivide em aspectos éticos; desenho, amostra e local de pesquisa; critérios de inclusão e exclusão; seleção da mostra e preparo dos dentes; preparo do phantom e aquisição das imagens; manipulação das reconstruções e taxa contraste-ruído.

3.1 ASPÉCTOS ÉTICOS

O presente estudo foi realizado após a apreciação do Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Pernambuco (CCS-UFPE) sob o número 4193957, conforme o certificado de aprovação (Anexo A).

3.2 DESENHO, AMOSTRA E LOCAL DE PESQUISA

Trata-se de um estudo analítico, experimental *in vitro*, com amostra composta por 10 dentes humanos unirradiculares preparados em trabalho anterior autorizado pelo CEP do CCS-UFPE número 1.892.952, conforme o certificado de aprovação (Anexo B).³⁰

O preparo dos dentes, aquisições tomográficas, intervenções nas imagens e análise de dados foram realizadas no Departamento de Clínica e Odontologia Preventiva da UFPE tendo como suporte a Clínica de Radiologia Odontológica.

3.3 CRITÉRIOS DE INCLUSÃO E EXCLUSÃO

Foram incluídos na amostra dentes unirradiculares inferiores de seres humanos entre 20 e 60 anos, de forma aleatória, sem distinção de raça ou gênero e foram excluídos aqueles com rizogênese incompleta, tratamento endodôntico prévio, com reabsorção interna e/ou externa, com fraturas ou trincas radiculares, com anomalias radiculares ou em condições que impossibilitasse a exploração passiva com lima #15, além daqueles incapazes de serem adaptados no alvéolo da mandíbula humana utilizada neste estudo para contenção dos dentes.

3.4 SELEÇÃO DA AMOSTRA E PREPARO DOS DENTES

Os dentes, doados pelo Banco de Dentes da UFPE (Anexo C), foram selecionados de acordo com os critérios de inclusão e exclusão acima mencionados, através de inspeção visual direta, radiográfica e por transiluminação com aparelho diodo (UltraLume5; Ultradent Products, South Jordan, UT, EUA).

Após inspeção, os dentes passaram por raspagem e alisamento radicular para remoção de cálculos e remanescentes periodontais, desinfecção com álcool 70% e secção das coroas na junção amelocementária (JAC) com disco diamantado acoplado à cortadeira metalográfica (Isomet 1000® Buehler Ltd, Lake Bluff, IL, EUA), a fim de eliminar possível viés de trincas, fraturas e/ou materiais restauradores coronários. (Figura 1A, B e C)

Todo o comprimento dos canais radiculares foi instrumentado pelo sistema rotatório Mtwo NiTi® (VDW, Munique, Alemanha), com 350 rotações/min, 1N, irrigação com água destilada e limas endodônticas Mtwo® (VDW, Munique, Alemanha) seguindo a sequência: 30/.05, 35/.04, 40/.04 e 25/.07. Para adaptação dos materiais intracanal, os dentes foram preparados com broca de baixa rotação (nº 3) (Reforpost®, Angelus, Londrina, Brasil) nos terços cervical e médio do canal radicular (Figura 1 D e E).

Figura 1. Preparo da amostra. (A) Cortadeira metalográfica; (B) Secção dos dentes na JAC com disco diamantado; (C) Segmentos radicular e coronário após secção; (D) Instrumentação do canal radicular e (F) Preparo do canal radicular para receber os materiais intracanal.



Fonte: Ferraz (2018).³⁰

3.5 PREPARO DO PHANTOM E AQUISIÇÃO DAS IMAGENS

Para aquisição dos volumes foi utilizada uma mandíbula macerada humana adulta envolta por cera ortodôntica de 15 cm de espessura para simular a presença de tecido mole de um indivíduo de porte médio, acoplada a três vértebras cervicais e em posição anatômica para atenuação do feixe de radiação. A posição dos dentes foi padronizada, sempre no mesmo alvéolo referente ao pré-molar inferior esquerdo, entre dois dentes sem material intracanal (Figura 2).³¹⁻³³

Figura 2. Preparo do *phantom*. (A) Mandíbula humana selecionada; (B) Mandíbula envolta em cera ortodôntica com espessura de 15cm e acoplada a 3 vértebras cervicais e (C) Posição padronizada dos dentes nos alvéolos com inserção de um dos materiais intracanal (retentor de fibra de vidro).



Fonte: Ferraz (2018).³⁰

Os dentes foram escaneados individualmente, usando o aparelho Veraviewepocs 3D - R100 (J. Morita MFG CORP, Kyoto, Japão), seguindo o protocolo de exposição 90kVp, 1mA, FOV 4cm x 4cm, tempo de exposição de 9,4 s, voxel de 0,125mm e 0,81 mGy e em quatro condições diferentes de preenchimento do canal radicular: sem material, com cone de guta-percha principal e acessórios (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Suíça), com retentor metálico composto por liga de cromo-cobalto confeccionado em laboratório protético e com retentor de fibra de vidro (Exacto®, Angelus, Londrina, Brasil). Todos os materiais possuíam a mesma dimensão e estavam com boa adaptação ao canal radicular confirmado por radiografia periapical ortorradial. Não foram utilizados cimentos endodônticos ou adesivos a fim de eliminar possível fator de interferência nos resultados provenientes dos materiais intracanal.

As aquisições foram realizadas usando primeiramente a guta-percha, em seguida ela foi removida e trocada pelo retentor metálico para escaneamento, seguido de nova troca e escaneamento com retentor de fibra de vidro e, por fim, remoção deste material para escaneamento do elemento dentário sem preenchimento intracanal. Os processos de remoção e inserção dos materiais do canal radicular foram feitos cuidadosamente para que o dente não saísse de sua posição inicial no alvéolo.

Ao final, 40 imagens tomográficas foram exportadas no formato DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) e divididas em quatro grupos experimentais: sem material (SM), guta-percha (GP), retentor metálico (RM) e retentor de fibra de vidro (FV).

3.6 MANIPULAÇÃO DAS RECONSTRUÇÕES E TAXA CONTRASTE-RUÍDO

A metodologia para manipulação e preparo das imagens foi adaptada do estudo de Rabelo et al. (2017),³⁴ utilizando os programas OnDemand3D™ Dental (versão 2016.1), GIMP© (v.2.10, GNU, Boston, MA, USA) e Image J (NIH, Bethesda, MD, EUA),

Utilizando a ferramenta *Thickness* no OnDemand3D™ Dental, os seguintes protocolos de espessura foram aplicados nas reconstruções: 0,125mm, 0,25mm, 0,5mm e 0,75mm. As imagens dos cortes axiais foram capturadas considerando 2mm, 4mm e 6mm a partir da junção amelocementária (JAC) e exportadas no formato BMP (*Bitmap Picture*) para serem tratadas nas etapas seguintes (Figura 3).

Na imagem axial capturada, a região da estrutura dentária foi selecionada manualmente por um radiologista experiente através do programa GIMP©, utilizando a ferramenta de seleção livre e desconsiderando os tecidos que circundam a raiz de interesse. A estrutura selecionada foi recortada, transferida para um fundo preto com tons de cinza (8-bit) em formato quadrado de dimensão 2x2cm e exportada em formato JPEG (*Joint Photographic Experts Group*) para seguir com a seleção precisa das regiões de interesse (*Region of Interest* – ROI) da raiz (ROIr) e controle (ROIc). Esse recorte foi necessário, pois os pixels dos tecidos adjacentes não devem ser considerados no cálculo da TCR e não seria possível removê-los nas etapas seguintes. (Figura 4)

Em seguida, foi necessário excluir a área central referente ao canal radicular, uma vez que os valores dos pixels dos materiais intracanal poderiam prejudicar o resultado final da TCR da ROIr. Os cortes referentes aos dentes sem material intracanal serviram como imagem controle para referência exata destas dimensões. Estes arquivos foram duplicados para iniciar o preparo da imagem controle. Usando a ferramenta *Threshold*, todos os pixels referentes à área externa e à área do canal radicular, independente de seus valores de cinza, puderam ser

selecionados. A ferramenta *Binary* foi aplicada sobre a imagem e todos os pixels selecionados passaram a ser considerados com valor igual a 0 e os não selecionados com o valor máximo de 255. Em seguida, utilizou-se a ferramenta *Math* para subtrair o valor 254 de todos os pixels da imagem. Obteve-se, então, uma imagem controle com os pixels da ROIr no valor de 1 e com os pixels da área exata do canal radicular e da área externa à raiz no valor igual a 0 (Figura 5).

Figura 3. Aplicação da espessura 0,125mm em aquisição do grupo RM. (A) corte sagital a 2mm da JAC; (B) corte axial a 2mm da JAC; (C) corte sagital a 4mm da JAC; (D) corte axial a 4mm da JAC; (E) corte sagital a 6mm da JAC e (F) corte axial a 6mm da JAC.

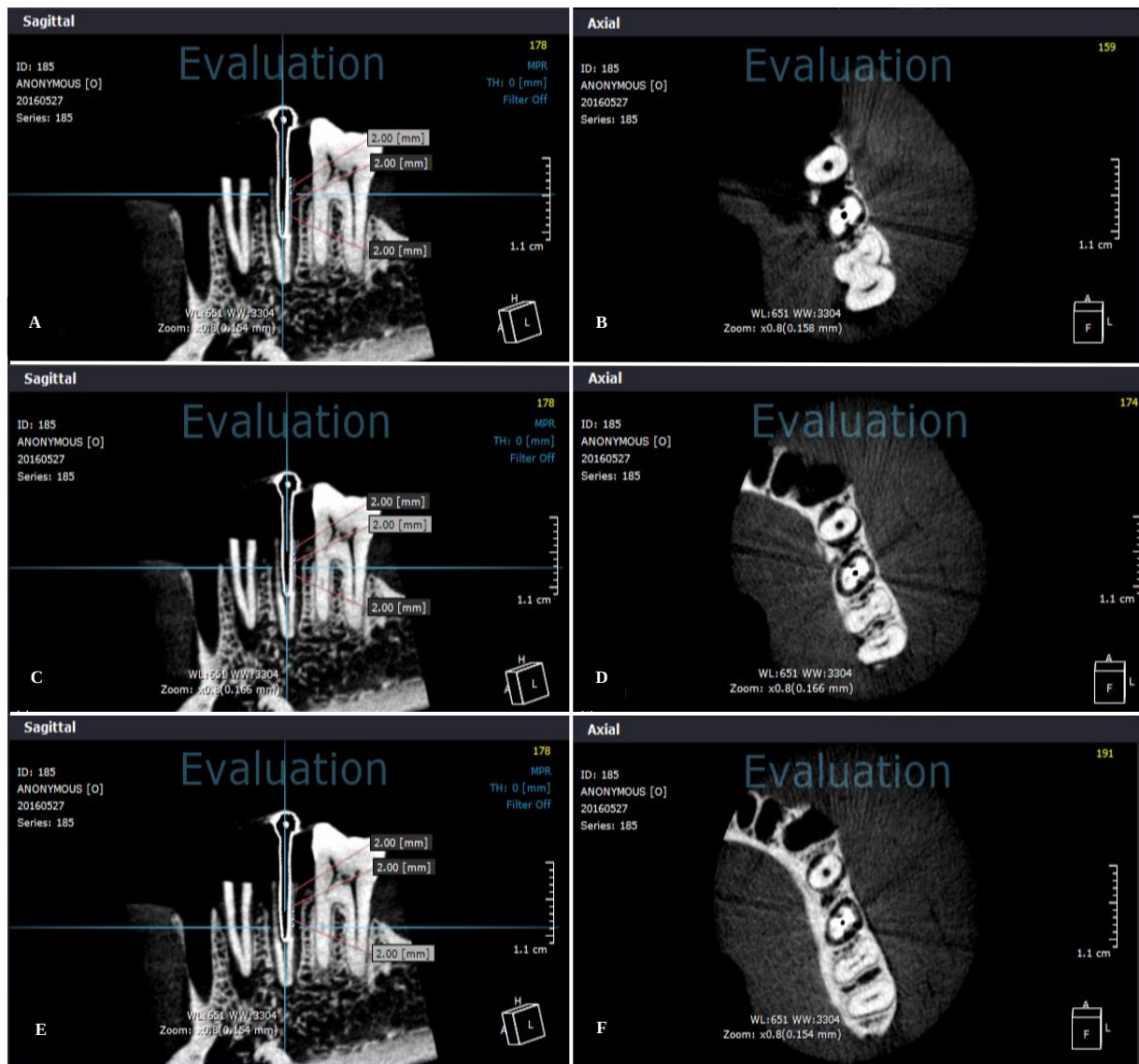
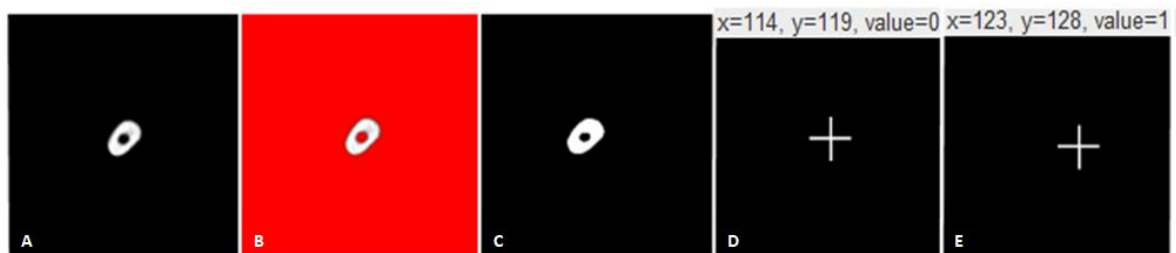


