



UNIVERSIDADE ESTADUAL DA PARAÍBA
CAMPUS I – CAMPINA GRANDE
PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
DOUTORADO EM ODONTOLOGIA

ANA PRISCILA LIRA DE FARIAS FREITAS

**EFEITO DA QUANTIDADE DE NÚCLEOS METÁLICOS, DAS LIGAS
METÁLICAS E DOS CIMENTOS NA FORMAÇÃO DOS ARTEFATOS EM
TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO**

CAMPINA GRANDE – PB

2022

ANA PRISCILA LIRA DE FARIAS FREITAS

**EFEITO DA QUANTIDADE DE NÚCLEOS METÁLICOS, DAS LIGAS
METÁLICAS E DOS CIMENTOS NA FORMAÇÃO DOS ARTEFATOS EM
TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO**

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

Área de concentração: Clínica Odontológica

Orientadora: Profa. Dra Daniela Pita de Melo

CAMPINA GRANDE – PB

2022

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

F866e Freitas, Ana Priscila Lira de Farias.
Efeitos da quantidade de núcleos metálicos, das ligas metálicas e dos cimentos na formação dos artefatos em tomografia computadorizada de feixe cônico [manuscrito] / Ana Priscila Lira de Farias Freitas. - 2022.
103 p. : il. colorido.

Digitado.
Tese (Doutorado em Odontologia) - Universidade Estadual da Paraíba, Pró-Reitoria de Pós-Graduação e Pesquisa, 2022.
"Orientação : Profa. Dra. Daniela Pita de Melo, Pró-Reitoria de Pós-Graduação e Pesquisa."

1. Artefatos. 2. Metal. 3. Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico. 4. Restaurações metálicas. I. Título

21. ed. CDD 617.6

ANA PRISCILA LIRA DE FARIAS FREITAS

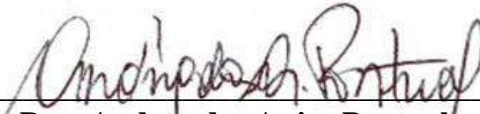
EFEITO DA QUANTIDADE DE NÚCLEOS METÁLICOS, DAS LIGAS METÁLICAS E DOS CIMENTOS NA FORMAÇÃO DOS ARTEFATOS EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO

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

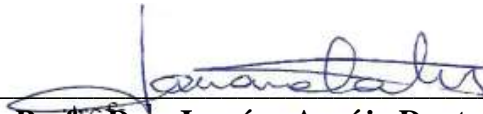
Área de concentração: Clínica Odontológica

Apresentado em: 27/07/2022

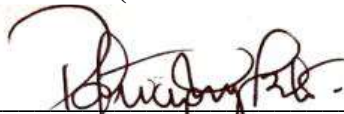
BANCA EXAMINADORA



Profa. Dra. Andrea dos Anjos Pontual – UFPE
MEMBRO TITULAR (EXAMINADORA EXTERNA)



Profa. Dra. Janaína Araújo Dantas – UFS
MEMBRO TITULAR (EXAMINADORA EXTERNA)



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



Prof. Dr. Saulo Leonardo Sousa Melo – UEPB
MEMBRO TITULAR (EXAMINADOR INTERNA)



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

Dedico este trabalho:

Aos meus filhos Ana Helena e Gabriel por serem fontes de puro amor, minha vida, minha alegria, minha energia.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

A DEUS pela vida, pelas bênçãos em diárias e por permitir toda a caminhada e concretização deste ciclo. À Nossa Senhora, à Virgem dos Pobres, pelo manto acolhedor, sempre escutando nossos pedidos e agradecimentos.

A minha mãe, Alcione, por todo o amor e dedicação incessante a família e pelo constante incentivo e apoio ao estudo. Consegui Mainha! Essa conquista é nossa!!

Ao meu pai, Antônio, por todo o amor, apoio e por sempre olhar dentro do meu olho e falar: “já deu certo!”

Aos meus irmãos Antonio, Alan e Alana e companheiros (as) pelo apoio de sempre!

Ao meu marido, Thiago, pelo companheirismo, apoio e amor, pela paciência na compreensão dos momentos de ausência por conta dos estudos.

Aos meus filhos, Ana Helena e Gabriel, que recarregam minhas energias com muito amor e carinho!

Aos meus familiares e amigos, por todo apoio e incentivo!

À Márcia e Margarida por todo o apoio com as crianças.

À Dr^a Edleuza por todo acolhimento, pelas palavras de incentivo, coragem e fé.

Aos professores do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, pelas valiosas contribuições científicas e ensinamentos.

À orientadora Prof^ª. Dr^ª Daniela Pita de Melo, minha imensa gratidão!!! Obrigada por compreender e apoiar a Ana Priscila aluna, que também é mamãe Priscila e que também sempre precisou ser a dentista Ana Priscila. Agradeço por todo carinho e pela confiança!!! Com a Sra a caminhada ficou mais leve!! Obrigada de coração!!

À minha eterna co-orientadora e amiga Prof^ª. Dr^ª Ana Marly Araújo Maia, por todo o incentivo desde minha inserção no mestrado, pelo carinho, paciência, e por todos os ensinamentos!

À Prof^ª. Dr^ª Patrícia Meira Bento pela oportunidade de realização da pesquisa na ABO.e por sempre aceitar estar presente nas bancas de qualificações, do mestrado e agora do doutorado. Obrigada por todas as contribuições!

À Prof^ª. Dr^ª Andrea dos Anjos Pontual pela oportunidade de realização da pesquisa na UFPE, por aceitar participar das bancas do mestrado e do doutorado. Obrigada por tudo!!! Inclusive pelo acolhimento em seu próprio lar em uma das minhas viagens à Recife!!

À Prof^ª. Dr^ª Karla Rovaris Silva, por toda colaboração na pesquisa.

Ao Prof. Dr. Ramon Targino, por sua paciência na condução da estatística do trabalho.

Ao Prof. Gustavo Godoy, pelo incentivo ao ingresso na pós-graduação.

A todos os colegas da turma de mestrado e doutorado, pela convivência em alegria e pela ajuda mútua. Obrigada aos queridos Luan, Luana e Niebla pelo apoio nessa reta final, muitos abraços e convesas de aconchego e incentivo!

À minha querida amiga Luana, pelo companheirismo, pelas alegrias e dificuldades compartilhadas. É um anjinho em forma de uma linda mulher que ilumina a vida de todos! Obrigada por tudo! Obrigada também ao querido amigo Jamerson pelas palavras de apoio e incentivo!

À equipe de pesquisa de Radiologia, por transformar a exaustão das pesquisas em momentos divertidos. Em especial a Larissa, pelo apoio e ajuda do mestrado ao doutorado.

À ABO e a UFPE, pelo acolhimento, especialmente nas figuras dos funcionários Ana e Sérgio.

Agradeço a todas as pessoas que diretamente ou indiretamente contribuíram para a realização dessa conquista.

“Você nunca sabe a força que tem. Até que a sua única alternativa é ser forte”

Johnny Depp

RESUMO

Este estudo teve como objetivo avaliar, subjetivamente e objetivamente, o efeito da quantidade de núcleos metálicos, das ligas metálicas e dos cimentos na formação dos artefatos em Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (TCFC). Trata-se de um estudo experimental *in vitro*, com amostra composta por 20 pré-molares inferiores humanos, divididos em quatro grupos divididos de acordo com a liga metálica utilizada para confeccionar o núcleo metálico e o cimento utilizado: Ni-Cr/fosfato de zinco; Ni-Cr/cimento resinoso; Ag-Pd/fosfato de zinco; Ag-Pd/cimento resinoso. Para o escaneamento as amostras foram posicionadas em um crânio seco dentado, recoberto com cera nº 7 e imerso em água para simular a condição clínica. A amostra foi escaneada, antes e após a inserção e cimentação do pino, usando os aparelhos CS 9000 3D com quatro parâmetros de exposição – 85 kV (6,3 e 10 mA)/90 kV (6,3 e 10 mA) e i-CAT (120 kV, 5 mA). Os dentes também foram escaneados com quatro condições bucais diferentes na arcada: 1) um único dente; 2) dentes duplos em lados opostos no arco; 3) dentes duplos do mesmo lado; 4) três dentes, dois do mesmo lado e um do lado oposto do arco (CS 9000 3D com 85 kV/6,3 mA e i-CAT com 120 kV/5 mA). A presença de artefato foi avaliada subjetivamente por dois observadores previamente calibrados e a análise objetitativa foi realizada por um observador treinado, utilizando o software *ImageJ* (*National Institutes of Health, Bethesda, MD, EUA*). O teste de Mann-Whitney foi empregado para comparação dos artefatos entre as ligas e entre os cimentos. O teste de Wilcoxon foi utilizado para comparação entre os parâmetros de exposição e os distintos aparelhos. Empregou-se o teste de Friedman com correção de Dunn para comparação entre as condições orais. Todas as análises foram realizadas utilizando o software *Statistical Package for the Social Sciences* (SPSS para Windows, versão 25.0, IBM Corp., Armonk, NY, EUA) com um nível de significância de 5%. Para as análises subjetivas, AgPd apresentou linhas hipodensas e hiperdensas maiores que NiCr ($p < 0,001$), e halos hipodensos maiores para o i-CAT ($p < 0,05$). 10 mA apresentou halos hipodensos, linhas hipodensas e hiperdensas maiores que 6,3 mA ($p < 0,05$). 85 kV apresentou halos hipodensos maiores que 90 kV ($p < 0,05$). O CS 9000 3D apresentou linhas hipodensas e hiperdensas maiores que o i-CAT ($p < 0,001$). Para as análises objetivas, o AgPd apresentou maiores artefatos hiperdensos e hipodensos que o NiCr ($p < 0,05$). Os pinos cimentados com fosfato de zinco apresentaram maiores artefatos hiperdensos quando escaneados no CS 9000 3D ($p < 0,05$). O CS9000 3D apresentou mais artefatos que o i-CAT ($p < 0,05$). A porcentagem de artefatos hipodensos foi significativamente maior para a presença de dois dentes opostos quando comparados um dente restaurado ($p < 0,001$); no entanto, não houve diferença

significativa na porcentagem de artefato entre dois dentes e a presença de três dentes restaurados independente de sua posição no arco. Conclusão: Ligas de alto número atômico, corrente de tubo mais alta e voltagens de tubo mais baixas podem aumentar os artefatos presentes nas imagens de TCFC. A área de artefato é aumentada pela presença de um dente restaurado extra na arcada; entretanto, a presença de mais de dois dentes restaurados na arcada pode ter pouca influência no aumento da área comprometida pela presença de artefato, independente de sua posição na arcada.

Palavras-chave: artefatos; metal; tomografia computadorizada de feixe cônico.

ABSTRACT

This study aimed to evaluate, subjectively and objectively, the effect of the number of metallic posts, metallic alloys and cements on the presence of artifacts in Cone Beam Computed Tomography (CBCT). This is an experimental in vitro study, with a sample composed of 20 human lower premolars, divided into four groups according to the metallic alloy and cement used for dental restoration: Ni-Cr/zinc phosphate; Ni-Cr/resin cement; Pd-Ag/zinc phosphate; Pd-Ag/resin cement. For scanning, the sample was placed on a dry partially dentate skull, covered with #7 wax and immersed in water to simulate a clinical condition. The sample was scanned, before and after post insertion and cementation, using CS 9000 3D with four exposure parameters – 85 kV (6.3 and 10 mA)/90 kV (6.3 and 10 mA) and i-CAT (120 kV, 5 mA). Teeth were also scanned with four different oral conditions: 1) a single tooth; 2) Two teeth on opposite sides; 3) Two teeth on the same side; 4) three teeth, two on the same side and one on the opposite side of the arch (CS 9000 3D with 85 kV/6.3 mA and i-CAT with 120 kV/5 mA). The presence of artifact was subjectively assessed by two previously calibrated observers and the objective analysis was performed by a trained observer using ImageJ software (National Institutes of Health, Bethesda, MD, USA). The Mann-Whitney test was used to compare the presence artifact between the alloys and between the cements. The Wilcoxon test was used to compare the exposure parameters and the different devices. Friedman's test with Dunn's correction was used to compare oral conditions. All analyzes were performed using the Statistical Package for the Social Sciences software (SPSS for Windows, version 25.0, IBM Corp., Armonk, NY, USA) with a significance level of 5%. For the subjective analyses, AgPd presented more hypodense and hyperdense lines than NiCr ($p < 0.001$), and more hypodense halos for i-CAT ($p < 0.05$). 10 mA presented hypodense halos, hypodense and hyperdense lines greater than 6.3 mA ($p < 0.05$). 85 kV presented more hypodense halos than 90 kV ($p < 0.05$). CS 9000 3D presented more hypodense and hyperdense lines than i-CAT ($p < 0.001$). For objective analyses, AgPd showed higher hyperdense and hypodense artifacts than NiCr ($p < 0.05$). Posts cemented with zinc phosphate showed higher hyperdense artifacts when scanned with CS 9000 3D ($p < 0.05$). The CS 9000 3D presented higher artifacts than the i-CAT ($p < 0.05$). The percentage of hypodense artifacts was significantly higher in the presence of two teeth on opposite sides of the arch ($p < 0.001$); however, there was no significant difference in artifact area between the presence of two restored teeth and the presence of three restored teeth regardless of their position in the arch. Conclusion: High atomic number alloys, higher tube current and lower tube voltages can increase the artifacts present in CBCT images. Artifact area is increased by

the presence of an extra restored tooth in the arch; however, the presence of more than two restored teeth in the arch may have little influence on the increase in artifact intensity, regardless of its position in the arch.

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

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 1 -	Dentes nos Eppendorfs identificados numericamente.....	29
FIGURA 2 -	Irrigação com 2 ml de hipoclorito de sódio a 2,5%.....	30
FIGURA 3 -	Instrumentação com sistema Reciproc R50. Motor (a). Posicionamento da lima (b).....	30
FIGURA 4 -	Proporções entre o conduto e a dentina.....	30
FIGURA 5 -	Irrigação 2 ml de EDTA a 17%.....	31
FIGURA 6 -	Cones de papel absorvente para secar o canal.....	31
FIGURA 7 -	Obturação. Adaptação do cone de guta percha (a). Inserção do cone com cimento no CRT (b e c).....	32
FIGURA 8 -	Termocompactação. Inserção da PacMac ao lado do cone (a). Compactação vertical (b).....	32
FIGURA 9 -	Mapeamento do NiCr pelo MEV/EDS.....	33
FIGURA 10 -	Mapeamento do AgPd pelo MEV/EDS.....	34
FIGURA 11 -	Radiografias. Obturação (a). Desobturação (b).....	35
FIGURA 12 -	Padrão para fundição em resina acrílica Duralay.....	35
FIGURA 13 -	Matriz de Silicona de condensação. Inserção da resina (a). Remoção do conjunto/aspecto final (b).....	36
FIGURA 14 -	Fundição NMF. Inicial (a). Final (b).....	36
FIGURA 15 -	Adaptação do NMF. Moldagem com silicona leve (a). Adaptação final (b).....	37
FIGURA 16 -	Rx para verificar a adaptação do NMF.....	37
FIGURA 17 -	Núcleos MF de NiCr.....	37
FIGURA 18 -	Núcleos MF de AgPd.....	37
FIGURA 19 -	Mapeamento do AllCem pelo MEV/EDS.....	39
FIGURA 20 -	Cimentação AllCem (a, b, c e d).....	39
FIGURA 21 -	Mapeamento do Fosfato de Zinco pelo MEV/EDS.....	40
FIGURA 22 -	Cimentação Fosfato de Zinco (a, b, c e d).....	40
FIGURA 23 -	Radiografia após cimentação.....	40
FIGURA 24 -	Recobrimento do crânio (a, b, c) e mandíbula (d) com cera.....	41
FIGURA 25 -	Camada de 5mm de espessura de cera (a) e o aspecto final (b). Conjunto crânio/mandíbula dentro da caixa de isopor com água (c). Aspecto final da mandíbula dentada (d).....	41
FIGURA 26 -	Escolha do alvéolo para inserção da amostra. Alvéolo do pré-molar (a) e alvéolo do canino (b e c).....	42
FIGURA 27 -	Escaneamento no tomógrafo Carestream CS 9000 3D.....	43
FIGURA 28 -	Escaneamento no tomógrafo i-CAT.....	44
FIGURA 29 -	Descrição das condições de escaneamento.....	45
FIGURA 30 -	Descrição das condições de escaneamento.....	45
FIGURA 31 -	CS 3D Imaging Software.....	47
FIGURA 32 -	Xoran CAT™, v. 3.0.34 Software.....	47

FIGURA 33 -	Fatias selecionadas (terço cervical, médio e apical do núcleo).....	48
FIGURA 34 -	Seleção da área de raiz no programa GIMP (a). Área selecionada da raiz no fundo preto (b). Área selecionada da raiz no fundo branco (c).....	49
FIGURA 35 -	Processamento entre a imagem do dente com o núcleo e a imagem do dente vazio.	50
FIGURA 36 -	Seleção da área correspondente aos artefatos com a ferramenta Threshold. Hipodense (a). Dente não afetado (b). Hiperdense (c).....	51
FIGURA 37 -	Artefato hipodense muito intenso (a). Dificuldade de seleção da área correspondente aos artefatos hipodense com a ferramenta Threshold, em alguns casos, no fundo preto (b).....	51
FIGURA 38 -	Seleção da área correspondente ao artefato Hipodense com a ferramenta Threshold, na imagem com o fundo branco.....	51

ARTIGO 1

FIGURE 1 -	CS 3D Imaging Software (a); Xoran CAT™ (b).....	59
FIGURE 2 -	Root area selection using the GIMP program (a). Selected area of the root with a black background (b). Selected area of the root with a white background (c).....	60
FIGURE 3 -	Multiplication between the tooth image with the nucleus and the image of the empty tooth.....	60
FIGURE 4 -	Selection of the area corresponding to hypodense and hyperdense artifacts with the Threshold tool. Hypodense (a). Non-affected of tooth (b). Hyperdense (c).....	61

ARTIGO 2

FIGURE 1 -	Oral conditions - CS 3D Imaging Software and Xoran CAT™.....	76
FIGURE 2 -	CS 3D Imaging Software (a); Xoran CAT™ (b).....	77
FIGURE 3	Selected slices (cervical, medium and apical third of the post).....	78
FIGURE 4 -	Root are selection: Image of the assessed tooth (a). Selected area of the root with a black background (b). Selected area of the root with a white background (c).....	79
FIGURE 5 -	Multiplication between the tooth image with the nucleus and the image of the empty tooth.....	80
FIGURE 6 -	Image of the Hypodense artifact, non-affected of tooth and hyperdense artifact 14nspe selected using the Threshold tool.....	80

LISTA DE QUADROS

QUADRO 1 -	Composição da liga Níquel-Cromo.....	33
QUADRO 2 -	Composição da liga Prata-Paládio.....	34
QUADRO 3 -	Composição do Cimento AllCem (FGM, Santa Catarina, Brasil).....	38
QUADRO 4 -	Composição do Cimento Fosfato de zinco (S.S. White, Rio de Janeiro, Brasil).....	39
QUADRO 5 -	Classificação e escores da avaliação subjetiva de artefatos.....	48

LISTA DE TABELAS

ARTIGO 1

TABLE 1 -	Statistical subjective comparison of metal alloys and endodontic cements artifact intensity for Icat and CS 9000 3D CT scanners.....	62
TABLE 2 -	Statistical subjective comparison of different exposure parameters artifact intensity for the CS 9000 3D unit.....	63
TABLE 3 -	Subjective comparison of artifact intensity between scans acquired with i-CAT and CS 9000 3D scanners (90 kV; 10 mA).....	63
TABLE 4 -	Objective comparison of metal alloys and endodontic cements artifact intensity for iCAT and CS 9000 3D scanners.....	64
TABLE 5 -	Objective comparison of different parameters artifact intensity for the CS 9000 3D scanner.....	65
TABLE 6 -	Objective comparison of i-CAT and CS 9000 3D (90 kV/10 mA) scanners artifact intensity.....	65

ARTIGO 2

TABLE 1 -	Subjective comparison of artifacts intensity between the studied oral conditions for both scanners.....	81
TABLE 2 -	Comparison of artifacts percentage between the studied oral conditions for both scanners.....	83
TABLE 3 -	Comparison of the presence of artifacts in iCAT scans through objective assessment between 2mm, 4mm and 6mm sections according to alloy and cement.....	84
TABLE 4 -	Comparison of the presence of artifacts in CS 9000 3D tomograph images through objective evaluation between 2mm, 4mm and 6mm sections according to alloy and cement.....	85

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

ABO	Associação Brasileira de Odontologia
Ag	Prata
Al	Alumínio
ALADAIP	<i>As Low as Diagnostically Acceptable Being Indication-oriented and Patient-specific</i>
Au	Ouro
Ba	Bário
BSE	<i>Backscattering electrons</i> (Elétrons retroespalhados)
C	Carbono
Ca	Cálcio
CBCT	<i>Cone-beam Computed Tomography</i>
CCTS	Centro de Ciências Tecnologia e Saúde
CEP	Comitê de Ética em Pesquisa
cm	Centímetros
CMOS	Semicondutor de metal-óxido complementar (<i>Complementary metal-oxide-semiconductor</i>)
CNS	Conselho Nacional de Saúde
Cr	Cromo
CRT	Comprimento real de trabalho
Cu	Cobre
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i> (Imagem digital e comunicação em medicina)
EDTA	Ácido etileno diamino tetracético
FOV	<i>Field of view</i> (Campo de visão)
GIMP	<i>GNU Image Manipulation Program</i> (Programa de manipulação de imagem)
kV	Quilovoltagem
mA	Miliamperagem
MAR	<i>Metal artifact reduction</i> (Redução de artefato de metal)
MEV/EDS	Microscopia eletrônica de varredura/Espectrometria de energia dispersiva (<i>Energy Dispersive System</i>)

mm	Milímetros
MP	<i>Metal post</i>
µm	Micrômetro
Mg	Magnésio
Mo	Molibidênio
Na	Sódio
Ni	Níquel
NIH	<i>National Institutes of Health</i> (Instituto Nacional de Saúde)
NiTi	Níquel-titânio
NMF	Núcleo metálico fundido
O	Oxigênio
P	Fósforo
Pd	Paládio
SE	<i>Secondary electrons</i> (Elétrons secundários)
Seg	Segundos
Si	Silício
TC	Tomografia computadorizada
TCFC	Tomografia computadorizada de feixe cônico
TCLE	Termo de consentimento livre e esclarecido
Ti	Titânio
UEPB	Universidade Estadual da Paraíba
UFPE	Universidade Federal de Pernambuco
VRF	<i>Vertical root fracture</i>
Zn	Zinco
2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
%	Por cento; percentual de
°	Graus

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	19
1.1 TCFC e formação de artefatos	20
2 OBJETIVOS	26
2.1 Objetivo geral	26
2.2 Objetivos específicos	26
3 MATERIAIS E MÉTODOS	27
3.1 Delineamento do estudo	27
3.2 Local do estudo	27
3.3 Aspectos éticos	27
3.4 Amostra	27
3.5 Caracterização da amostra	28
3.6 Preparo das amostras	28
3.6.1 Preparo do canal radicular	29
3.6.2 Obturação dos canais radiculares	31
3.6.3 Ligas metálicas e caracterização por MEV/EDS	33
3.6.4 Confecção dos núcleos metálicos fundidos	34
3.6.5 Cimentação dos núcleos	38
3.7 Preparo do crânio e mandíbula	41
3.8 Aquisição das imagens	42
3.9 Treinamento e calibração	46
3.10 Análise das imagens	46
3.10.1 Análise Subjetiva	46
3.10.2 Análise Objetiva	48
3.11 Análise estatística	52
5 RESULTADOS	53
6 CONSIDERAÇÕES FINAIS	91
REFERÊNCIAS	92
APÊNDICE A - Termo de consentimento livre e esclarecido	97
ANEXO A – Folha de rosto para pesquisa envolvendo seres humanos	978
ANEXO B- Comissão nacional de ética em pesquisa envolvendo seres humanos	99
ANEXO C – Termo de doação de Dentes	100
ANEXO D- Declaração	101
ANEXO F - Revista	103

1 INTRODUÇÃO

O uso da tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) na prática clínica odontológica oferece uma série de vantagens para as imagens maxilofaciais. Talvez a vantagem mais importante da TCFC seja que ela fornece imagens demonstrando características volumétricas ou tridimensionais (3D) que as imagens intraorais, panorâmicas e cefalométricas não conseguem por sua característica bidimensional (2D) (SCARFE; FARMAN, 2008). A TCFC fornece varreduras tridimensionais precisas e de alta resolução (ABRAMOVITCH; RICE, 2014; QUEIROZ et al., 2017).

O advento da TCFC representou o desenvolvimento de um tomógrafo relativamente pequeno e de menor custo, especialmente indicado para a região dentomaxilofacial (GARIB et al., 2007). O aparelho utiliza uma fonte de radiação ionizante em forma cônica ou piramidal e um detector fixo sobre um pórtico rotativo para fornecer múltiplas imagens sequenciais que são integradas diretamente, formando um volume de informações (WHITE; PHAROAH, 2014). Os tomógrafos realizam um giro parcial, total ou até dois giros ao redor do objeto a ser escaneado, utilizando em sua maioria, um feixe de raios X de forma pulsátil, que atravessa e é atenuado pelo objeto até ser captado pelos sensores (BELEDELLI; SOUZA, 2012).

O desenvolvimento e rápida comercialização da tecnologia TCFC dedicada à imagem da região maxilofacial, vem aumentando consideravelmente o acesso dos profissionais à avaliação radiográfica volumétrica na clínica odontológica (SCARFE; FARMAN; SUKOVIC, 2006).

Um número crescente de dispositivos de TCFC tornaram-se disponíveis ao longo dos últimos anos, exibindo uma gama de aparelhos com variados parâmetros de exposição, tais como campo de visão (FOV), qualidade do feixe (pico de tensão e filtração), quantidade de raios X (corrente do ânodo e tempo de exposição), e do arco de rotação. Além disso, diferentes tamanhos e tipos de detectores são utilizados, e diferentes algoritmos de reconstrução são aplicados (PAUWELS et al., 2013).

