



**UNIVERSIDADE FEDERAL DA BAHIA**  
**FACULDADE DE ODONTOLOGIA**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA E SAÚDE**

**LUCIANA LOYOLA DANTAS**

**Qualidade da imagem em diferentes protocolos e  
aparelhos de tomografia computadorizada de feixe  
cônico na avaliação de estruturas periodontais**

Salvador  
2020

**LUCIANA LOYOLA DANTAS**

**Qualidade da imagem em diferentes protocolos e aparelhos de tomografia computadorizada de feixe cônico na avaliação de estruturas periodontais**

Tese apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia e Saúde, Faculdade de Odontologia, Universidade Federal da Bahia, como requisito para obtenção do grau de Doutora em Odontologia e Saúde com ênfase em Diagnóstico Bucal.

Orientadora: Profa. Dra. Iêda Margarida Crusoé Rocha Rebello

Salvador  
2020

Aos meus pais, irmã e sobrinha.

## **AGRADECIMENTOS**

À querida Profa. Dra. Iêda Margarida Crusoé Rocha Rebello pela confiança e oportunidade de trabalhar ao seu lado nos últimos 6 anos, sempre disponível e atenciosa, incentivando e me guiando a querer sempre o melhor.

Aos meus pais, Ana Cristina e Jorge Luiz, pelo amor, incentivo, por serem os meus maiores exemplos e por estarem sempre ao meu lado.

À minha irmã, Marina e sobrinha, Manuela, pelo amor, companheirismo.

A Dalva, por estar sempre ao meu lado e pelo apoio.

Ao Prof. Paulo Flores, Luciana Oliveira e Janaína Dantas por toda paciência e dedicação para a realização deste trabalho.

Aos amigos Thaís, Luciana, Luana, Frederico, Anne, Paula, Livia e Denise por todo o incentivo e pela fiel amizade.

Às amigas do Doutorado, Livia, Daniele e Mônica, que tornaram essa jornada muito mais leve, compartilhando os momentos de angústias e alegrias.

Aos professores do Doutorado, pela oportunidade oferecida e pelo conhecimento transmitido.

A Capes (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior) pela concessão do auxílio financeiro, sob a forma de bolsa, para a realização desse trabalho.

À Universidade Federal da Bahia e à Faculdade de Odontologia da UFBA das quais tenho profundo orgulho de ter sido aluna.

À Universidade de Louisville (Kentucky, EUA), Clínica Odontobioimagem e Clínica Delfin pelo apoio na concretização deste trabalho.

Muito obrigada!

DANTAS, Luciana Loyola. Qualidade da imagem em diferentes protocolos e aparelhos de tomografia computadorizada de feixe cônico na avaliação de estruturas periodontais. Defesa de Tese (Doutorado) - Faculdade de Odontologia, Universidade Federal da Bahia, Salvador, 2020.

## RESUMO

O presente estudo tem como objetivo avaliar a qualidade da imagem de diferentes protocolos e aparelhos de Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (TCFC) através de características de estruturas periodontais de forma subjetiva e correlacioná-la com a razão contraste-ruído (RCR), como forma objetiva de mensuração da qualidade de imagem. Foram adquiridas 13 imagens de TCFC de um crânio seco, em 6 diferentes tomógrafos (Accuitomo 3D 170- J. Morita, Kyoto, Japão, CS 9000 e CS 9300- Carestream Dental, Trophy, França, Eagle 3D- Dabi Atlante, Ribeirão Preto, Brasil, i-CAT Classic- Imaging Sciences International, Pensilvânia, EUA e Orthophos XG 3D- Sirona Dental System, Charlotte, EUA), e então avaliadas por três radiologistas. As imagens foram interpretadas através de reconstruções multiplanares no software CS Dental Imaging 3D module versão v3.5.7 (Carestream Health, Atlanta, EUA), e realizadas perguntas direcionadas envolvendo dados subjetivos de qualidade da imagem da cobertura óssea (CO); classificação da CO vestibular de acordo com sua presença ou ausência; avaliação do espaço do ligamento periodontal (ELP) de acordo com características de densidade e quantidade de ruído presente. Nestes mesmos exames foram então selecionadas regiões de interesse (ROI) e mensurada a RCR de cada protocolo no software Image J (National Institutes of Health, Bethesda, MD, USA). Concluiu-se que a maioria dos protocolos estudados apresenta boa qualidade de imagem para o diagnóstico direcionado de avaliação do periodonto, porém, levando-se em consideração os valores das médias para as avaliações subjetivas e a RCR na avaliação objetiva, o protocolo do aparelho Accuitomo 60mmx60mm HiFi 180° apresentou superioridade sobre os demais.

Palavras-chave: Qualidade de imagem. Diagnóstico por imagem. Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico.