Figura 4. Recorte de dente do grupo GP, com espessura de 0,125mm e 4mm da JAC. (A) Seleção à mão livre da região da raiz e (B) Exclusão das imagens adjacentes

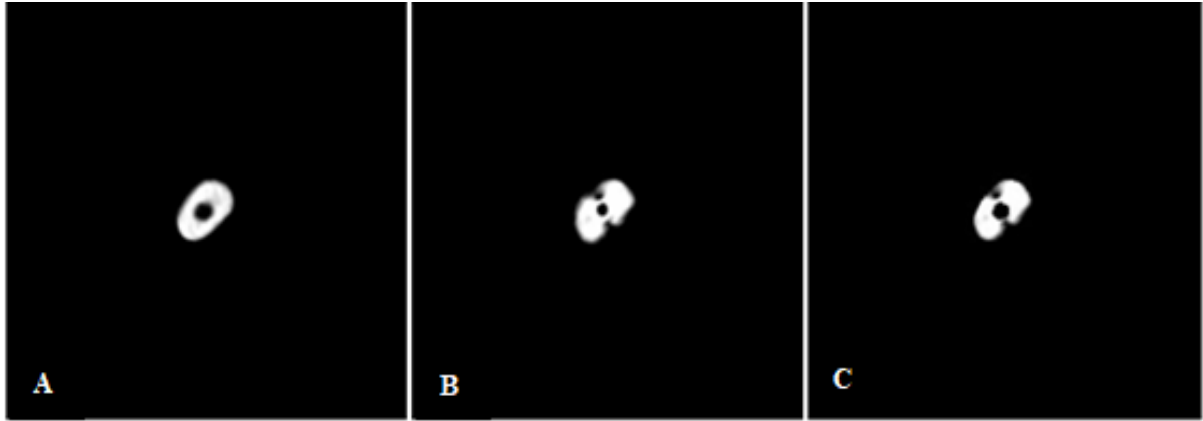


Figura 5. Preparo da imagem controle. (A) cópia da imagem de dente do grupo SM com espessura de 0,125mm e a 2mm da JAC; (B) seleção exata dos pixels externos e do canal radicular; (C) após função binária, com os pixels selecionados já valorizados para 0 e os pixels da ROI valorizada para 1; (D) Imagem final após subtração com as coordenadas e valor de cinza 0 de um pixel da região do canal radicular e (E) Mesma imagem da figura 5D com as coordenadas e valor de cinza 1 de um pixel da região da raiz.



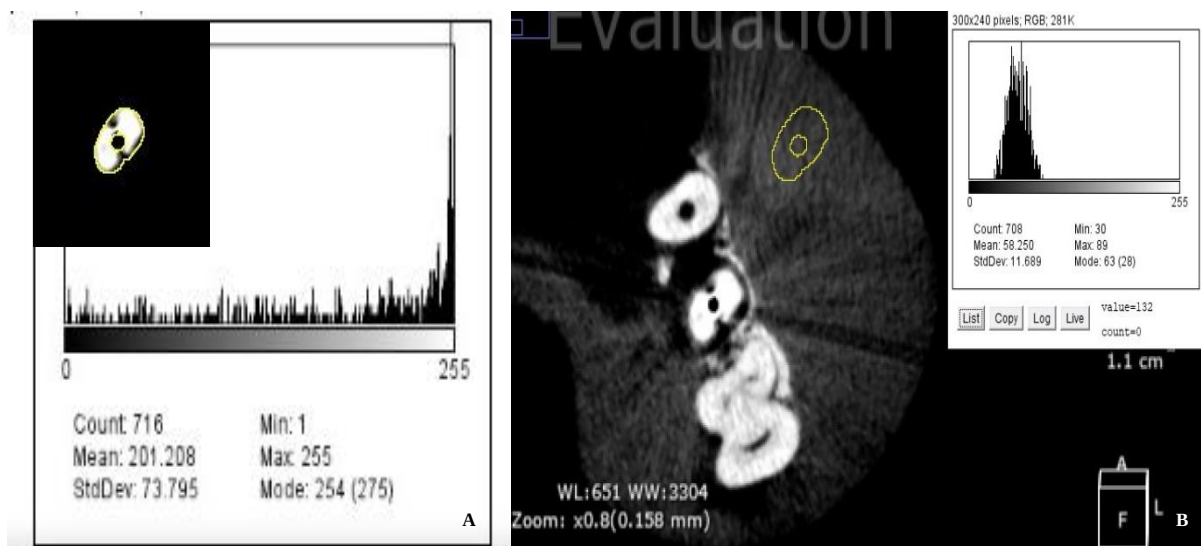
Os cortes dos grupos foram multiplicados com a sua respectiva imagem controle, através da ferramenta *Image Calculator*. Considerando que ambas possuem a mesma área de raiz, mesma área de canal radicular e está na mesma posição de aquisição, teve-se como resultado uma imagem final onde todos os pixels da área externa e da área do canal, preenchido ou não com material, foram multiplicados por 0, resultando em valores finais iguais a 0. Todos os pixels da ROIr, com e sem artefato, foram multiplicados por 1, resultando no valor de seu pixel original. Este processo de multiplicação permitiu confiabilidade entre as posições da ROIr, eliminando a variabilidade do operador (Figura 6).

Figura 6. Comparação entre imagens após multiplicação. (A) Dente do grupo SM, na espessura de 0,125mm a 2mm da JAC; (B) Mesmo dente no grupo RM, com mesma espessura e mesma distância da JAC e (C) ROI da raiz do mesmo dente e condições da figura 6B, após multiplicação com a imagem controle, exibindo exclusão precisa dos valores de cinza dos pixels da área do canal radicular e área externa à raiz.



Todos os pixels com valores acima de 1 foram selecionados com a ferramenta *Threshold*, correspondendo à ROIr. Simultaneamente, uma ROI com a mesma dimensão foi selecionada na lateral mais externa da aquisição original para ser usada como área controle (ROIc). Para cada ROI foi gerado um histograma com o desvio padrão (DP) e valores médios dos tons de cinza (Figura 7).

Figura 7. Histograma com dados para cálculo da TCR de dente do grupo RM. (A) Histograma da ROIr e (B) Histograma da ROIc.



Através dos valores adquiridos, as taxas contraste-ruído (TCR) de cada imagem puderam ser mensuradas, de acordo com a seguinte equação:

$$TCR = \frac{Média_R - Média_C}{\sqrt{\frac{DP_R^2 - DP_C^2}{2}}}$$

Onde Média_R corresponde à média de valores de cinza da ROI da raiz e Média_C à média de valores de cinza da ROI da área controle. DP_R e DP_C correspondem ao desvio-padrão da raiz e da área controle, respectivamente.³⁵

3.7 ANÁLISE DOS DADOS

Os dados foram registrados em Microsoft Excel® 2019 (v. 16.0) pelo pesquisador principal responsável pela guarda dos dados da pesquisa e exportados para o programa SPSS 10.0 © (SPSS Inc., IBM Company Headquarters, Chicago, IL), a fim de realizar estatística descritiva e inferencial. Para avaliação da normalidade da amostra foi utilizado o teste de Kolmogorov-Smirnov. Para avaliação da influência das variáveis independentes (espessura, material e terço do material) na TCR foi aplicado o teste de Kruskal-Wallis e análise post-hoc para comparação entre grupos. Em todos os testes foi adotado o nível de significância de 0,05.

4 RESULTADOS

O teste de Kolmogorov-Smirnov demonstrou p significativo ($p < 0,001$), indicando a necessidade da realização de teste não paramétrico para análise dos dados. A estatística descritiva e inferencial foi baseada no teste de Kruskal-Wallis e a comparação entre grupos por análise post-hoc.

Os resultados referentes à influência da espessura das reconstruções nos valores médios da taxa contraste-ruído (TCR) podem ser observados na tabela 1. Não houve diferença significativa entre os valores da TCR nas diferentes espessuras estudadas ($p > 0,05$). O protocolo de espessura que apresentou maior valor médio foi 0,5mm (4,90) e o que apresentou menor valor médio foi 0,75mm (4,82).

Tabela 1. Comparação dos valores médios de TCR por espessura de reconstrução

Espessura	N	Média	DP	Valor Mínimo	Valor Máximo	P-valor
0,125mm	120	4,85	1,52	2,41	9,44	0,997*
0,25mm	120	4,85	1,50	2,33	9,11	
0,50mm	120	4,90	1,69	2,32	12,24	
0,75mm	120	4,82	1,53	1,55	10,57	

Teste de Kruskal-Wallis.

*Diferença significativa para valores de $p \leq 0,05$.

Com relação à influência dos materiais intracanal nos valores médios da TCR, houve diferença significativa ($p \leq 0,05$). O grupo sem material (SM) apresentou o maior valor médio de TCR, correspondendo a 5,71 e o grupo com retentor metálico (RM) foi aquele que apresentou os menores valores, com média de 3,76. A comparação dos valores médios de cada grupo está disponível na tabela 2. Não houve diferença significativa ($p = 0,109$) entre o grupo SM e o grupo com fibra de vidro (FV). Os grupos RM e guta percha (GP) tiveram valores de TCR que diferem significativamente entre todos os grupos estudados. ($p \leq 0,05$).

Tabela 2. Comparação dos valores médios de TCR por material intracanal

Grupos	N	Média	DP	Valor Mínimo	Valor Máximo	P-valor
Sem Material	120	5,71 ^a	1,23	3,87	10,35	<0,001*
Guta-Percha	120	4,48 ^b	1,63	1,55	10,57	
Retentor Metálico	120	3,76 ^c	0,59	2,14	5,05	
Fibra de Vidro	120	5,47 ^a	1,67	2,96	12,24	

Teste post-hoc de Kruskal-Wallis.

Médias seguidas por letras diferentes entre si.

*Diferença significativa para valores de $p \leq 0,05$.

Houve diferença significativa ($p \leq 0,05$) dos valores médios de TCR da estrutura dentária de acordo com os terços do material inserido, que podem ser observados na tabela 3. O terço médio, com distância de 4mm da junção amelocementária (JAC), apresentou menores valores médios (4,40) e o terço mais cervical, com distância de 2mm da JAC, apresentou os maiores valores médios (5,08). Não houve diferença significativa ($p = 0,399$) entre os terços cervical e apical do material inserido, ao contrário do terço médio que registrou uma diferença significativa ($p \leq 0,05$) dos demais terços.

Tabela 3. Comparação dos valores médios de TCR por terço do material intracanal

Terços do material	N	Média	DP	Valor Mínimo	Valor Máximo	P-valor
2mm	160	5,08 ^a	1,92	2,32	12,24	<0,001*
4mm	160	4,40 ^b	1,24	2,41	8,97	
6mm	160	5,05 ^a	1,34	1,55	8,52	

Teste post-hoc de Kruskal-Wallis.

Médias seguidas por letras diferentes entre si.

*Diferença significativa para valores de $p \leq 0,05$.

5 DISCUSSÃO

A tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) é um recurso de imagem de alto desempenho, apesar da ocorrência frequente de artefatos.³⁶⁻⁴¹ Diversos recursos pré e pós-processamento já foram estudados para avaliar a influência na qualidade das imagens e, como consequência, minimizar essa limitação.^{27,28,42} O fator analisado nesta pesquisa foi a espessura das reconstruções multiplanares da TCFC de dentes preenchidos com diferentes materiais intracanal.

A qualidade das imagens de TCFC é determinada pela sua resolução espacial e pela resolução de contraste, podendo ser avaliada através de parâmetros subjetivos e objetivos.^{19,43} Conforme estudos prévios, o índice físico escolhido para a análise quantitativa da qualidade de imagem nesta pesquisa foi a taxa contraste-ruído (TCR).²⁵⁻²⁹ Uma forte associação entre qualidade subjetiva da imagem e a TCR já foi relatada, reforçando ainda mais a credibilidade dessa análise objetiva.²⁰⁻²¹ Além disso, este método apresenta a vantagem de reduzir eventuais influências do observador no resultado final da pesquisa.