Todos estes parâmetros podem influenciar no diagnóstico e na qualidade da imagem em termos de ruído, resolução, contraste e presença de artefatos (PAUWELS et al., 2013). Portanto, os operadores de aparelhos de TCFC devem seguir uma seleção cuidadosa dos protocolos de exposição, varredura e formatação de imagem para otimizar a exibição da imagem e minimizar a dose de radiação do paciente (WHITE; PHAROAH, 2014), considerando e respeitando o princípio ALADAIP (*As Low as Diagnostically Acceptable Being Indication-oriented and*

Patient-specific), utilizando o protocolo de aquisição mais adequado para a finalidade específica do diagnóstico e o tipo de paciente atendido (OENNING et al., 2019).

1.1 TCFC e formação de artefatos

Em uma situação ideal, com alta dose de radiação, com muitos fótons, raios X monocromáticos, resolução de detector infinito, detectores perfeitos, nenhum movimento, e nenhuma dispersão, as imagens de tomografia computadorizada (TC) seriam um reflexo perfeito da realidade. Se qualquer uma dessas condições não forem satisfeitas, os artefatos estarão então presentes (BOAS; FLEISCHMANN, 2012).

O artefato é um fenômeno indesejável que pode degradar a qualidade da imagem e comprometer o diagnóstico (QUEIROZ et al., 2017) e é definido como qualquer distorção ou erro na imagem que não está relacionada ao objeto em estudo, possivelmente induzidos por discrepâncias entre as reais condições físicas e a formatação matemática utilizada para fazer uma reconstrução em três dimensões (3D) (SCHULZE et al., 2011).

Quando a região de interesse contém objetos metálicos (restaurações, implantes, instrumentos endodônticos) ou obturações dos canais radiculares, o alto número atômico e a densidade desses materiais levam à geração de artefatos (VASCONCELOS et al. 2014; FREITAS et al. 2018).

A intensidade de artefatos produzidos por materiais de alta densidade, como pinos metálicos, está diretamente relacionada ao número atômico de seus constituintes e quanto maior esse número, maior a degradação da qualidade da imagem (FREITAS et al., 2018; FONTENELE et al., 2020a; GAÊTA-ARAUJO et al., 2020; CODARI et al., 2017; QUEIROZ et al., 2017).

São vários os tipos de artefatos que podem estar presentes nas imagens tomográficas, como os de ruído, endurecimento do feixe, dispersão, espalhamento, movimento, anel e artefatos de metal, apresentando diversos fatores que determinam o seu aparecimento (BELEDELLI; SOUZA, 2012; BOAS; FLEISCHMANN, 2012; KUTEKEN et al., 2015).

Para evitar os artefatos de movimento derivados do paciente, o uso de auxiliares de posicionamento pode ser suficiente para prevenir o movimento voluntário na maioria dos pacientes. No caso de presença de metais, os pacientes são solicitados normalmente a retirar objetos metálicos removíveis, como jóias, antes de iniciar a aquisição da imagem. Mas alguns itens não são removíveis, como restaurações dentárias, próteses (coppings e núcleos metálicos fundidos), implantes, parafusos cirúrgicos (BARRET; KEAT, 2004).

A presença de corpos muito densos, como as diferentes ligas metálicas muito utilizadas nas diversas especialidades odontológicas, produz artefatos (SCARFE; FARMAN, 2008). Artefatos de metal são encontrados em todos os tipos de tomografia computadorizada (SCHULZE et al., 2011), e são causados por vários mecanismos de interação dos raios X com o metal, a depender do tipo e das bordas e extremidades do objeto. Dentre os artefatos resultantes dessa interação, ressaltam-se o endurecimento do feixe, *beam starvation*, os efeitos de dispersão e o ruído (BOAS; FLEISCHMANN, 2012).

O endurecimento do feixe ocorre quando se utiliza uma fonte de raios X policromáticos, os quais apenas fótons de raios X de alta energia passam através do metal, e os fótons de baixa energia serão atenuados, de forma que a transmissão de raios X policromáticos vão seguir diferentes padrões de decaimento exponencial (PAUWELS et al., 2013; BOAS; FLEISCHMANN, 2012). O feixe resultante torna-se mais energético (sua energia média aumenta porque os fótons de menor energia são absorvidos), fazendo com que a imagem dos limites do objeto metálico tenha a aparência mais brilhante do que no centro. O resultado nas imagens são faixas claras e brilhantes, hiperdensas, que dificultam a visualização anatômica da região (KUTEKEN et al., 2015; BELEDELLI; SOUZA, 2012).

Outro tipo de artefato relativo ao endurecimento do feixe são manchas ou faixas escuras (hipodensas). Isso ocorre porque a porção do feixe de raios X que passa pelo centro dos objetos muito densos é atenuada abruptamente, diferente da porção do raio que passa na superfície, fazendo com que as áreas próximas a estruturas muito densas percam qualidade na formação da imagem (KUTEKEN et al., 2015; BELEDELLI; SOUZA, 2012). Essas interações são comumente observadas com os materiais com elevado número atômico, tais como osso, iodo, ou metal, que aumentam dramaticamente a atenuação do feixe, resultando em artefatos na imagem tomográficas (PAUWELS et al., 2013; BOAS; FLEISCHMANN, 2012).

Beam starvation ocorre devido à absorção completa do feixe pelo material e nenhuma exposição do sensor, que é codificado pelo *software* como uma linha brilhante (hiperdensa) (JAKOBSON et al., 2014, MOUDI et al., 2014).

A dispersão faz com que os fótons de raios X mudem a sua direção e energia, e assim, acabem em uma posição diferente no detector, que teriam poucos fótons. Em particular, blocos de metal dispersam todos os fótons, de forma que o detector correspondente irá detectar fótons espalhados ocupando posição diferente da real (BOAS; FLEISCHMANN, 2012).

O ruído ocorre devido a um erro estatístico de baixa contagem de fótons, e resulta em faixas aleatórias finas brilhantes e escuras que aparecem preferencialmente na direção de maior atenuação. Com um aumento de ruído, objetos de alto contraste como ossos podem ainda estar

visíveis, mas os limites dos tecidos moles de baixo contraste podem ficar obscuros (BOAS; FLEISCHMANN, 2012).

O resultado dos artefatos de metal em imagens tomográficas são linhas radiolúcidas e radiopacas e faixas radiolúcidas que dificultam a visualização anatômica da região, podendo até impossibilitar o diagnóstico em algumas áreas (SCARFE; FARMAN, 2008), como, por exemplo, a identificação de fraturas radiculares (FONTONELE et al., 2021; FONTONELE et al., 2020b; KAJAN et al., 2018; MENEZES et al., 2016). Esses artefatos acontecem porque a densidade do metal está além da faixa normal que pode ser otimizada pelo computador (BARRET; KEAT, 2004). Essa influência negativa causada pelo aparecimento de artefatos de estrias escuras mimetizam as linhas de fratura atrapalhando o processo diagnóstico, levando a um diagnóstico e planejamento de tratamento incorretos e em alguns casos a extração desnecessária (CODARI et al., 2017).

Um bom design de tomógrafo minimiza alguns tipos de artefatos e alguns podem ser parcialmente corrigidos pelo software. Quando é impossível fazer a varredura da anatomia desejada sem incluir objetos metálicos, a formação de listras pode ser grandemente reduzida por meio de correções especiais de software. A ferramenta de redução de artefatos metálicos de alguns aparelhos é por vezes limitada, porque, embora as listras distantes dos objetos metálicos sejam removidas, permanece ainda uma perda de detalhe em torno da interface metal/tecido, que é frequentemente a principal área de interesse do diagnóstico. No entanto, em muitos casos o posicionamento cuidadoso do paciente e a seleção precisa dos parâmetros de varredura são os fatores mais importantes para minimizar a formação artefatos de imagem (BARRET; KEAT, 2004).

Os parâmetros de aquisição como a miliamperagem e a quilivoltagem, tipo de detector e algoritmos de reconstrução são parâmetros importantes que devem ser considerados ao adquirir uma varredura e avaliar a qualidade da imagem em termos de ruído de imagem, resolução de contraste e artefatos (GOLDMAN, 2007).

A corrente do tubo (mA) está em proporção direta com a quantidade de fótons de raios X que saem do tubo e, portanto, a dose de radiação e a tensão do tubo (kV) estão relacionadas ao potencial do tubo entre o cátodo e o ânodo e determinam a energia máxima de raios X (PAUWELS et al., 2015).

O primeiro passo antes de adquirir um exame de TCFC é definir os parâmetros de aquisição e exposição com base nas características dos pacientes, indicação do exame e área de interesse. Esses parâmetros são primordiais para adquirir uma imagem de alta qualidade

seguindo o princípio ALADAIP (KATKAR et al., 2016; OENNING et al., 2019; PANJNOUSH, 2016; CHINDASOMBATJAREON et al., 2011).

As restaurações metálicas, as coroas, os suportes, os implantes, os núcleos metálicos fundidos (NMF), e vários outros metais utilizados na prática odontológica são exemplos de estruturas que podem afetar a qualidade de uma imagem tomográfica (SCHULZE et al., 2011). Os efeitos dos artefatos resultam em diferentes tipos de deterioração da imagem, variando de estrias brilhantes que irradiam do metal, escurecimento de áreas na sua vizinhança e ainda a perda completa de valores de cinza entre objetos metálicos adjacentes. Como consequência, as regiões de interesse para o diagnóstico, planejamento ou acompanhamento não são corretamente visualizadas (PAUWELS et al., 2013).

Os pinos de fibra são materiais de baixa densidade que podem ser usados para restaurar dentes que necessitam de retenção intracanal; no entanto, os núcleos metálicos ainda são usados quando uma grande quantidade de dentina é perdida e não há ancoragem adequada para a restauração (GHOLAMI; KOHANI; AALAEI, 2017). Segundo Sarkis-Onofre et al. (2020), pinos de fibra de vidro e metal apresentam um desempenho clínico bom e semelhante.

Os núcleos metálicos fundidos, apesar de serem uma das mais antigas opções para restauração de dentes tratados endodonticamente, ainda continuam sendo muito empregados (MORO; AGOSTINHO; MATSUMOTO, 2005), desde que indicados segundo variáveis como a posição que o dente ocupa no arco dentário, o tipo de oclusão do paciente, a forma anatômica do canal radicular, além da reabilitação protética como um todo.

As ligas metálicas utilizadas para a confecção de NMFs são variadas, e a sua escolha é determinada por vários fatores, como o custo, biocompatibilidade, resistência a corrosão, dureza, entre outras características, que são consequências da constituição que apresentam (ANUSAVICE, 2005; NOORT, 2004). Atualmente as bases das ligas utilizadas nos NMF variam entre: ouro, paládio, prata, cobalto, níquel ou titânio e os elementos complementares são os mais variados.

As ligas de Níquel-Cromo (NiCr) são comumente utilizadas na prática clínica odontológica (GAËTA-ARAUJO et al., 2020). São ligas de metais básicos (não-nobres) e apresentam o níquel como seu componente principal, além de 20% de cromo, 4% de molibidênio e 2% de berílio. São ligas muito duras, e embora de difícil polimento, a superfície final polida é resistente a arranhões e a corrosão. As temperaturas de fusão variam de acordo com a composição, mas situam-se na faixa de 1200-1500 °C, consideravelmente maior que as ligas de ouro (McCABE; WALLS, 2006).

As ligas de Prata-Paládio são brancas e predominantemente compostas de prata, mas com uma quantidade substancial de paládio (pelo menos 25%), que fornece nobreza e promove a resistência à corrosão. Tais ligas foram introduzidas na década de 60 como uma alternativa às ligas de alto teor de ouro, porém elas ainda podem ou não conter uma pequena quantidade de ouro ou de cobre. As temperaturas de fundição estão na faixa das ligas amarelas de ouro (ANUSAVICE, 2005; NOORT, 2004).

Um dos problemas comumente associado aos núcleos metálicos é a possibilidade de induzirem à concentração de tensões no ápice radicular, por apresentarem módulo de elasticidade superior ao da dentina, quando da incidência de forças laterais no dente, podendo levar à fratura (LOURO; VIERA; FIRME, 2008).

Os materiais do canal radicular produzem um grau distinto de artefatos de imagem de TCFC devido à sua densidade e elementos componentes (DECURCIO et al., 2012). Poucos estudos avaliaram a capacidade dos cimentos de induzir artefatos de TCFC.

Os cimentos odontológicos comumente utilizados são o cimento de fosfato de zinco e os cimentos resinosos (OLIVEIRA et al., 2017). O cimento de Fosfato de zinco é um dos primeiros e mais antigos cimentos utilizados na odontologia. Apresenta baixo custo, fácil manipulação e ótimo escoamento, porém possui baixa adesão e alta solubilidade (RODRIGUES, 2015). O cimento resinoso mudou o paradigma do protocolo de cimentação tornando-se possível a redução da microinfiltração, aumentando a resistência e insolubilidade aos fluidos bucais, melhorando assim a propriedade mecânica (NAMORATTO et al., 2013).

Se dois ou mais materiais de alta densidade estiverem presentes no volume escaneado, artefatos são formados devido à absorção completa do feixe de raios X, resultando no cancelamento da intensidade incidente no detector e perda da informação do valor de cinza entre esses objetos (SCHULZE et al., 2011; PAUWELS et al., 2013; GAÊTA-ARAÚJO et al., 2020). Informações relevantes para a prática clínica, pois muitos pacientes que realizam TCFC possuem implantes ou outros materiais metálicos em sua arcada que ficarão dentro do FOV escolhido para aquisição do volume (FREITAS et al., 2018b).

Diante do exposto, os artefatos de imagem ameaçam a qualidade do diagnóstico das imagens geradas pelos tomógrafos e são alvo de estudos que pesquisam formas de eliminá-los ou pelo menos diminuí-los (FONTONELE et al., 2021; FONTONELE et al., 2020b; GAÊTA-ARAÚJO et al., 2020; FREITAS et al., 2018a; FREITAS et al., 2018b; PAUWELS et al., 2013; CODARI et al., 2017; BENIC et al., 2013; LIKUBO et al., 2016). Como sua intensidade pode ser influenciada pelo material, ou por características de escaneamento do tomógrafo, o presente estudo teve como objetivo avaliar a formação de artefatos formados por núcleos metálicos

fundidos, comparando dois tipos de ligas metálicas e cimentos, assim como a influência de diferentes parâmetros de mA e kV, e a influência da quantidade e posição de núcleos metálicos fundidos na arcada, escaneados em dois tomógrafos.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo geral

O presente estudo se propôs a avaliar os efeitos da quantidade de núcleos metálicos, das ligas metálicas e dos cimentos na formação dos artefatos em TCFC.

2.2 Objetivos específicos

- Avaliar subjetivamente e objetivamente os tipos e intensidade dos artefatos formados pelos núcleos metálicos fundidos de Níquel-Cromo e Prata-Paládio nas imagens dos tomógrafos;
- Avaliar subjetivamente e objetivamente os tipos e intensidade dos artefatos formados pelo núcleo cimentado com Cimento resinoso e Fosfato de zinco nas imagens dos tomógrafos;
- Comparar subjetivamente e objetivamente a intensidade dos artefatos segundo a variação de aparelhos;
- Comparar objetivamente a intensidade dos artefatos segundo os terços cervicais, médio e apicais dos núcleos nos aparelhos;
- Comparar subjetivamente e objetivamente a intensidade dos artefatos segundo a variação de parâmetro (mA e kV) no tomógrafo CS 9000 3D.
- Comparar subjetivamente e objetivamente a intensidade dos artefatos segundo a variação de número e posição de dentes com NMF nos aparelhos.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Delineamento do estudo

O estudo consistiu em uma pesquisa experimental *in vitro*.

3.2 Local do estudo

A pesquisa foi realizada nos Laboratórios de Prótese Dentária e Endodontia do Departamento de Odontologia da Universidade Estadual da Paraíba – UEPB para procedimentos de preparo da amostra.

Para aquisição das imagens, a pesquisa foi desenvolvida em dois locais: 1) Associação Brasileira de Odontologia – ABO Seção PB, João Pessoa – Paraíba, 2) Setor de Radiologia da Universidade Federal de Pernambuco – UFPE.

3.3 Aspectos éticos

O projeto foi cadastrado na Plataforma Brasil (ANEXO A) e submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Universidade Estadual da Paraíba com aprovação sob o número CAAE: 60637616.6.0000.5187 (ANEXO B). A pesquisa seguiu a resolução 466/12 do Conselho Nacional de Saúde (CNS) e está em conformidade com a Declaração de Helsinque.

O Termo de doação de dentes (ANEXO C) foi assinado pelo dentista que realizou as exodontias. Uma vez que não é possível identificar os indivíduos doadores dos dentes, sujeitos da pesquisa, não será aplicado o termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE) (APÊNDICE A).

O Termo de retirada do crânio e da mandíbula do Laboratório de Morfofisiologia do Curso de Odontologia do CAMPUS VIII/UEPB foi assinado pelo diretor do Centro de Ciências, Tecnologia e Saúde-CCTS UEPB (ANEXO D).

3.4 Amostra

Foram selecionados 20 pré-molares inferiores unirradiculares para a amostra e dois dentes extras, segundo observação dos critérios de inclusão e exclusão na análise de radiografias periapicais digitais, utilizando-se o aparelho de raios X Expert DC (Gendex® Dental System, Itália) e as placas de armazenamento de fósforo número 2 do sistema radiográfico digital Digora

Optime[®] (Milwaukee, WI, EUA), com 70 kV, 7 mA, tempo de exposição de 0,13 segundos e distância foco-filme de 32 cm. Todos os dentes foram inspecionados por transiluminação para verificar a ausência de fraturas radiculares.

Como critério de inclusão foram aceitos os dentes com raízes completamente formadas, dimensões semelhantes, canal radicular único e relativamente reto (inclinação máxima da raiz de $\leq 5^\circ$ de acordo com o método de Schneider – 1971).

Como critério de exclusão foi considerada a presença de nódulos pulpares, reabsorção interna e/ou externa, tratamento endodôntico prévio, multiplicidade de canais e anomalias.

3.5 Caracterização da amostra

Os 20 pré-molares foram divididos, aleatoriamente, em dois grupos experimentais, com dez dentes cada (n=10) segundo a liga metálica do núcleo metálico fundido, sendo eles:

Grupo Ni-Cr: Dentes que receberam núcleo metálico fundido de Níquel-Cromo;

Grupo Ag-Pd: Dentes que receberam núcleo metálico fundido de Prata-Paládio.

Na etapa final da pesquisa, os grupos foram subdivididos de acordo com o tipo de cimento utilizado:

Grupo NiCr-FOS: Dentes que receberam núcleo metálico fundido de Níquel-Cromo e foram cimentados com fosfato de zinco (n=5);

Grupo NiCr-ALL: Dentes que receberam núcleo metálico fundido de Níquel-Cromo e foram cimentados com cimento resinoso (n=5);

Grupo AgPd-FOS: Dentes que receberam núcleo metálico fundido de Prata-Paládio e foram cimentados com fosfato de zinco (n=5);

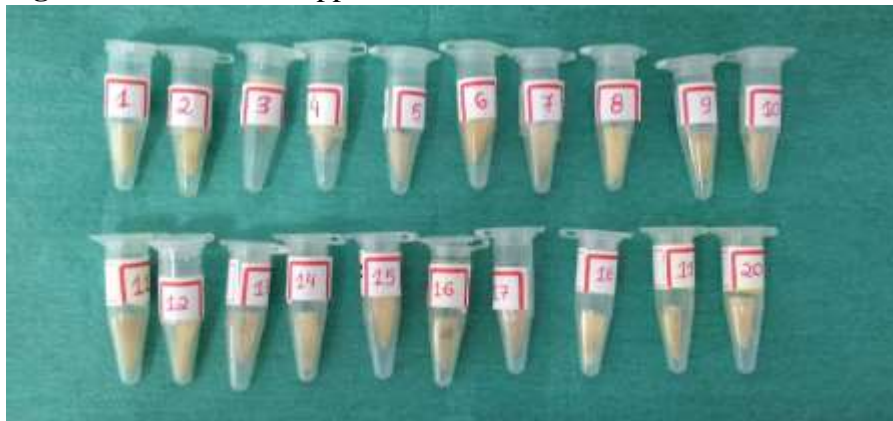
Grupo AgPd-ALL: Dentes que receberam núcleo metálico fundido de Prata-Paládio e foram cimentados com cimento resinoso (n=5).

3.6 Preparo das amostras

Os dentes pertencentes à amostra foram submetidos a raspagem radicular e alisamento da superfície, com auxílio de cureta periodontal (Trinity Odontologia, São Paulo, SP, Brasil). Em seguida, foram esterilizados em autoclave (M9UltraClave Dabi Atlante, Ribeirão Preto, SP, Brasil) e imersos em solução salina de NaCl 0,9% (ADV, Nova Odessa, São Paulo, Brasil) durante toda a pesquisa, exceto durante sua manipulação e após a obturação endodôntica. Todos os dentes permaneceram em temperatura ambiente.

Os espécimes selecionados tiveram sua porção coronária removida por meio de um corte perpendicular ao longo eixo da raiz, na altura da junção amelocementária com auxílio de um disco diamantado (KG Sorensen, Zenith Dental ApS, Agerskov, Dinamarca) e micromotor elétrico (LB 100, Beltec, Araraquara, SP, Brasil). Em seguida os dentes foram inseridos separadamente em tubos de polipropileno tipo Eppendorf (Micro Test Tubes 3810X standard – Eppendorf do Brasil Ltda, São Paulo, SP, Brasil), com solução salina (NaCl 0,9% - ADV, Nova Odessa, São Paulo, Brasil), identificados numericamente (Figura 1) e dispostos em um suporte, facilitando sua localização.

Figura 1 - Dentes nos Eppendorfs identificados numericamente.

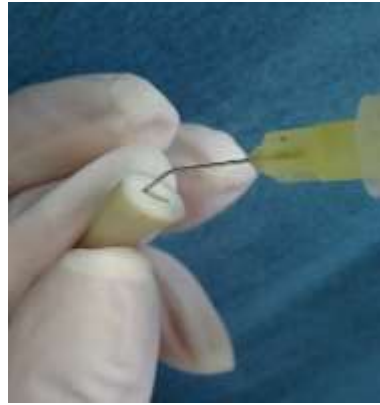


Fonte: Elaborada pelo autor, 20121.

3.6.1 Preparo do canal radicular

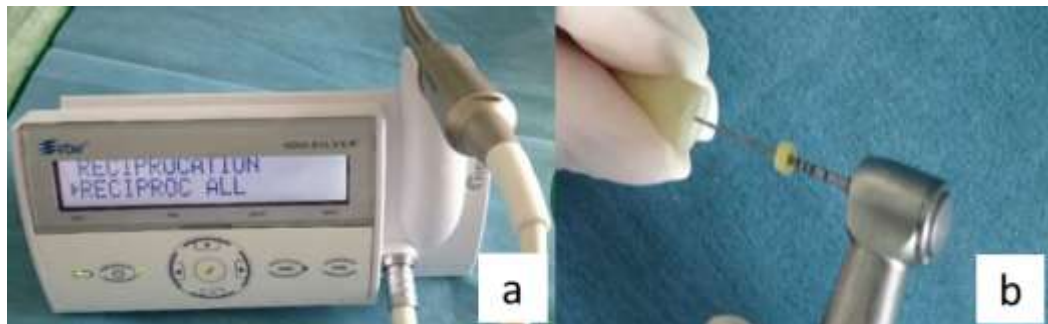
Os dentes tiveram o canal radicular irrigado com 2ml de hipoclorito de sódio a 2,5% (Ciclo farma, Serrana, SP, Brasil) (Figura 2) com auxílio de uma seringa para irrigação (Ultradent Products Inc., South Jordan, UT, EUA) e agulha Endo-Enze (Ultradent Products Inc., South Jordan, UT, EUA). Os dentes foram instrumentados com o sistema Reciproc R50 (VDW, Munique, Alemanha) (Figura 3 a e b). O diâmetro final do conduto correspondeu a 1/3 do diâmetro da raiz, o que foi respeitado até a última etapa para efeitos de comparação de áreas (Figura 4).

Figura 2 - Irrigação com 2 ml de hipoclorito de sódio a 2,5%.



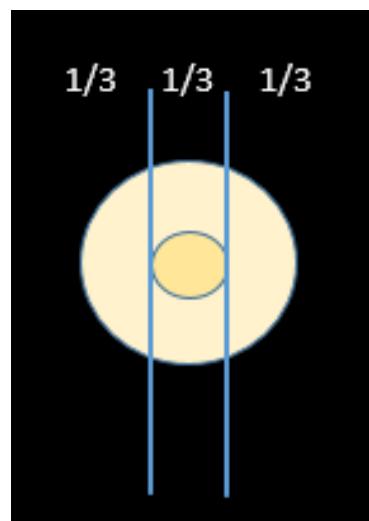
Fonte: Elaborada pelo autor, 20121.

Figura 3 - Instrumentação com sistema Reciproc R50. Motor (a). Posicionamento da lima (b).



Fonte: Elaborada pelo autor, 20121.

Figura 4 - Proporções entre o conduto e a dentina.



Fonte: Elaborada pelo autor, 20121.

Finalizada a instrumentação, os condutos radiculares passaram por uma irrigação final com 2 ml de ácido etileno diamino tetracético (EDTA) a 17% (Biodinâmica Química e

Farmacêutica Ltda, Ibioporã, PR, Brasil) (Figura 5), por 3 minutos sendo agitado com o auxílio de uma lima manual tipo k 15.

Figura 5 - Irrigação 2 ml de EDTA a 17%.

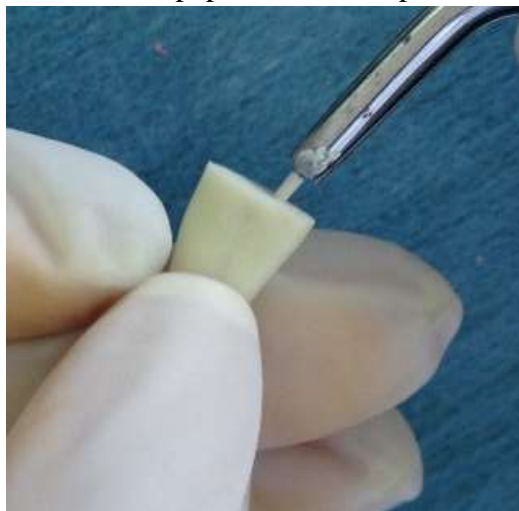


Fonte: Elaborada pelo autor, 20121.