DANTAS, Luciana Loyola. Image quality in different protocols and cone beam computed tomography devices in the evaluation of periodontal structures. Doctoral thesis - Faculdade de Odontologia, Universidade Federal da Bahia, Salvador, 2020.

## **ABSTRACT**

The present study aims to evaluate the image quality of different protocols and devices of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) through characteristics of periodontal structures in a subjective way and correlate it with the contrast-noise ratio (CNR), as a way objective measurement of image quality. Thirteen images of CBCT of a dry skull were acquired in 6 different CT scanners (Accuitomo 3D- J. Morita, Kyoto, Japan, CS 9000 and CS 9300- Carestream Dental, Trophy, France, Eagle 3D- Dabi Atlante, Ribeirão Preto, Brazil, i-CAT Classic- Imaging Sciences International, Pennsylvania, USA and Orthophos XG 3D 170- Sirona Dental System, Charlotte, USA), and then evaluated by three radiologists. The images were interpreted through multiplanar reconstructions in the CS Dental Imaging 3D module version v3.5.7 software (Carestream Health, Atlanta, USA), and directed questions were asked involving subjective data on the image of bone coverage (BC); classification of vestibular BC according to its presence or absence; evaluation of periodontal ligament space according to characteristics of density and amount of noise present. In these same exams, regions of interest (ROI) were then selected and the CNR of each protocol was measured using the Image J software (National Institutes of Health, Bethesda, MD, USA). It was concluded that most of the studied protocols presents good image quality for the directed diagnosis of periodontal assessment, however, taking into account the values of the means for subjective assessments and the CNR in the objective assessment, the Accuitomo appliance protocol 60mmx60mm HiFi 180 ° showed superiority over the others.

Key-words: Image quality. Diagnostic imaging. Cone-Beam Computed Tomography.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

	Página
Figura 1 Maxila.....	25
Figura 2 Mandíbula.....	26
Figura 3 Maxila e mandíbula com recobrimento de cera incolor.....	26
Figura 4 Crânio posicionado para aquisição da maxila com o plano oclusal paralelo ao solo.....	27
Figura 5 Individualização do dente em seu longo eixo nos planos axial (A); coronal (B) e sagital (C).....	31
Figura 6 Mensuração dos terços do dente 2.3 através da construção de linha perpendicular ao longo eixo do dente na imagem parassagital (A); transferência da linha para a JCE e medida do tamanho da raiz (B) e divisão dos terços (C).....	31
Figura 7 Reconstrução tomográfica sagital do dente 1.1 em diferentes protocolos de aquisição: 1- Accuitomo 60X60 HIFI 180/ 2- 60X60 HIFI 360/ 3- 60X60 STD 180/ 4- 60X60 STD 360/ 5- 170X120 HIFI 180/ 6- 170X120 HIFI 360/ 7- 170X120 STD 180/ 8- 170X120 STD 360/ 9- ICAT/ 10- Orthophos/ 11- Eagle 3D/ 12- CS 9000/ 13- CS 9300.....	34
Figura 8 Reconstrução axial exibindo a seleção de ROIs sobre a área teste (dente e osso) e sobre a área controle (superior, média e inferior) da imagem.....	36
Figura 9 Mensuração dos defeitos ósseos com o auxílio do paquímetro digital.....	36

## LISTA DE TABELAS

	Página	
Tabela 1	Aparelhos de tomografia computadorizada de feixe cônico utilizados nesta pesquisa.....	28
Tabela 2	Protocolos de aquisição das imagens.....	29
Tabela 3	Variáveis analisadas e seu dente correspondente.....	32
Tabela 4	Critérios empregados para avaliação da qualidade da imagem.	33
Tabela 5	Critérios empregados para classificação da cobertura óssea vestibular.....	33
Tabela 6	Critérios empregados para classificação do espaço do ligamento periodontal.....	33
Tabela 7	Critérios empregados para classificação subjetiva quanto à presença de ruído.....	33
Tabela 8	Teste Kappa intra e interexaminador.....	39
Tabela 9	Critério para interpretação do coeficiente Kappa.....	39
Tabela 10	Coeficiente de Correlação Intraclasse (ICC) das medidas lineares entre JCE- Crista óssea alveolar vestibular.....	40
Tabela 11	Médias e desvio padrão ( ) dos protocolos de TCFC para as avaliações subjetivas.....	41
Tabela 12	Padrão-ouro: classificação da CO por terço e medida (mm) da JCE – crista óssea alveolar vestibular.....	41
Tabela 13	Médias e desvio padrão referentes à distância JCE – crista óssea alveolar vestibular x padrão- ouro.....	42
Tabela 14	Resultados do desvio padrão (DP) de acordo com protocolos para as áreas de controle e teste.....	43
Tabela 15	Tempo (min) despendido para avaliação das imagens.....	44