Devido às dimensões do objeto estudado e das possíveis lesões na estrutura dentária, foram aplicados protocolos de espessura abaixo de 1mm, nas magnitudes de 0,125mm, 0,25mm, 0,5mm e 0,75mm, com o objetivo de reproduzir um cenário real do uso clínico da TCFC.²²⁻²³ Os resultados obtidos não demonstraram influência significativa da alteração da espessura das reconstruções multiplanares estudadas nos valores médios da TCR em nenhum dos materiais utilizados nos grupos.

Não foram encontradas pesquisas que avaliaram a influência das espessuras na TCR considerando reconstruções de dentes para comparação de resultados. São mais comuns os relatos científicos que correlacionam espessuras com detecção de estruturas anatômicas sem considerar a qualidade objetiva da imagem. Espessuras de reconstruções de 1mm ou menos apresentam melhor desempenho para visualização de segundo canal mesiovestibular em primeiros molares superiores, enquanto espessuras a partir de 1mm são indicadas para identificação dos canais mandibulares.^{22,44}

Katkat et al.⁴⁵ consideraram a análise subjetiva e objetiva da qualidade da imagem utilizando espessuras de 0,125mm, 0,25mm, 0,75mm e 1,0 mm para detecção dos canais mandibulares, identificando uma relação crescente entre os valores médios de TCR e o aumento das espessuras de reconstrução.

A influência de diferentes materiais restauradores odontológicos na TCR de imagens de TCFC é significativamente negativa para materiais de maiores densidades. O amálgama registra menores valores médios de TCR nas estruturas adjacentes se comparada com o

compômero, por exemplo.⁴⁶ Gaêta-Araujo et al.⁸ avaliaram objetivamente a magnitude de artefatos gerados por endurecimento de feixe em dentes com materiais de preenchimento intracanal e correlacionaram com a TCR. Foi identificado que o grupo preenchido por retentor metálico apresentou maiores índices de desvio padrão dos tons de cinza e menores valores médios de TCR, ou seja, maior magnitude artefactual e maior prejuízo na qualidade da imagem. Este estudo reforça a relação entre a presença de artefatos provenientes de objetos metálicos e interferência na qualidade da imagem.

Os resultados da presente pesquisa confirmam esse padrão. Foi identificado desempenho significativamente pior no grupo com retentor metálico (RM) que registrou os menores valores médios de TCR. Comparando esses valores entre os grupos, todos apresentaram diferenças significativas entre si, com exceção dos grupos SM e FV. Este achado representa uma vantagem dos retentores de fibra de vidro em detrimento dos retentores metálicos e da guta percha.

Não foi encontrado, até o momento, avaliação da influência dos materiais intracanal na qualidade da imagem de TCFC de estruturas dentárias ao longo de seus terços inseridos no canal radicular. Os resultados indicaram que o terço médio, à 4mm da JAC, foi a região mais significativamente prejudicada, com menores valores médios de TCR. Esse dado chama atenção, pois essa região corresponde a uma área crítica da raiz, não acessível para inspeção visual e com possibilidades limitadas de intervenção clínica. Portanto, esforços para melhoria da visualização e reprodução dessas áreas nas imagens de TCFC são justificáveis e devem ser intensificados.

É importante considerar que diferentes protocolos de exposição e aparelhos tomográficos podem influenciar na qualidade da imagem final, portanto a ausência de diferentes variáveis pode ser considerada uma limitação desta pesquisa.²¹⁻²³ Além disso, os resultados quantitativos são mais fiéis à realidade clínica quando correlacionados com análises subjetivas e testes de diagnóstico.

Sugerimos que novas pesquisas sobre estes assuntos envolvendo análises objetivas e subjetivas das espessuras de reconstrução da TCFC de estruturas dentárias sejam realizadas para comparação dos resultados.

6 CONCLUSÃO

Diante dos resultados, foi concluído que a aumentar a espessura das reconstruções multiplanares das imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico até 0,75mm não influencia a taxa contraste-ruído (TCR) de imagens de dentes com diferentes materiais intracanal. O preenchimento do canal radicular com diferentes materiais intracanal pode influenciar os valores médios da TCR, sendo os retentores metálicos aqueles que interferem negativamente com diminuição da TCR, principalmente na região radicular onde sua porção média está inserida.

7 ARTIGO: AVALIAÇÃO DA ESPESSURA DE RECONSTRUÇÃO DE TCFC DE DENTES COM DIFERENTES MATERIAIS INTRACANAL

Introdução

A tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) é cada vez mais usada na Odontologia devido à sua capacidade de fornecer imagens tridimensionais, podendo ser indicada nos casos de imagens bidimensionais não conclusivas e casos complexos como localização de canais radiculares calcificados e fraturas radiculares verticais.¹⁻⁴

Sua relevância se torna significativa, pois apresenta qualidade de imagem, detectores de alta resolução, utilização de campos de visão (FOV) pequenos e baixas doses de radiação.^{1,5} Entretanto, possui como limitação a ocorrência frequente de artefatos, principalmente quando o feixe de raios X é atenuado excessivamente ao encontrar estruturas densas de alto número atômico, como metais e materiais endodônticos.⁶⁻¹⁴ Esses artefatos são efeitos hiper e hipodensos com valores de cinza diferentes do objeto real e são capazes de escurecer estruturas adjacentes, prejudicando a análise diagnóstica.^{9,11,15,16}

A habilidade de estruturas serem distinguidas entre diferentes valores em uma imagem é definida como resolução de contraste. Junto com a resolução espacial, ela determina a qualidade de uma imagem de TCFC e pode ser avaliada objetivamente através da taxa contraste-ruído (TCR).¹⁰ A ocorrência de artefatos pode ser um indicativo de influência na qualidade da imagem, já que são registros com tons de cinza distorcidos do objeto real capazes de diminuir os valores da TCR.¹⁷⁻²³

As imagens de TCFC podem ter suas espessuras de reconstrução manipuladas para aperfeiçoar a visualização de estruturas e segmentar certas partes da imagem. Porém, esses parâmetros devem ser modificados de forma cautelosa durante a observação de detalhes.^{24,25} Pesquisas que avaliam objetivamente as espessuras das reconstruções na qualidade das imagens de TCFC são poucas, principalmente envolvendo estruturas dentárias. Diante da possibilidade de alterar a qualidade da reconstrução em circunstâncias que envolvem estruturas ou lesões complexas de pequenas dimensões, comuns na rotina clínica e que podem ser prejudicadas pela ocorrência de artefatos, este recurso precisa ser mais explorado.

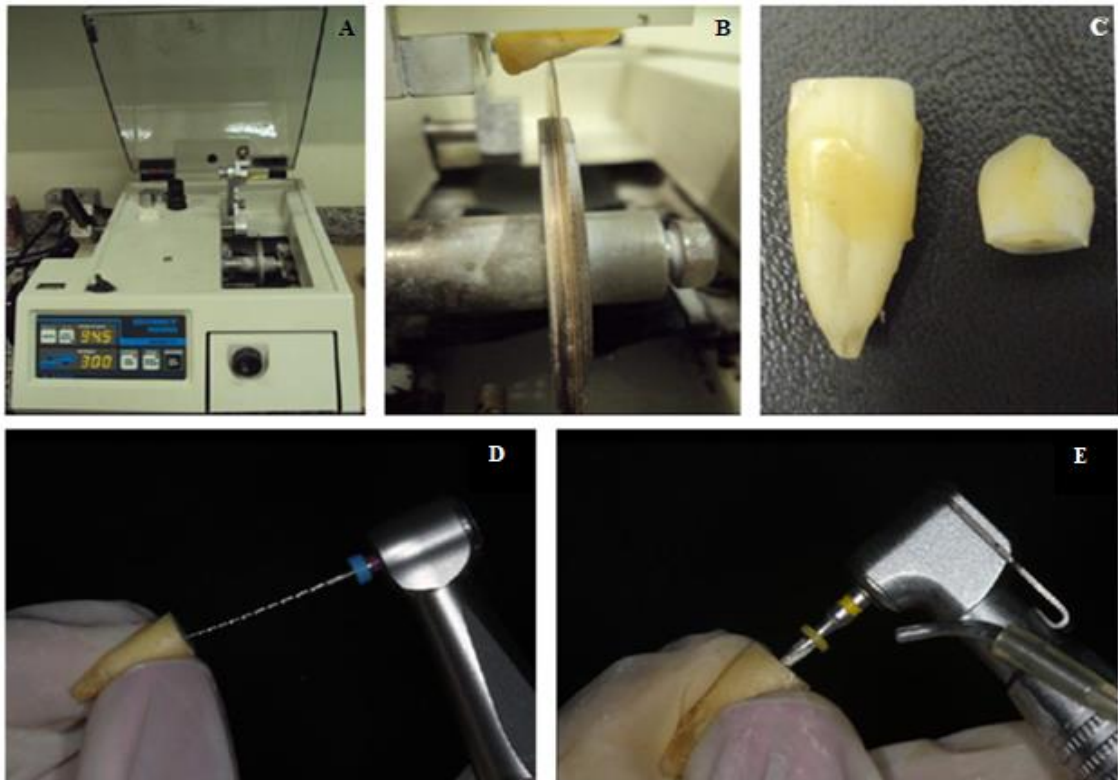
Portanto, considerando que os artefatos metálicos são registrados com menores valores de TCR e caracterizam perda na qualidade da imagem,¹⁷⁻²³ esta pesquisa propôs analisar a influência da espessura de reconstruções multiplanares TCFC na TCR de dentes com diferentes materiais intracanal.

Metodologia

A pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética da Universidade Federal de Pernambuco (protocolos 4.193.957) e utilizou 10 dentes unirradiculares inferiores de seres humanos entre 20 e 60 anos. Foram excluídos da amostra dentes com rizogênese incompleta, tratamento endodôntico prévio, irregularidades no comprimento radicular, fraturas ou trincas radiculares, que impossibilitassem a exploração passiva da lima #15 e aqueles incapazes de serem adaptados no alvéolo da mandíbula selecionada.

Após inspeção visual direta, radiográfica e por transiluminação com aparelho diodo para confirmar os critérios anteriores, os dentes passaram por raspagem e alisamento radicular, desinfecção com álcool 70°, secção das coroas na junção amelocementária (JAC) com disco diamantado, instrumentação com sistema rotatório seguindo a sequências de limas endodônticas (VDW, Munique, Alemanha): 30/.05, 35/.04, 40/.04 e 25/.07, preparo dos canais radiculares e irrigação com água destilada (Figura 1).

Figura 1. Preparo da amostra. (A) Cortadeira metalográfica; (B) Secção dos dentes na JAC com disco diamantado; (C) Segmentos radicular e coronário após secção; (D) Instrumentação do canal radicular e (F) Preparo do canal radicular para receber os materiais intracanal.



Para aquisição tomográfica foi utilizada uma mandíbula macerada humana adulta envolta por cera de 15cm de espessura, acoplada a três vértebras cervicais e em posição anatômica para atenuação do feixe de radiação. A posição dos dentes foi padronizada, sempre no mesmo alvéolo referente ao pré-molar inferior esquerdo, entre dois dentes sem material intracanal (Figura 2).²⁶⁻²⁸

Figura 2. Preparo do *phantom*. (A) Mandíbula humana selecionada; (B) Mandíbula envolta em cera ortodôntica com espessura de 15cm e acoplada a 3 vértebras cervicais e (C) Posição padronizada dos dentes nos alvéolos com inserção de um dos materiais intracanal (retentor de fibra de vidro).



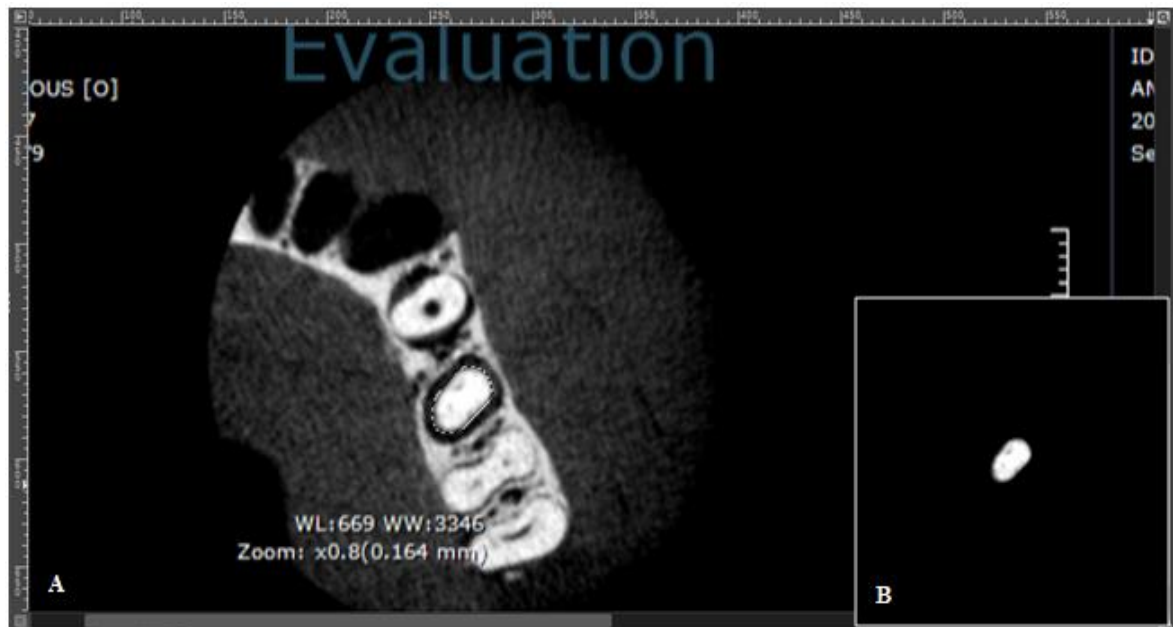
Foi usado tomógrafo aparelho Veraviewepocs 3D - R100 (J. Morita MFG CORP, Kyoto, Japão), com protocolo 90kVp, 1mA, FOV 4x4cm, tempo de exposição de 9,4 s, voxel de 0,125mm e 0,81 mGy e em quatro condições de preenchimento do canal radicular: sem material (SM); com cones de guta-percha (GP); com retentor metálico de liga cobalto-cromo confeccionada em laboratório (RM) e retentor de fibra de vidro (FV). Não foram usados cimentos endodônticos e adesivos para evitar possíveis interferências nos resultados dos materiais estudados. Ao final, foram obtidas 40 aquisições tomográficas no formato DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*).