3.6.2 *Obturação dos canais radiculares*

Após a instrumentação do canal radicular, os dentes foram obturados pela técnica de Compactação Termomecânica. Para isso foram utilizados cones de papel absorvente do sistema Reciproc (VDW, Munique, Alemanha) que possuíam a mesma conicidade dos instrumentos utilizados (Figura 6), além do cimento AH Plus (Dentsply, Rio de Janeiro, Brasil), com sua manipulação seguindo as recomendações do fabricante.

Figura 6.- Cones de papel absorvente para secar o canal.



Fonte: Elaborada pelo autor, 20121.

Esta técnica de Compactação Termomecânica foi executada através da adaptação de um cone de guta-percha (Reciproc R50, VDW, München, Alemanha) de tamanho e conicidade idênticos ao instrumento utilizado no preparo mecânico (Figura 7 a), seguida de pincelamento do cimento nas paredes do conduto e inserção do cone no comprimento real de trabalho (CRT) (Figuras 7 b e c).

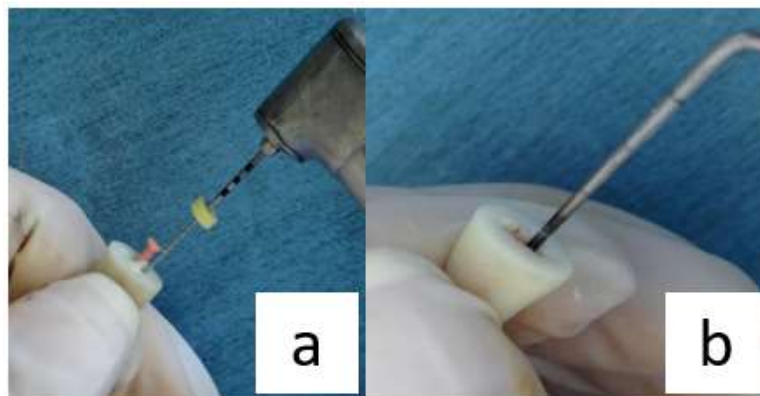
Figura 7 - Obturação. Adaptação do cone de guta percha (a). Inserção do cone com cimento no CRT (b e c).



Fonte: Elaborada pelo autor, 20121.

O termocompactador PacMac 45.04 de 21 mm (SybronEndo Dental Specialties, Glendora, CA, EUA), montado em contra-ângulo com rotação para a direita, foi inserido ao lado do cone (Figura 8 a). Quando acionado, em movimentos de bicada, o instrumento gerou fricção, amoleceu a guta-percha e a impulsionou apicalmente. A massa plástica foi compactada verticalmente com calcador frio (Figura 8 b).

Figura 8 - Termocompactação. Inserção da PacMac ao lado do cone (a). Compactação vertical (b).



Fonte: Elaborada pelo autor, 20121.

3.6.3 Ligas metálicas e caracterização por MEV/EDS

Foram escolhidas duas ligas com metais de número atômico diferentes e que são utilizadas na confecção de NMFs na prática clínica. Os elementos e suas porcentagens foram identificados nas tabelas dos fabricantes e avaliadas por meio da Microscopia eletrônica de varredura e Espectrometria de energia dispersiva (MEV/EDS).

Para o Grupo Ni-Cr foram confeccionados núcleos metálicos de Níquel-Cromo com a liga fabricada e distribuída pela Talmax Produtos de Prótese Dentária Ltda (Curitiba, PR, Brasil), FIT CAST-SB Plus. O quadro 1 mostra as porcentagens dos elementos informadas pelo fabricante e as encontradas pelo MEV/EDS e a figura 9 mostra o mapeamento da liga pelo MEV/EDS.

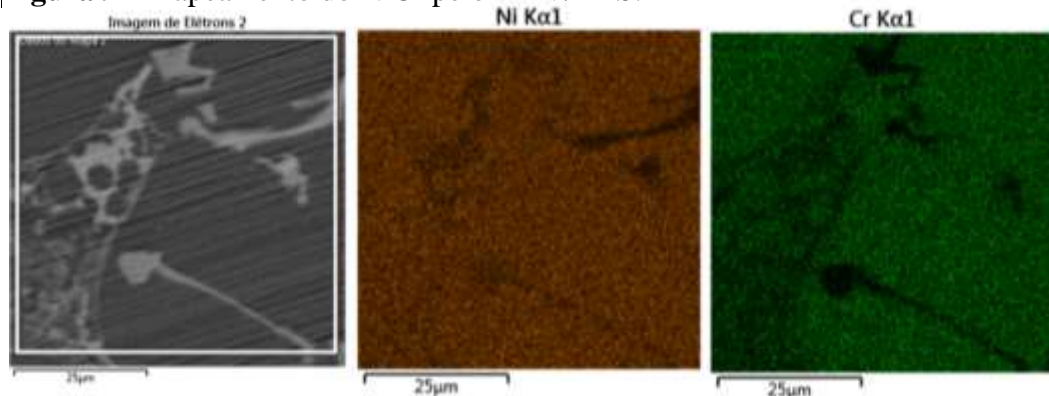
Quadro 1 - Composição da liga Níquel-Cromo.

COMPOSIÇÃO DA LIGA NÍQUEL-CROMO			FABRICANTE	MEV/EDS
DESCRIÇÃO	SÍMBOLO	NÚMERO ATÔMICO	%	%
Níquel	Ni	28	60,75%	62,3%
Cromo	Cr	24	25%	12,4%
Molibidênio	Mo	42	10%	4,1%
Silício	Si	14	2%	4,1%
Titânio	Ti	81	< 1%	*

* Elementos com porcentagens menor que 1% não são identificadas pelo MEV/EDS.

Fonte: Elaborada pelo autor, 20121.

Figura 9 - Mapeamento do NiCr pelo MEV/EDS.



Fonte: Elaborada pelo autor, 20121.

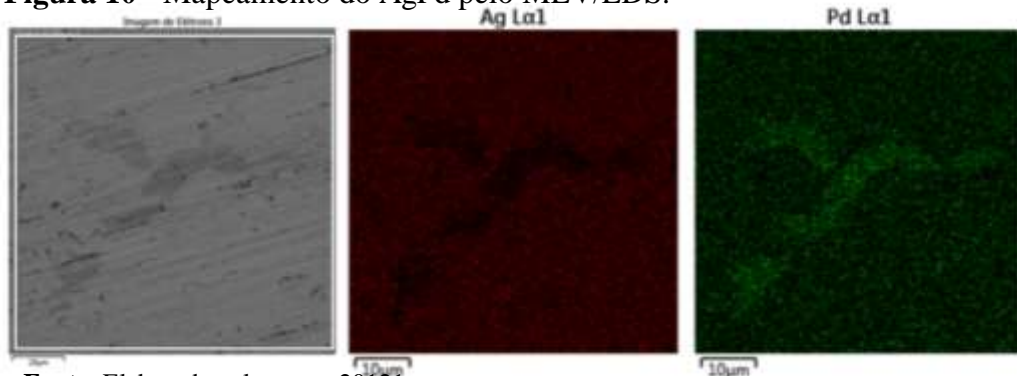
Para o Grupo Ag-Pd foram confeccionados núcleos metálicos de Prata–Paládio com a liga da La Croix Ligas Dentais (Rio de Janeiro, RJ, Brasil), PALAD PD-AG (LPD). A composição fornecida pelo fabricante e as encontradas pelo MEV/EDS estão indicadas no quadro 2. A figura 10 mostra o mapeamento da liga de AgPd.

Quadro 2 - Composição da liga Prata-Paládio.

COMPOSIÇÃO DA LIGA PRATA-PALÁDIO			FABRICANTE	MEV/EDS
DESCRIÇÃO	SÍMBOLO	NÚMERO ATÔMICO	%	%
Ouro	Au	79	7%	1,5%
Paládio	Pd	46	25%	22%
Prata	Ag	47	60%	64,4%
Cobre e outros	Cu	29	8%	11,3%

Fonte: Elaborada pelo autor, 20121.

Figura 10 - Mapeamento do AgPd pelo MEV/EDS.



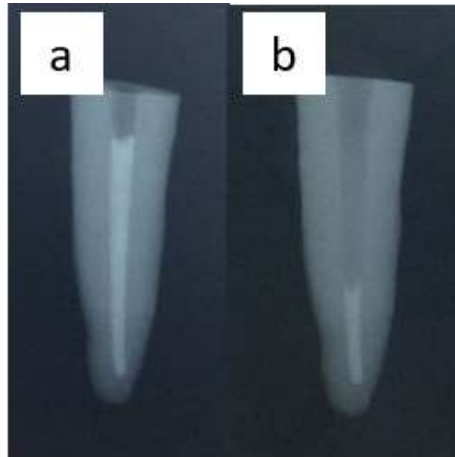
Fonte: Elaborada pelo autor, 20121.

3.6.4 Confeção dos núcleos metálicos fundidos

A confecção dos núcleos metálicos foi realizada pela técnica direta, que consiste na cópia idêntica da anatomia interna do conduto radicular. Inicialmente, foram desobturados 2/3 do comprimento do canal obturado (Broca Largo Peso nº 1 e nº 2, DENTSPLY/MAILLEFER, Brasil), observados através de uma radiografia periapical (Figuras 11 a e b). Com o limite adequado, o núcleo foi confeccionado em resina acrílica (Duralay) (Reliance Dental 13 Co, Worth, EUA) (Figura 12), para a moldagem do conduto. A parte coronária do NMF foi padronizada com o uso de uma matriz de sílica de condensação, base pesada, (Zetaplus,

Zhermack, Itália) (Figuras 13 a e b), para que núcleos maiores ou menores não viessem a interferir na quantidade de artefato. Os núcleos foram enviados ao laboratório protético para fundição (Figuras 14 a e b).

Figura 11 - Radiografias. Obturação (a). Desobturação (b).



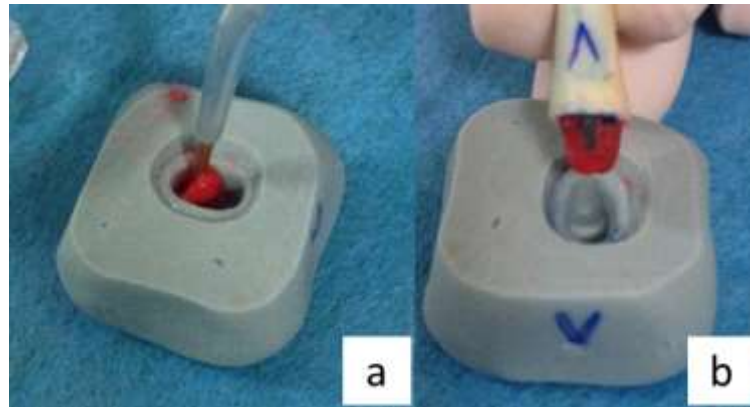
Fonte: Elaborada pelo autor, 20121.



Figura 12 - Padrão para fundição em resina acrílica Duralay.

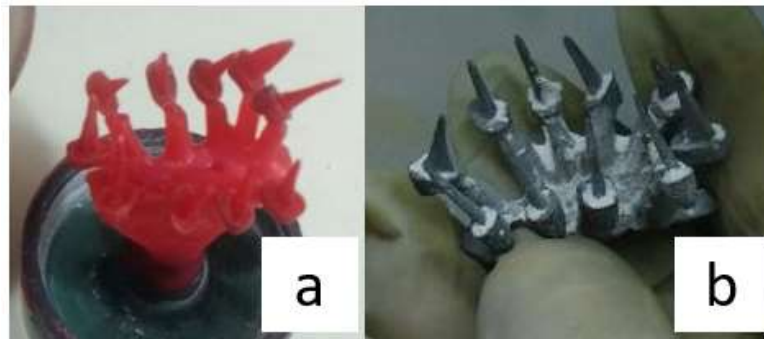
Fonte: Elaborada pelo autor, 20121.

Figura 13 - Matriz de Silicona de condensação. Inserção da resina (a). Remoção do conjunto/aspecto final (b).



Fonte: Elaborada pelo autor, 20121.

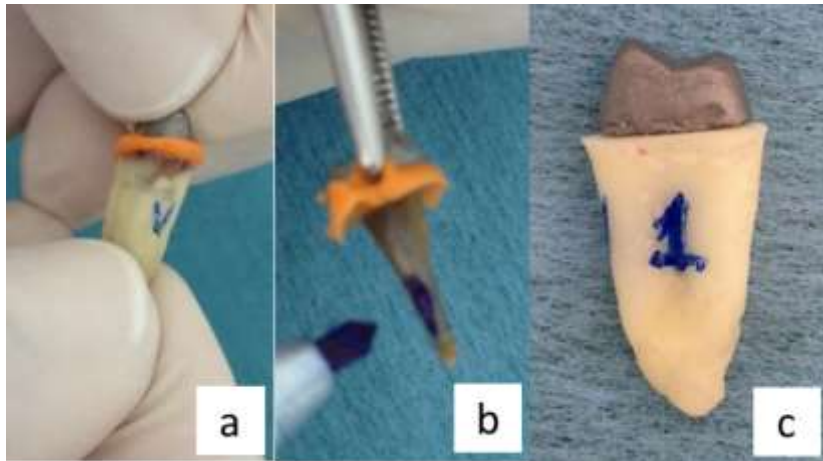
Figura 14 - Fundição NMF. Inicial (a). Final (b).



Fonte: Elaborada pelo autor, 20121.

Após a adaptação e instalação dos núcleos, com auxílio da base leve da silicona de condensação (Oranwash/Indurent, Zhermack, Itália) (Figuras 15 a, b e c), uma radiografia periapical foi realizada para avaliar a adaptação do núcleo metálico no canal radicular (Figura 16). As figuras 17 e 18 mostram todos os núcleos da amostra confeccionados.

Figura 15 - Adaptação do NMF. Moldagem com silicona leve (a). Adaptação final (b).



Fonte: Elaborada pelo autor, 20121.

Figura 16 - Rx para verificar a adaptação do NMF.



Fonte: Elaborada pelo autor, 20121.

Figura 17 - Núcleos MF de NiCr.



Fonte: Elaborada pelo autor, 20121.

Figura 18 - Núcleos MF de AgPd.



Fonte: Elaborada pelo autor, 20121.

3.6.5 Cimentação dos núcleos

Os núcleos serão posicionados e cimentados no conduto com dois tipos de cimentos, seguindo todas as recomendações do fabricante.

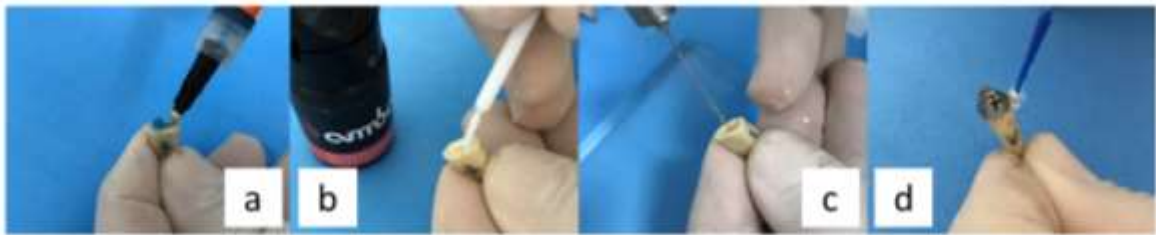
Cimento resinoso dual AllCem (FGM, Santa Catarina, Brasil). O quadro 3 mostra a composição e as porcentagens e as figuras 19 e 20 (a, b, c e d) o mapeamento pelo MEV/EDS e a manipulação do cimento, respectivamente.

Quadro 3 - Composição do Cimento AllCem (FGM, Santa Catarina, Brasil).

COMPOSIÇÃO DO CIMENTO ALLCEM (FGM)			
DESCRIÇÃO	SÍMBOLO	NÚMERO ATÔMICO	MEV/EDS
Bisfenol-A-diglicidileter dimetacrilato (Bis-GMA)			
Bisfenol-Adiglicidileter dimetacrilato etoxilado (Bis-EMA)			
Trietileno glicol dimetacrilato (TEGDMA)			
Coiniciadores, iniciadores (canforquinona e peróxido de dibenzoila) e estabilizantes			
Micropartículas de vidro de bário-alumino silicato	Ba	56	<0,25
	Al	13	1,16
	Si	14	6,53
Nanopartículas de dióxido de silício	Si	14	6,53
Oxigênio	O	8	47,62
Carbono	C	6	44,69

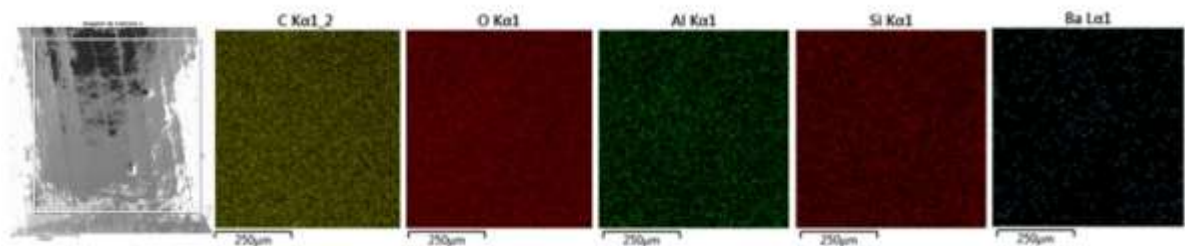
Fonte: Elaborada pelo autor, 20121.

Figura 19 - Mapeamento do AllCem pelo MEV/EDS.



Fonte: Elaborada pelo autor, 20121.

Figura 20 - Cimentação AllCem (a, b, c e d).



Fonte: Elaborada pelo autor, 20121.

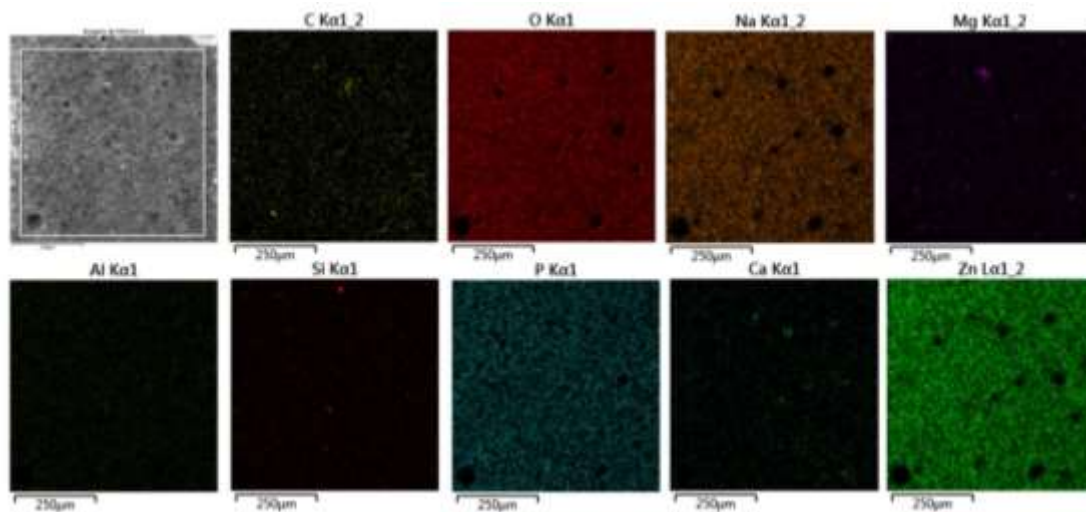
Cimento de fosfato de zinco (Cimento de Zinco, S.S. White, Rio de Janeiro, Brasil). O quadro 4 mostra a composição e as porcentagens e as figuras 21 e 22 (a, b, c e d) o mapeamento pelo MEV/EDS e a manipulação do cimento, respectivamente.

Quadro 4 - Composição do Cimento Fosfato de zinco (S.S. White, Rio de Janeiro, Brasil).

COMPOSIÇÃO DO CIMENTO FOSFATO DE ZINCO (S.S. WHITE)			
DESCRIÇÃO	SÍMBOLO	NÚMERO ATÔMICO	MEV/EDS
Óxido de Zinco	Zn	30	46,89
Óxido de magnésio	Mg	12	3,48
Hidróxido de Alumínio	Al	13	1,11
Oxigênio	O	8	36,27
Fósforo	P	15	9,10
Sódio	Na	11	2,12
Cálcio	Ca	20	0,72
Silício	Si	14	0,35
Corantes			
Ácido Fosfórico			
Água destilada			

Fonte: Elaborada pelo autor, 20121.

Figura 21 - Mapeamento do Fosfato de zinco pelo MEV/EDS.



Fonte: Elaborada pelo autor, 20121.

Figura 22 - Cimentação Fosfato de Zinco (a, b, c e d).



Fonte: Elaborada pelo autor, 20121.

Após a cimentação, uma radiografia periapical foi realizada para avaliar a adaptação final do núcleo metálico ao canal radicular (Figura 23).

Figura 23. Radiografia após cimentação.

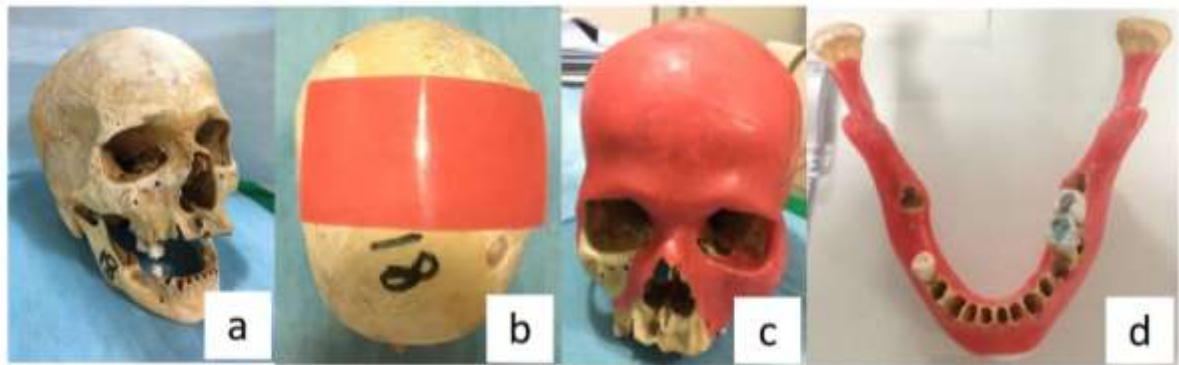


Fonte: Elaborada pelo autor, 20121.

3.7 Preparo do crânio e mandíbula

Para simular as condições clínicas e a interferência dos tecidos moles na formação da imagem durante as tomografias a amostra foi posicionada em um crânio e mandíbula. Os mesmos foram recobertos com uma camada de 5 mm de espessura de cera rosa nº 7 (Lysanda, São Paulo, Brasil) (Figuras 24 a, b, c e d e 25 a e b).

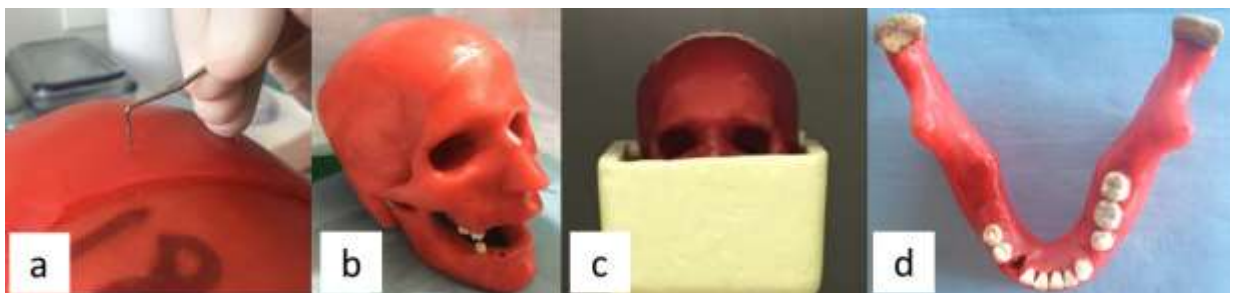
Figura 24 - Recobrimento do crânio (a, b, c) e mandíbula (d) com cera.



Fonte: Elaborada pelo autor, 20121

Os dentes foram posicionados no alvéolo do canino inferior direito envoltos por uma fina camada de cera rosa nº 7. O conjunto crânio/mandíbula foi colocado numa caixa de isopor retangular contendo água para simular uma situação clínica (Figura 25 c). Outros dentes (sem restaurações metálicas) foram posicionados nos alvéolos inicialmente vazios para simular a arcada de um paciente dentado (Figura 25 d) (adaptado de PINTO et al., 2016).

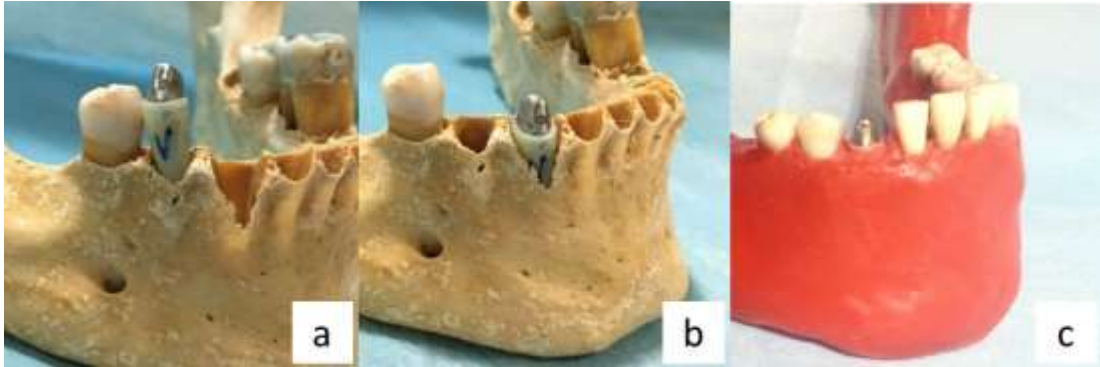
Figuras 25 - Camada de 5mm de espessura de cera (a) e o aspecto final (b). Conjunto crânio/mandíbula dentro da caixa de isopor com água (c). Aspecto final da mandíbula dentada (d).