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CBCT	Cone-beam computed tomography
CO	Cobertura óssea
DICOM	<i>Digital Imaging Communications in Medicine</i>
DP	Desvio padrão
ELP	Espaço do ligamento periodontal
FOV	<i>Field of view</i>
HiFi	<i>High fidelity</i>
ICC	Coeficiente de correlação intraclasse
IPS	<i>In-Plane Switching</i>
JCE	Junção cimento-esmalte
kVp	Quilovoltagem
mA	Miliamperagem
min	Minuto
mm	Milímetro
Mx	Maxila
Md	Mandíbula
PO	Padrão ouro
QI	Qualidade de imagem
RCR	Relação contraste-ruído
ROI	Região de interesse
STD	<i>Standard</i>
TC	Tomografia computadorizada
TCFC	Tomografia computadorizada de feixe cônico
TCMS	Tomografia computadorizada multislice
2D	Bidimensional
3D	Tridimensional

# SUMÁRIO

	Página
<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO.....</b> 10
<b>2</b>	<b>REVISÃO DE LITERATURA.....</b> 13
2.1	TOMOGRÁFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO..... 13
2.2	PARÂMETRO DE EXPOSIÇÃO DA TCFC..... 14
2.2.1	<i>FIELD OF VIEW</i> (FOV)..... 14
2.2.2	GRAU DE ROTAÇÃO DO APARELHO..... 15
2.2.3	VOXEL..... 16
2.2.4	KILOVOLTAGEM E MILIAMPERAGEM..... 18
2.3	QUALIDADE DA IMAGEM..... 19
2.4	AVALIAÇÃO DA COBERTURA ÓSSEA NA ODONTOLOGIA..... 21
<b>3</b>	<b>OBJETIVO.....</b> 24
<b>4</b>	<b>METODOLOGIA.....</b> 25
4.1	AMOSTRA..... 25
4.2	PREPARAÇÃO DA AMOSTRA..... 26
4.3	AQUISIÇÃO DAS IMAGENS..... 27
4.4	AVALIAÇÃO DAS IMAGENS..... 30
4.4.1	AVALIAÇÃO SUBJETIVA..... 30
4.4.2	AVALIAÇÃO DA RAZÃO CONTRASTE-RUÍDO..... 35
4.5	AVALIAÇÃO DO CRÂNIO SECO..... 36
<b>5</b>	<b>ANÁLISE DOS DADOS.....</b> 37
<b>6</b>	<b>RESULTADOS.....</b> 38
6.1	PADRÃO OURO..... 38
6.2	REPRODUTIBILIDADE INTRA E INTEREXAMINADOR..... 38
6.3	AVALIAÇÃO SUBJETIVA DA IMAGEM..... 40
6.4	MEDIDAS LINEARES X PADRÃO- OURO..... 42
6.5	DESVIO PADRÃO (DP) E RELAÇÃO CONTRASTE- RUÍDO (RCR)..... 43
6.6	TEMPO DE AVALIAÇÃO..... 44
<b>7</b>	<b>DISCUSSÃO.....</b> 45
<b>8</b>	<b>CONCLUSÃO.....</b> 50
	<b>REFERÊNCIAS.....</b> 51
	<b>ANEXO A.....</b> 57

## 1 INTRODUÇÃO

A tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) é, atualmente, um exame de imagem bastante utilizado na prática clínica na Odontologia, auxiliando no diagnóstico e assim, na tomada de decisão quanto ao tipo de tratamento a ser realizado.

Diversas áreas da Odontologia beneficiam-se deste exame, já que este fornece uma imagem tridimensional (3D) das estruturas com resolução milimétrica, alta qualidade e grande contraste entre as estruturas densas (ALQERBAN et al., 2011; LOUBELE et al., 2008; SUR et al., 2010), com reduzida dose de radiação e baixo custo quando comparada com a tomografia computadorizada multislice (TCMS) (SCARFE e FARMAN, 2007; ZOLLER; NEUGEBAUER, 2008; LOFTHAG- HANSEN, KLANG, GRÖNDAHL, 2010; TETRADIS et al., 2010; PATCAS et al., 2012; JAJU e JAJU, 2014; PARK et al., 2019), permitindo avaliação minuciosa das características do periodonto, como a cobertura óssea (CO), nitidez do espaço do ligamento periodontal e da junção cimento-esmalte, além da quantidade de osso presente para a realização de um planejamento adequado.