A metodologia para manipulação e preparo das imagens foi adaptada do estudo de Rabelo et al. (2017).³

No programa OnDemand3D™ Dental (v.2016.1), as espessuras 0,125mm; 0,25mm; 0,5mm e 0,75mm foram aplicadas. As imagens dos cortes axiais foram capturadas considerando 2mm, 4mm e 6mm a partir JAC no formato BMP (*Bitmap Picture*). A região da raiz foi cortada pela “seleção livre” no GIMP© (v.2.10, GNU, Boston, MA, USA), desconsiderando tecidos que circundam o dente e exportadas em JPEG (*Joint Photographic*

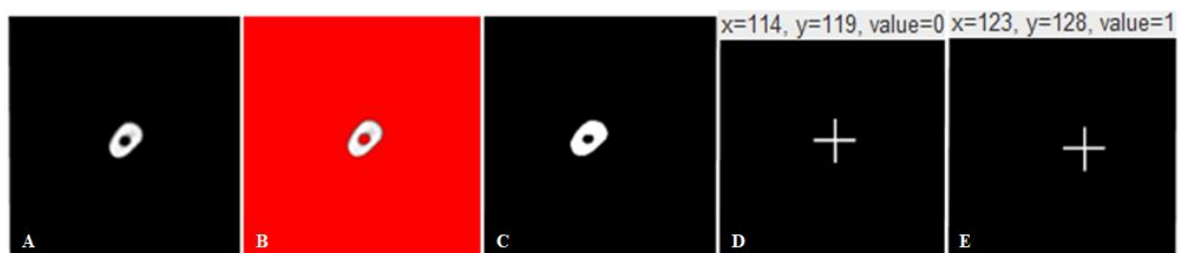
Experts Group) para seleção das regiões de interesse (*Region of Interest* – ROI) da raiz (ROIr) e controle (ROIc) (Figura 3).²⁹

Figura 3. Recorte de dente do grupo GP, com espessura de 0,125mm e 4mm da JAC. (A) Seleção à mão livre da região da raiz e (B) Exclusão das imagens adjacentes



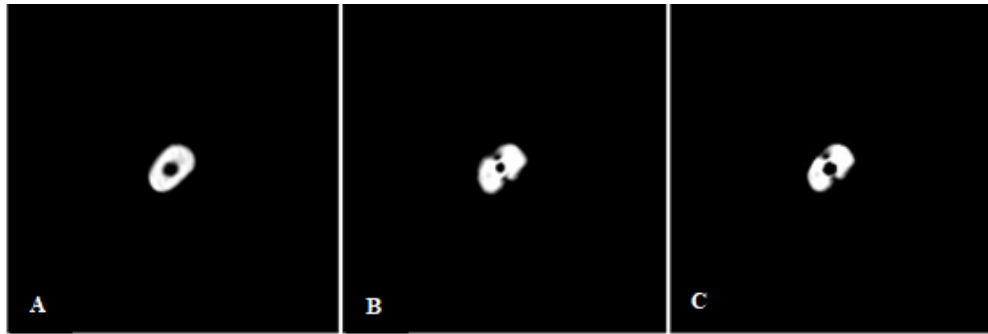
O grupo SM serviu como referência das dimensões do canal radicular. Todos os pixels referentes à área externa à raiz e do canal foram selecionados no e Image J (NIH, Bethesda, MD, EUA) e valorizados para 0. A área não selecionada foi valorizada para 255. Com a ferramenta *Math*, subtraiu-se 254 de todos os pixels, gerando uma imagem controle com a área da raiz no valor 1 e áreas do canal e externa à raiz no valor 0 (Figura 4).²⁹

Figura 4. Preparo da imagem controle. (A) cópia da imagem de dente do grupo SM com espessura de 0,125mm e a 2mm da JAC; (B) seleção exata dos pixels externos e do canal radicular; (C) após função binária, com os pixels selecionados já valorizados para 0 e os pixels da ROI valorizada para 1; (D) Imagem final após subtração com as coordenadas e valor de cinza 0 de um pixel da região do canal radicular e (E) Mesma imagem da figura 4D com as coordenadas e valor de cinza 1 de um pixel da região da raiz.



Os cortes dos grupos estudados foram multiplicados com a sua respectiva imagem controle. Considerando que elas possuem a mesma área de raiz, do canal e está na mesma posição, o resultado foi uma imagem onde a área externa e a área do canal foram multiplicados por 0 e os pixels terminaram com valor 0. A área da raiz foi multiplicada por 1 e apresentou valor de seus pixels originais. Este processo de multiplicação permitiu confiabilidade para selecionar a ROIr, eliminando a variabilidade do operador (Figura 5).²⁹

Figura 5. Comparação entre imagens após multiplicação. (A) Dente do grupo SM, na espessura de 0,125mm a 2mm da JAC; (B) Mesmo dente no grupo RM, com mesma espessura e mesma distância da JAC e (C) ROI da raiz do mesmo dente e condições da figura 5B, após multiplicação com a imagem controle, exibindo exclusão precisa dos valores de cinza dos pixels da área do canal radicular e área externa à raiz.



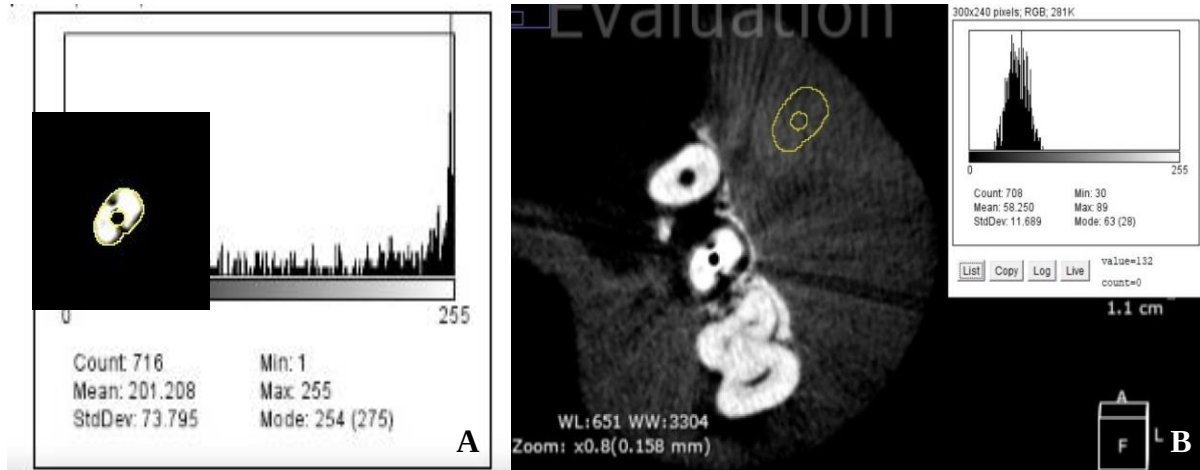
Todos os pixels acima de 1 foram selecionados com a ferramenta *Threshold*, correspondendo à ROIr e, simultaneamente, uma ROIc com a mesma dimensão foi selecionada na lateral mais externa da aquisição original para ser usada como área controle. Para cada ROI foi gerado um histograma com o desvio padrão (DP) e valores médios dos tons de cinza (Figura 6).²⁹

As taxas contraste-ruído (TCR) de cada imagem puderam ser mensuradas, e acordo com a equação 1.

$$TCR = \frac{Média_R - Média_C}{\sqrt{\frac{DP_R^2 - DP_C^2}{2}}}$$

Onde Média_R corresponde à média de valores de cinza da ROI da raiz e Média_C à média de valores de cinza da ROI da área controle. DP_R e DP_C correspondem ao desvio-padrão da raiz e da área controle, respectivamente.³⁰

Figura 6. Histograma com dados para cálculo da TCR de dente do grupo RM. (A) Histograma da ROIr e (B) Histograma da ROIc.



A análise estatística foi feita no programa SPSS 10.0 © (SPSS Inc., IBM Company Headquarters, Chicago, IL). Para avaliação da normalidade da amostra foi utilizado o teste de Kolmogorov-Smirnov. Para avaliação da influência das variáveis independentes (espessura, material e terço radicular) na TCR foi aplicado o teste de Kuskal-Wallis e análise post-hoc para comparação entre grupos. Em todos os testes foi adotado o nível de significância de 0,05.

Resultados

O teste de Kolmogorov-Smirnov demonstrou p significativo ($p < 0,001$), indicando a necessidade da realização de teste não paramétrico para análise dos dados. A estatística descritiva e inferencial foi baseada no teste de Kruskal-Wallis e a comparação entre grupos por análise post-hoc.

Os resultados referentes à influência da espessura das reconstruções nos valores médios da taxa contraste-ruído (TCR) podem ser observados na tabela 1. Não houve diferença significativa entre os valores da TCR nas diferentes espessuras estudadas ($p > 0,05$). O protocolo de espessura que apresentou maior valor médio foi 0,5 mm (4,90) e o que apresentou menor valor médio foi 0,75mm (4,82).

Tabela 1. Comparação dos valores médios de TCR em relação à espessura de reconstrução

Espessura	N	Média	DP	Limite inferior	Limite superior	P-valor
0,125mm	120	4,85	1,52	4,58	5,13	0,997*
0,25mm	120	4,85	1,50	4,58	5,12	
0,50mm	120	4,90	1,69	4,59	5,20	
0,75mm	120	4,82	1,53	4,54	5,10	

Teste de Kruskal-Wallis.

*Diferença significativa para valores de $p \leq 0,05$.

Com relação à influência dos materiais intracanal nos valores médios da TCR, houve diferença significativa ($p \leq 0,05$). O grupo sem material (SM) apresentou o maior valor médio de TCR, correspondendo a 5,71 e o grupo com retentor metálico (RM) foi aquele que apresentou os menores valores, com média de 3,76. A comparação dos valores médios de cada grupo está disponível na tabela 2. Não houve diferença significativa ($p = 0,109$) entre o grupo SM e o grupo com fibra de vidro (FV). Os grupos RM e guta percha (GP) tiveram valores de TCR que diferem significativamente entre todos os grupos estudados. ($p \leq 0,05$).

Tabela 2. Comparação dos valores médios de TCR por material intracanal

Grupos	n	Média	DP	Limite inferior	Limite superior	P-valor
Sem Material	120	5,71 ^a	1,23	5,49	5,94	<0,001*
Guta-Percha	120	4,48 ^b	1,63	4,18	4,77	
Retentor Metálico	120	3,76 ^c	0,59	3,65	3,86	
Fibra de Vidro	120	5,47 ^a	1,67	5,17	5,77	

Teste post-hoc de Kruskal-Wallis.

Médias seguidas por letras diferentes entre si.

*Diferença significativa para valores de $p \leq 0,05$.

Houve diferença significativa ($p \leq 0,05$) dos valores médios de TCR da estrutura dentária de acordo com os terços do material inserido, que podem ser observados na tabela 3. O terço médio, com distância de 4mm da junção amelocementária (JAC), apresentou menores valores médios (4,40) e o terço mais cervical, com distância de 2mm da JAC, apresentou os maiores valores médios (5,08). Não houve diferença significativa ($p = 0,399$) entre os terços cervical e apical da região do material inserido, ao contrário do terço médio que registrou diferença significativa ($p \leq 0,05$) dos demais terços.

Tabela 3. Comparação dos valores médios de TCR por terço do material intracanal

Terços do material	n	Média	DP	Limite inferior	Limite superior	P-valor
2mm	160	5,08 ^a	1,92	4,78	5,38	<0,001*
4mm	160	4,40 ^b	1,24	4,23	4,62	
6mm	160	5,05 ^a	1,34	4,84	5,26	

Teste post-hoc de Kruskal-Wallis.