Fonte: Elaborada pelo autor, 20121.

Apesar da amostra ser toda representada por pré-molares, o alvéolo do canino foi o que conseguiu receber os dentes de forma que todos pudessem ficar posicionados no nível da base do osso alveolar (Figuras 26 a, b e c).

Figuras 26 - Escolha do alvéolo para inserção da amostra. Alvéolo do pré-molar (a) e alvéolo do canino (b e c).



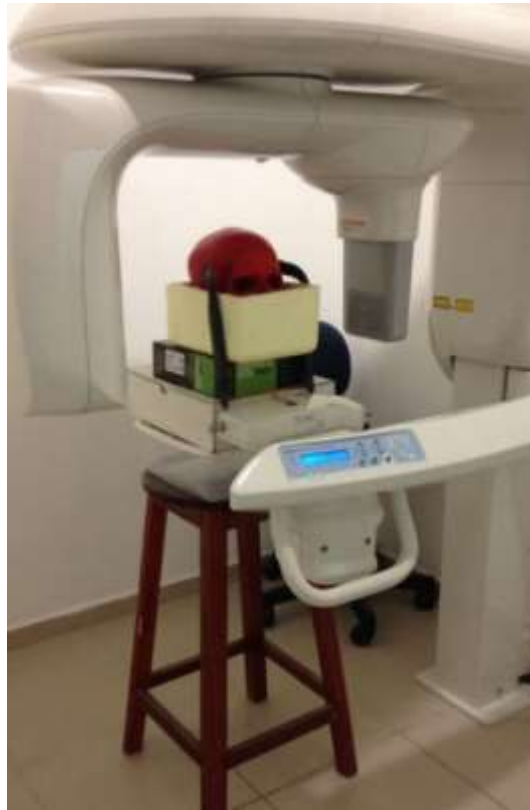
Fonte: Elaborada pelo autor, 20121

3.8 Aquisição das imagens

As imagens foram adquiridas utilizando os aparelhos Carestream Dental (KODAK CS 9000 3D) e i-CAT Cone Beam 3D Imaging System scanner (Imaging Sciences International, Hatfield, Pennsylvania, USA).

O aparelho KODAK CS 9000 3D (Carestream Dental) apresenta um feixe cônico com sensor CMOS de fibra óptica, escala de cinza de 16 bits, campo de visão fixo de 5 cm x 3,75 cm, voltagem do tubo de 60-90 kV, corrente do tubo de 2-15 mA, voxel de 76, 100 ou 200 μ m e o tempo de reconstrução de imagem de aproximadamente 2 minutos. Os escaneamentos foram realizados mantendo um tamanho de voxel de 0,100 mm, e o tempo de exposição foi de 10,80 segundos (Figura 27), utilizando quatro protocolos de exposição – 85 kV/6,3 mA, 85 kV/10 mA, 90 kV/6,3 mA, 90 kV/10 mA.

Figura 27 - Escaneamento no tomógrafo Carestream CS 9000 3D.



Fonte: Elaborada pelo autor, 20121

As imagens tomográficas foram salvas em formato DICOM (.dcm) para posterior visualização nos programas próprios do sistema utilizado (CS 3D Imaging Software – Carestream Dental Rochester, NY, EUA).

No tomógrafo i-CAT o escaneamento foi realizado utilizando 120 kV/5 mA, mantendo o tamanho de voxel de 0,125 mm, o tempo de exposição de 12,6 segundos e FOV de 6 x 8 cm fixo. As imagens foram visualizadas utilizando o software próprio do sistema Xoran CAT™, v. 3.0.34 software (Xoran Technologies, Ann Arbor, MI) (Figura 28).

Figura 28 - Escaneamento no tomógrafo i-CAT.



Fonte: Elaborada pelo autor, 20121

As imagens tomográficas foram salvas em formato XORAM (.xstd) para posterior visualização no software próprio do sistema Xoran CAT™, v. 3.0.34 software (Xoran Technologies, Ann Arbor, MI).

O escaneamento foi realizado em duas condições orais estabelecidas e denominadas de DENTE ÚNICO (com os dentes vazios, com os núcleos passivamente adaptados e cimentados), e DENTES DUPLOS ARCADA OPOSTA (com as mesmas situações), utilizando dois protocolos de exposição descritos dos dois equipamentos, de acordo com a descrição na figura 27.

Figura 29 - Descrição das condições de escaneamento.



DENTE ÚNICO		VAZIO	Dente desobturado/vazio
		PASSIVO	Dente com o núcleo passivo/adaptado
		CIMENTADO	Núcleo MF cimentado
DENTES DUPLOS ARCADEA OPOSTA		VAZIO	Dente desobturado/vazio e um outro núcleo MF da mesma liga na hemiarcada oposta (também em alvéolo de canino)
		PASSIVO	Dente com o núcleo passivo/adaptado e um outro núcleo MF da mesma liga na hemiarcada oposta (também em alvéolo de canino)
		CIMENTADO	Núcleo MF cimentado e um outro núcleo com o mesmo cimento na hemiarcada oposta

Fonte: Elaborada pelo autor, 20121

Na etapa final da pesquisa as amostras (cimentadas) foram escaneadas com duas outras condições para avaliar a influência da posição e quantidade de metais na arcada (Figura 30) (CS 9000 3D 85kV, 6,3mA; i-CAT 120kV, 5 mA):

- DENTES DUPLOS MESMO LADO – com o dente extra na mesma hemi-arcada, vizinho a amostra.
- DENTES TRIPLOS – com dois dentes extras, um vizinho a amostra e o outro na hemi-arcada oposta.

Figura 30 - Descrição das condições de escaneamento.

DENTES DUPLOS MESMO LADO		CIMENTADO	Com o dente extra na mesma hemi-arcada, vizinho a amostra.
DENTES TRIPLOS		CIMENTADO	Com dois dentes extras, um vizinho a amostra e o outro na hemi-arcada oposta.

Fonte: Elaborada pelo autor, 20121

3.9 Treinamento e calibração

Para as análises subjetivas dois observadores foram previamente calibrados utilizando CS 3D Imaging Software (programas de visualização do sistema tomográfico). O coeficiente Kappa inter-observador foi de 0.400 para halos hipodensos, 1.000 para linhas hipodensas e 0.700 para linhas hiperdensas. O coeficiente de Kappa intraobservador, para o observador 1, foi de 1.000 para halos hipodensos, 0.700 para linhas hipodensas e hiperdensas. O coeficiente de Kappa intraobservador, para o observador 2, foi de 0.550 para halos hipodensos, 0.625 para linhas hipodensas e 0.550 para linhas hiperdensas. As análises quantitativas foram realizadas por um único observador, utilizando a ferramenta threshold do programa ImageJ (*National Institutes of Health, Bethesda, MD, USA, <http://rsb.info.nih.gov/ij/>*).

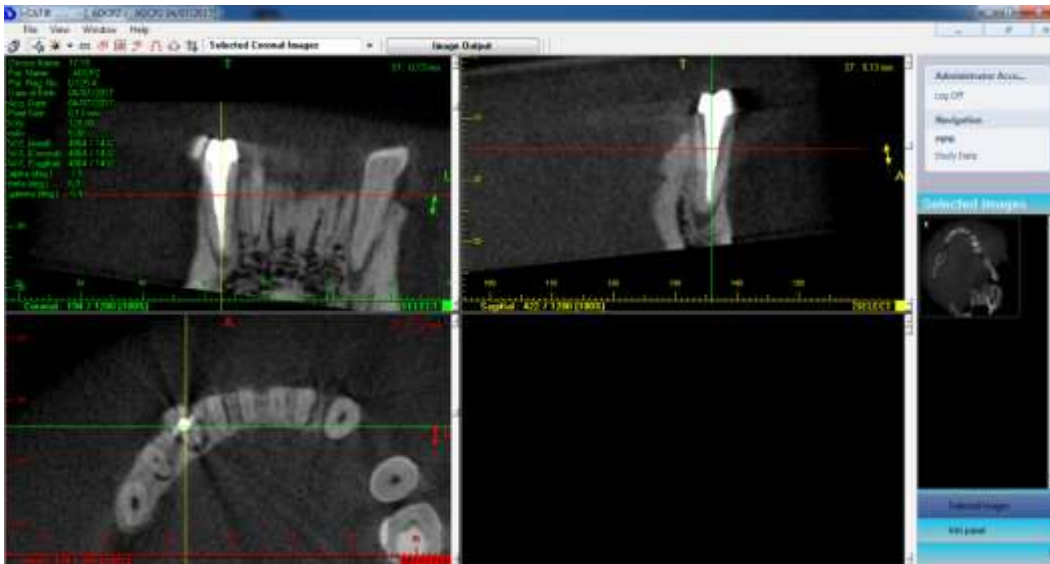
3.10 Análise das imagens

3.10.1 Análise Subjetiva

Para análise subjetiva volumétrica, dois radiologistas (orais e maxilofaciais) com um mínimo de 7 anos de experiência em análise de imagens tridimensionais, treinados e calibrados, realizaram individualmente a análise subjetiva para avaliar o padrão de artefato das imagens. Os observadores receberam instruções verbais, práticas e escritas. Os ajustes de zoom, brilho e configurações de contraste foram deixados a critério de cada observador.

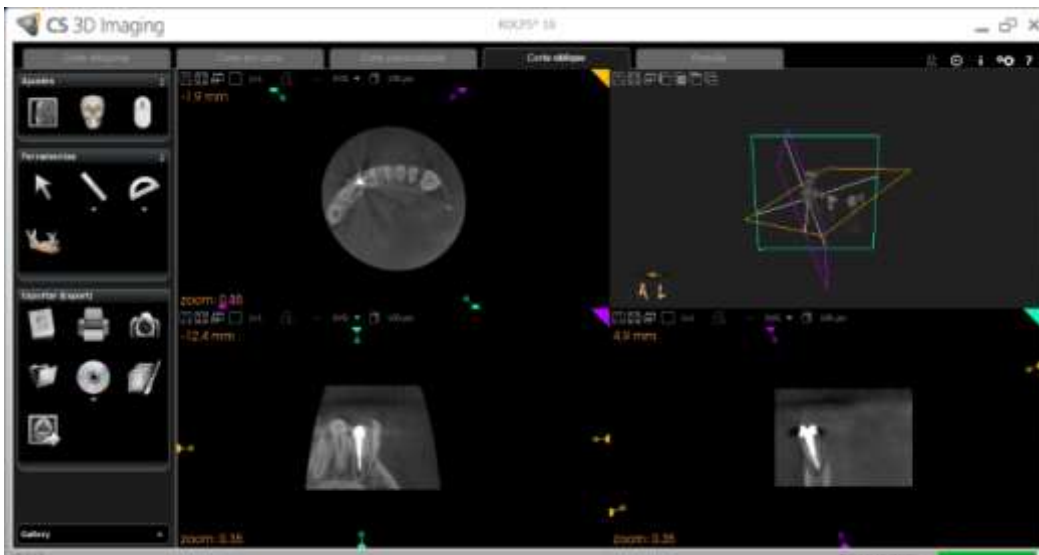
As imagens foram fornecidas sem dados de identificação e em ordem aleatória gravadas em HD externo (Samsung Modelo HX-M500TCB/G 500GB). Os volumes foram visualizados usando CS 3D Imaging Software (v3.1.9, Carestream Dental Rochester, NY, EUA) (Figura 31), e no software próprio do sistema Xoran CAT™, v. 3.0.34 software (Xoran Technologies, Ann Arbor, MI) (Figura 32). Exibidas no monitor a cores Ultra fina da DELL de 24 polegadas (Dell Inc, Austin, EUA) em uma sala silenciosa com luz esmaecida. Os observadores poderiam percorrer o volume tomográfico em todos os sentidos para avaliação dos artefatos. Foi sugerido uma quantidade diária de 15 volumes para avaliação com intervalo mínimo de 24h, porém cada avaliador ficou à vontade para escolher seu limite, não ultrapassando 50 imagens no dia.

Figura 31 - CS 3D Imaging Software.



Fonte: Elaborada pelo autor, 20121

Figura 32 - Xoran CAT™, v. 3.0.34 Software.



Fonte: Elaborada pelo autor, 20121

Os observadores receberam um informativo com orientações sobre a avaliação e quadros para preenchimento da escolha das intensidades dos artefatos (ANEXO E). Os Artefatos dos núcleos metálicos foram classificados como: Ausência (0), presença moderada (1) e presença severa (2) para halo hipodenso (bandas escuras), linhas finas hipodensas (linhas escuras) e as linhas hiperdensas (raias) (Quadro 5) (FREITAS et al., 2018a). As imagens dos dentes vazios também foram classificadas como grupo de controle devido aos possíveis efeitos

dos diferentes parâmetros a serem estudados na formação de artefato, assim como a influência de núcleos metálicos presentes na arcada.

Quadro 5 - Classificação e escores da avaliação subjetiva de artefatos.

Volume <u> </u> X <u> </u>	Halo Hipodenso	Linhas Hipodensas	Linhas Hiperdensas
Ausência (0)			
Presença moderada (1)			
Presença severa (2)			

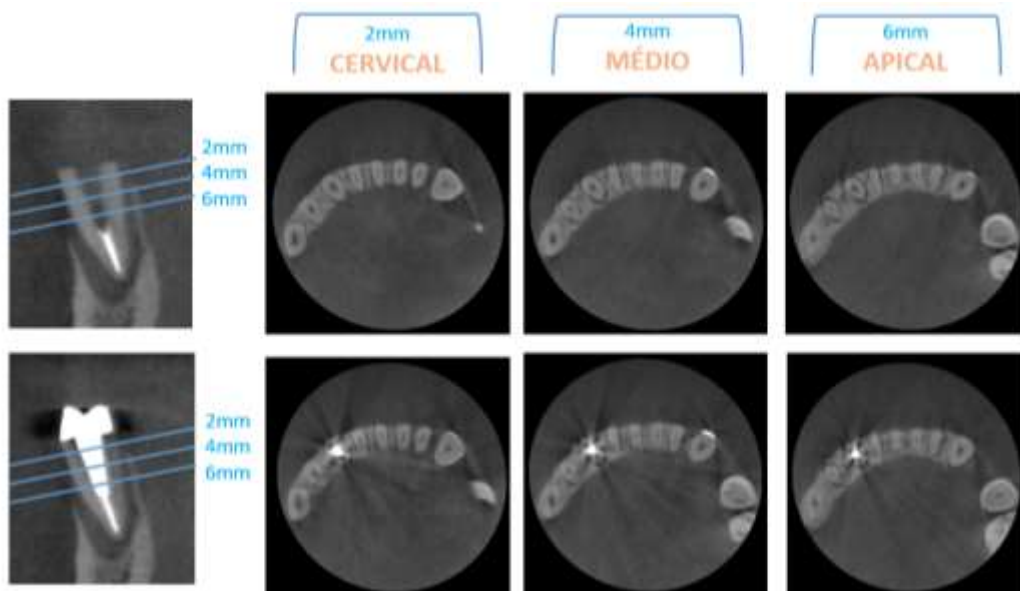
Fonte: Elaborada pelo autor, 20121

3.10.2 Análise Objetiva

De modo quantitativo, a presença dos artefatos foi mensurada através do programa livre ImageJ, de acesso aberto, versão 1.41 (desenvolvido pelo *National Institutes of Health* (NIH), Bethesda, MD, EUA, <http://rsb.info.nih.gov/ij/>), que dispõe de ferramentas que possibilitam o uso de filtros, parâmetros de segmentação e realização de mensurações.

Cada arquivo DICOM ou XORAM (dentes vazios e com os núcleos passivos ou cimentados) foi lido no software nativo do scanner e três fatias axiais da raiz foram selecionadas e exportadas como uma imagem de Tiff. As fatias representavam o terço cervical, médio e apical do núcleo, sendo selecionadas a 2, 4 e 6 mm, respectivamente, da junção amelocementária (onde foi feito o corte para separar a coroa da raiz) (Figura 33).

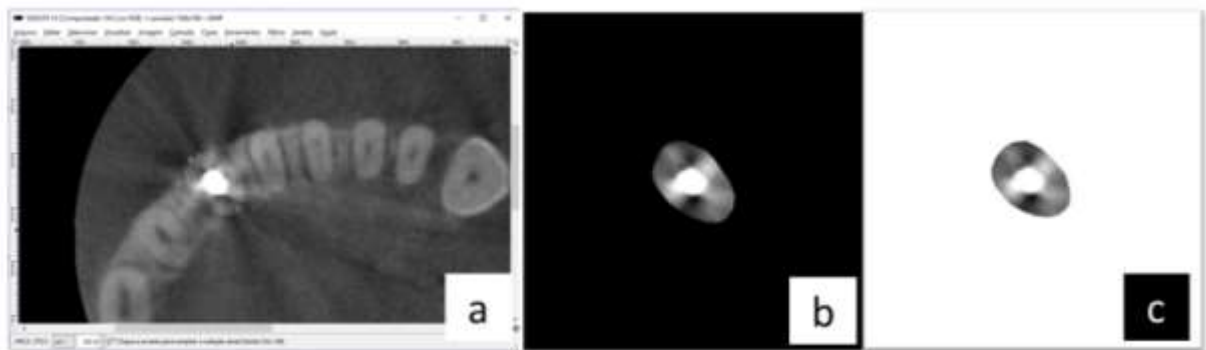
Figura 33 - Fatias selecionadas (terço cervical, médio e apical do núcleo).



Fonte: Elaborada pelo autor, 20121

As imagens axiais foram importadas no software *GNU Image Manipulation Program* (GIMP) (versão 2.8.14. A Equipe GIMP, EUA, disponível em: <http://www.gimp.org/>) e a região correspondente a toda área de raiz foi selecionada com a ferramenta de seleção livre visualizadas com um zoom de 200x (Figura 34 a). As imagens resultantes foram fixadas em escala de 8 bits (256 níveis de cinza), salvas com um fundo preto e branco no formato JPEG (Figura 34 b e c) e importados para ImageJ.

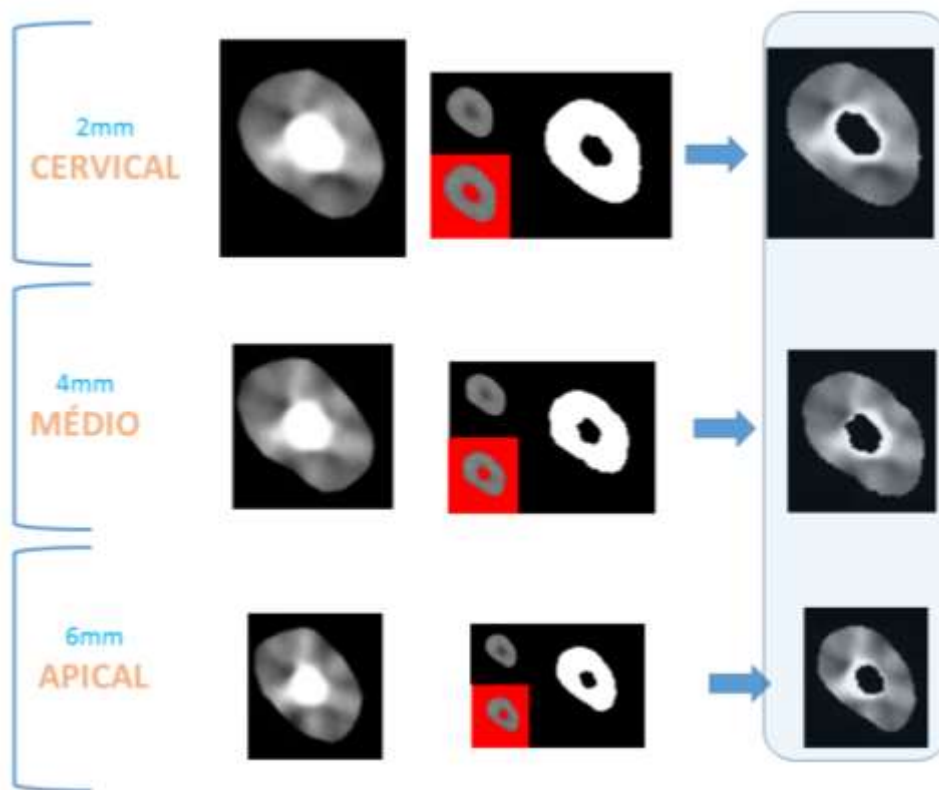
Figura 34 - Seleção da área de raiz no programa GIMP (a). Área selecionada da raiz no fundo preto (b). Área selecionada da raiz no fundo branco (c).



Fonte: Elaborada pelo autor, 20121

Para remoção da área correspondente ao núcleo nas imagens com o núcleo passivo e cimentado, que no caso não correspondem ao artefato de imagem, foi feita uma sobreposição entre as imagens do dente vazio e do dente com o núcleo (passivamente adaptado e cimentado). Esse processamento foi realizado no programa ImageJ, nos três terços (cervical, médio e apical do núcleo) para a aquisição de uma imagem final de cada fatia axial (Figura 35).

Figura 35 - Processamento entre a imagem do dente com o núcleo e a imagem do dente vazio.



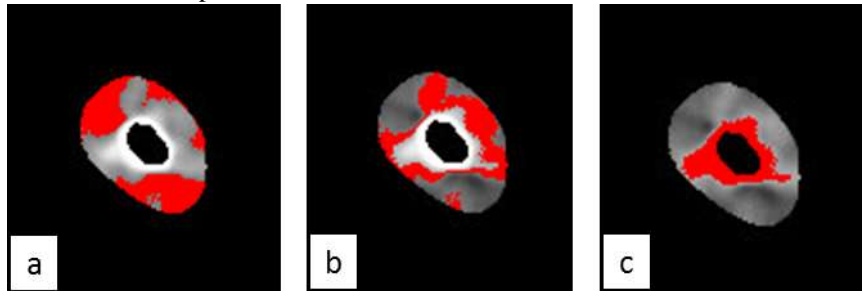
Fonte: Elaborada pelo autor, 20121

Para o processamento das imagens, a imagem do dente vazio foi duplicada e foi aplicado a ferramenta Threshold de forma a selecionar o conduto vazio juntamente com o background (região preta). Com a imagem estabelecida, foi aplicado um binário, isto é, determinou que a parte selecionada ficasse correspondente a 0 (Zero) e a parte livre no caso dentina, seja igual a 255. Para possibilitar o processo, o binário deve ficar como zero e 1, logo foi feita a subtração de 254. A área do núcleo e background ficou correspondente a 0 e a dentina a 1. Foi feito então o processamento do cálculo da imagem, que no programa é uma multiplicação, do binário que tem o conduto vazio e dentina com a imagem com o núcleo e dentina. Como resultado, a parte da imagem correspondente ao núcleo foi excluída da imagem final.

A ferramenta Threshold do ImageJ também foi usada para determinar as áreas correspondentes aos artefatos hipodensos de imagem num limite de acordo com os valores de pixel da imagem avaliados pela seleção do range (Figura 36 a), assim como as áreas de artefatos hiperdensos (Figura 36 c) e o remanescente de dente (dente não afetado por artefatos) (Figura 36 b).

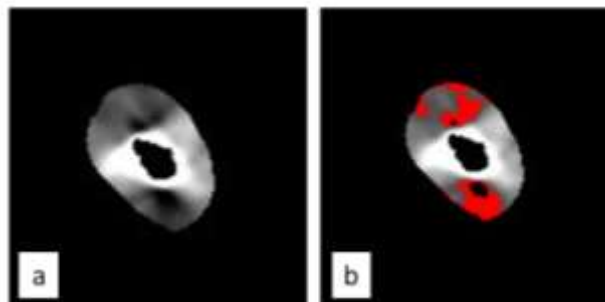
Figura 36 - Seleção da área correspondente aos artefatos com a ferramenta Threshold. Hipodenso (a). Dente não afetado (b). Hiperdenso (c).

Fonte: Elaborada pelo autor, 20121



Quando o artefato hipodenso era muito intenso, existia uma impossibilidade de realizar a sua seleção, pois a região apresentava o mesmo valor de pixel do fundo da imagem e da região do núcleo (Figuras 37 a e b), sendo então utilizada a imagem de fundo branco nesses casos (Figura 38).

Figura 37 - Artefato hipodenso muito intenso (a). Dificuldade de seleção da área correspondente aos artefatos hipodenso com a ferramenta Threshold, em alguns casos, no fundo preto (b).



Fonte: Elaborada pelo autor, 20121

Figura 38 - Seleção da área correspondente ao artefato Hipodenso com a ferramenta Threshold, na imagem com o fundo branco.



Fonte: Elaborada pelo autor, 20121

Em seguida, as porcentagens dessas áreas foram calculadas com base em cada valor de cada área dividido pela soma de todas as áreas.

3.11 Análise estatística

Os dados foram analisados a partir de estatística descritiva e inferencial. Para as análises subjetivas, as variáveis dependentes foram: halo hipodenso, linha hipodensa e estria hiperdensa. Para as análises objetivas, as variáveis dependentes foram: percentual de artefatos hipodensos, percentual do dente e percentual de artefatos hiperdensos. As variáveis foram inicialmente caracterizadas descritivamente a partir de medidas de tendência central, de dispersão e de posição e tiveram sua normalidade verificada a partir do teste de Kolmogorov-Smirnov. Como as variáveis apresentaram distribuição não-normal, foram empregados testes não-paramétricos.

O teste de Mann-Whitney foi empregado para comparação dos artefatos entre as ligas e entre os cimentos. O teste de Wilcoxon foi utilizado para comparação dos artefatos entre as condições orais, entre os parâmetros de exposição e entre os distintos aparelhos. Empregou-se o teste de Friedman com correção de Dunn para comparação entre as condições orais dentes duplos mesmo lado, dentes duplos lado oposto e dentes triplos. Todas as análises foram realizadas utilizando o software *Statistical Package for the Social Sciences* (SPSS para Windows, versão 25.0, IBM Corp., Armonk, NY, EUA) com um nível de significância de 5%.

5 RESULTADOS

Os resultados serão descritos conforme a apresentação do artigo. O link das normas da revista encontra-se no Anexo F.