Neste contexto, medições precisas de defeitos intraósseos e a visualização da estrutura óssea vestibular e lingual começaram a ser realizadas, permitindo aos clínicos a avaliação de deiscências, fenestrações e condições periodontais (ALAMRI et al., 2012; JAJU e JAJU, 2014), visto que, apesar de a imagem bidimensional (2D) ser a modalidade mais comumente utilizada para diagnosticar a morfologia óssea, esta apresenta limitações, que podem levar a erro na avaliação da quantidade de perda óssea ou osso disponível.

Diversos estudos encontraram acurácia diagnóstica ao avaliar a CO através da TCFC, como o realizado por Timock et al. (2011) que concluíram que há elevada acurácia e precisão ao analisar esta estrutura em um único tomógrafo com *voxel* de 0,3mm. Patcas et al. (2012) realizaram um estudo com o objetivo de determinar a acurácia da TCFC com diferentes *voxels* na mensuração da CO vestibular dos dentes anteroinferiores e encontraram medidas confiáveis ao comparar os achados nas imagens da tomografia e os

achados clínicos. Cook et al. (2015) avaliaram a acurácia e a confiabilidade da TCFC na mensuração da altura do osso alveolar vestibular e sua espessura utilizando especificações de aquisição comumente utilizadas.

Desde seu lançamento, em 1998 (MOZZO et al., 1998), vários aparelhos foram lançados no mercado, com tecnologia que evolui constantemente, levando os pesquisadores a investigarem suas limitações e benefícios. Diversos estudos se propuseram a avaliar os efeitos de diferentes tomógrafos, como o realizado por Codari et al. (2017), que avaliaram a influência de três aparelhos variando o FOV (*field of view*) e material metálico de alta densidade na expressão de artefato metálico, mostrando que há diferença significativa entre esses aparelhos ao utilizar FOV pequeno. Dantas et al. (2019), avaliando a detecção da CO vestibular em dentes anteriores, verificaram que há alta acurácia diagnóstica (75%-94,4%) nos seis tomógrafos estudados.

Na prática clínica, a qualidade da imagem da TCFC e sua capacidade em fornecer características anatômicas e patológicas são influenciadas por variáveis como: FOV, objeto que está sendo avaliado, tempo de escaneamento, giro do equipamento (180° ou 360°), quilovoltagem (kVp), miliamperagem (mA), dimensão do voxel (unidade de volume), dentre outras (LIANG et al., 2010; BELEDELLI; SOUZA, 2012; SPIN-NETO; GOTFREDSEN; WENZEL., 2013; KAMBUROGLU et al., 2013).

A avaliação subjetiva tem sido considerada o padrão ouro para a determinação da qualidade da imagem ao se realizar um diagnóstico direcionado (LIANG et al., 2010; LOFTHAG- HANSEN, KLANG, GRÖNDAHL, 2010; PARK et al., 2019). Porém, devido à dificuldade na padronização do método por seu caráter subjetivo, mensurações físicas produzem dados que podem subsidiar estas avaliações subjetivas, como a razão contraste-ruído (RCR) (CHOI et al., 2015).

A RCR foi utilizada por diversos estudos (CHOI, et al., 2015; DEHMERI et al., 2015; PAUL et al., 2016; VASCONCELOS et al., 2017; PARK et al., 2019) que tiveram como objetivo a comparação de diferentes protocolos de TCFC na avaliação da qualidade de imagem. Esta busca por imagens que

forneçam bom diagnóstico com um protocolo que leve a menor exposição de radiação por parte do paciente, está inserida no princípio de ALADAIP (As Low as Diagnostically Acceptable being Indication-oriented and Patient-specific), o qual visa fornecer doses de radiação mais baixas possíveis sem prejuízo do diagnóstico e que tenham indicação orientada e seja específico para o paciente (OENNING et al., 2018).

Devido aos diversos fatores que influenciam no resultado final da imagem, surge a necessidade de conhecimento sobre o protocolo de varredura mais próximo do ideal que resulte em boa qualidade da imagem para avaliação de estruturas periodontais e que exponha o paciente o mínimo possível à radiação ionizante.

Sendo assim, o objetivo deste estudo foi avaliar a qualidade da imagem de diferentes protocolos e aparelhos de TCFC, por meio das estruturas periodontais de forma subjetiva e correlacioná-la com a RCR.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO

Desde seu surgimento na Odontologia, em 1998, na Universidade de Verona, Itália, onde pesquisadores comprovaram a alta acurácia das imagens com dose de radiação equivalente a 1/6 da liberada pela tomografia computadorizada (TC) convencional (MOZZO et al., 1998), a tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) começou a ser amplamente utilizada na avaliação da região dentomaxilofacial. Por suprir dificuldades encontradas nas imagens bidimensionais, já que permite a visualização tridimensional das estruturas craniofaciais, tornou-se largamente utilizada no diagnóstico e nos procedimentos cirúrgicos na Odontologia (SCARFE; FARMAN, 2008; LIANG et al., 2010; KILJUNEM et al., 2015).