Médias seguidas por letras diferentes entre si.

*Diferença significativa para valores de $p \leq 0,05$.

Discussão

A tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) é um recurso de imagem de alto desempenho, apesar da ocorrência frequente de artefatos.³¹⁻³⁶ Diversos recursos já foram estudados para avaliar a influência na qualidade das imagens.^{21,22,37} O fator analisado nesta pesquisa foi a espessura das reconstruções multiplanares da TCFC de dentes preenchidos com diferentes materiais intracanal.

A qualidade das imagens de TCFC é determinada pela resolução espacial e pela resolução de contraste, podendo ser avaliada subjetiva e objetivamente.^{38,39} Conforme estudos prévios, o índice físico escolhido para a análise quantitativa da qualidade de imagem nesta pesquisa foi a taxa contraste-ruído (TCR).¹⁹⁻²³ Uma forte associação entre qualidade subjetiva e a TCR já foi relatada, reforçando a credibilidade dessa análise.⁴⁰⁻⁴¹ Além disso, o método objetivo possui vantagem em reduzir eventuais influências do observador no resultado final.

Devido às dimensões do objeto estudado e de possíveis lesões, foram aplicados protocolos de espessura de 0,125mm, 0,25mm, 0,5mm e 0,75mm, a fim de reproduzir um cenário real do uso clínico da TCFC.²²⁻²³ Os resultados não demonstraram influência significativa da alteração da espessura das reconstruções multiplanares estudadas nos valores médios da TCR de nenhum dos materiais utilizados nos grupos.

Não foram encontradas pesquisas que avaliaram a influência das espessuras de reconstrução na TCR considerando de dentes para comparação. São mais comuns os relatos que as correlacionam com detecção de estruturas anatômicas sem analisar a qualidade objetiva da imagem. Espessuras de reconstruções de 1 mm ou menos apresentaram melhor desempenho para visualização de segundo canal mesiovestibular em primeiros molares superiores, enquanto espessuras a partir de 1mm foram indicadas para identificação dos canais mandibulares.^{24,42}

Katkat et al.⁴³ consideraram a análise subjetiva e objetiva da qualidade da imagem utilizando espessuras de 0,125mm, 0,25mm, 0,75mm e 1,0 mm para detecção dos canais mandibulares e encontraram valores significativamente diferentes e crescentes entre as médias de TCR e as reconstruções, confirmando melhoria significativa da qualidade das imagens.

A influência de materiais restauradores odontológicos na TCR das imagens de TCFC é significativamente negativa para aqueles de maiores densidades. O amálgama registra menores valores médios de TCR nas estruturas adjacentes se comparada com o compômero, por exemplo.⁴⁴ Gaêta-Araujo et al.¹⁷ avaliaram objetivamente a magnitude de artefatos e correlacionaram com a TCR. Foi identificado que o grupo preenchido por retentor metálico apresentou maiores índices de desvio padrão dos tons de cinza e menores valores médios de TCR, ou seja, maior magnitude artefactual e maior prejuízo na qualidade da imagem. Este estudo reforça a relação entre a presença de artefatos provenientes de objetos metálicos e interferência na qualidade da imagem.

Os resultados da presente pesquisa confirmam esse padrão. Foi identificado desempenho significativamente pior no grupo com retentor metálico (RM) que registrou os menores valores médios de TCR. Comparando esses valores entre os grupos, todos apresentaram diferenças significativas entre si, com exceção dos grupos SM e FV. Este achado representa uma vantagem dos retentores de fibra de vidro em detrimento dos retentores metálicos e da guta percha.

Não foi encontrado, até o momento, avaliação da influência dos materiais intracanal na qualidade da imagem de TCFC de estruturas dentárias ao longo de seus terços inseridos no canal radicular. Os resultados indicaram que o terço médio, à 4mm da JAC, foi a região mais

significativamente prejudicada, com menores valores médios de TCR. Esse dado chama atenção, pois essa região corresponde a uma área crítica da raiz, não acessível para inspeção visual e com possibilidades limitadas de intervenção clínica. Portanto, esforços para melhoria da visualização e reprodução dessas áreas nas imagens de TCFC são justificáveis e devem ser intensificados.

É importante considerar que diferentes protocolos de exposição e aparelhos tomográficos podem influenciar na qualidade da imagem final, portanto a ausência de diferentes variáveis pode ser considerada uma limitação desta pesquisa.^{24,25-41} Além disso, os resultados quantitativos são mais fiéis à realidade clínica quando correlacionados com análises subjetivas e testes de diagnóstico.

Sugerimos que novas pesquisas sobre estes assuntos envolvendo análises objetivas e subjetivas das espessuras de reconstrução da TCFC de estruturas dentárias sejam realizadas para comparação dos resultados.

Conclusão

Diante dos resultados, foi concluído que aumentar a espessura das reconstruções multiplanares das imagens de TCFC até 0,75mm não influencia a TCR de imagens de dentes com diferentes materiais intracanal. O preenchimento do canal radicular com diferentes materiais intracanal pode influenciar os valores médios da TCR, sendo os retentores metálicos aqueles que interferem negativamente com diminuição da TCR, principalmente na região radicular onde sua porção média está inserida.

Referências Bibliográficas

1. Patel S, Dawood A, Mannocci F, Wilson R, Pitt Ford T. Detection of periapical bone defects in human jaws using cone beam computed tomography and intraoral radiography. *Int Endod J.* 2009;42(6):507-515.
2. European Commission (EC). Radiation protection 172. Evidence based guidelines on cone beam CT for dental and maxillofacial radiology. Office for official publications of the European Communities: Luxembourg. 2012.
3. European Commission (EC). Radiation protection 172. Evidence based guidelines on cone beam CT for dental and maxillofacial radiology. Office for official publications of the European Communities: Luxembourg. 2012.

4. Special Committee to Revise the Joint AAE/AAOMR Position Statement on use of CBCT in Endodontics. AAE and AAOMR Joint Position Statement: Use of Cone Beam Computed Tomography in Endodontics 2015 Update. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2015;120(4):508-512.
5. Durack C, Patel S. Cone beam computed tomography in endodontics. *Braz Dent J.* 2012;23(3):179-91.
6. Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL, Howerton WB. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT [published correction appears in *Dentomaxillofac Radiol.* 2006 Sep;35(5):392]. *Dentomaxillofac Radiol.* 2006;35(4):219-226.
7. Siewerdsen JH, Jaffray DA. Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: magnitude and effects of x-ray scatter. *Med Phys.* 2001;28(2):220-231.
8. Demirturk Kocasarac H, Helvacioğlu Yigit D, Bechara B, Sinanoglu A, Noujeim M. Contrast-to-noise ratio with different settings in a CBCT machine in presence of different root-end filling materials: an in vitro study. *Dentomaxillofac Radiol.* 2016;45(5):20160012.
9. Webber RL, Messura JK. An in vivo comparison of digital information obtained from tuned-aperture computed tomography and conventional dental radiographic imaging modalities. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1999;88:239-247.
10. Matsubara K, Koshida K, Suzuki M, Hayashi N, Takata T, Tsujii H, Yamamoto T, Matsui O. Contrast resolution in multidetector-row CT with 16 detector rows: phantom study. *Radiol Phys Technol.* 2008; 1,13-19.
11. Makins SR. Artifacts interfering with interpretation of cone beam computed tomography images. *Dent Clin North Am.* 2014;58(3):485-495.
12. Angelopoulos C, Scarfe WC, Farman AG. A comparison of maxillofacial CBCT and medical CT. *Atlas Oral Maxillofac Surg Clin North Am.* 2012 Mar;20(1):1-17
13. Patel S, Dawood A, Pitt Ford T, Whaites E. The potential applications of cone beam computed tomography in the management of endodontic problems. *Int Endod J* 2007; 40: 818-830
14. Kataoka ML, Hochman MG, Rodriguez EK, Lin PJ, Kubo S, Raptopoulos VD. A review of factors that affect artifact from metallic hardware on multi-row detector computed tomography. *Curr Probl Diagn Radiol.* 2010;39(4):125-136.
15. 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: 1004–1009
16. 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: 1456–1459

17. Gaêta-Araujo H, Nascimento EHL, Fontenele RC, Mancini AXM, Freitas DQ, Oliveira-Santos C. Magnitude of beam-hardening artifacts produced by gutta-percha and metal posts on cone-beam computed tomography with varying tube current. *Imaging Sci Dent.* 2020;50(1):1-7.
18. Sanders MA, Hoyjberg C, Chu CB, Leggitt VL, Kim JS. Common orthodontic appliances cause artifacts that degrade the diagnostic quality of CBCT images. *J Calif Dent Assoc* 2007; 35: 850–857
19. Kalender W.A., Deak P., Kellermeier M., van Straten M., Vollmar S.V. Application- and patient size-dependent optimization of x-ray spectra for CT. *Med. Phys.* 2009;36(3):993–1007.
20. Pauwels R., Stamatakis H., Manousaridis G., Walker A., Michielsen K., Bosmans H., Bogaerts R., Jacobs R., Horner K., Tsiklakis K., Consortium S.P. Development and applicability of a quality control phantom for dental cone-beam CT. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 2011;12(4):3478.
21. Bechara B., McMahan C.A., Moore W.S., Noujeim M., Geha H. Contrast-to-noise ratio with different large volumes in a cone-beam computerized tomography machine: an in vitro study. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol.* 2012a;114(5):658–65
22. Bechara B., McMahan C.A., Moore W.S., Noujeim M., Geha H., Teixeira F.B. Contrast-to-noise ratio difference in small field of view cone beam computed tomography machines. *J. Oral Sci.* 2012b;54(3):227–232.
23. Goulston R, Davies J, Horner K, Murphy F. Dose optimization by altering the operating potential and tube current exposure time product in dental cone beam CT: a systematic review. *Dentomaxillofac Radiol* 2016; 45:20150254.
24. Mordanov O, Khabadze Z, Daurova F, et al. Second Mesiobuccal Canal Evaluation Features with Cone-Beam Computed Tomography. *Int J Dent.* 2019;2019:5856405.
25. Pauwels R, Araki K, Siewerdsen JH, Thongvigitmanee SS. Technical aspects of dental CBCT: state of the art. *Dentomaxillofac Radiol.* 2015;44(1):20140224.
26. Caldas M de P, Ramos-Perez FM de M, Almeida SM de, Haiter-Neto F. Comparative evaluation among different materials to replace soft tissue in oral radiology studies. *J Appl Oral Sci* 2010; 18:264–267
27. Schropp L, Alyass NS, Wenzel A, Stavropoulos A. Validity of wax and acrylic as soft-tissue simulation materials used in in vitro radiographic studies. *Dentomaxillofac Radiol* 2012; 41:686–690.
28. Katsumata A, Hirukawa A, Okumura S, Naitoh M, Fujishita M, Aiji E, Langlais RL. Relationship between density variability and imaging volume size in Cone-Beam Computerized Tomographic scanning of the maxillofacial region: an in vitro study. *Oral Surg Oral Med, Oral Pathol Oral Radiol and Endod* 2009; 107:420- 425.

29. Rabelo KA, Cavalcanti YW, de Oliveira Pinto MG, Sousa Melo SL, Campos PS, de Andrade Freitas Oliveira LS, de Melo DP. Quantitative assessment of image artifacts from root filling materials on CBCT scans made using several exposure parameters. *Imaging Sci Dent.* 2017 Sep;47(3):189-197.
30. Al-Okshi A, Theodorakou C, Lindh C. Dose optimization for assessment of periodontal structures in cone beam CT examinations. *Dentomaxillofac Radiol.* 2017;46(3):20160311.
31. Mischkowski RA, Scherer P, Ritter L, Neugebauer J, Keeve E, Zöller JE. Diagnostic quality of multiplanar reformations obtained with a newly developed cone beam device for maxillofacial imaging. *Dentomaxillofac Radiol.* 2008;37(1):1-9.
32. Kobayashi L, Mishima A, Shimoda S, et al. 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* 2009; 108:70–74.
33. Hassan B, Metska ME, Ozok AR, van der Stelt P, Wesselink PR. Detection of vertical root fractures in endodontically treated teeth by a cone beam computed tomography scan. *J Endod* 2009; 35:719–722
34. Palomo L, Palomo JM. Cone beam CT for diagnosis and treatment planning in trauma cases. *Dent Clin North Am* 2009; 53:717–727.
35. Avsever H, Gunduz K, Orhan K, Uzun I, Ozmen B, Egrioglu E, Midilli M. Comparison of intraoral radiography and cone-beam computed tomography for the detection of horizontal root fractures: an in vitro study. *Clin Oral Investig.* 2014 Jan; 18(1):285-92
36. Kursun-Cakmak EŞ, Demirturk Kocasarac H, Bayrak S, Ustaoglu G, Noujeim M. Estimation of contrast-to-noise ratio in CT and CBCT images with varying scan settings in presence of different implant materials. *Dentomaxillofac Radiol.* 2019; 48(8):20190139.
37. Pauwels R, Silkosessak O, Jacobs R, et al. A pragmatic approach to determine the optimal kVp in cone beam CT: balancing contrast-to-noise ratio and radiation dose. *Dentomaxillofac Radiol.* 2014; 43:20140059
38. Bushong, SC. Computed tomography. In: . *Radiologic science for technologists — physics, biology, and protection.* 5.ed. St Louis: Mosby; 1993.24cap., 407-428p.
39. Hwang JJ, Park H, Jeong HG, Han SS. Change in Image Quality According to the 3D Locations of a CBCT Phantom.. *PLoS One* . 2016. abril; 11(4):e0153884.10.1371/journal.pone.0153884
40. Choi J.W., Lee S.S., Choi S.C., Heo M.S., Huh K.H., Yi W.J., Kang S.R., Han D.H., Kim E.K. Relationship between physical factors and subjective image quality of cone-beam computed tomography images according to diagnostic task. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol.* 2015;119(3):357–365.