ARTIGO 1:

EFFECT OF METAL POSTS, ENDODONTIC CEMENT AND EXPOSURE PARAMETERS ON CBCT ARTIFACT

ARTIGO 2:

ASSESSMENT OF CBCT ARTIFACT IN THE PRESENCE OF MULTIPLE METAL POSTS WITHIN THE FOV

ARTIGO 1**Research article****EFFECT OF METAL POSTS, CEMENTS AND EXPOSURE PARAMETERS ON CBCT ARTIFACT**

Shortened version of the title: DENTAL MATERIAL CBCT ARTIFACT

Ana Priscila Lira de Farias Freitas; Department of Oral Diagnosis, State University of Paraíba, Campina Grande – PB, Brazil;

Daniela Pita de Melo; Department of Oral Diagnosis, State University of Paraíba, Campina Grande-PB, Brazil.

Correspondence Author:

Daniela Pita de Melo,

Rua Baraúnas, 351 – Bairro Universitário Campina Grande-PB, CEP 58429-500

Fax: +55 83 3315 3300.

E-mail: danipita@gmail.com

Date of Submission: xxxxxx

ABSTRACT

Objectives: To assess the intensity of artifacts produced by two metal posts, two cements and different exposure parameters scanned using two CBCT units. **Material and Methods:** The sample was composed of 20 single-rooted premolars, divided into four groups: Ni-Cr/zinc phosphate; Ni-Cr/resin cement; Ag-Pd/zinc phosphate; Ag-Pd/resin cement. The sample was scanned, before and after post insertion and cementation, using CS 9000 3D with four exposure parameters- 85 kV (6,3 and 10 mA)/90 kV (6,3 and 10 mA), and i-CAT scanner with 120 kV and 5 mA. The presence of artifact was assessed subjectively by two observers and objectively by a trained observer using ImageJ software. Mann-Whitney, Wilcoxon, weighted Kappa and chi-square tests were used to assess data. The confidence level was set at 95% ($\alpha < 0.05$). **Results:** For the subjective analyses, AgPd presented more hypodense and hyperdense lines than NiCr ($p < 0.001$), and more hypodense halos for i-CAT ($p < 0.05$). 10 mA presented more hypodense halos, hypodense and hyperdense lines than 6.3 mA ($p < 0.05$). 85 kV presented more hypodense halos than 90 kV ($p < 0.05$). CS 9000 3D presented more hypodense and hyperdense lines than i-CAT ($p < 0.001$). For the objective analyses, AgPd presented more hyperdense and hypodense artifacts than NiCr ($p < 0.05$). Zinc phosphate cemented posts presented more hyperdense artifacts when scanned with CS 9000 3D ($p < 0.05$). CS 9000 3D presented more artifacts than i-CAT ($p < 0.05$). **Conclusion:** High atomic number alloys, higher tube current and lower tube voltages may increase the artifacts present in CBCT images.

Keywords: Artifacts, Metals, Cone-Beam Computed Tomography.

INTRODUCTION

The use of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) technology in clinical dental practice has improved dental diagnostic imaging, allowing the assessment of unique three-dimensional images what was not possible to achieve assessing conventional dental images¹. However, CBCT has limitations related to its cone-beam projection geometry such as noise, poor soft tissue contrast and artifacts¹. Artifact is an undesirable phenomenon that can degrade image quality and compromise the diagnostic process² and is defined as a visualized structure in the reconstructed data that is not present in the object under investigation³.

The intensity of artifacts depends on the density of the materials present on the scanned area. Dental materials usually present high density to provide radiopaque images for their identification on radiographic images; therefore, they usually present increased artifact intensity³. The intensity of artifacts produced by high-density materials, like metal posts (MP), is directly related to the atomic number of their constituents and the higher this number, the greater the degradation of image quality^{2,4,5,6,7}. Fiber posts are low density materials that can be used to restore teeth that need intracanal retention; however, metal cores are still used when a large amount of dentine is lost and there is no adequate anchorage for the restoration⁸.

The Intensity of high-density materials artifacts can be affected by the CBCT scanner^{7,9}, imaging acquisition protocol^{6,10}, the position of the object within the field of view (FOV)¹¹, the presence of exomass^{12,13}. For this reason, acquisition parameters, detector type and reconstruction algorithms are important parameters that must be considered while acquiring a scan and evaluating image quality in terms of image noise, contrast resolution and artifacts.

Considering the influence of those factors on artifact intensity and to better understand their expression on CBCT images to guide operators while selecting acquisition protocols to optimize image quality display and minimize patient radiation dose, the aim of the present study was to assess the intensity of artefacts produced by two MPs, two cements and different exposure parameters scanned using two CBCT units.

MATERIAL AND METHODS

This *in vitro* experimental study follows the Helsinki Declaration and was approved by the University's Ethics and Research Committee (protocol: 39088714.2.0000.5187).

The sample consisted of twenty single-rooted human teeth (premolars) extracted for therapeutic reasons. All teeth were inspected by transillumination for the absence of root fractures and radiographed on phosphor plates (Digora Optime, Soredex, Tuusula, Finland) to exclude those teeth with pulp nodules, internal and/or external root resorption, previous endodontic treatment, root canal multiplicity root canal obliteration, root fractures, or any other anomaly. Inclusion criteria determined that all teeth should present maximum root inclination of $\leq 5^\circ$ according to Schneider's¹⁴ method, and similar dimensions.

After cleaning and disinfection protocols, teeth crowns were removed at the cemento-enamel junction and root canals were standardized using the Reciproc R50 system (VDW, München, Germany), thermomechanical compression filling then prepared to two thirds of the root length (Peeso Long Drill n° 1 and n° 2, DENTSPLY/MAILLEFER, Brasil) for posterior MP preparation and fitting. The sample was then divided into two groups: 10 teeth that received the nickel-chromium posts (NiCr group); 10 teeth that received the silver-palladium posts (AgPd Group). Subsequently, each group was subdivided equally according to the type of cement used for its restoration: zinc phosphate and Allcem resin cements.

MP preparation was performed by direct technique (standard for metal casting made of Duralay acrylic resin) and the coronary part of the MP was standardized using a heavy-base condensation silicone matrix (Zetaplus, Zhermack, Italy).

The FIT CAST-SB Plus alloy (Talmax Produtos de Prótese Dentária Ltda, Curitiba, PR, Brazil), was used to cast NiCr post group. For the Ag-Pd post Group the PALAD PD-AG (LPD) alloy (La Croix Dentales, Rio de Janeiro, RJ, Brazil) was used. Periapical radiographs were taken to validate post adaptations. Posteriorly, Zinc phosphate cement (S. S. White, Rio de Janeiro, RJ, Brazil) and Allcem resin cement (FGM, Joinville, SC, Brazil) were used for post cementation.

Image Acquisition

A dentate dry human skull was coated with a 5-mm-thick piece of wax to simulate the interference of soft tissues in the image. Each tooth was coated with a 0.2 mm layer of wax to be placed in an empty mandible right canine socket. The skull was immersed in a foam box filled with water to also simulate soft tissue coverage¹⁵. Each sample was scanned without the

MP, with their corresponding MPs (NiCr or AgPd) and after cementation with the chosen cements (Zinc phosphate or Allcem).

CBCT scans were acquired using two scanners CS 9000 3D (Carestream Dental Rochester, NY, USA) and i-CAT Cone Beam 3D Imaging System scanner (Imaging Sciences International, Hatfield, Pennsylvania, USA).

CS 9000 3D scans were obtained varying tube voltage (85 kV/90 kV) and tube current (6,3 mA/10 mA). Voxel size and field of view (FOV) were fixed at 0.100 mm, 5 cm x 3.75 cm, respectively. I-CAT Cone Beam 3D Imaging System scans were obtained with fixed parameters of 120 kV/5 mA, 0,125 mm voxel size and 6 x 8 cm FOV size.

The resulting datasets were exported as DICOM files to be assessed using the corresponding CBCT's software, CS 3D Imaging Software – Carestream Dental Rochester, NY, EUA) and Xoran CAT™, v. 3.0.34 software (Xoran Technologies, Ann Arbor, MI). A total of 300 scans were saved, each with a code corresponding to the tooth study conditions and protocol used.

Artifact Subjective Analysis

Two experienced oral and maxillofacial radiologists assessed all images independently. Prior to all examination sessions, verbal and practical instructions and calibration tests were performed. Adjustments on zoom, brightness and contrast settings were left to each observer's discretion.

For the subjective analysis, the Kappa inter-observer coefficient was 0.400 for hypodense halos, 1.000 for hypodense lines and 0.700 for hyperdense lines. The Kappa intra-observer coefficient, for observer 1, was 1.000 for hypodense halos, 0,700 for hypodense and hyperdense lines. The Kappa intra-observer coefficient, for observer 2, was 0.550 for hypodense halos, 0.625 for hypodense lines and 0.550 for hyperdense lines.

Subjective Artifact Assessment

The scans were assessed using CS 3D Imaging Software (Carestream Dental Rochester, NY, USA) and Xoran CAT™, v. 3.0.34 software (Xoran Technologies, Ann Arbor, MI) (Figure 1), displayed on a 24-inch DELL Ultra Sharp Color Monitor (Dell Inc, Austin, USA) in a quiet, dimly lit room. A daily amount of 15 volumes was suggested for evaluation with a minimum

interval of 24h, but each evaluator could choose his limit if it did not exceed 50 volumes per day.

Figure 1 - CS 3D Imaging Software (a); Xoran CAT™ (b).



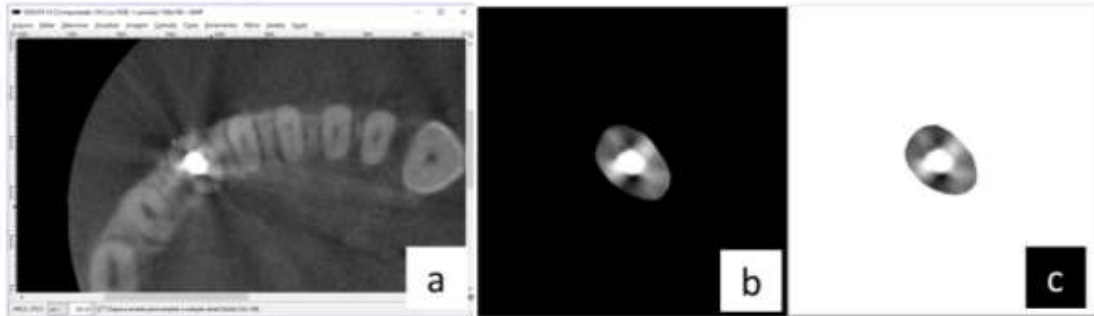
Fonte: Elaborada pelo autor, 20121

The amount of image artifact was scored using the following scores: Absence (0), moderate presence (1) high presence (2), for hypodense halo (dark bands), hypodense lines (dark lines) and hyperdense lines (bright lines)⁴.

Artifact Quantification

For objective artifact quantification, each DICOM file was assessed on the scanner's native software. The axial images were imported into the GNU Image Manipulation Program (GIMP) (version 2.8.14, the GIMP Team, USA, available at: <http://www.gimp.org/>) and the region corresponding to the whole root area was selected with the free selection tool viewed with a zoom of 200x. The resulting images were set to 8-bit scale (256 gray levels), saved with a black and a white background in JPEG format and imported into ImageJ (version 1.48, National Institutes of Health, Bethesda, MD, USA, <http://rsb.info.nih.gov/ij/>) (Figure 2).

Figure 2 - Root area selection using the GIMP program (a). Selected area of the root with a black background (b). Selected area of the root with a white background (c).

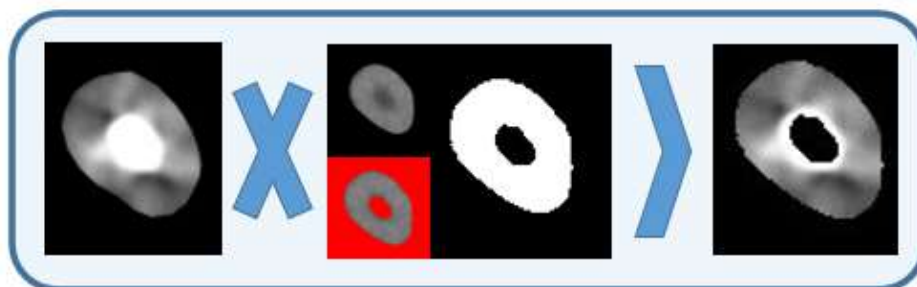


Fonte: Elaborada pelo autor, 20121

To remove the area corresponding to the post in the passive or cemented fit post images, which did not correspond to the artifact image, an overlap was made between the images of the empty tooth and the restored tooth. This step was performed in the three axial images (cervical, middle and apical core) for each tooth using the ImageJ software to acquire a final image of each axial slice.

For image processing, each empty tooth axial image was duplicated, and the threshold tool was applied in order to convert it to a binary image (0 – root canal and background and 255 – dentine). To enable the process, the binary must be zero and 1, 254 values was subtracted. Therefore, the post and background were corresponded to 0 and the dentine to 1. The image subtraction was then processed, which in the program is done using the multiplication tool, by subtracting the binary that had the empty conduit and dentin from the image with the post and dentin. As a result, the portion of the image corresponding to the post was excluded from the final image (Figure 3).

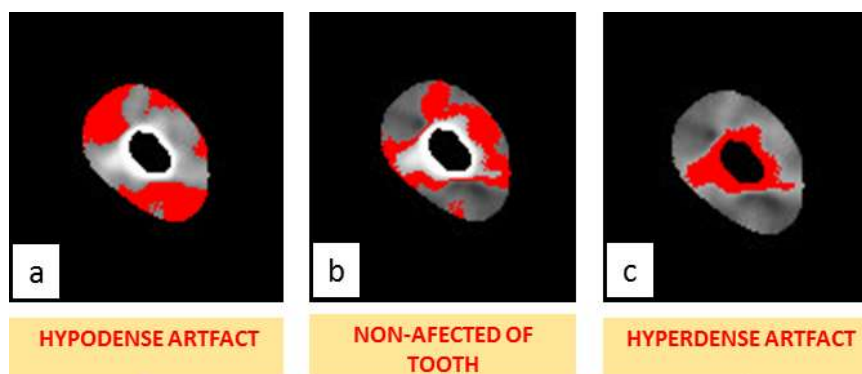
Figure 3 - Multiplication between the tooth image with the nucleus and the image of the empty tooth.



Fonte: Elaborada pelo autor, 20121

Analyzing the dentine area, the threshold tool was used to determine the hypodense and hyperdense artifact areas. In an 8-bit image, with 256 grays levels, the hypodense and hyperdense artifacts range was determined, the remaining tooth (non-affected teeth) was the complementary range (Figure 4). Then the percentages of these areas were calculated. When hypodense artifact was very intense, it was impossible to select it in a black background, because the region had the same pixel value of the image background and the core region. In these cases, a white background image was used for image artifact assessment.

Figure 4 - Selection of the area corresponding to hypodense and hyperdense artifacts with the Threshold tool. Hypodense (a). Non-affected of tooth (b). Hyperdense (c).



Fonte: Elaborada pelo autor, 20121

Data Analyses

All analyzes were performed using the Statistical Package for the Social Sciences software (SPSS for Windows, version 25.0, IBM Corp., Armonk, NY, USA) with a significance level of 5%. Data were analyzed using descriptive and inferential statistics.

For the subjective analyses, hypodense halo, hypodense and hyperdense lines were the dependent variables. For objective analyses, percentage of hypodense artifact, percentage of tooth and percentage of hyperdense artifact were the dependent variables. The variables were initially descriptively characterized using measures of central tendency, dispersion and position, and their normality was verified using the Kolmogorov-Smirnov test. As the variables showed a non-normal distribution, non-parametric tests were used.

The Mann-Whitney test was used to compare the artifacts between the alloys and between the cements. The Wilcoxon test was used to compare artifacts between exposure parameters and between the two devices.

RESULTS

Subjective Artifact Assessment

AgPd post scans presented more hypodense lines ($p < 0.001$) and hyperdense lines ($p < 0.001$) than NiCr post scans for the two studied CBCT scanners and more hypodense halos ($p = 0.04$) for i-CAT, when comparing both scanners. There were no statistically differences in the number of artifacts between the assessed cements for both scanners (Table 1).

Table 1 - Statistical subjective comparison of metal alloys and endodontic cements artifact intensity for Icat and CS 9000 3D CT scanners.

	Alloy	Median (Q ₁ -Q ₃)	Mean (SD)	p-value*	Cement	Median (Q ₁ -Q ₃)	Mean (SD)	p-value*	
i-CAT	Hypodense Halo	NiCr	1(0.5-2)	1.03(0.76)	0.044	Zinc phosphate Resin cement	1(0.5-2)	1.12(0.78)	0.757
		AgPd	1(0.5-2)	1.19(0.81)			1(0.5-2)	1.09(0.76)	
	Hypodense lines	NiCr	1(0.5-2)	1.03(0.72)	<0.001	Zinc phosphate Resin cement	2(0.5-2)	1.26(0.83)	0.937
		AgPd	1(0.5-2)	1.49(0.86)			2(0.5-2)	1.26(0.83)	
	Hyperdense lines	NiCr	1(0.5-1)	0.98(0.70)	<0.001	Zinc phosphate Resin cement	1(0.5-2)	1.23(0.82)	0.875
		AgPd	2(0.5-2)	1.49(0.87)			1(0.5-2)	1.24(0.83)	
CS 9000 3D	Hypodense Halo	NiCr	1(1-2)	1.01(0.79)	0.306	Zinc phosphate Resin cement	1(1-2)	1.05(0.81)	0.957
		AgPd	1(1-2)	1.10(0.84)			1(1-2)	1.06(0.82)	
	Hypodense lines	NiCr	1(1-2)	1.12(0.84)	<0.001	Zinc phosphate Resin cement	2(1-2)	1.26(0.88)	0.402
		AgPd	2(1-2)	1.36(0.90)			2(1-2)	1.22(0.88)	
	Hyperdense lines	NiCr	1(1-2)	1.13(0.85)	<0.001	Zinc phosphate Resin cement	2(1-2)	1.23(0.89)	0.978
		AgPd	2(1-2)	1.35(0.91)			2(1-2)	1.25(0.89)	

* Mann-Whitney test; SD = Standard deviation; Q₁ = Percentile 25%, Q₃ = Percentile 75%.

Fonte: Elaborada pelo autor, 20121

There were significantly more hypodense halos, hypodense and hyperdense lines in scans taken at 10 mA compared to 6.3 mA. Regarding kilovoltage, only hypodense halo artifacts were more in scans obtained at 85 kV compared to scans obtained at 90 kV (Table 2).

Table 2 - Statistical subjective comparison of different exposure parameters artifact intensity for the CS 9000 3D unit.

	mA	Median (Q ₁ -Q ₃)	Mean (SD)	p-value*	kV	Median (Q ₁ -Q ₃)	Mean (SD)	p-value*
Hypodense Halo	6.3	1(0-2)	0.97(0.80)	0.020	85	1(0-2)	1.03(0.83)	0.019
	10	1(0-2)	1.01(0.82)		90	1(0-2)	0.97(0.80)	
Hypodense lines	6.3	1(0-2)	1.15(0.88)	<0.001	85	1(0-2)	1.15(0.88)	0.857
	10	2(0-2)	1.27(0.91)		90	1(0-2)	1.15(0.88)	
Hyperdense lines	6.3	1(0-2)	1.13(0.88)	<0.001	85	2(0-2)	1.17(0.90)	0.096
	10	2(0-2)	1.22(0.91)		90	1(0-2)	1.13(0.88)	

*Wilcoxon test; mA= Milliamperage; kV= kilovoltage; SD = Standard deviation; Q1 = Percentile 25%, Q3 = Percentile 75%.

Fonte: Elaborada pelo autor, 20121

The scans obtained with the CS 9000 3D scanner statistically presented more hypodense lines and hyperdense lines ($p < 0.001$) compared to the i-CAT scanner. There were no statistical differences between the CBCT scanners regarding the presence of a hypodense halos (Table 3).

Table 3. Subjective comparison of artifact intensity between scans acquired with i-CAT and CS 9000 3D scanners (90 kV; 10 mA).

* Wilcoxon test; SD = Standard deviation; Q1 = Percentile 25%, Q3 = Percentile 75%.

	Scanner	Median (Q ₁ -Q ₃)	Mean (SD)	p-value*
Hypodense Halo	i-CAT	1(1-2)	1.48(0.5)	0.369
	CS 9000 3D	2(1-2)	1.51(0.5)	
Hypodense lines	i-CAT	2(1-2)	1.67(0.47)	<0.001
	CS 9000 3D	2(2-2)	1.89(0.31)	
Hyperdense lines	i-CAT	2(1-2)	1.62(0.48)	<0.001
	CS 9000 3D	2(2-2)	1.83(0.38)	

Fonte: Elaborada pelo autor, 20121

AgPd post scans presented statistically higher hypodense and hyperdense artifacts compared to NiCr posts for both assessed scanners (Table 4).

There were no statistical differences in the number of artifacts between cements for both scanners, except for the number of artifacts for CS 9000 3D, which was higher for scans cemented with zinc phosphate (Table 4).

Table 4 - Objective comparison of metal alloys and endodontic cements artifact intensity for i-CAT and CS 9000 3D scanners.

	Alloy	Median (Q ₁ -Q ₃)	Mean (SD)	p-value*	Cement	Mediana (Q ₁ -Q ₃)	Mean (SD)	p-value*	
i-CAT	% of hypodense artifact	NiCr	24.8(22.5-28.0)	25.9(5.3)	0.004	Zinc phosphate	25.6(22.6-29.2)	26.2(4.8)	0.208
		AgPd	26.5(24.0-30.0)	27.0(4.3)		Resin cement	26.2(23.4-29.3)	26.7(4.9)	
	% of non-affected teeth image	NiCr	61.0(55.2-65.4)	59.9(7.7)	<0.001	Zinc phosphate	56.4(45.6-61.5)	53.8(11.3)	0.454
		AgPd	48.2(41.0-54.6)	47.4(9.3)		Resin cement	53.7(46.2-61.1)	53.4(9.8)	
	% of hyperdense artifact	NiCr	14.0(11.0-17.3)	14.1(4.3)	<0.001	Zinc phosphate	18.0(12.7-25.1)	19.9(8.9)	0.726
		AgPd	24.2(19.8-30.8)	25.5(6.9)		Resin cement	18.7(14.9-23.3)	19.7(7.1)	
CS 9000 3D	% of hypodense artifact	NiCr	29.9(25.7-35.8)	32.0(8.6)	0.014	Zinc phosphate	30.3(28.2-37.2)	32.6(8.5)	0.930
		AgPd	31.2(27.2-38.0)	33.2(8.7)		Resin cement	30.7(26.8-37.2)	32.6(8.8)	
	% of non-affected teeth image	NiCr	50.8(44.3-55.1)	49.0(9.7)	<0.001	Zinc phosphate	47.5(38.7-53.2)	45.7(10.6)	0.062
		AgPd	45.0(35.5-51.0)	43.5(10.5)		Resin cement	48.7(40.0-54.4)	46.8(10.3)	
	% of hyperdense artifact	NiCr	18.6(22.3-15.3)	18.9(4.9)	<0.001	Zinc phosphate	20.8(17.2-25.0)	21.7(6.6)	0.002
		AgPd	22.0(17.7-28.1)	23.3(7.0)		Resin cement	19.5(16.1-24.5)	20.6(6.3)	

* Mann-Whitney test; SD = Standard deviation; Q₁ = Percentile 25%, Q₃ = Percentile 75%.

Fonte: Elaborada pelo autor, 20121

There was a higher number of hyperdense artifacts in scans obtained with 10 mA compared to those with 6.3 mA. Regarding kilovoltage, higher number of hypodense artifacts

was observed in images obtained with 85kV and a higher hyperdense artifacts percentage in images obtained with 90 kV (Table 5).

Table 5 - Objective comparison of different parameters artifact intensity for the CS 9000 3D scanner.

* Wilcoxon test; SD = Standard deviation; Q1 = Percentile 25%, Q3 = Percentile 75%.

	mA	Median (Q ₁ -Q ₃)	Mean (SD)	p-value*	kV	Median (Q ₁ -Q ₃)	Mean (SD)	p-value*
% of hypodense artifact	6.3	30.4(26.2-35.7)	32.0(8.5)	0.111	85	33.7(28.0-44.3)	35.7(9.6)	<0.001
	10	31.0(26.7-39.0)	33.3(8.8)		90	28.5(25.1-32.1)	28.8(5.1)	
% of non-affected teeth image	6.3	49.2(41.2-54.5)	47.6(10.0)	<0.001	85	44.3(34.3-52.0)	43.3(11.2)	<0.001
	10	46.8(36.2-52.8)	44.5(10.7)		90	50.7(45.7-55.0)	49.8(8.1)	
% of hyperdense artifact	6.3	19.4(13.0-24.0)	20.3(6.2)	<0.001	85	20.0(16.4-24.6)	20.9(6.4)	0.001
	10	21.1(17.6-25.5)	22.1(6.6)		90	20.5(16.7-24.8)	21.3(6.5)	

Fonte: Elaborada pelo autor, 20121

Scans obtained with the CS 9000 3D scanner showed more hypodense and hyperdense artifacts (Table 6).

Table 6. Objective comparison of i-CAT and CS 9000 3D (90 kV/10 mA) scanners artifact intensity.

	Scanner	Median (Q ₁ -Q ₃)	Mean (SD)	p-value*
% of hypodense artifact	i-CAT	25.9(23.0-29.3)	26.5(4.8)	0.001
	CS 9000 3D	28.6(25.2-32.3)	29.0(5.1)	
% of non-affected teeth image	i-CAT	55.1(46.2-61.4)	53.6(10.6)	<0.001
	CS 9000 3D	50.0(45.0-54.3)	48.8(8.1)	
% of hyperdense artifact	i-CAT	18.1(14.0-24.3)	19.8(8.1)	<0.001
	CS 9000 3D	21.1(17.3-25.7)	22.2(6.7)	

* Wilcoxon. Test; SD = Standard deviation; Q1 = Percentile 25%, Q3 = Percentile 75%.