A TCFC tem substituído a TC na Odontologia, na maioria dos casos, por ter menor custo, fornecer menor tempo de escaneamento, apresentar acurácia da imagem, proporcionar menor dose de radiação ao paciente, possuir tamanho reduzido do aparelho e apresentar menor artefato nas imagens (SCARFE; FARMAN; SUKOVIC, 2006; DAMSTRA et al., 2010; PATCAS et al., 2012; SPIN-NETO; GOTFREDSEN; WENZEL, 2013; YEL et al., 2019).

Atualmente, a TCFC tem sido bastante utilizada em diversas áreas na Odontologia, como na Implantodontia, Cirurgia Oral, Ortodontia, Endodontia, Periodontia, Odontopediatria, na avaliação da apneia do sono, desordens da articulação temporomandibular (ATM), além de pacientes especiais e fissurados (ZOLLER; NEUGEBAUER, 2008; TETRADIS et al., 2010; JAJU; JAJU, 2014). Na prática clínica, a qualidade da imagem da TCFC e sua capacidade em fornecer características anatômicas e patológicas são influenciadas por diversos parâmetros de exposição como: campo de visão (FOV-*field of view*), objeto que está sendo avaliado, tempo de escaneamento, quilovoltagem (kVp), miliamperagem (mA), dimensão do *voxel* (unidade de volume); além do grau de rotação do aparelho (180° ou 360°) (BELEDELLI; SOUZA, 2012; SPIN-NETO; GOTFREDSEN; WENZEL, 2013; KAMBUROGLU

et al., 2013; SCARFE et al., 2017).

Mudanças desses parâmetros de exposição podem reduzir significativamente a dose de radiação, porém, por outro lado, podem causar perda na qualidade da imagem, devendo ser realizadas com cautela, visando sempre a melhoria no diagnóstico (LOFTHAG–HANSEN et al., 2008; NEVES et al., 2012).

## **2.2 PARÂMETROS DE EXPOSIÇÃO DA TCFC**

### **2.2.1 FIELD OF VIEW (FOV)**

O campo de visão - Field of view (FOV) - da imagem deve ser ajustado para cobrir apenas a região de interesse (ROI). A colimação do feixe de raios X primário da TCFC permite a limitação da radiação X à área de interesse, o que permite que o FOV ideal possa ser selecionado para cada paciente com base na necessidade de diagnóstico. Embora não esteja disponível em todos os sistemas de TCFC, a função de ajuste de FOV é altamente importante, pois proporciona economia de dose ao limitar o campo irradiado. Ao analisar um mesmo aparelho de TCFC, quanto maior o FOV, maior a dose de radiação recebida pelo paciente (SCARFE e FARMAN, 2007).

O tamanho do FOV depende do tamanho e formato do sensor, projeção geométrica do feixe assim como da habilidade de colimação deste (SCARFE e FARMAN, 2008). Segundo Molen (2010), quando maior o FOV, maior o espalhamento do feixe, e com isso, maior o ruído gerado, sendo ideal o uso do menor FOV capaz de compreender a região de interesse.

Dillenseger et al. (2016) analisaram dois aparelhos de TCFC: um com FOV pequeno (50 mm de diâmetro) e outro com FOV grande (60–180 mm de diâmetro). Análises quantitativas foram realizadas para medir resolução espacial, linearidade e homogeneidade. *Phantoms* de tamanho pequeno e um crânio humano seco foram usados para avaliar desempenhos intrínsecos. Foram realizadas análises subjetivas por 10 avaliadores, cegos em relação ao experimento. Concluiu-se que imagens com FOV pequeno apresentaram desempenhos semelhantes aos das imagens de FOV grande.

Costa et al. (2019) estudaram a influência do grau de rotação e do tamanho do FOV na quantidade de artefatos produzidos nas imagens de

TCFC. Um *phantom* de cera utilidade cilíndrico, com uma amostra metálica em seu interior, foi digitalizado com dois tamanhos de FOV (100 x 100 mm e 40 x 40 mm) e em rotações completas (360°) e parciais (180°). As imagens obtidas com FOV grande apresentaram maior quantidade de ruído em comparação com o FOV pequeno, tanto para os graus de rotação parcial quanto total. Para imagens obtidas com um FOV pequeno, a rotação completa resultou em imagens com menos ruído. Para imagens obtidas com FOV grande, não houve diferença estatisticamente significativa no ruído para os dois protocolos de rotação. Como não houve diferenças significativas na quantidade de artefatos nos protocolos de rotação para FOVs grandes, a rotação parcial pode ser indicada devido à sua menor exposição à radiação. Para adquirir imagens com FOVs pequenos, recomenda-se a rotação de 360°.