41. Park HN, Min CK, Kim KA, Koh KJ. Optimization of exposure parameters and relationship between subjective and technical image quality in cone-beam computed tomography. *Imaging Sci Dent*. 2019;49(2):139-151.
42. Jasa G. R., Shimizu M., Okamura K., et al. Effects of exposure parameters and slice thickness on detecting clear and unclear mandibular canals using cone beam CT. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2017 Apr;46(4):20160315
43. Katkar R, Steffy DD, Noujeim M, Deahl ST 2nd, Geha H. The effect of milliamperage, number of basis images, and export slice thickness on contrast-to-noise ratio and detection of mandibular canal on cone beam computed tomography scans: an in vitro study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2016;122(5):646-653.
44. Bayrak S, Kursun Cakmak ES, Kamalak H. Contrast-to-noise ratios of different dental restorative materials: an in-vitro cone beam computed tomography study. *Eur Oral Res*. 2020;54(1):36-41.

8 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Aumentar a espessura das reconstruções multiplanares das imagens de TCFC até 0,75mm não influencia a TCR de imagens de dentes com diferentes materiais intracanal. O preenchimento do canal radicular com diferentes materiais intracanal pode influenciar os valores médios da TCR, sendo os retentores metálicos aqueles que interferem negativamente com diminuição da TCR, principalmente na região radicular onde sua porção média está inserida.

Além disso, novas pesquisas sobre estes assuntos envolvendo análises objetivas e subjetivas das espessuras de reconstrução da TCFC de estruturas dentárias sejam realizadas para comparação dos resultados.

REFERÊNCIAS

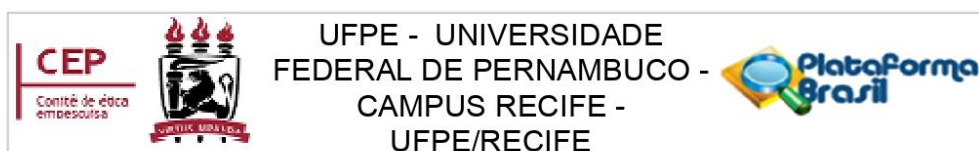
1. PATEL S, DAWOOD A, MANNOCCI F, WILSON R, PITT Ford T. **Detection of periapical bone defects in human jaws using cone beam computed tomography and intraoral radiography.** Int Endod J. 2009;42(6):507-515.
2. EUROPEAN COMMISSION (EC). **Radiation protection 172. Evidence based guidelines on cone beam CT for dental and maxillofacial radiology.** Office for official publications of the European Communities: Luxembourg. 2012.
3. AMERICAN ASSOCIATION OF ENDODONTISTS, AMERICAN ACADEMY OF ORAL AND MAXILLOFACIAL RADIOLOGY. **Use of cone-beam computed tomography in endodontics joint position statement of the American Association of Endodontists and the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology.** Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 111 (2) (2011), pp. 234-237.
4. SPECIAL COMMITTEE TO REVISE THE JOINT AAE/AAOMR. **Position Statement on use of CBCT in Endodontics. AAE and AAOMR Joint Position Statement: Use of Cone Beam Computed Tomography in Endodontics 2015 Update.** Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol. 2015;120(4):508-512.
5. DURACK C, PATEL S. **Cone beam computed tomography in endodontics.** Braz Dent J. 2012;23(3):179-91.
6. LUFLOW JB, DAVIES-LUDLOW LE, BROOKS SL, HOWERTON WB. **Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT** [published correction appears in Dentomaxillofac Radiol. 2006 Sep;35(5):392]. Dentomaxillofac Radiol. 2006;35(4):219-226.
7. SIEWERDSEN JH, JAFFRAY DA. **Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: magnitude and effects of x-ray scatter.** Med Phys. 2001;28(2):220-231.
8. DEMIRTURK KOCASARAC H, HELVACIOGLU YIGIT D, BECHARA B, SINANOGLU A, NOUJEIM M. **Contrast-to-noise ratio with different settings in a CBCT machine in presence of different root-end filling materials: an in vitro study.** Dentomaxillofac Radiol. 2016;45(5):20160012.
9. 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: 1004–1009
10. 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: 1456–1459
11. WEBBER RL, MESSURA JK. **An in vivo comparison of digital information obtained from tuned-aperture computed tomography and conventional dental radiographic imaging modalities.** Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 1999;88:239-247.

12. MATSUBARA K, KOSHIDA K, SUZUKI M, HAYASHI N, TAKATA T, TSUJII H, YAMAMOTO T, MATSUI O. **Contrast resolution in multidetector-row CT with 16 detector rows: phantom study.** Radiol Phys Technol. 2008; 1,13-19.
13. MAKINS SR. **Artifacts interfering with interpretation of cone beam computed tomography images.** Dent Clin North Am. 2014;58(3):485-495.
14. ANGELOPOULOS C, SCARFE WC, FARMAN AG. **A comparison of maxillofacial CBCT and medical CT.** Atlas Oral Maxillofac Surg Clin North Am. 2012 Mar;20(1):1-17
15. PATEL S, DAWOOD A, PITT FORD T, WHAITES E. **The potential applications of cone beam computed tomography in the management of endodontic problems.** Int Endod J 2007; 40: 818-830
16. KATAOKA ML, HOCHMAN MG, RODRIGUEZ EK, LIN PJ, KUBO S, RAPTOPOLOUS VD. **A review of factors that affect artifact from metallic hardware on multi-row detector computed tomography.** Curr Probl Diagn Radiol. 2010;39(4):125-136.
17. Schulze RK, Berndt D, d'Hoedt B. **On cone-beam computed tomography artifacts induced by titanium implants.** Clin Oral Implants Res. 2010;21(1):100-107.
18. Gaêta-Araujo H, Nascimento EHL, Fontenele RC, Mancini AXM, Freitas DQ, Oliveira-Santos C. **Magnitude of beam-hardening artifacts produced by gutta-percha and metal posts on cone-beam computed tomography with varying tube current.** Imaging Sci Dent. 2020;50(1):1-7.
19. BUSHONG, Sc. **Computed tomography.** In: . Radiologic science for technologists — physics, biology, and protection. 5.ed. St Louis: Mosby; 1993.24cap., 407-428p.
20. CHOI JW, LEE SS, CHOI SC, HEO MS, HUH KH, YI WJ, KANG SR, HAN DH, KIM EK. **Relationship between physical factors and subjective image quality of cone-beam computed tomography images according to diagnostic task.** Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. 2015;119(3):357–365.
21. PARK HN, MIN CK, KIM KA, KOH KJ. **Optimization of exposure parameters and relationship between subjective and technical image quality in cone-beam computed tomography.** Imaging Sci Dent. 2019;49(2):139-151.
22. MORDANOV O, KHABADZE Z, DAUROVA F, et al. **Second Mesiobuccal Canal Evaluation Features with Cone-Beam Computed Tomography.** Int J Dent. 2019;2019:5856405.
23. PAUWELS R, ARAKI K, SIEWERDSEN JH, THONGVIGITMANEE SS. **Technical aspects of dental CBCT: state of the art.** Dentomaxillofac Radiol. 2015;44(1):20140224.

24. SANDERS MA, HOYJBERG C, CHU CB, LEGGITT VL, KIM JS. **Common orthodontic appliances cause artifacts that degrade the diagnostic quality of CBCT images.** J Calif Dent Assoc 2007; 35: 850–857
25. KALENDER WA, DEAK P, KELLERMEIER M, VAN STRATEN M, VOLLMAR SV. **Application- and patient size-dependent optimization of x-ray spectra for CT.** Med. Phys. 2009;36(3):993–1007.
26. PAUWELS R, STAMATAKIS H, MANOUSARIDIS G, WALKER A, MICHIELSEN K., BOSMANS H, BOGAERTS R, JACOBS R, HORNER K., TSIKLAKIS K. **Consortium S.P. Development and applicability of a quality control phantom for dental cone-beam CT.** J. Appl. Clin. Med. Phys. 2011;12(4):3478.
27. BECHARA B, MCMAHAN CA, MOORE WS, NOUJEIM M, GEHA H. **Contrast-to-noise ratio with different large volumes in a cone-beam computerized tomography machine: an in vitro study.** Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. 2012a;114(5):658–65
28. BECHARA B, MCMAHAN CA, MOORE WS, NOUJEIM M, GEHA H, TEIXEIRA FB. **Contrast-to-noise ratio difference in small field of view cone beam computed tomography machines.** J. Oral Sci. 2012b;54(3):227–232.
29. GOULSTON R, DAVIES J, HORNER K, MURPHY F. **Dose optimization by altering the operating potential and tube current exposure time product in dental cone beam CT: a systematic review.** Dentomaxillofac Radiol 2016; 45:20150254.
30. FERRAZ RN. **Avaliação da influência da miliamperagem e de materiais intracanaís na formação de artefatos em tomografia computadorizada de feixe cônico.** [master's thesis]. Recife: Universidade Federal de Pernambuco; 2018. 73p.
31. CALDAS MP, RAMOS-PEREZ FM, ALMEIDA SM, HAITER-NETO F. **Comparative evaluation among different materials to replace soft tissue in oral radiology studies.** J Appl Oral Sci 2010; 18:264–267
32. Schropp L, Alyass NS, Wenzel A, Stavropoulos A. **Validity of wax and acrylic as soft-tissue simulation materials used in in vitro radiographic studies.** Dentomaxillofac Radiol 2012; 41:686–690.
33. Katsumata A, Hirukawa A, Okumura S, Naitoh M, Fujishita M, Aiji E, Langlais RL. **Relationship between density variability and imaging volume size in Cone-Beam Computerized Tomographic scanning of the maxillofacial region: an in vitro study.** Oral Surg Oral Med, Oral Pathol Oral Radiol and Endod 2009; 107:420–425.
34. Rabelo KA, Cavalcanti YW, de Oliveira Pinto MG, Sousa Melo SL, Campos PS, de Andrade Freitas Oliveira LS, de Melo DP. **Quantitative assessment of image artifacts from root filling materials on CBCT scans made using several exposure parameters.** Imaging Sci Dent. 2017 Sep;47(3):189-197

35. AL-OKSHI A, THEODORAKOU C, LINDH C. **Dose optimization for assessment of periodontal structures in cone beam CT examinations.** Dentomaxillofac Radiol. 2017;46(3):20160311.
36. MISCHKOWSKI RA, SCHERER P, RITTER L, NEUGEBAUER J, KEEVE E, ZÖLLER JE. **Diagnostic quality of multiplanar reformations obtained with a newly developed cone beam device for maxillofacial imaging.** Dentomaxillofac Radiol. 2008;37(1):1-9.
37. KOBAYASHI L, MISHIMA A, SHIMODA S, et al. **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 2009; 108:70–74.
38. HASSAN B, METSKA ME, OZOK AR, VAN DER STELT P, WESSELINK PR. **Detection of vertical root fractures in endodontically treated teeth by a cone beam computed tomography scan.** J Endod 2009; 35:719–722
39. PALOMO L, PALOMO JM. **Cone beam CT for diagnosis and treatment planning in trauma cases.** Dent Clin North Am 2009; 53:717–727.
40. AVSEVER H, GUNDUZ K, ORHAN K, UZUN I, OZMEN B, EGRIOGLU E, MIDILLI M. **Comparison of intraoral radiography and cone-beam computed tomography for the detection of horizontal root fractures: an in vitro study.** Clin Oral Investig. 2014 Jan; 18(1):285-92
41. KURSUN-CAKMAK EŞ, DEMIRTURK KOCASARAC H, BAYRAK S, USTAOGU G, NOUJEIM M. **Estimation of contrast-to-noise ratio in CT and CBCT images with varying scan settings in presence of different implant materials.** Dentomaxillofac Radiol. 2019; 48(8):20190139.
42. PAUWELS R, SILKOSESSAK O, JACOBS R et al. **A pragmatic approach to determine the optimal kVp in cone beam CT: balancing contrast-to-noise ratio and radiation dose.** Dentomaxillofac Radiol. 2014; 43:20140059
43. HWANG JJ, PARK H, JEONG HG, HAN SS. **Change in Image Quality According to the 3D Locations of a CBCT Phantom..** PLoS One . 2016. abril; 11(4):e0153884.10.1371/journal.pone.0153884
44. JASA GR, SHIMIZU M, OKAMURA K. et al. **Effects of exposure parameters and slice thickness on detecting clear and unclear mandibular canals using cone beam CT.** Dentomaxillofac Radiology. 2017 Apr;46(4):20160315
45. KATKAR R, STEFFY DD, NOUJEIM M, DEAHL ST 2ND, GEHA H. **The effect of milliamperage, number of basis images, and export slice thickness on contrast-to-noise ratio and detection of mandibular canal on cone beam computed tomography scans: an in vitro study.** Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol. 2016;122(5):646-653.