Fonte: Elaborada pelo autor, 20121

DISCUSSION

In recent years, several studies have been carried out focusing on the assessment of the possible variables that may influence the expression of artifacts on CBCT scans, aiming to better understand how to assess and improve image quality^{4,7,10}. Studies on this matter should always consider and respect the ALADAIP principle (As Low as Diagnostically Acceptable being Indication-oriented and Patient-specific), using the most appropriate acquisition protocol for the specific purpose of the diagnosis¹⁶.

MPs were associated with greater artefact intensity; therefore, compromised CBCT diagnostic performance in previous studies^{4,5,15,17}. Although the use of MPs tends to decrease due to fiber posts aesthetic properties, elastic modulus similar to dentin and tendency of inducing favorable root fractures, MPs are still used when greater retention is needed as a consequence of insufficient reminescent dentin. According to Sarkis-Onofre et al. (2020)¹⁸, fiberglass and metal posts present good and similar clinical performance; therefore, choosing a particular metal alloy that presents lower artifact intensity on CBCT scans can improve CBCT final image quality^{19,20}.

Metal alloys with higher atomic numbers attenuate more X-ray beams and produce higher artifact intensity. In this study, Silver-palladium posts (atomic number 47 and 46, respectively) presented higher artifact intensity than nickel-chromium posts (atomic number 28 and 24, respectively). In accordance with this study, Panjnoush et al. (2016)¹⁹ found that cobalt-chromium alloys presented higher presence of severe artifacts than titanium and Chindasombatjareon (2011)²⁰ found that type IV gold alloy presented the largest artifact areas followed by cobalt-chromium, titanium and aluminum alloys.

Codari et al. (2017)⁷ also reinforces that high-density materials should be considered as being responsible for a variety of artifact expressions. Amalgam, which is a heterogeneous material composed of high atomic number alloys [Mercury (Z = 80), Silver (Z = 47), Tin (Z = 50)] and a low atomic number alloy [Zinc (Z = 30)] presented higher artifact intensity than CuAl (Copper Z = 39 and Aluminum Z = 13) and Titanium (Z = 22), what lead to high volume overestimation during image segmentation. Low atomic number alloy dental materials also present less image noise².

Endodontic post cements should present enough density to be distinguished from its surrounding structures. Root canal materials (obturation and sealing) produce a distinct degree of CBCT image artifacts given their density and composing elements²¹. Few studies have assessed the endodontic cements capability of inducing CBCT artifacts. Freitas-e-Silva et al.

(2019) found no difference between the evaluated endodontic cements and their influence on vertical root fractures detection. Cavalcanti et al. (2022)²³ found that BC Sealer induced significantly more imaging artifacts. In this study, the zinc-phosphate sealer presented higher hyperdense artifact intensity than the resin sealer for CS 9000 scanner; however, for the other assessed variables, no statistical differences were observed. This result may be explained by the small amount of cement used in the post casting and cementation technique, leaving only a small layer of cement which may not be enough to interfere on the overall artifact intensity. Therefore, other studies using different post sealers are needed to assess their effect on artifact intensity.

High-density materials, technical factors and different CBCT devices should be considered as being responsible for a variety of artifact expressions⁷. The first step before acquiring a CBCT scan is to set the acquisition and exposure parameters based on the patients' characteristics, exam indication and area of interest. These parameters are paramount to acquire a high-quality image following the ALADAIP principle^{16,19,20,24}.

In this study, higher tube current and lower tube voltage presented higher artifact intensity. The tube current is in direct proportion to the amount of X-ray photons exiting the tube and, therefore, to the radiation dose and tube voltage is related to the tube potential between the cathode and anode and determines the maximum X-ray energy²⁵. Low-energy X-ray beams have a greater probability of being absorbed, and the mean energy of the beam increases causing beam hardening artifacts. A higher kVp reduces beam hardening while changing mA and exposure time affects noise but not beam hardening²⁵.

Lima et al. (2019)²⁶ concluded that low-exposure protocols presented fewer image artifacts in CBCT scans and Safi et al. (2016)²⁷ study also indicates that lower mA parameters should be used for the detection of root fractures in teeth restored with intracanal posts. Lower mA, higher kV and a smaller field of view (FOV) are preferable in order to achieve fewer volumetric distortion artifacts in CBCT scanning¹⁰. Our results are in accordance with the previous studies showing that higher kV could reduce the artifact intensity of high-density materials^{3,19,10,28,29}.

Different scanners present different FOV sizes and the FOV size may be associated with a change on the scanning protocol, altering acquisition and exposure parameters³⁰. Voxel size can interfere in vertical root fractures (VFR) detection and, in some scanners, is automatically associated with FOV size, with a smaller size voxel only possible for smaller FOV protocols³¹.

Previous studies disagree on the artifact intensity associated to the FOV size. According to Pauwels et al. 2013³² have shown that large FOV scanners present fewer artifacts than small

FOV scanners. However, Khosravifard et al. (2021)³³ and Codari et al. (2017)⁷ state that there is significantly higher artifact generation in large and medium size FOV scanner than small FOV size scanner. In this study, the scanner with the highest FOV presented a lower amount of artifact when compared to the one with the lowest FOV. The different findings between the studies may be related to the different scanners assessed, different acquisition and exposure parameters and the improvement in the performance of modern scanners. However, the use of a large FOV is not justified only for artifact reduction because when all other parameters are similar X-ray doses are higher for larger FOV scanners^{9,33}.

CONCLUSION

High atomic number alloys, higher tube current and lower tube voltages may increase the artifact intensity of CBCT scans. Operators must keep in mind the necessity of correctly choosing the acquisition and exposure parameters based on the ALADAIP principal.

REFERENCES

- [1] Scarfe WC, Farman AG. What is cone-beam CT and how does it work? *DentClin. North Am* 2008; 52:707-30.
- [2] Queiroz PM et al. Evaluation of the efficacy of a metal artifact reduction algorithm in different cone beam computed tomography scanning parameters. *Oral and maxillofacial radiology* 2017; 123(6).
- [3] Schulze R et al. Artifacts in CBCT: A review. *Dentomaxillofacial Radiology* 2011; 40:265-273.
- [4] Freitas APLF et al. Assessment of artefacts produced by metal posts on CBCT images. *International Endodontic Journal* 2018.
- [5] Fontenele RC et al. Mapping the expression of beam hardening artefacts produced by metal posts positioned in different regions of the dental arch. *Clinical Oral Investigations* 2020.
- [6] Gaêta-Araujo H. et al. Magnitude of beam-hardening artifacts produced by gutta-percha and metal posts on cone-beam computed tomography with varying tube current. *Imaging Science in Dentistry* 2020; 50: 1-7.

- [7] Codari M et al. Quantitative evaluation of metal artifacts using different CBCT devices, high-density materials and field of views. *Clin Oral Impl Res*, 2017:1-6.
- [8] Gholami F, Kohani P, Aalaei S. Effect of Nickel-Chromium and Non-Precious Gold Color Alloy Cast Posts on Fracture Resistance of Endodontically Treated Teeth. *Iran Endod J*. 2017;12(3):303-306.
- [9] Vasconcelos KF et al. Artefact expression associated with several cone-beam computed tomographic machines when imaging root filled teeth. *International Endodontic Journal* 2014; 13.
- [10] Celikten B et al. Assessment of Volumetric Distortion Artifact in Filled Root Canals Using Different Cone-beam Computed Tomographic Devices. *JOE* 2017.
- [11] Pinto MGO et al. Influence of tooth position within the field of view on the intensity of cone-beam computed tomographic imaging artifacts when assessing teeth restored with various intracanal materials. *Imaging Science in Dentistry* 2020; 50: 141-51.
- [12] Candemil A P. et al. Influence of the exomass on the detection of simulated root fracture in cone-beam CT – an ex-vivo study. *Dentomaxillofacial Radiology* 2020; 50.
- [13] Candemil |A P. et al. Distribution of metal artifacts arising from the exomass in small field-of-view cone beam computed tomography scans. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2020;130(1):116-125.
- [14] Schneider SWA comparasion of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1971; 32:271-275.
- [15] Pinto MGO et al. Influence of exposure parameters on the detection of simulated root fractures in the presence of various intracanal materials 2016.
- [16] Oenning AC et al. Halve the dose while maintaining image quality in paediatric Cone Beam CT. *Scientific Reports* 2019; 9:5521.
- [17] Costa FF, Gaia BF, Umetsubo OS, Cavalcanti MGP. Detection of horizontal root fracture wiyh small-volume cone-beam computed tomography in the presence and absence of intracanal metallic post. *JOE* 2011; 37(10):1456-1459.
- [18] Sarkis-Onofre R et al. Randomized controlled trial comparing glass fiber posts and cast metal posts. *Journal of Dentistry* 2020.

- [19] Panjnoush M, Kheirandish Y, Kashani PM, Fakhar HB, Youneso F, Mallahi M. Effect of Exposure Parameters on Metal Artifacts in Cone Beam Computed Tomography. *J Dent* 2016; 13(3):143-150.
- [20] Chindasombatjareon J, Kakimoto N, Murakami S, Maeda Y, Furukaw S. Quantitative analysis of metallic artifacts caused by dental metals: comparison of cone-beam and multi-detector row CT scanners. *Oral Radiol* 2011; 27:114-120.
- [21] Decurcio DA et al. Effect of root canal filling materials on dimensions of cone-beam computed tomography images. *J Appl Oral Sci* 2012; 20(2): 260-7.
- [22] Freitas-e-Silva A et al. CBCT Performance and endodontic sealer influence in the diagnosis of vertical root fractures. *The Journal of Contemporary Dental Practice* 2019; 20(5).
- [23] Cavalcanti MGP et al. Influence of endodontic sealers artifacts in the detection of vertical root fractures. *Brazilian Dental Journal* 2022; 33(1): 22-30.
- [24] Katkar R, Steffy DD, Noujeim M, Deahl ST, 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 and maxillofacial radiology* 2016; 122(5):646-653.
- [25] Pauwels R, Seynaeve L, Henriques JCG, Oliveira Santos C, Souza PC, Westphalen FH, et al. Optimization of dental CBCT exposures through mAs reduction. *Dentomaxillofacial Radiology* 2015; 44.
- [26] Lima ED et al. Assessment of cone-beam computed tomographic artifacts from different intracanal materials on bicrooted teeth. *JOE* 2019; 45(2):209-213.
- [27] Safi Y et al. Effect of amperage and field of view on detection of vertical root fracture in teeth with intracanal posts. *Iranian Endodontic Journal* 2016;11(3): 202-207.
- [28] Esmaeli F et al. Beam hardening artifacts: comparison between two cone beam computed tomography scanners. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospect* 2012; 6(2):49-53.
- [29] Freitas DQ et al. Influence of acquisition parameters on the magnitude of cone beam computed tomography artifacts. *Dentomaxillofac Radiol* 2018; 47: 20180151.
- [30] Pinto MGO et al. Influence of size of field of view (FOV), position within the FOV, and scanning mode on the detection of root fracture and observer's perception of artifacts in CBCT images. *Dentomaxillofacial Radiology* 2021; 49, 20200563.

[31] Yamamoto-Silva FP et al. Influence of voxel size on cone-beam computed tomography-based detection of vertical root fractures in the presence of intracanal metallic posts. *Imaging Science in Dentistry* 2018; 48: 177-84.

[32] Pauwels R et al. Quantification of metal artifacts on cone beam computed tomography images. *Clin. Oral Impl. Res.* 2013; 24.

[33] Khosravifard A et al. Application of an auto-edge counting method for quantification of metal artifacts in CBCT images: a multivariate analysis of object position, field of view size, tube voltage, and metal artifact reduction algorithm. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2021;000:4600.

ARTIGO 2**Research article****ASSESSMENT OF CBCT ARTIFACT IN THE PRESENCE OF MULTIPLE METAL POSTS WITHIN THE FOV**

Shortened version of the title: MULTIPLE METAL ARTIFACT

Ana Priscila Lira de Farias Freitas; Department of Oral Diagnosis, State University of Paraíba, Campina Grande – PB, Brazil;

Daniela Pita de Melo; Department of Oral Diagnosis, State University of Paraíba, Campina Grande-PB, Brazil.

Correspondence Author:

Daniela Pita de Melo,

Rua Baraúnas, 351 - Bairro Universitário Campina Grande-PB, CEP 58429-500

Fax: +55 83 3315 3300.

E-mail: danipita@gmail.com

Date of Submission: xxxxxx

ABSTRACT

Objectives: To assess artifact areas produced by the presence of more than one metal post in the arch using two CBCT scanners. **Material and Methods:** Twenty single-rooted premolars restored with metal posts were scanned using two CBCT scanners with four different oral conditions: 1) a single tooth; 2) two teeth in opposite sides of the arch; 3) two teeth in the same side of the arch; 4) three teeth, two at the same side and one at the opposite side of the arch. The sample was scanned using CS 9000 3D with 85kV, 63mA, 0.100mm and 5x3.75cm FOV and i-CAT with 120kV, 5mA, 0.125mm and 6x8cm FOV. Artifact was assessed subjectively by two calibrated observers, and objectively by one trained observer using Image J. Data was assessed using Kolmogorov-Smirnov test, Wilcoxin test, Friedman's test with Dunn's correction. All analyzes were conducted considering the 95% confidence level ($\alpha < 0.05$). **Results:** The percentage of hypodense artifacts was significantly higher in the presence of two restored teeth in opposite sides when compared to a single restored tooth ($p < 0.001$); however, there was no significant difference in artifact area between the presence of two restored teeth and three restored teeth independent of their position in the arch. **Conclusion:** The artifact area of a restored tooth is increased by the presence of an extra restored tooth in the arch; however, the presence of more than two restored teeth in the arch may have little influence on artifact area, independent of their position on the arch.

Keywords: Artifacts; Metals; Cone-Beam Computed Tomography.

INTRODUCTION

Cone Beam Computed Tomography (CBCT) is a diagnostic tool that provides accurate, high-resolution three-dimensional scans of dentomaxillofacial hard tissues.^{1,2} While CBCT clinical applications have expanded, current CBCT technology has limitations such as noise, low soft tissue contrast and artifacts.³ The artifact is an undesirable phenomenon that can degrade the image quality and compromise the diagnosis² and is defined as any distortion or error in the image that is not related to the object under study, possibly induced by discrepancies between the actual physical conditions and the mathematical formatting used to make a three-dimensional (3D) reconstruction.⁴

Artifacts can be seen in the reconstructed images and several possible etiologies have been reported in the literature.^{4,5} Metallic artifacts are very common in CBCT images because of the hardening of the X-ray beam, due to high density and high atomic number materials, such as fused metallic dental materials.^{6,7}

Metal posts (MP), one of the oldest options for restoration of endodontically treated teeth, are still used and provide satisfactory clinical results⁸ and despite the increasing use of fiberglass posts, they are still part of the dental practice routine. A common problem of severely teeth treated with MP is the high percentage of root fractures in short- and medium-terms⁹ and the difficulty of diagnosing these fractures due to metal artifacts. MP can induce a concentration of tensions at the root apex, because of their modulus of elasticity which is superior to the dentin's modulus.

If two or more high-density materials are present in the scanned volume, artifacts are formed due to the complete absorption of the X-ray beam, resulting in cancellation of the incident intensity in the detector and loss of gray value information between these objects.^{4,5,10}

The resultant image of the metal artifacts in tomographic images are hypodense and hyperdense bands and lines that hinder the anatomical visualization of the region of interest and may even make diagnosis impossible in some cases³ such as the identification of root fractures.^{11,12} This negative influence is caused by the appearance of dark streak artifacts mimicking the fracture lines disturbing the diagnostic process, leading to an incorrect diagnosis and treatment planning and in some cases to unnecessary extraction.¹³

The assessment of image artifacts and the search for alternatives to reduce the production of artifacts produced by high density and high atomic number materials in different positions in the arch is relevant for clinical practice, as many patients who undergo CBCT scans have implants or other metallic materials within the field of view (FOV).¹⁴ Therefore, the aim

of the study was to assess artifact area produced by metal posts and the influence of the number and positions of the metal posts in the arch.

MATERIAL AND METHODS

This in vitro experimental study was approved by the University's Ethics and Research Committee (protocol: 39088714.2.0000.5187) and follows the Helsinki Declaration.

The sample consisted of twenty single-rooted human teeth (premolars) extracted for therapeutic reasons. Inclusion criteria determined that all teeth should present maximum root inclination of $\leq 5^\circ$ according to Schneider's¹⁵ method, and similar dimensions. All teeth were inspected by transillumination for the absence of root fractures and radiographed on phosphor plates (Digora Optime, Soredex, Tuusula, Finland) to exclude those teeth with pulp nodules, internal and/or external root resorption, previous endodontic treatment, root canal multiplicity root canal obliteration, root fractures, or any other anomaly.

The sample was divided into two groups: NiCr group - 10 teeth that received the nickel-chromium posts - FIT CAST-SB Plus alloy (Talmex Produtos de Prótese Dentária Ltda, Curitiba, PR, Brazil); AgPd Group - 10 teeth that received the silver-palladium posts PALAD PD-AG (LPD) alloy (La Croix Dentales, Rio de Janeiro, RJ, Brazil).

The sample underwent a cleaning and disinfection protocol, teeth crowns were removed at the cemento-enamel junction and root canals were standardized using the Reciproc R50 system (VDW, München, Germany), thermomechanical compression filling then prepared to two thirds of the root length (Peeso Long Drill n° 1 and n° 2, DENTSPLY/MAILLEFER, Brasil) for posterior metal post preparation and fitting. Metal post preparation was performed by direct technique (standard for metal casting made of Duralay acrylic resin) and the coronary part of the MP was standardized using a heavy-base condensation silicone matrix (Zetaplus, Zhermack, Italy), so its size would not interfere in the number of artifacts present in the final CBCT image. Subsequently the posts were cemented.

Image Acquisition

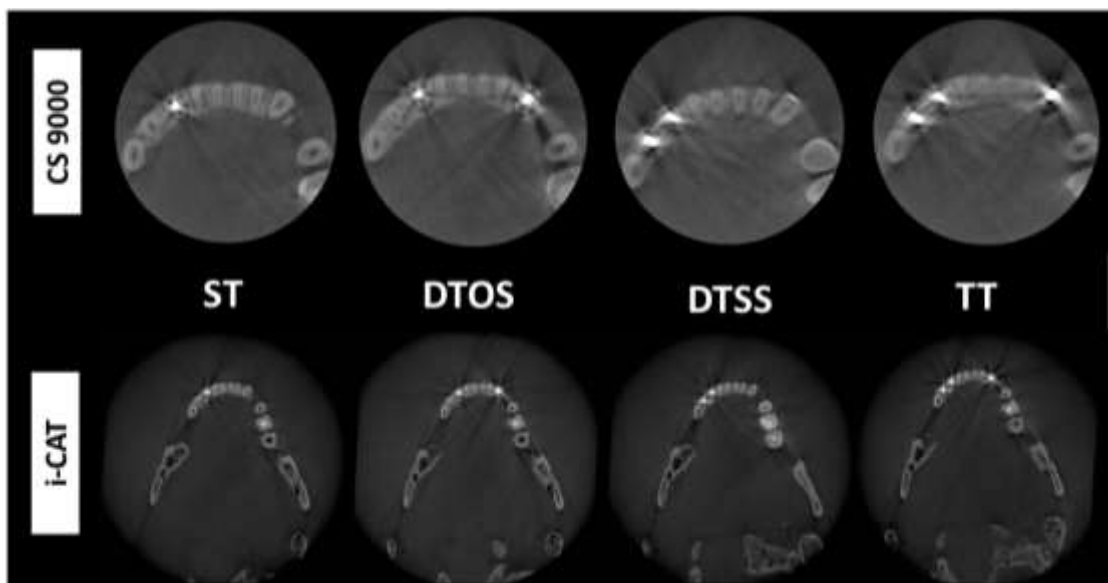
For soft tissue simulation, a dentate dry human skull was coated with a 5-mm-thick piece of wax. Each tooth was coated with a 0.2 mm layer of wax to be placed in an empty mandible right canine socket. The skull was immersed in a foam box filled with water¹⁶.

CBCT scans were acquired using two scanners: CS 9000 3D (Carestream Dental Rochester, NY, USA) and i-CAT Cone Beam 3D Imaging System scanner (Imaging Sciences International, Hatfield, Pennsylvania, USA). CS 9000 3D scans were obtained with 85 kV and 6.3 mA, voxel size and field of view (FOV) were fixed at 0.100 mm, 5 cm x 3.75 cm, respectively. i-CAT Cone Beam 3D Imaging System scans were obtained with 120 kV/5 mA, 0,125 mm voxel size and 6 x 8 cm FOV size.

The scans were acquired according to the following oral conditions: 1) Single tooth (ST) – with a single test tooth placed in the mandible socket of the canine; 2) Double Teeth Opposite Side (DTOS)- with a test tooth placed in the mandible socket of the canine and a non-test tooth placed in the opposite mandible canine socket; 3) Double Teeth Same Side (DTSS)- with a test tooth placed in the mandible socket of the canine and a non-test tooth placed in the neighbor premolar socket; 4) Triple Teeth (TT) - with a test tooth placed in the mandible socket of the canine and two non-test tooth placed one in the opposite mandible canine socket and one in the neighbor premolar socket. The metal post of the non-test tooth was always made of the same material used to cast the test tooth (Figure 1).

Scans of the empty teeth (unrestored) were also acquired in all oral conditions for posterior quantitative analyses.

Figure 1 - Oral conditions - CS 3D Imaging Software and Xoran CAT™.



Fonte: Elaborada pelo autor, 20121

The resulting datasets were exported as DICOM files to be assessed using each CBCT's reading software, CS 3D Imaging Software - Carestream Dental Rochester, NY, EUA) and

Xoran CAT™, v. 3.0.34 software (Xoran Technologies, Ann Arbor, MI). A total of 160 scans were saved with a code corresponding to the tooth, MP, oral condition and protocol used.

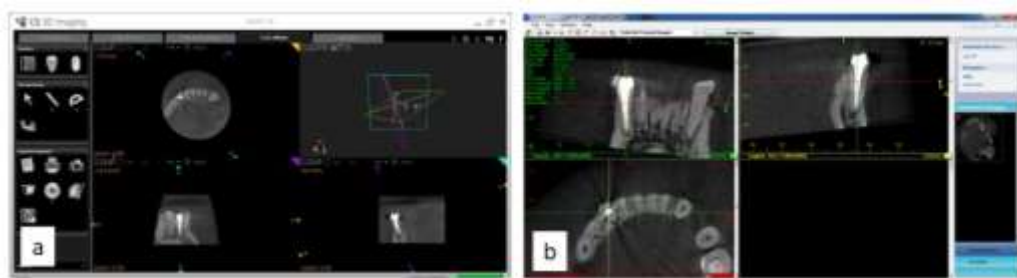
Artifact Subjective Analysis

Two oral and maxillofacial radiologists with a minimum of 7 years of experience in three-dimensional image analysis evaluated all images independently. Prior to all examination sessions, verbal and practical instructions and calibration tests were performed. Adjustments on zoom, brightness and contrast settings were left to each observer's discretion.

For the subjective analysis, the Kappa inter-observer coefficient was 0.40 for hypodense halos, 1 for hypodense lines and 0.700 for hyperdense lines. The Kappa intra-observer coefficient, for observer 1, was 1 for hypodense halos, 0,700 for hypodense and hyperdense lines. The Kappa intra-observer coefficient, for observer 2, was 0.55 for hypodense halos, 0.625 for hypodense lines and 0.55 for hyperdense lines.

The volumes were assessed using CS 3D Imaging Software (Carestream Dental Rochester, NY, USA) and Xoran CAT™, v. 3.0.34 software (Xoran Technologies, Ann Arbor, MI) (Figure 2), displayed on a 24-inch DELL Ultra Sharp Color Monitor (Dell Inc, Austin, USA) in a quiet, dimly lit room. A daily amount of 15 volumes was suggested for evaluation with a minimum interval of 24h, but each evaluator could choose his limit if it did not exceed 50 volumes per day.

Figure 2 - CS 3D Imaging Software (a); Xoran CAT™ (b).



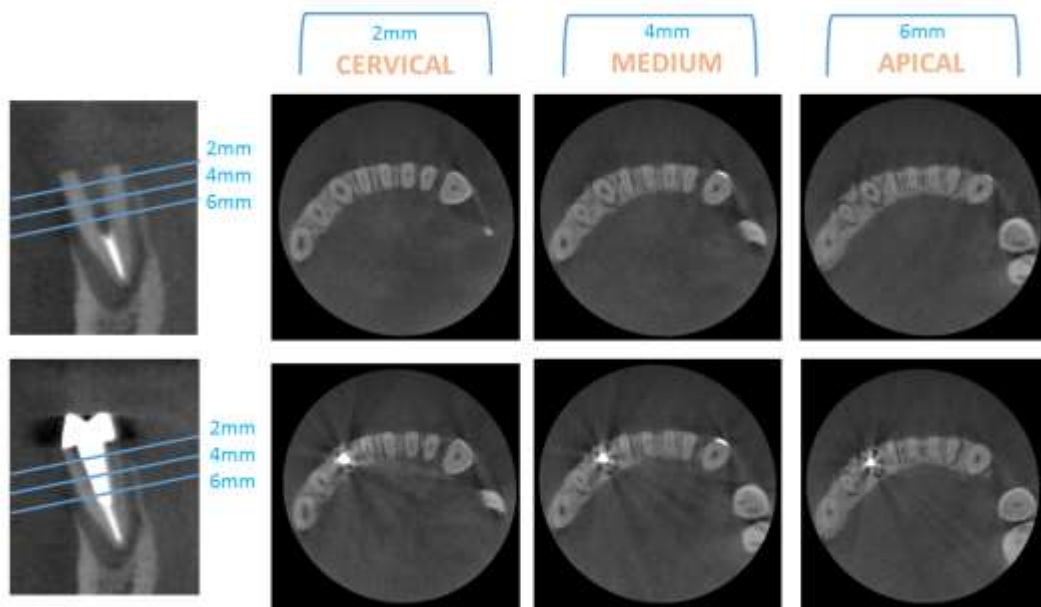
Fonte: Elaborada pelo autor, 20121

The amount of image artifact was scored as: Absence (0), moderate presence (1) high presence (2), for hypodense halo (dark bands), hypodense lines (dark lines) and hyperdense lines (bright lines)¹⁶.