### 2.2.2 GRAU DE ROTAÇÃO DO APARELHO

A reconstrução dos dados em TCFC requer a aquisição de imagens base (imagens individuais em 2D), que são semelhantes a cefalométricas laterais e póstero-anteriores e que são adquiridas durante a rotação simultânea da fonte de raios X e do sensor *flat panel* (placa de silício ou selênio amorfo). As imagens base são obtidas a partir de um arco de varredura circular de 180° ou 360°. A maioria dos tomógrafos realiza rotação de 360°, porém uma rotação de 180° diminui o tempo de aquisição das imagens e permite a reconstrução de dados volumétricos tendo como desvantagem o aumento do ruído e artefato (SCARFE e FARMAN, 2008, KILJUNEN et al., 2015; YADAV et al., 2015; SCARFE et al., 2017; YEUNG et al., 2019).

Segundo Yeung et al. (2019), o uso de rotações parciais (180°) pode reduzir a dose de radiação do paciente e manter a qualidade da imagem diagnóstica adequada para aplicações específicas, como exames dos seios paranasais, detecção de perda óssea periapical, planejamento de tratamento de implantes dentários, diagnóstico de alterações artríticas nas articulações temporomandibulares e localização do canal alveolar inferior. Esses estudos demonstram que uma rotação de 180° pode ser matematicamente suficiente para uma reconstrução da TCFC. Assim, o principal objetivo da segunda metade de uma rotação completa é melhorar a nitidez da imagem e/ ou reduzir o ruído.

Lofthag-Hansen et al. (2010) analisaram a qualidade da imagem subjetiva para dois diagnósticos direcionados, diagnóstico periapical e planejamento de implantes com TCFC, utilizando diferentes parâmetros, incluindo o grau de rotação (180° e 360°) de dois aparelho de feixe cônico – 3D Accuitomo e 3D Accuitomo FPD (J. Morita Corp, Kyoto, Japão). Como conclusão, verificou-se que os parâmetros de exposição devem ser ajustados de acordo com o objetivo diagnóstico e que, para esta marca de aparelho em particular, uma rotação de 180° proporcionou boa qualidade de imagem subjetiva, portanto, uma redução substancial da dose pode ser alcançada sem perda de informações de diagnóstico.

Neves et al. (2014) avaliaram os efeitos do modo de escaneamento de um aparelhos de TCFC, o i-CAT Next Generation (Imaging Sciences International, Inc, Hatfield, PA, USA), nas mensurações para a realização de implantes, concluindo que ambas as rotações oferecem medidas reais, o que indica que a rotação de 180° deve ser preferencialmente utilizada por apresentar melhor relação dose – efeito e oferecer menor risco para o paciente.

O estudo de Yadav et al. (2015) teve como objetivo avaliar a eficácia diagnóstica de 2 protocolos de aquisição de TCFC (180° e 360°), em um único aparelho - Accuitomo (J. Morita Corp, Kyoto, Japão) - para detectar alterações degenerativas associadas ao complexo da ATM. Com base nos resultados deste estudo, o protocolo de aquisição de 180° pode detectar pequenas e grandes lesões artríticas com alta confiabilidade e é comparável à aquisição de 360°, sendo eficaz na detecção de pequenos e grandes defeitos.

### **2.2.3 VOXEL**

O *voxel* representa a menor parte de uma imagem 3D e é equivalente ao *pixel* na resolução de uma imagem 2D. O tamanho do *voxel* é definido por sua altura, largura e profundidade e é de suma importância em termos de qualidade de escaneamento e tempo de reconstrução de imagens de uma TCFC. Nesta, os *voxels* são isotrópicos (iguais em todas as dimensões) e medem de 0,076mm a 0,6mm. Devido à isotropia do *voxel*, as imagens podem ser construídas em qualquer plano com alta fidelidade (SPIN-NETO; GOTFREDSSEN; WENZEL, 2013; KAMBUROGLU et al., 2013, NEMTOI et al.,

2013; LUKAT et al., 2015).

Imagens adquiridas em *voxels* menores possuem algumas desvantagens, a exemplo do aumento da dose de radiação para o paciente, do tempo de varredura, tempo de reconstrução da imagem, do ruído e artefato (LUDLOW et al., 2006; STRATEMANN et al., 2008; TORRES et al., 2012; DAMSTRA et al., 2010).