46. BAYRAK S, KURSUN CAKMAK ES, KAMALAK H. **Contrast-to-noise ratios of different dental restorative materials: an in-vitro cone beam computed tomography study.** Eur Oral Res. 2020;54(1):36-41.

ANEXO A – PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA Nº 4193957**PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP****DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

Título da Pesquisa: INFLUÊNCIA DA ESPESSURA DE RECONSTRUÇÕES MULTIPLANARES DA TCFC NA AVALIAÇÃO DE FRATURAS RADICULARES VERTICAIS

Pesquisador: Renata Groetaers de Almeida

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 35292020.4.0000.5208

Instituição Proponente: CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 4.193.957

Apresentação do Projeto:

A tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) é um exame de imagem complementar cada vez mais usado na odontologia devido à sua capacidade de fornecer imagens tridimensionais de alta qualidade e baixa radiação. Seu uso é indicado quando as imagens bidimensionais não são conclusivas, sendo de extrema utilidade para localização espacial de fraturas radiculares de difícil diagnóstico nos exames convencionais. A maior limitação das imagens de TCFC se encontra na formação de artefatos decorrentes do encontro dos feixes de raios x com estruturas densas como metais e materiais endodônticos, podendo prejudicar a análise do observador. Após o processamento, é possível alterar a espessura das reconstruções com a finalidade de aperfeiçoar a visualização das estruturas e melhorar o diagnóstico. Diversos estudos têm demonstrado que esta modalidade de imagem possui um desempenho superior às demais no diagnóstico e planejamento de traumas dento alveolares e na detecção de fraturas radiculares horizontais e verticais, podendo ser um diferencial para os clínicos definirem o plano de tratamento adequado nestes casos. Entretanto, as imagens da TCFC são sensíveis à formação de artefatos quando o feixe de raios x encontra estruturas densas como metais, implantes ou materiais endodônticos durante o escaneamento, podendo interferir na análise e diagnóstico. Na tentativa de aperfeiçoar a qualidade das imagens e minimizar a incidência destes artefatos, protocolos de exposição passíveis de modificação, receptores de imagens melhorados,

Endereço: Av. da Engenharia s/nº - 1º andar, sala 4, Prédio do Centro de Ciências da Saúde

Bairro: Cidade Universitária

CEP: 50.740-600

UF: PE

Município: RECIFE

Telefone: (81)2126-8588

E-mail: cephumanos.ufpe@ufpe.br



Continuação do Parecer: 4.193.957

ferramentas de redução artefactual, algoritmos, softwares e programas digitais pré e pós escaneamento são empregados no dia a dia odontológico e têm sido cada vez mais estudados no meio científico. Um dos artifícios que pode ajudar na análise e diagnóstico de faturas é alterar a espessura das reconstruções multiplanares pós

processamento das imagens TCFC. Se feito corretamente, é capaz de diminuir a relação contraste-ruído, melhorar a nitidez da imagem, facilitar a localização de estruturas anatômicas e consequentemente aumentar a capacidade diagnóstica em diversas situações. Desta forma, o objetivo no presente estudo será analisar a influência da espessura de reconstruções multiplanares da TCFC na avaliação de fraturas radiculares.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário:

O objetivo no presente trabalho será analisar a influência da espessura de reconstruções multiplanares da tomografia computadorizada de feixe cônico na avaliação de fraturas radiculares.

Objetivo Secundário:

Determinar qual (ais) a(s) espessura(s) de reconstrução(s) adequada(s) para a detecção de fraturas radiculares;

Analisar a influência da qualidade subjetiva das imagens durante a avaliação de fraturas radiculares nas diferentes espessuras estudadas;

Analisar a influência dos artefatos oriundos de materiais intracanal durante avaliação de fraturas radiculares nas diferentes espessuras de reconstrução;

Determinar se existe relação entre a taxa contraste-ruído e espessura da reconstrução;

Determinar se existe relação entre taxa contraste-ruído e visualização da fratura radicular;

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos:

Os riscos inerentes ao estudo são mínimos. Entretanto, visto que se trata de uma pesquisa de dados secundários de um estudo in vitro, os riscos que a pesquisa pode apresentar é o de extravio ou danos às imagens já adquiridas na pesquisa inicial. Como o material a ser utilizado é digital, o risco pode ser minimizado através da disponibilização de uma cópia das imagens obtidas a fim de ser utilizado na pesquisa em questão, sendo os dados originais preservados e mantidos com o pesquisador responsável pelo primeiro projeto.

Endereço: Av. da Engenharia s/nº - 1º andar, sala 4, Prédio do Centro de Ciências da Saúde

Bairro: Cidade Universitária

CEP: 50.740-600

UF: PE

Município: RECIFE

Telefone: (81)2126-8588

E-mail: cephumanos.ufpe@ufpe.br



Continuação do Parecer: 4.193.957

Benefícios:

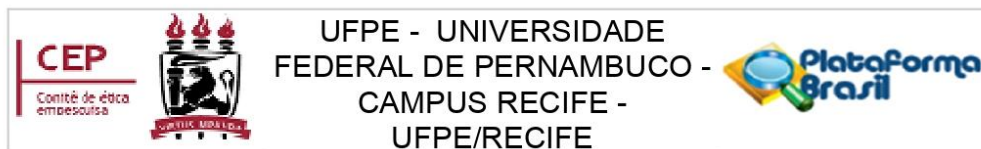
Dentre os benefícios encontrados com o presente projeto está o de melhorar o diagnóstico de fraturas radiculares via TCFC, visto que ainda se apresenta como uma dificuldade na prática clínica odontológica, desenvolver estudos sobre os parâmetros de manipulação pós processamento, a fim de promover ferramentas para diagnósticos mais precisos, beneficiando a tomada de decisão do tratamento e recuperação dos pacientes.

Neste protocolo os Riscos estão previstos e minimizados. Os Benefícios são Indiretos.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Trata-se de um estudo experimental com amostra composta por 80 imagens tomográficas de 10 dentes humanos unirradiculares com e sem fratura radicular simuladas em laboratório, realizadas no trabalho "Avaliação da influência de artefatos no diagnóstico de fraturas radiculares verticais em tomografia computadorizada de feixe cônico" aprovado pelo CEP sob o nº 1.892.952. As intervenções e avaliações das imagens, bem como a análise de dados desta pesquisa serão realizadas no Departamento de Clínica e Odontologia Preventiva da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE) tendo como suporte a Clínica de Radiologia Odontológica do Departamento. Há Critérios de Inclusão e Exclusão para as imagens. Serão analisadas 20 imagens por dia, na mesma sala escura, mesmo monitor de 21 polegadas à 60cm de distância do avaliador. Será permitido modificar brilho, contraste e demais parâmetros de acordo com a necessidade, com exceção da espessura. 01 pesquisador fará o controle das avaliações a fim de garantir a não operação da ferramenta que altera as espessuras pelos especialistas. Após duas semanas, 20% da amostra será reavaliada para observar a reprodutibilidade intraexaminador. As imagens serão classificadas através de questionário (modelo anexado) pelos observadores quanto à identificação das fraturas, quanto à qualidade subjetiva da imagem e quanto à influência de artefatos na identificação das fraturas. A análise da taxa contraste-ruído das imagens será realizada nas secções axiais por meio do programa Image J (NIH, Bethesda, MD, EUA, disponível em <http://imagej.nih.gov/ij/>). Para cada ROI o programa fornecerá um histograma com o desvio padrão (DP) presente nos pixels e valores médios dos tons de cinza. Através dos valores adquiridos serão mensuradas as taxas contrasteruído (TCR) de cada imagem, de acordo com a seguinte fórmula: $TCR = (Média_raiz - Média_controle) / ((DP_raiz^2 - DP_controle^2) / 2)$. Onde a

Endereço: Av. da Engenharia s/nº - 1º andar, sala 4, Prédio do Centro de Ciências da Saúde
Bairro: Cidade Universitária **CEP:** 50.740-600
UF: PE **Município:** RECIFE
Telefone: (81)2126-8588 **E-mail:** cephumanos.ufpe@ufpe.br



Continuação do Parecer: 4.193.957

Média_raiz corresponde à média de valores de cinza da ROI da raiz, Média_controle equivale à média de valores de cinza da ROI da área controle e DPraiz e DPcontrole, ao desvio-padrão da raiz e da área controle respectivamente. (ALOKSHI, THEODORAKOU e LINDH, 2017). Todos os dados coletados serão registrados em Microsoft Excel (2019).

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Neste protocolo a Folha de Rosto está preenchida corretamente e assinada pelo Coordenador do Programa de Pós Graduação em Odontologia do CCS da UFPE. Há duas cartas de Anuência, uma do Deptº de Clínica e Odontologia Preventiva concordando com a execução da pesquisa e a outra de Cessão de Dados da Profª Flavia Maria de Moraes Ramos Perez. O Cronograma e Orçamento estão de acordo com os Objetivos e Metodologia propostos. Também estão anexados uma Declaração de Vínculo, o Termo de Confidencialidade da Pesquisadora Principal e os currículos da Equipe de pesquisa.

Recomendações:

Não há.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

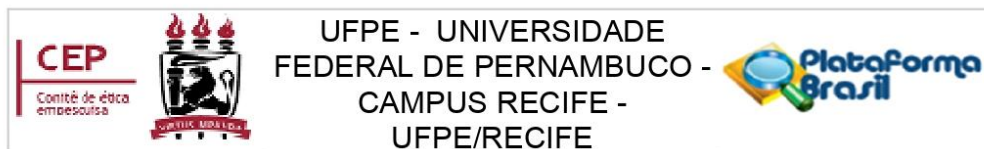
Protocolo Aprovado.

Considerações Finais a critério do CEP:

O Protocolo foi avaliado na reunião do CEP e está APROVADO para iniciar a coleta de dados. Informamos que a APROVAÇÃO DEFINITIVA do projeto só será dada após o envio da Notificação com o Relatório Final da pesquisa. O pesquisador deverá fazer o download do modelo de Relatório Final para enviá-lo via "Notificação", pela Plataforma Brasil. Siga as instruções do link "Para enviar Relatório Final", disponível no site do CEP/UFPE. Após apreciação desse relatório, o CEP emitirá novo Parecer Consubstanciado definitivo pelo sistema Plataforma Brasil.

Informamos, ainda, que o (a) pesquisador (a) deve desenvolver a pesquisa conforme delineada neste protocolo aprovado, exceto quando perceber risco ou dano não previsto ao voluntário participante (item V.3., da Resolução CNS/MS Nº 466/12). Eventuais modificações nesta pesquisa devem ser solicitadas através de EMENDA ao projeto, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas.