Artifact Quantification

For objective artifact quantification, each DICOM file was assessed on the scanner's native software and three axial slices of the root were selected. The slices represented the post cervical, middle and apical thirds with a distance of 2, 4 and 6 mm from the cement-enamel junction, respectively (Figure 3).

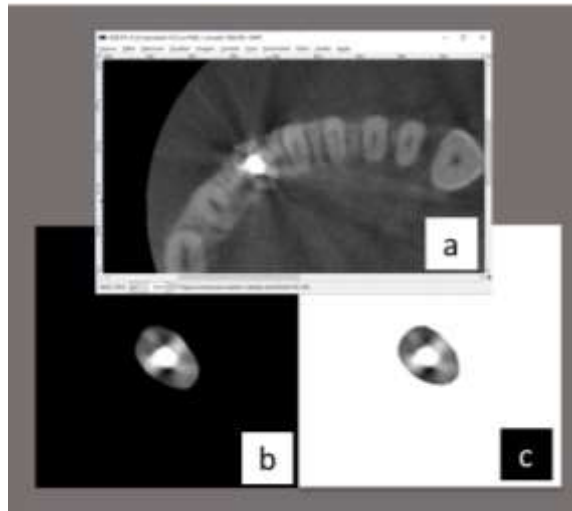
Figure 3 - Selected slices (cervical, medium and apical third of the post).



Fonte: Elaborada pelo autor, 20121

The axial images were imported into the GNU Image Manipulation Program (GIMP) (version 2.8.14, the GIMP Team, USA, available at: <http://www.gimp.org/>) and the region corresponding to the whole root area was selected with the free selection tool viewed with a zoom of 200x. The resulting images were set to 8-bit scale (256 gray levels), saved with a black and a white background in JPEG format and imported into ImageJ (version 1.48, National Institutes of Health, Bethesda, MD, USA, <http://rsb.info.nih.gov/ij/>) (Figure 4).

Figure 4 - Root are selection: Image of the assessed tooth (a). Selected area of the root with a black background (b). Selected area of the root with a white background (c).

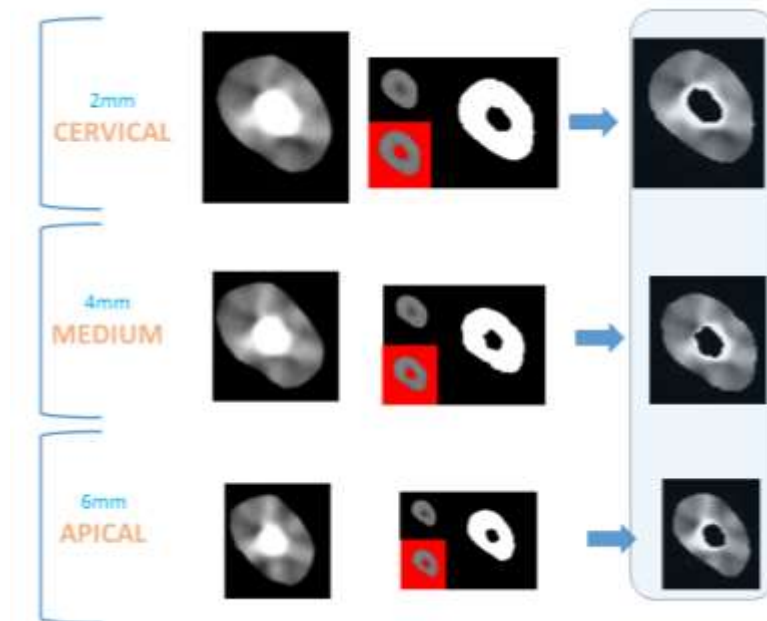


Fonte: Elaborada pelo autor, 20121

To remove the area corresponding to the post in the passive or cemented fit post images, which did not correspond to the artifact image, an overlap was made between the images of the empty tooth and the restored tooth. This step was performed in the three axial images (cervical, middle and apical core) for each tooth using the imageJ software to acquire a final image of each axial slice.

For image processing, each empty tooth axial image was duplicated, and the threshold tool was applied to convert it to a binary image (0 – root canal and background and 255 – dentine). To enable the process, the binary must be zero and 1, 254 values was subtracted. Therefore, the post and background were corresponded to 0 and the dentine to 1. The image subtraction was then processed, which in the program is done using the multiplication tool, by subtracting the binary that had the empty conduit and dentin from the image with the post and dentin. As a result, the portion of the image corresponding to the post was excluded from the final image (Figure 5).

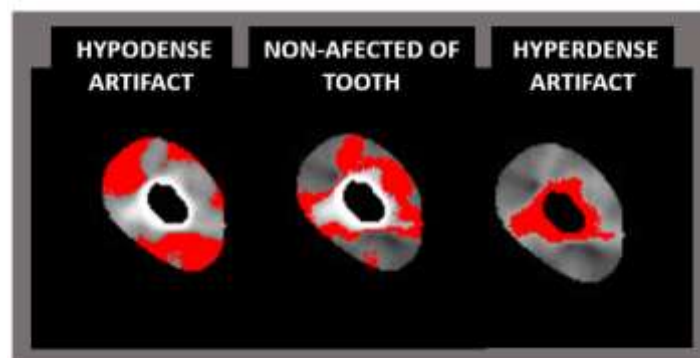
Figure 5 - Multiplication between the tooth image with the nucleus and the image of the empty tooth.



Fonte: Elaborada pelo autor, 20121

Analyzing the dentine area, the threshold tool was used to determine the hypodense and hyperdense artifact areas. In an 8-bit image, with 256 grays levels, the hypodense and hyperdense artifacts range was determined, the remaining tooth (non-affected teeth) was the complementary range (Figure 6). Then the percentages of these areas were calculated. When hypodense artifact was very intense, it was impossible to select it, because the region had the same pixel value of the image background and the core region, so the white background image was used in these cases.

Figure 6 - Image of the Hypodense artifact, non-affected of tooth and hyperdense artifact areas selected using the Threshold tool.



Fonte: Elaborada pelo autor, 20121

Data Analyses

Data were analyzed using descriptive and inferential statistics. For the subjective analyses, hypodense halo, hypodense and hyperdense lines were the dependent variables. For the objective analyses, percentage of hypodense artifact, percentage of tooth and percentage of hyperdense artifact were the dependent variables. The variables were initially descriptively characterized using measures of central tendency, dispersion and position, and their normality was verified using the Kolmogorov-Smirnov test. As the variables showed a non-normal distribution, non-parametric tests were used.

The Wilcoxon test was used to compare artifacts between oral conditions. Friedman's test with Dunn's correction was used to compare the DTSS, DTOS and TT oral conditions. All analyzes were performed using the Statistical Package for the Social Sciences software (SPSS for Windows, version 25.0, IBM Corp., Armonk, NY, USA) with a significance level of 5%.

RESULTS

Subjective Analysis

There were significantly more hypodense halos, hypodense and hyperdense lines in the DTOS oral condition images when compared to ST for both scanners.

There was no statistical difference in the number of artifacts between DTSS, DTOS and TT oral conditions. There were significantly more hypodense halos in DTOS and TT oral conditions for CS 9000 3D scans when compared to the DTSS condition ($p < 0.001$) (Table 1).

Table 1 - Subjective Comparison of artifacts intensity between the studied oral conditions for both scanners.

		Oral Condition	Median (Q ₁ -Q ₃)	Mean (SD)	p-value*	Oral Condition	Median (Q ₁ -Q ₃)	Mean (SD)	p-value**
.	Hypodense Halo	ST	1(0-1)	0.91(0.75)	<0.001	DTSS	1(1-2)	1.43(0.50)	0.247
		DTOS	1(0-2)	1.07(0.85)		DTOS	1(1-2)	1.45(0.50)	
						TT	1.5(1-2)	1.50(0.50)	
CAT	Hypodense lines	ST	1(0-2)	1.08(0.86)	0.020	DTSS	2(1-2)	1.65(0.48)	0.135
		DTOS	1(0-2)	1.15(0.89)		DTOS	2(1-2)	1.70(0.46)	
						TT	2(1.25-2)	1.75(0.44)	

CS 9000 3D	Hyperdense lines	ST	1(0-2)	1.04(0.84)	0.013	DTSS	2(1-2)	1.68(0.47)	0.115
		DTOS	1(0-2)	1.12(0.88)		DTOS	2(1-2)	1.65(0.48)	
	Hypodense Halo	ST	1(0-2)	1.01(0.82)	0.003	DTSS	1(1-1) ^A	1.15(0.36)	<0.001
		DTOS	2(0-2)	1.05(0.84)		DTOS	1.5(1-) ^B	1.50(0.50)	
	Hypodense lines	ST	1(0-2)	1.15(0.88)	<0.001	DTSS	2(1-2)	1.65(0.48)	0.296
		DTOS	2(0-2)	1.25(0.91)		DTOS	2(2-2)	1.80(0.40)	
	Hyperdense lines	ST	1(0-2)	1.13(0.88)	<0.001	DTSS	2(2-2)	1.83(0.38)	0.067
		DTOS	2(0-2)	1.25(0.92)		DTOS	2(2-2)	1.98(0.15)	
						TT	2(2-2)	1.90(0.30)	

* Wilcoxon.test ** Friedman test with Dunn's correction. Medians followed by different letters indicate a statistically significant difference. SD = Standard deviation; Q1 = Percentile 25%, Q3 = Percentile 75%. ST = Single tooth. DTOS = Double Teeth Opposite Side. DTSS = Double Teeth Same Side. TT = Triple Teeth.

Fonte: Elaborada pelo autor, 20121

Artifact Quantitative Analysis

There were significantly higher hypodense and hyperdense artifact percentages ($p < 0.001$, $p = 0.004$) in the ST scans when compared to DTOS scans for i-CAT. DTOS oral condition presented higher hypodense artifact percentages than the ST oral condition for CS 9000 3D. There was no statistical difference between DTSS, DTOS and TT oral conditions for both scanners ($p > 0.05$) (Table 2).

Table 2 - Comparison of artifacts percentage between the studied oral conditions for both scanners.

	Oral Condition	Median (Q ₁ -Q ₃)	Mean (SD)	p-value*	Oral Condition	Median (Q ₁ -Q ₃)	Mean (SD)	p-value*		
i-CAT	% of hypodense artifact	ST	29.3(25.1-33.7)	29.2(5.7)	<0.001	DTSS	24.6(22.7-26.8)	24.8(2.9)	0.549	
		DTOS	25.2(22.6-27.2)	25.3(4.1)		DTOS	25.6(21.7-28.5)	25.4(4.4)		
						TT	24.6(22.5-27.7)	25.1(3.7)		
	% of non-affected teeth image	ST	50.8(42.6-57.8)	50.1(10.6)	<0.001	DTSS	58.4(48.2-62.8)	56.3(9.0)	0.805	
		DTOS	56.2(47.8-62.4)	54.7(10.7)		DTOS	56.4(48.2-62.8)	55.3(10.4)		
						TT	57.4(50.1-63.0)	56.0(10.2)		
	% of hyperdense artifact	ST	19.6(15.5-24.7)	20.7(7.8)	0.004	DTSS	17.2(13.3-23.2)	18.8(7.8)	0.180	
		DTOS	17.9(12.8-24.7)	19.9(8.4)		DTOS	17.6(13.0-24.2)	19.2(8.0)		
						TT	17.8(13.0-25.0)	18.8(8.2)		
		Oral Condition	Median (Q ₁ -Q ₃)	Mean (SD)	p-value*	Oral Condition	Median (Q ₁ -Q ₃)	Mean (SD)	p-value*	
	CS 9000 3D	% of hypodense artifact	ST	30.5(26.4-37.6)	32.3(8.0)	<0.001	DTSS	28.3(25.2-32.4)	28.8(4.2)	0.127
			DTOS	31.4(27.1-39.9)	34.1(9.4)		DTOS	28.0(25.4-31.6)	28.5(4.6)	
					TT		26.2(21.2-32.0)	26.4(5.9)		
% of non-affected teeth image		ST	48.0(39.4-53.3)	46.2(9.8)	<0.001	DTSS	50.2(46.3-57.7)	51.1(7.5)	0.442	
		DTOS	46.6(35.8-53.5)	45.0(11.2)		DTOS	51.3(47.5-56.5)	52.2(6.2)		
						TT	53.0(47.6-57.6)	52.6(7.5)		
% of hyperdense artifact		ST	20.5(16.4-25.0)	21.4(6.7)	0.126	DTSS	19.6(16.4-23.3)	19.9(6.5)	0.705	
		DTOS	20.1(16.7-24.5)	20.9(6.2)		DTOS	19.5(16.4-22.3)	19.2(3.9)		
						TT	19.9(16.5-27.8)	20.8(6.1)		

* Wilcoxon.test ** Friedman test with Dunn's correction. Medians followed by different letters indicate a statistically significant difference. SD = Standard deviation; Q₁ = Percentile 25%, Q₃ = Percentile 75%. ST = Single tooth. DTOS = Double Teeth Opposite Side. DTSS = Double Teeth Same Side. TT = Triple Teeth.

Fonte: Elaborada pelo autor, 20121

There was no statistical difference between the percentage of artifacts of the three studied root thirds.

Table 3 - Comparison of the presence of artifacts in i-CAT scans through objective assessment between 2mm, 4mm and 6mm sections according to alloy and cement.

* Kruskal-Wallis test with Bonferroni correction. Medians followed by different letters indicate a statistically significant difference.

Fonte: Elaborada pelo autor, 20121

i-CAT										
	Alloy – Cement	Root Third	Median (Q1-Q3)	Mean (SD)	p- value*	Alloy – Cement	Root Third	Median (Q1-Q3)	Mean (SD)	p- value*
% of hypodense artifact	NiCr – Resin cement	2mm	20(18.6- 23.3)	20.8(2. 4)	0.145	AgPd – Resin cement	2mm	32.3(29.5- 33.4)	31.8(2.9)	0.336
		4mm	24.8(21.3- 27.4)	24.4(3. 2)			28.7(4.0)			
		6mm	23(21.6- 25.7)	23.5(2. 1)			22.9(4.8)			
	NiCr – Zinc phosphate	2mm	24.7(22.7- 24.7)	23.8(4. 1)	0.527	AgPd – Zinc phosphate	2mm	25.4(25.3- 30.0)	27.6(7.1)	0.887
		4mm	22.6(22.5- 22.9)	23.2(2. 1)			25.6(5.9)			
		6mm	24.7(24.1- 26.6)	25.2(3. 7)			28.0(7.3)			
% of non- affected teeth image	NiCr – Resin cement	2mm	59.3(53.2- 63.5)	58.9(6. 5)	0.310	AgPd – Resin cement	2mm	37.6(35.6- 46.3)	39.1(8.9)	0.075
		4mm	60.7(55.7- 65.6)	60.7(5. 7)			49.2(10.5)			
		6mm	61.4(60.8- 67.7)	64.3(4. 8)			52.0(10.2)			
	NiCr – Zinc phosphate	2mm	59.7(59.0- 63.8)	59.7(5. 7)	0.179	AgPd – Zinc phosphate	2mm	41.5(38.6- 44.7)	40.9(11.1)	0.395
		4mm	66.9(62.0- 67.3)	63.7(5. 9)			48.6(14.7)			
		6mm	68.0(64.0- 68.9)	65.1(6. 1)			49.6(10.8)			
% of hyperdense artifact	NiCr – Resin cement	2mm	22.4(16.3- 22.8)	20.3(4. 6)	0.054	AgPd – Resin cement	2mm	26.9(25.4- 32.1)	29.0(7.0)	0.054
		4mm	15.8(13.1- 17.2)	14.8(4. 2)			22.0(7.4)			
		6mm	12.6(9.2- 14.2)	12.2(3. 6)			19.0(5.9)			
	NiCr – Zinc phosphate	2mm	16.5(15.5- 18.3)	16.4(3. 2)	0.056	AgPd – Zinc phosphate	2mm	31.3(29.9- 33.0)	31.4(4.2)	0.085
		4mm	10.3(10.2- 15.8)	13.1(4. 1)			25.8(8.9)			
		6mm	9.5(7.0- 11.8)	9.7(3.7)			22.4(5.1)			

There were difference in NiCr and phosphate group and the difference was between 2 and 4 mm cuts, highest for hypodense artifact in the middle third.

Table 4. Comparison of the presence of artifacts in CS 9000 3D tomograph images through objective evaluation between 2mm, 4mm and 6mm sections according to alloy and cement.

* Kruskal-Wallis test with Bonferroni correction. Medians followed by different letters indicate a statistically significant difference.

Fonte: Elaborada pelo autor, 20121

CS 9000 3D										
	Alloy– Cement	Root Third	Median (Q ₁ -Q ₃)	Mean (SD)	p- value*	Alloy – Cement	Root Third	Median (Q ₁ -Q ₃)	Mean (SD)	p- value*
% of hypodense artifact	NiCr – Resin cement	2mm	25.0(24.7- 26.3)	24.9(3.5)	0.160	AgPd – Resin cement	2mm	26.3(25.0- 28.0)	26.4(2.6)	0.289
		4mm	26.1(25.6- 31.0)	27.9(3.6)			4mm	28.0(27.7- 28.2)	27.2(3.8)	
		6mm	29.4(28.7- 29.7)	29.9(3.7)			6mm	32.7(27.0- 39.0)	33.7(7.9)	
	NiCr – Zinc phosphate	2mm	27.3(26.8- 27.7) ^A	27.2(1.01)	0.032	AgPd – Zinc phosphate	2mm	28.4(25.9- 28.5)	28.7(3.8)	0.275
		4mm	30.1(29.2- 34.6) ^B	31.8(3.3)			4mm	30.3(29.2- 33.0)	31.1(4.0)	
		6mm	30.5(29.4- 32.5) ^{AB}	30.2(2.8)			6mm	31.9(29.0- 33.4)	31.9(3.8)	
% of non- affected teeth image	NiCr – Resin cement	2mm	54.7(46.0- 55.8)	52.0(5.9)	0.811	AgPd – Resin cement	2mm	46.0(45.8- 49.3)	45.1(6.5)	0.512
		4mm	55.0(52.7- 55.2)	53.2(3.4)			4mm	55.3(53.1- 55.6)	50.6(12.1)	
		6mm	53.0(52.4- 55.1)	52.0(4.5)			6mm	43.0(42.0- 57.7)	47.0(10.6)	
	NiCr – Zinc phosphate	2mm	53.3(49.5- 54.1)	52.0(3.8)	0.185	AgPd – Zinc phosphate	2mm	46.7(44.3- 46.8)	42.0(10.1)	0.379
		4mm	51.4(50.5- 54.1)	52.0(3.4)			4mm	48.6(44.4- 49.4)	43.6(9.9)	
		6mm		56.2(4.9)			6mm	47.3(46.7- 51.0)	46.3(6.9)	
% of hyperdense artifact	NiCr – Resin cement	2mm	22.3(19.6- 25.6)	23.1(4.2)	0.196	AgPd – Resin cement	2mm	26.7(24.3- 29.0)	28.5(6.7)	0.085
		4mm	18.9(16.3- 19.7)	18.8(5.3)			4mm	18.6(17.0- 19.6)	22.2(9.6)	
		6mm	15.4(14.8- 18.3)	18.0(7.0)			6mm	16.9(14.7- 18.0)	19.3(8.0)	
	NiCr – Zinc phosphate	2mm	19.9(18.2- 23.1)	20.7(3.0)	0.035	AgPd – Zinc phosphate	2mm	26.0(25.0- 30.0)	29.3(6.8)	0.075
		4mm	14.4(13.1- 18.5)	16.1(4.7)			4mm	21.3(21.1- 24.3)	25.2(8.9)	
		6mm	15.2(10.2- 16.0)	13.5(3.2)			6mm	19.1(15.8- 20.8)	21.8(9.1)	

DISCUSSION

Dental materials should be sufficiently radiopaque to be detected against a background of enamel and dentin, and its radiopacity degree required for an ideal clinical performance is variable even within the same class of dental material.¹⁷ When considering metal restoration and even nonmetal dental materials that present a high atomic number, previous dental treatment may lead to an increase of image artifacts that may impair the quality of CBCT images. CBCT images can present a diverse number of artifacts such as beam hardening, scatter, quantum noise (poison noise) and photon starvation, leading to different types of image deterioration that can be read as hyperdense and hypodense lines radiating from the high atomic number object to darkening of areas in its vicinity and even the complete loss of gray values between adjacent objects.¹⁸

The darkening area in the dental material vicinity presents a negative influence in the diagnostic process, especially when assessing endodontically treated teeth restored with metal posts for root fracture detection.^{13,19,20,21,22} When more than one metallic structure is scanned using CBCT, there is an increase in the amount of artifacts between the structures which impairs the diagnosis of the area between adjacent metal objects.¹⁸ Although the assessment of the regions between metal structures should be avoided when assessing a CBCT image, there is no way to avoid that situation in the clinical practice as the presence of metals in oral rehabilitation is common and it is usually present in more than one tooth.

Previous studies have assessed the influence of the position of an object within the FOV in CBCT and its effect of artifact intensity. When positioning the object of interest during CBCT scan acquisition one should position the object in the center of the FOV to improve the diagnostic accuracy of the image.^{23,24,25} According to Pinto et al.²³, 2020, artifact intensity increases in the presence of high atomic number materials and when the object is not centered within the FOV. When we consider that more than one tooth is usually restored, the additional restoration will add artifact intensity to the area of interest. FOV size can also lead to a greater exomass area when small FOV sizes are chosen, and the metal object in the exomass can lead to higher artifact intensity.^{26,27} According to Martins et al. (2020)²⁸, the artefact expression is higher when more metal objects are positioned in the adjacent bone structures in CBCT images and the author found that the presence of three metal objects on the adjacent are of interest showed higher artifact intensity than the presence two metal objects In this study, the presence of more than one metal object in the mandible showed an increase of artifact intensity, specially for hypodense artifacts, both subjectively and objectively, in agreement previous studies.^{5,16}

However, when more than two metal objects were present, there was no effect on artifact intensity.

There were significantly more hypodense halos when the restored teeth were positioned in the opposite side of the arch of the object of interest when assessing CS 9000 scans than when the extra restored tooth was positioned at the same side of the assessed tooth. Perhaps because the results of the objective analysis are related to the affected area of the artifact and not to the intensity. The conditions presented similar areas, according to the results found, but may present greater intensities according to the increase in the amount of metallic structures present.

Even though the root thirds closer to the cervical of the tooth present more high atomic number materials due to the conicity of the tooth root, there were no statistical differences between the cervical, middle and apical thirds for all the assessed groups, indicating that if there is a possibility that the diameter of the dental material may interfere on artifact area, it has to be larger than a premolar metal post diameter. The only difference found when assessing the root thirds showed a higher amount of hypodense artifact in the middle third of posts restored with zinc phosphate cement. Considering the root conicity and the fact that apical images present fewer restoring materials the diagnosis of root fracture in the root apical third may be more accurate than in the cervical thirds¹⁶.

CONCLUSION

Artifact area is increased by the presence of an extra restored tooth in the arch; however, the presence of more than two restored teeth in the arch does not increase artifact area, regardless of their position in the arch.

REFERENCES

- [1] Abramovitch K, Rice DD. Basic principles of cone beam computed tomography. *Dent Clin North Am* 2014; 58: 463 – 84.
- [2] Queiroz PM et al. Evaluation of the efficacy of a metal artifact reduction algorithm in different cone beam computed tomography scanning parameters. *Oral and maxillofacial radiology* 2017; 123(6).

- [3] Scarfe WC, Farman AG. What is cone-beam CT and how does it work? *DentClin. North Am* 2008; 52:707-30.
- [4] Schulze R, Heil U, Grob D, Bruellmann DD, Dranischnikow E, Schwanecke U, et al. Artifacts in CBCT: A review. *Dentomaxillofacial Radiology* 2011; 40:265-273.
- [5] Pauwels R et al. Quantification of metal artifacts on cone beam computed tomography images. *Clin. Oral Impl. Res.* 2013; 24.
- [6] Helvacioğlu-Yigit D et al. Evaluation and reduction of artifacts generated by 4 different Root-end filling materials by using multiple cone-beam computed tomography imaging settings. *J Endod* 2016; 42:307 – 14.
- [7] Zhu L et al. Evaluation of the dental spectral cone beam CT for metal artefact reduction. *Dentomaxillofac Radiol* 2019; 48(2):20180044.
- [8] Moro M, Agostinho AM, Matsumoto, W. Núcleos metálicos fundidos x pinos pré-fabricados. *PCL* 2005; 7(36):167-72.
- [9] Louro RL, Viera IM, Firme CT. Uso do núcleo metálico fundido na reconstrução de dentes tratados endodonticamente: relato de caso clínico. *UFES Rev Odontol* 2008; 10(2):69-75.
- [10] Gaêta-Araújo H. et al. Magnitude of beam-hardening artifacts produced by gutta-percha and metal posts on cone-beam computed tomography with varying tube current. *Imaging Science in Dentistry* 2020; 50: 1-7.
- [11] Fontenele RC et al. Influence of metal artefact reduction tool on the detection of vertical root fractures involving teeth with intracanal materials in cone beam computed tomography images: A systematic review and meta-analysis. *Int Endod J.* 2021;54:1769–1781.
- [12] Fontenele RC et al. Do the tube current and metal artifact reduction influence the diagnosis of vertical root fracture in a tooth positioned in the vicinity of a zirconium implant? A CBCT study. *Clin Oral Invest* 2020.
- [13] Codari M et al. Quantitative evaluation of metal artifacts using different CBCT devices, high-density materials and field of views. *Clin Oral Impl Res*, 2017:1-6.
- [14] Freitas DQ et al. Influence of acquisition parameters on the magnitude of cone beam computed tomography artifacts. *Dentomaxillofac Radiol* 2018; 47: 20180151.
- [15] Schneider SWA comparasion of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1971; 32:271-275.