A influência do tamanho do *voxel* na resolução da imagem tem sido bastante discutida na literatura. Em um estudo realizado por Torres et al. (2012) não foram identificadas diferenças significativas entre mensurações lineares verticais e horizontais de imagens adquiridas com diferentes protocolos, com alterações de *voxel* e kVp, em um mesmo aparelho de TCFC. Damstra et al. (2010) realizaram um estudo com o objetivo de determinar a influência do *voxel* na acurácia de medidas lineares na superfície de imagens de modelos obtidas através de TCFC. Foram utilizados *voxels* de 0,4mm e 0,25mm, concluindo-se que o aumento no *voxel* não resultou em aumento da acurácia das medidas da superfície do modelo.

Pesquisas no campo do diagnóstico realizadas com o objetivo de detectar alterações como fraturas de raiz, reabsorção interna e externa, concluíram que *voxels* de tamanhos pequenos geram imagens com alto poder de diagnóstico (LIEDKE et al., 2009; DA SILVEIRA et al.; 2013, PONDER et al., 2013; VIZZOTTO et al., 2013).

Neves et al. (2012) avaliaram o diagnóstico de reabsorção radicular externa simulada em imagens de TCFC adquiridas com diferentes tamanhos de voxel. As imagens foram obtidas usando o aparelho i-CAT Classic com dois tamanhos diferentes de voxel (0,25 e 0,30 mm). Em seguida, todas as imagens foram reconstruídas para o tamanho de 0,25 mm de voxel. Os resultados revelaram que no diagnóstico da reabsorção radicular externa simulada, imagens obtidas com tamanho de voxel de 0,30 mm e reconstruídas com tamanho de voxel de 0,25 mm forneceram o melhor protocolo com uma dose de radiação menor que o tamanho de voxel de 0,25 mm.

Kolsuz et al. (2015) investigaram a influência de seis diferentes tamanhos de *voxel* (0,08; 0,1; 0,125; 0,15; 0,16 e 0,2mm) utilizando dois

diferentes aparelhos de TCFC e protocolos de aquisição em 12 crânios humanos com defeitos periodontais induzidos. O *voxel* de 0,15mm foi considerado o tamanho limite para a detecção de defeitos periodontais. Um estudo realizado por Sun et al. (2015) comparou as deiscências e fenestrações de imagens de feixe cônico adquiridas com *voxel* de 0,125mm com defeitos *in vivo*. Concluiu-se que, apesar de a TCFC apresentar valor diagnóstico para detecção de fenestrações e deiscências, seus valores podem ser superestimados

#### **2.2.4 KILOVOLTAGEM E MILIAMPERAGEM**

Tomógrafos de feixe cônico possuem baixa kVp (60-90) e mA (1-32), fazendo com que sua dose de radiação seja significativamente baixa em especial quando comparada com tomógrafos médicos. A dose de radiação nos tomógrafos de feixe cônico é variável, a depender do modelo do aparelho e do protocolo utilizado no momento do escaneamento (GARIB et al., 2007; SCARFE e FARMAN, 2008; BELEDELLI e SOUZA, 2012).

Na TCFC, a kVp tem um papel importante na produção de artefatos e endurecimento do feixe, devido à influência na energia dos fótons, e a mA na formação do ruído, devido à influência na quantidade dos fótons; quanto menor a mA maior o ruído, por isso é recomendado protocolos que utilizem mA maiores (SCHULZE et al., 2011). Segundo Scarfe et al. (2012), os tomógrafos atuais disponibilizam configurações fixas ou passíveis de alteração manual pelo operador, o qual deve estar atento à capacidade desses parâmetros de influenciar a qualidade da imagem e a dose de radiação. Ao aumentar a mA para compensar o aumento no tamanho do paciente, a dose aumenta na proporção de 1:1. Ajustes no kVp têm um efeito ainda maior sobre a dose, já que ao aumentar 5 kVp a dose acaba duplicando se todos os outros parâmetros permanecerem os mesmos.

Com relação à qualidade da imagem, um valor de mA aumentado diminui o ruído da imagem aumentando o sinal no detector, mas como a penetração do feixe permanece a mesma, o contraste não é afetado (MCGUIGAN et al., 2018).

### 2.3 QUALIDADE DA IMAGEM

De acordo com o princípio ALADA, a qualidade da imagem obtida deve ser suficiente para determinar um diagnóstico direcionado, mas com a exposição mínima possível do paciente ao raio X. A qualidade da imagem é descrita em termos de resolução espacial, contraste, ruído e presença de artefatos. Vários parâmetros impactam na qualidade da imagem: mA, kVp, FOV, *voxel*, número de imagens base e tipo de detector (MARET et al. 2012; SPIN- NETO et al. 2013; PAUWELS et al. 2015a). Existe uma grande variedade de dispositivos de TCFC disponíveis no mercado atualmente, exibindo uma gama de especificações técnicas, doses e recursos de qualidade de imagem (KAMBUROGLU et al., 2011; BAMBA et al., 2013; NEMTOI, 2013). Para alcançar a otimização desses dispositivos, é essencial usar uma abordagem padronizada para avaliar a qualidade da imagem (PAUWELS et al. 2011), seja através de métodos subjetivos ou objetivos.