Endereço: Av. da Engenharia s/nº - 1º andar, sala 4, Prédio do Centro de Ciências da Saúde
Bairro: Cidade Universitária **CEP:** 50.740-600
UF: PE **Município:** RECIFE
Telefone: (81)2126-8588 **E-mail:** cephumanos.ufpe@ufpe.br



Continuação do Parecer: 4.193.957

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1532757.pdf	17/07/2020 12:33:02		Aceito
Outros	DeclaracaoMatricula.pdf	17/07/2020 12:31:14	Renata Groetaers de Almeida	Aceito
Outros	Termo_Confidencialidade.pdf	17/07/2020 12:27:46	Renata Groetaers de Almeida	Aceito
Outros	Carta_Anuencia_Uso_dados.pdf	17/07/2020 12:27:12	Renata Groetaers de Almeida	Aceito
Outros	Carta_Anuencia.pdf	17/07/2020 12:26:25	Renata Groetaers de Almeida	Aceito
Folha de Rosto	folhaDeRosto.pdf	17/07/2020 12:22:42	Renata Groetaers de Almeida	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_de_Pesquisa.pdf	15/07/2020 14:07:57	Renata Groetaers de Almeida	Aceito
Outros	Lattes_Renata_Groetaers_de_Almeida.pdf	12/07/2020 21:41:31	Renata Groetaers de Almeida	Aceito
Outros	Lattes_Maria_Luiza_dos_Anjos_Pontual.pdf	12/07/2020 21:41:12	Renata Groetaers de Almeida	Aceito
Outros	Lattes_Flavia_Maria_de_Moraes_Ramos_Perez.pdf	12/07/2020 21:40:43	Renata Groetaers de Almeida	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

RECIFE, 05 de Agosto de 2020

Assinado por:

Gisele Cristina Sena da Silva Pinho
(Coordenador(a))

Endereço: Av. da Engenharia s/nº - 1º andar, sala 4, Prédio do Centro de Ciências da Saúde

Bairro: Cidade Universitária

CEP: 50.740-600

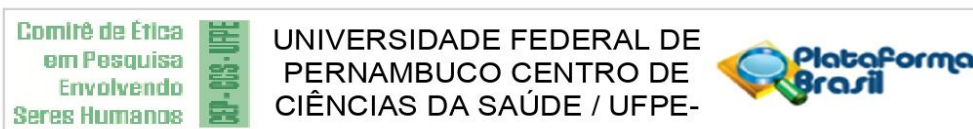
UF: PE

Município: RECIFE

Telefone: (81)2126-8588

E-mail: cephumanos.ufpe@ufpe.br

ANEXO B – PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA Nº 1892952



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Avaliação da influência de artefatos no diagnóstico de fraturas radiculares verticais em tomografia computadorizada de feixe cônico

Pesquisador: RENATA NOGUEIRA FERRAZ

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 61985116.5.0000.5208

Instituição Proponente: CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 1.892.952

Apresentação do Projeto:

Trata-se de um trabalho que tem como finalidade de ser a dissertação de Mestrado da Cirurgiã-dentista Renata Nogueira Ferraz, participante do Programa de Pós-graduação em Odontologia, sob a orientação da Profa. Dra. Flávia Maria Moraes Ramos Perez, que buscará utilizar as imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico no diagnóstico das fraturas radiculares, obtidas em dentes humanos extraídos na presença de diferentes materiais.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário:

Avaliar a influência de diferentes materiais intracanal na detecção de fraturas radiculares verticais (FRVs) em imagens obtidas em tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC).

Objetivo Secundário:

1- Verificar a interferência de diferentes materiais intracanal no diagnóstico de FRV; 2- Avaliar a

Endereço: Av. da Engenharia s/nº - 1º andar, sala 4, Prédio do CCS

Bairro: Cidade Universitária

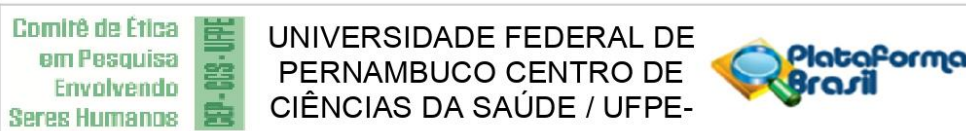
CEP: 50.740-600

UF: PE

Município: RECIFE

Telefone: (81)2126-8588

E-mail: cepccs@ufpe.br



Continuação do Parecer: 1.892.952

detecção de
fraturas radiculares completas e incompletas
em imagens obtidas na TCFC; 3- Avaliar a influência da mA na produção de artefatos.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Os riscos e benefícios acham-se de acordo com o tipo de projeto.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Trata-se de um trabalho experimental com a utilização de dentes humanos. Serão utilizados 30 dentes unirradiculares humanos, divididos aleatoriamente em três grupos experimentais: controle, FRV completa e FRV incompleta, cada um contendo 10 dentes. Posteriormente, em cada grupo serão realizadas 4 exposições, de acordo com o material de preenchimento intracanal selecionado (pino metálico, pino de fibra de vidro e guta percha). Será utilizada uma mandíbula macerada envolta de cera ortodôntica para simular a presença de tecido mole, acoplada a três vértebras cervicais, em posição anatômica, para atenuação do feixe de radiação. Os dentes serão alocados sempre no mesmo alvéolo e entre dois dentes hígidos e serão escaneados individualmente.

Todas as exposições serão adquiridas no aparelho Veraviewepocs R100 3D. Para avaliar a influência da formação de artefatos no diagnóstico de FRVs. Após as aquisições, todas as imagens serão exportadas no formato DICOM para posterior avaliação. Para o diagnóstico das FRVsAs imagens serão avaliadas de forma dinâmica, utilizando o programa On Demand3D, por 3 radiologistas com experiência em tomografia computadorizada de feixe cônico, sem conhecimento da distribuição e quantidade das fraturas na amostra. As imagens serão avaliadas em uma escala de 5-pontos: 1 - definitivamente ausente, 2 - provavelmente ausente, 3 - incerteza, 4 - provavelmente presente e 5 - definitivamente presente. A qualidade

Endereço: Av. da Engenharia s/nº - 1º andar, sala 4, Prédio do CCS
Bairro: Cidade Universitária **CEP:** 50.740-600
UF: PE **Município:** RECIFE
Telefone: (81)2126-8588 **E-mail:** cepccs@ufpe.br



UNIVERSIDADE FEDERAL DE
PERNAMBUCO CENTRO DE
CIÊNCIAS DA SAÚDE / UFPE-



Continuação do Parecer: 1.892.952

subjetiva da

imagem será classificada em: 1 - muito ruim, 2 - ruim, 3 - aceitável, 4 - boa e 5 - excelente. Após duas semanas, 20% da amostra serão reavaliadas para se observar a reprodutibilidade intraexaminador. Para avaliar a influência da mA na formação de artefatos, serão realizadas mensurações nos cortes axiais, utilizando o programa ImageJ, por um observador com experiência no uso do programa. Uma região de interesse será selecionada em 3 áreas da raiz: terço apical, terço médio e terço cervical. Após esses momentos os dados coletados serão processados para análise estatística.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Adequados. As Pendências apresentadas foram acatadas.

Recomendações:

Nenhuma.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Nenhuma.

Considerações Finais a critério do CEP:

As exigências foram atendidas e o protocolo está APROVADO, sendo liberado para o início da coleta de dados. Informamos que a APROVAÇÃO DEFINITIVA do projeto só será dada após o envio do Relatório Final da pesquisa. O pesquisador deverá fazer o download do modelo de Relatório Final para enviá-lo via "Notificação", pela Plataforma Brasil. Siga as instruções do link "Para enviar Relatório Final", disponível no site do CEP/CCS/UFPE. Após apreciação desse relatório, o CEP emitirá novo Parecer Consubstanciado definitivo pelo sistema Plataforma Brasil.

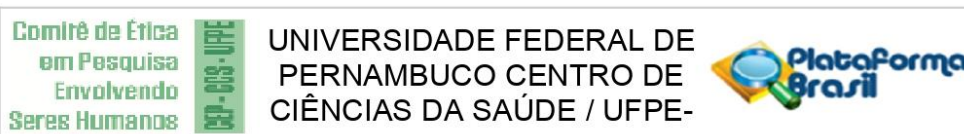
Informamos, ainda, que o (a) pesquisador (a) deve desenvolver a pesquisa conforme delineada neste protocolo aprovado, exceto quando perceber risco ou dano não previsto ao voluntário participante (item V.3., da Resolução CNS/MS Nº 466/12).

Eventuais modificações nesta pesquisa devem ser solicitadas através de EMENDA ao projeto, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas.

Para projetos com mais de um ano de execução, é obrigatório que o pesquisador responsável pelo

Endereço: Av. da Engenharia s/nº - 1º andar, sala 4, Prédio do CCS
Bairro: Cidade Universitária **CEP:** 50.740-600
UF: PE **Município:** RECIFE
Telefone: (81)2126-8588

E-mail: cepccs@ufpe.br



Continuação do Parecer: 1.892.952

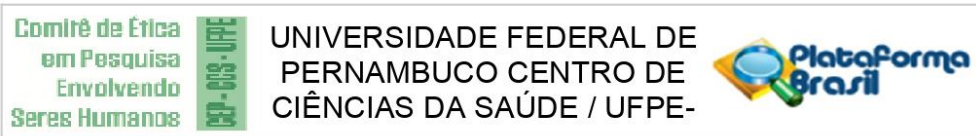
Protocolo de Pesquisa apresente a este Comitê de Ética relatórios parciais das atividades desenvolvidas no período de 12 meses a contar da data de sua aprovação (item X.1.3.b., da Resolução CNS/MS Nº 466/12). O CEP/CCS/UFPE deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo (item V.5., da Resolução CNS/MS Nº 466/12). É papel do/a pesquisador/a assegurar todas as medidas imediatas e adequadas frente a evento adverso grave ocorrido (mesmo que tenha sido em outro centro) e ainda, enviar notificação à ANVISA – Agência Nacional de Vigilância Sanitária, junto com seu posicionamento.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_790600.pdf	18/01/2017 10:12:37		Aceito
Outros	Curriculo_Lattes_Caio.pdf	18/01/2017 10:10:58	RENATA NOGUEIRA FERRAZ	Aceito
Outros	Curriculo_Lattes_Flavia.pdf	18/01/2017 10:10:39	RENATA NOGUEIRA FERRAZ	Aceito
Outros	Curriculo_Lattes_Renata.pdf	18/01/2017 10:10:09	RENATA NOGUEIRA FERRAZ	Aceito
Outros	Termo do acaodentes.jpg	18/01/2017 10:09:34	RENATA NOGUEIRA FERRAZ	Aceito
Outros	Termo de confidencialidade.pdf	18/01/2017 10:08:27	RENATA NOGUEIRA FERRAZ	Aceito
Outros	Carta de anuência Boris.pdf	18/01/2017 10:07:20	RENATA NOGUEIRA FERRAZ	Aceito
Folha de Rosto	folha_rosto.pdf	17/01/2017 22:38:21	RENATA NOGUEIRA FERRAZ	Aceito
Outros	Carta de respostas às pendências.docx	17/01/2017 21:29:06	RENATA NOGUEIRA FERRAZ	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	justificativa_tcle.docx	17/01/2017 21:28:23	RENATA NOGUEIRA FERRAZ	Aceito
Outros	carta de anuência ufpe.jpg	17/01/2017 21:27:37	RENATA NOGUEIRA FERRAZ	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Renata Ferraz_Projeto cep.docx	17/01/2017 21:25:02	RENATA NOGUEIRA FERRAZ	Aceito

Situação do Parecer:

Endereço: Av. da Engenharia s/nº - 1º andar, sala 4, Prédio do CCS
Bairro: Cidade Universitária **CEP:** 50.740-600
UF: PE **Município:** RECIFE
Telefone: (81)2126-8588 **E-mail:** cepccs@ufpe.br



Continuação do Parecer: 1.892.952

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

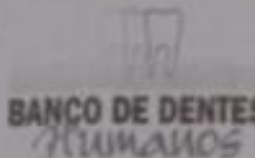
Não

RECIFE, 18 de Janeiro de 2017

Assinado por:
LUCIANO TAVARES MONTENEGRO
(Coordenador)

Endereço: Av. da Engenharia s/nº - 1º andar, sala 4, Prédio do CCS
Bairro: Cidade Universitária **CEP:** 50.740-600
UF: PE **Município:** RECIFE
Telefone: (81)2126-8588 **E-mail:** cepccs@ufpe.br

ANEXO C – CESSÃO E/OU EMPRÉSTIMO E DEVOLUÇÃO PARA PESQUISA

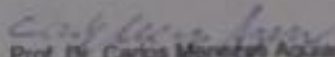

**BANCO DE DENTES
HUMANOS**
Universidade Federal de Pernambuco
Centro de Ciências da Saúde
Departamento de Prótese e Cirurgia Bucal facial

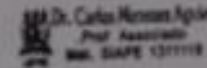
**FICHA DE CESSÃO E/OU EMPRÉSTIMO E DEVOLUÇÃO (PARA
PESQUISA OU PARA OUTRA FINALIDADE)**

Declaro que o Banco de Dentes Extraídos de Humanos do Departamento de Prótese e Cirurgia Bucal Facial do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Pernambuco estará cedendo 30 dentes pré-molares uniradiculares permanentes para serem utilizados no projeto de Pesquisa ***"AVALIAÇÃO DA INFLUÊNCIA DE ARTEFATOS NO DIAGNÓSTICO DE FRATURAS RADICULARES VERTICAIS EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO"*** de responsabilidade da Pesquisadora ***RENATA NOGUEIRA FERRAZ*** filiada ao curso de Odontologia da Universidade Federal de Pernambuco-UFPE.

Vale ressaltar que a referida pesquisa não envolverá aspectos genéticos (Pesquisa de DNA).

Recife, 02 de setembro de 2016


Prof. Dr. Carlos Montenegro Aguiar
Coordenador do Banco de Dentes Humanos


Prof. Dr. Carlos Montenegro Aguiar
Prof. Associado
Mat. SAPE 131118

AV. PROF. MORAES RÊGO, 1235 – CID. UNIVERSITÁRIA – CEP: 50.670-901
FONE / FAX (81) 21268340 / 21268341 – CQC Nº 24.134.488/0001-08 – RECIFE - PE