- [16] Freitas APLF et al. Assessment of artefacts produced by metal posts on CBCT images. *International Endodontic Journal* 2018.
- [17] Aguilar FG et al. Radiopacity evaluation of calcium aluminate cement containing different radiopacifying agents. *Journal of Endodontics* 2011; 37(1):67-71.
- [18] Pauwels R, Stamatakis H, Bosmans H et al. Quantification of metal artifacts on cone beam computed tomography images. *Clinical Oral Implantology Research* 2013; 24: 94-99.
- [19] Jakobson SJM, Westphalen VPD, Silva Neto UX, Fariniuk LF, Schroeder AGD, Carneiro E. The influence of metallic posts in the detection of vertical root fractures using different imaging examinations. *Dentomaxillofacial Radiology* 2014; 43.
- [20] Moudi, E, Haghanifar S, Madani Z, Alhavaz A, Bijani A, Bagheri M. Assessment of vertical root fracture using cone-beam computed tomography. *Imaging Science in Dentistry* 2014; 44:37-41.
- [21] Menezes RF, Araújo NC, Rosa JMCS, Carneiro VSM, Santos Neto AP, Costa V, et al. Detection of vertical root fractures in endodontically treated teeth in the absence and in the presence of metal post by cone-beam computed tomography. *BMC Oral Health* 2016; 16(48).
- [22] Melo SLS, Haiter-Neto F, Correa LR, Scarfe WC, Farman AG. Comparative diagnostic yield of cone beam CT reconstruction using various software programs on the detection of vertical root fractures. *Dentomaxillofacial Radiology* 2013; 42.
- [23] Pinto MGO et al. Influence of tooth position within the field of view on the intensity of cone-beam computed tomographic imaging artifacts when assessing teeth restored with various intracanal materials. *Imaging Science in Dentistry* 2020; 50: 141-51.
- [24] Nikbin A et al. Effect of object position in the field of view and application of a metal artifact reduction algorithm on the detection of vertical root fractures on cone-beam computed tomography scans: An in vitro study. *Imaging Science in Dentistry* 2018; 48: 245-54.
- [25] Valisadeh S et al. Effect of Object Position in Cone Beam Computed Tomography Field of View for Detection of Root Fractures in Teeth with Intra-Canal Posts. *Iran J Radiol.* 2015; 12(4): e25272. 2015.
- [26] Candemil A P. et al. Influence of the exomass on the detection of simulated root fracture in cone-beam CT – an ex-vivo study. *Dentomaxillofacial Radiology* 2020; 50.

[27] Candemil |A P. et al. Distribution of metal artifacts arising from the exomass in small field-of-view cone beam computed tomography scans. *Oral Surg Oral*

Med Oral Pathol Oral Radiol 2020;130(1):116-125.

[28] Martins LAC et al. Evaluation of metal artefacts for two CBCT devices with a new dental arch phantom. *Dentomaxillofacial Radiology* 2020; 49: 20190385.

6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

A partir da análise dos resultados encontrados, pode-se concluir que:

- Ligas de números atômicos superiores geram maior quantidade de artefatos.
- Os cimentos testados não interferiram na quantidade de artefatos;
- O tomógrafo CS 9000 3D apresentou uma quantidade maior de artefato quando comparado ao i-CAT.
- De forma geral, o terço médio apresenta maior quantidade de artefato hiperdenso comparado ao cervical.
- Corrente de tubo mais alta e voltagens de tubo mais baixas podem aumentar a intensidade do artefato das varreduras do tomógrafo CS 9000 3D;
- A área do artefato é aumentada pela presença de um dente extra no arco; entretanto, a presença de mais de dois dentes restaurados na arcada não aumenta sua área, independentemente de sua posição na arcada.

REFERÊNCIAS

- ABRAMOVITCH, K.; RICE, D. D. Basic principles of cone beam computed tomography. **Dent Clin North Am.** v. 58, p. 463-484, 2014.
- AGUILAR, F. G. et al. Radiopacity evaluation of calcium aluminate cement containing different radiopacifying agents. **Journal of Endodontics.** v. 37, n. 1, p. 67-71, 2011.
- ANUSAVICE, K. J. **Phillips, materiais dentários.** 11 ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2005.
- BARRET, J. F.; KEAT, N. Artifacts in CT: recognition and avoidance. **RadioGraphics,** v. 24, n. 6, p. 1679-1691, nov./dec. 2004.
- BELEDELLI, R.; SOUZA, P. H. C. O que são e como se formam os artefatos nas imagens da tomografia computadorizada de feixe cônico. **Revista ABRO,** v. 13, n. 1, p. 2-15, jan./jun., 2012.
- BENIC, G. I. et al. In vitro assessment of artifacts induced by titanium dental implants in cone beam computed tomography. **Clin. Oral Impl. Res.** v. 24, p. 378–383, 2013.
- BOAS, F. E.; FLEISCHMANN, D. CT artifacts: Causes and reduction techniques. **Imaging Med,** v. 4, n. 2, p. 229-240, 2012.
- BRASIL. Conselho Nacional de Saúde. Resolução 466, de 12 de dezembro de 2012. Regulamenta os aspectos éticos em pesquisas envolvendo seres humanos. Disponível em: <http://conselho.saude.gov.br/resolucoes/2012/Reso466.pdf>.
- CANDEMIL, A. P. et al. Influence of the exomass on the detection of simulated root fracture in cone-beam CT – an ex-vivo study. **Dentomaxillofacial Radiology.** v. 50, 2020.
- CANDEMIL, A. P. et al. Distribution of metal artifacts arising from the exomass in small field-of-view cone beam computed tomography scans. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.** v. 130, n. 1, p. 116-125. B
- CAVALCANTI, M. G. P. et al. Influence of endodontic sealers artifacts in the detection of vertical root fractures. **Brazilian Dental Journal.** v. 33, n. 1, p. 22-30, 2022.
- CELIK TEN, B. et al. Assessment of Volumetric Distortion Artifact in Filled Root Canals Using Different Cone-beam Computed Tomographic Devices. **JOE.** 2017.
- CHINDASOMBATJAREON, J. et al. Quantitative analysis of metallic artifacts caused by dental metals: comparison of cone-beam and multi-detector row CT scanners. **Oral Radiol.,** v. 27, p. 114-120, 2011.
- CODARI, M. et al. Quantitative evaluation of metal artifacts using different CBCT devices, high-density materials and field of views. **Clin Oral Impl Res,** p. 1-6, 2017.

- COSTA, F. F. et al. Detection of horizontal root fracture with small-volume cone-beam computed tomography in the presence and absence of intracanal metallic post. **JOE**, v. 37, n. 10, p. 1456-1459, oct. 2011.
- DECURCIO, D. A. et al. Effect of root canal filling materials on dimensions of cone-beam computed tomography images. **J Appl Oral Sci**. v. 20, n. 2, p.260-267, 2012.
- ESMAELI, F. et al. Beam hardening artifacts: comparison between two cone beam computed tomography scanners. **J Dent Res Dent Clin Dent Prospect**. v. 6, n. 2, p. 49-53, 2012.
- FREITAS, A. P. L. F. et al. Assessment of artefacts produced by metal posts on CBCT images. **International Endodontic Journal**. 2018.
- FREITAS, D. Q. et al. Influence of acquisition parameters on the magnitude of cone beam computed tomography artifacts. **Dentomaxillofac Radiol**. v. 47, 2018. B
- FREITAS-E-SILVA, A. et al. CBCT Performance and endodontic sealer influence in the diagnosis of vertical root fractures. **The Journal of Contemporary Dental Practice**. v. 20, n. 5, 2019.
- FONTENELE, R. C. et al. Mapping the expression of beam hardening artefacts produced by metal posts positioned in different regions of the dental arch. **Clinical Oral Investigations**. 2020. A
- FONTONELE, R. C. et al. Do the tube current and metal artifact reduction influence the diagnosis of vertical root fracture in a tooth positioned in the vicinity of a zirconium implant? A CBCT study. **Clin Oral Invest**. 2020. B
- FONTONELE, R. C. et al. Influence of metal artefact reduction tool on the detection of vertical root fractures involving teeth with intracanal materials in cone beam computed tomography images: A systematic review and meta-analysis. **Int Endod J**. V. 54, P. 1769-1781, 2021.
- GAËTA-ARAUJO, H. et al. Magnitude of beam-hardening artifacts produced by gutta-percha and metal posts on cone-beam computed tomography with varying tube current. **Imaging Science in Dentistry**. v. 50, p. 1-7, 2020.
- GARIB, D. G. et al. Tomografia computadorizada de feixe cônico (Cone beam): entendendo este novo método de diagnóstico por imagem com promissora aplicabilidade na Ortodontia. **R Dental Press Ortodon Ortop Facial**, Maringá, v. 12, n. 2, p. 139-156, mar./abr., 2007.
- GHOLAMI, F.; KOHANI, P.; AALAEI, S. et al. Effect of Nickel-Chromium and Non-Precious Gold Color Alloy Cast Posts on Fracture Resistance of Endodontically Treated Teeth. **Iran Endod J**. v. 12, n. 3, p. 303-306, 2017.
- GOLDMAN, L. W. Principles of CT: radiation dose and image quality. **Journal of nuclear medicine technology**. v. 35, n. 4, 2007.

HELVACIOGLU-YIGIT, D. et al. Evaluation and reduction of artifacts generated by 4 different Root-end filling materials by using multiple cone-beam computed tomography imaging settings. **J Endod.** v. 42, p. 307-314, 2016.

JAKOBSON, S. J. M. et al. The influence of metallic posts in the detection of vertical root fractures using different imaging examinations. **Dentomaxillofacial Radiology**, v. 43, 2014.

KAJAN, Z. D. et al. The efficacy of metal artifact reduction mode in cone-beam computed tomography images on diagnostic accuracy of root fractures in teeth with intracanal posts. **Iranian Endodontic Journal.** v. 13, n. 1, p. 47-53, 2018.

KATKAR, R. et al. 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 and maxillofacial radiology**, v. 122, n. 5, p. 646-653, nov. 2016.

KHOSRAVIFARD, A. et al. Application of an auto-edge counting method for quantification of metal artifacts in CBCT images: a multivariate analysis of object position, field of view size, tube voltage, and metal artifact reduction algorithm. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.** 000:4600, 2021.

KUTEKEN, F. et al. Artefato metálico em tomografia computadorizada de feixe cônico. **Rev. Odontol. Univ. Cid. São Paulo**, v. 27, n. 3, p. 220-228, set./dez. 2015.

LIKUBO, M. et al. Influence of voxel size and scan fieldof view on fracture-like artefacts from gutta-percha obturated endodontically treated teeth on cone-beam computed tomography images. **Oral and maxillofacial radiology**, v. 122, n. 5, p. 631-637, nov. 2016.

LIMA, E. D. et al. Assessment of cone-beam computed tomographic artifacts from different intracanal materials on birooted teeth. **JOE.** v. 45, n. 2, p. 209-213, 2019.

LOURO, R. L.; VIERA, I. M.; FIRME, C. T. Uso do núcleo metálico fundido na reconstrução de dentes tratados endodonticamente: relato de caso clínico. **UFES Rev Odontol**, v. 10, n. 2, p. 69-75, 2008.

MARTINS, L. A. C. et al. Evaluation of metal artefacts for two CBCT devices with a new dental arch phantom. **Dentomaxillofacial Radiology.** v. 49: 20190385, 2020.

McCABE, J. F.; WALLS, A. W. G. **Materiais dentários diretos.** 8 ed. São Paulo: Santos, 2006.

MELO, S. L. S. et al. Comparative diagnostic yield of cone beam CT reconstruction using various software programs on the detection of vertical root fractures. **Dentomaxillofacial Radiology**, v. 42, 2013.

MENEZES, R. F. et al. Detection of vertical root fractures in endodontically treated teeth in the absence and in the presence of metal post by cone-beam computed tomography. **BMC Oral Health**, v. 16, 48, 2016.

- MORO, M.; AGOSTINHO, A. M.; MATSUMOTO, W. Núcleos metálicos fundidos x pinos pré-fabricados. **PCL**, v. 7, n. 36, p. 167-72, 2005.
- MOUDI, E. et al. Assessment of vertical root fracture using cone-beam computed tomography. **Imaging Science in Dentistry**, v. 44, p. 37-41, 2014.
- NAMORATTO, L. R.; Ferreira RS, Lacerda RAV, Sampaio-Filho HR, Ritto FP. Cimentação em cerâmicas: evolução dos procedimentos convencionais e adesivos. **Rev Bras Odont.** v. 70, n. 2, p. 142-147, 2013.
- NIKBIN, A. et al. Effect of object position in the field of view and application of a metal artifact reduction algorithm on the detection of vertical root fractures on cone-beam computed tomography scans: An in vitro study. **Imaging Science in Dentistry.** v. 48, p. 245-254, 2018.
- NOORT, R. V. **Introdução aos materiais dentários.** 2 ed. Porto Alegre: Artmed, 2004.
- OENNING, A. C. et al. Halve the dose while maintaining image quality in paediatric Cone Beam CT. **Scientific Reports.** v. 9:5521, 2019.
- OLIVEIRA, M. C. et al. Estudo comparativo entre o cimento de fosfato de zinco e o cimento resinoso: revisão de literatura. **Revista Saúde Multidisciplinar.** v. 4, p. 124-135, 2017.
- PANJNOUSH, M. et al. 2016. Effect of Exposure Parameters on Metal Artifacts in Cone Beam Computed Tomography. **J Dent**, v. 13, n. 3, p. 143-150, June 2016.
- PAUWELS, R. et al. Quantification of metal artifacts on cone beam computed tomography images. **Clin. Oral Impl**, v. 24, p. 94-99, 2013.
- PAUWELS, R. et al., 2015. Optimization of dental CBCT exposures through mAs reduction. **Dentomaxillofacial Radiology**, v. 44, 2015.
- PINTO, M. G. O. et al. Influence of exposure parameters on the detection of simulated root fractures in the presence of various intracanal materials. **International Endodontic Journal**, p. 1-9, abril 2016.
- PINTO, M. G. O. et al. Influence of tooth position within the field of view on the intensity of cone-beam computed tomographic imaging artifacts when assessing teeth restored with various intracanal materials. **Imaging Science in Dentistry.** v. 50, p. 141-151, 2020.
- PINTO, M. G. O. et al. Influence of size of field of view (FOV), position within the FOV, and scanning mode on the detection of root fracture and observer's perception of artifacts in CBCT images. **Dentomaxillofacial Radiology.** v. 49, 20200563, 2021.
- QUEIROZ, P. M. et al. Evaluation of the efficacy of a metal artifact reduction algorithm in different cone beam computed tomography scanning parameters. **Oral and maxillofacial radiology.** v. 123, n. 6, 2017.
- RODRIGUES, V. R. Effect of the action of diamond burs with high speed on the tensile strength of cores cemented with zinc phosphate at different preparation times. **Revista Gaúcha de Odontologia.** v. 63, n. 4, p. 405-410, 2015.

SAFI, Y. et al. Effect of amperage and field of view on detection of vertical root fracture in teeth with intracanal posts. **Iranian Endodontic Journal**. v. 11, n. 3, p. 202-207, 2016.

SARKIS-ONOFRE, R. et al. Randomized controlled trial comparing glass fiber posts and cast metal posts. **Journal of Dentistry** 2020.

SCARFE, W. C.; FARMAN, A. G.; SUKOVIC, S. Clinical Applications of Cone-Beam Computed Tomography in Dental Practice, **JCDA**, v. 72, n. 1, feb. 2006.

SCARFE, W. C.; FARMAN, A. G. What is cone-beam CT and how does it work? **DentClin. North Am**, v. 52, p. 707-30, 2008.

SCHNEIDER, S. W. A comparasion of canal preparations in straight and curved root canals. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**, v. 32, p. 271-275, 1971.

SCHULZE, R. et al. Artifacts in CBCT: A review. **Dentomaxillofacial Radiology**, v. 40, p. 265-273, 2011.

VALISADEH, S. et al. Effect of Object Position in Cone Beam Computed Tomography Field of View for Detection of Root Fractures in Teeth with Intra-Canal Posts. **Iran J Radiol**. v. 12, n. 4, e25272., 2015.

VASCONCELOS, K. F. et al. Artefact expression associated with several cone-beam computed tomographic machines when imaging root filled teeth. **Int Endod JI**, v. 13, 2014.

WHITE, S. C.; PHAROAH, M. J. P. **Oral Radiology: Principles and Interpretation**. 7 ed. Elsevier Health Sciences, 2014. 679p.

YAMAMOTO-SILVA, F. P. et al. Influence of voxel size on cone-beam computed tomography-based detection of vertical root fractures in the presence of intracanal metallic posts. **Imaging Science in Dentistry**. v. 48, p. 177-184, 2018.

ZHU, L. et al. Evaluation of the dental spectral cone beam CT for metal artefact reduction. **Dentomaxillofac Radiol**. v. 48, n. 2, 2019.

APÊNDICE A - Termo de consentimento livre e esclarecido**UNIVERSIDADE ESTADUAL DA PARAÍBA
CEP — COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA**

R. Baraúnas, 351 - Universitário, Campina Grande – PB.


CEP: 58429-500.



(083) 3315-3300

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Uma vez que não é possível identificar os indivíduos doadores dos dentes, sujeitos da pesquisa, não será aplicado o termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE) aos voluntários da pesquisa intitulada " AVALIAÇÃO DOS ARTEFATOS FORMADOS POR NÚCLEOS METÁLICOS FUNDIDOS: MICRO TC X TCFC.", sob a responsabilidade do(s) pesquisador(es) Ana Priscila Lira de Farias Freitas, Prof^ª Dr^ª Daniela Pita de Melo.

ANEXO A – Folha de rosto para pesquisa envolvendo seres humanos

 MINISTÉRIO DA SAÚDE - Conselho Nacional de Saúde - Comissão Nacional de Ética em Pesquisa - CONEP
FOLHA DE ROSTO PARA PESQUISA ENVOLVENDO SERES HUMANOS

1. Projeto de Pesquisa AVALIAÇÃO DOS ARTEFATOS FORMADOS POR NÚCLEOS METÁLICOS FUNDIDOS: MNOX TC II TOFC			
2. Número do Participante da Pesquisa - 20			
3. Área Temática			
4. Área de Conhecimento Ciência dos Materiais - Ciências da Saúde			
PESQUISADOR RESPONSÁVEL			
5. Nome Ana Flávia Lima de Farias Freitas			
6. CPF: 002.138.404.30	7. Endereço (Rua, n.º) Rua Fernando Barbosa de Melo, 2101 - Jd. Campina Grande - Aracaju - SE - 49104-000		
8. Nacionalidade BRASILEIRO	9. Telefone 02962718102	10. Outros Telefones	11. E-mail anaprova@ufma.br
<p>Termo de Compromisso: Declara que conhece e cumpre os requisitos da Resolução CNS 466/12 e suas complementares. Comprometo-me a zelar os interesses e direitos individuais exclusivamente para os fins previstos no protocolo e a publicar os resultados sobre esta tecnologia ao IBC. Aceito as responsabilidades pela conduta científica do projeto acima. Termo obtido que não seja anexado ao projeto devidamente assinado por todos os responsáveis e faz parte integrante da documentação do mesmo.</p>			
Data <u>19</u> / <u>09</u> / <u>16</u>		 Assinatura	
INSTITUIÇÃO PROPONENTE			
12. Nome Universidade Estadual da Paraíba - UEPB	13. CNPJ	14. Unidade/Orgão UNIVERSIDADE ESTADUAL DA PARAÍBA	
15. Telefone 081 3215-6000	16. Outros Telefones		
<p>Termo de Compromisso (do responsável pela instituição): Declara que conhece e cumpre os requisitos da Resolução CNS 466/12 e suas complementares e aceita esta instituição sob condições para o desenvolvimento desse projeto, através sua instituição.</p>			
Responsável: <u>Patrícia Maria Bento</u>	ou <u>486 980 244-51</u>		
Carregamento: <u>COORD DO PPGD</u>	 Universidade Estadual da Paraíba - UEPB Patrícia Maria Bento Coord. do Programa de Pós-Graduação em Design Telefone: 3215-6004 Assinatura		
Data <u>19</u> / <u>09</u> / <u>16</u>			
PATROCINADOR PRINCIPAL			
Não se aplica			

ANEXO B- Comissão nacional de ética em pesquisa envolvendo seres humanos

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DA PARAÍBA
PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISADOR
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA ENVOLVENDO SERES HUMANOS
COMISSÃO NACIONAL DE ÉTICA EM PESQUISA ENVOLVENDO SERES HUMANOS
PLATAFORMA BRASIL**



Relator: 08.

Pesquisador Responsável: Ana Priscila Lira de Farias Freitas

CAAE: 60637616.6.0000.5187

Data da relatoria: 15/12/2016

SITUAÇÃO DO PROJETO: APROVADO

Apresentação do Projeto: Projeto intitulado “ AVALIAÇÃO DOS ARTEFATOS FORMADOS PR NÚCLEOS METÁLICOS FUNDIDOS: MICRO TC X TCFC”, encaminhado para análise, ao Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Estadual da Paraíba, com fins à obtenção de parecer favorável ao início das atividades propostas, as quais resultarão em Trabalho de Conclusão de Curso de Pós-Graduação em Odontologia, da Universidade Estadual da Paraíba – Campus I.

Objetivo Geral da Pesquisa: Avaliar os artefatos formados por núcleos metálicos fundidos por meio de Micro TC e da TCFC

Avaliação dos Riscos e Benefícios: Considerando a justificativa e os aportes teóricos e metodologia apresentados no presente projeto, e ainda considerando a relevância do estudo as quais são explícitas suas possíveis contribuições, percebe-se que a mesma não trará riscos aos participantes da pesquisa.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa: A presente proposta de estudo é de suma importância quanto papel e atribuições das Instituições de Ensino Superior (IES), estando dentro do perfil das pesquisas de construção do ensino-aprendizagem significativa, perfilando a formação profissional baseada na tríade conhecimento-habilidade-competência, preconizada pelo MEC. Portanto, tem retorno social, caráter de pesquisa científica e, contribuição na formação de profissionais da área de saúde. O projeto encontra-se completo, sem pendências.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória: Ao analisar os documentos necessários para a integração do protocolo científico, encontramos todos os documentos necessários e obrigatórios. Estando tais documentos em harmonia com as exigências preconizadas pela Resolução 466/12/CNS/MS.

Recomendações: Os tópicos do projeto encontram-se bem articulados, havendo toda uma harmonia entre eles.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações: O projeto atende as exigências protocolares. Diante do exposto, somos pela aprovação. Salvo melhor juízo.

ANEXO C – Termo de doação de Dentes



UNIVERSIDADE ESTADUAL DA PARAÍBA
CEP – COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA
R. Baraúta, 351 - Universitário, Campina Grande - PB
CEP: 58429-900
(083) 3315-3300

TERMO DE DOAÇÃO DE DENTES

Ao Comitê de Ética em Pesquisa da UNIVERSIDADE ESTADUAL DA PARAÍBA

Declaro que doei 20 (vinte) pré-molares inferiores aos pesquisador(es) Daniela Pita de Melo, Ana Marly Araújo Maia e Ana Priscila Lira de Farias Freitas a fim de viabilizar a execução da pesquisa intitulada "AVALIAÇÃO DOS ARTEFATOS FORMADOS POR NÚCLEOS METÁLICOS FUNDIDOS: MICRO TC X TCFC." Igualmente declaro que estes dentes foram extraídos previamente ao conhecimento da pesquisa supracitada, por indicação clínica e independentemente da mesma, sendo armazenado em frasco único, o que impossibilita a identificação dos indivíduos dos quais os dentes foram extraídos.

Campina Grande, 10 de Agosto de 2016.

Heitor Silva Borges

Heitor Silva Borges CPF: 040.587.763-31

CRO: 5744 PB

Rua Emiliano Rosendo da Silva, 75 – Novo Bodocongó. Bloco K, Apto 1102.

TEL.: 083 99655 5552.

ANEXO D- Declaração

UNIVERSIDADE ESTADUAL DA PARAÍBA
CAMPUS VIII – PROFª MARIA DA PENHA
CENTRO DE CIÊNCIAS, TECNOLOGIA E SAÚDE

DECLARAÇÃO

Para os fins que forem necessários a Direção do Centro de Ciências, Tecnologia e Saúde – CCTS da UEPB informa que a profa. **Ana Marly Maia** foi autorizada para retirar do Laboratório de Morfologia do Curso de Odontologia do Campus VIII/UEPB peças anatômicas (ossos do crânio e face) para fins de pesquisa no Programa de Pós-Graduação em Odontologia da UEPB/Campus I.

Araucária - PB, 31 de outubro de 2016.

Atenciosamente,



Manuel A. Gordón
Diretor CCTS
UEPB-Mat 825584-6

Manuel Antônio Gordón-Núñez
Diretor do Centro de Ciências, Tecnologia e Saúde
Universidade estadual da Paraíba
Matr. 825584-6

ANEXO E - Avaliação Subjetiva – Presença de Artefato

Avaliador: _____ Data _____

- O software do sistema CS 9000 3D permite a visualização dos cortes tomográficos em 3 planos distintos, demonstrados no esquema que pode ser visualizado no quadrante superior direito da tela. Cada cor representa um plano: Laranja-axial, rosa-sagital e verde-coronal.
- No quadrante superior esquerdo podemos observar o plano axial, no quadrante inferior esquerdo o plano sagital e no quadrante inferior direito o plano coronal.
- Utilizando as linhas guias para cada plano, pode-se percorrer as unidades dentárias em qualquer sentido.
- A presença de artefato deve ser avaliada em todo o volume adquirido – todos os cortes.
- Os artefatos metálicos foram subdivididos nos 3 tipos: halo hiperdensos, linhas hipodensas e linhas hiperdensas.
- **Em caso de dúvida, não hesite em perguntar.**

PASTA _____

Volume _____ 1 _____	Halo Hipodenso	Linhas Hipodensas	Linhas Hiperdensas
Ausência			
Presença moderada			
Presença severa			

Volume _____ 2 _____	Halo Hipodenso	Linhas Hipodensas	Linhas Hiperdensas
Ausência			
Presença moderada			
Presença severa			

Volume _____ 3 _____	Halo Hipodenso	Linhas Hipodensas	Linhas Hiperdensas
Ausência			
Presença moderada			
Presença severa			

Volume _____ 4 _____	Halo Hipodenso	Linhas Hipodensas	Linhas Hiperdensas
Ausência			
Presença moderada			
Presença severa			

ANEXO F - Revista

ARTIGOS 1 e 2

REVISTA:



Link das normas de instruções para os autores:

<https://www.birpublications.org/page/ifa/dmfr>