A avaliação subjetiva é tida como referência na avaliação da qualidade da imagem ao determinar um diagnóstico direcionado. Envolve a apresentação padronizada de imagens aos observadores que utilizarão uma escala para avaliar sua capacidade de identificar a presença de estruturas anatômicas e/ou classificar a qualidade da imagem para um diagnóstico direcionado (ALQERBAN et al. 2011; LOFTHAG- HANSEN et al. 2011; PARK et al., 2019). Essa técnica é limitada por sua subjetividade inerente (interexaminador, intraexaminador, variabilidade de amostras de casos e uso de crânio não padronizado e modelos de mandíbula, o que limita a comparação), porém bastante utilizada em estudos que buscam avaliar a qualidade da imagem (BAMBA et al., 2013; CHOI et al., 2015).

A avaliação objetiva utiliza-se de medição quantitativa de fatores físicos como: resolução espacial, resolução de contraste, densidade de imagem/intensidade de pixel, ruído de imagem e artefatos. Estudos demonstraram uma associação significativa de fatores físicos, como a razão contraste - ruído (RCR), a qual tem sido bastante utilizada na literatura nos últimos anos, com a qualidade subjetiva da imagem e relacionaram isso à capacidade de realizar um diagnóstico específico direcionado (BECHARA et al., 2012; CHOI et al. 2015; TAYLOR, 2016). Segundo Demirturk Kocasarac et al. (2016), a RCR é um dos

principais fatores, dentre muitos, que influencia a qualidade da imagem na TCFC; e tem sido considerado mais relacionado à qualidade da imagem do que ao ruído desta.

Choi et al. (2015) avaliaram a relação entre fatores físicos e a qualidade subjetiva das imagens da TCFC utilizadas para diferentes diagnósticos direcionados. Imagens de *phantoms* de crânio seco e do SedentexCT IQ foram adquiridas sob diferentes condições de exposição (60-110 kV e 4-10 mA). Concluíram que os valores físicos, RCR e FTM (função de transferência de modulação), possuem associação significativa com a qualidade da imagem subjetiva e que o diagnóstico direcionado deve ser considerado na avaliação da qualidade da imagem da TCFC.

Com o intuito de investigar o efeito dos parâmetros de exposição na qualidade da imagem obtida usando um aparelho de TCFC e a relação entre fatores físicos e a qualidade da imagem clínica, em diagnóstico direcionado, Park et al. (2019) utilizaram imagens de um phantom SedentexCT IQ e um crânio seco obtidas sob diferentes combinações de tensão e corrente do tubo (scanner Alphard 3030, 78-90 kVp e 2-8 mA). As imagens obtidas foram analisadas tecnicamente e os fatores físicos de ruído de imagem, resolução de contraste, resolução espacial e artefatos de metal foram medidos, assim como a avaliação subjetiva, a qual foi realizada por seis avaliadores. Concluiu-se que a corrente do tubo teve uma grande influência na qualidade da imagem clínica e que os fatores físicos úteis mostraram associações significativas com a qualidade da imagem.

Liang et al. (2010) compararam a qualidade da imagem e a visibilidade das estruturas anatômicas na mandíbula entre cinco aparelhos de TCFC e um sistema TCMS. Foram realizados 13 protocolos de varredura diferentes, nos quais a visibilidade de 11 estruturas anatômicas e o ruído geral da imagem foram comparados. Cinco observadores independentes revisaram as imagens e encontraram diferenças significativas na visibilidade das diferentes estruturas anatômicas e no nível de ruído da imagem, sendo que, estruturas delicadas como osso trabecular e ligamento periodontal foram significativamente menos visíveis e mais variáveis entre os sistemas em comparação com outras estruturas anatômicas. Concluíram que a qualidade da imagem da TCFC é

comparável ou até superior à TCMS, e, considerando a baixa dose de radiação e a imagem de alta resolução, a TCFC pode ser benéfica para a radiologia dentomaxilofacial.

Lofthag-Hansen et al. (2011) avaliaram a qualidade da imagem subjetiva para dois diagnósticos direcionados, um para o diagnóstico periapical e outro para o planejamento de implantes em TCFC usando diferentes parâmetros de exposição e FOVs. Sete observadores avaliaram a qualidade da imagem em uma escala de classificação de seis pontos. Este estudo mostrou que os parâmetros de exposição devem ser ajustados de acordo com o diagnóstico específico.

Kocasarac et al. (2016) compararam a RCR de múltiplas configurações de aquisição para quatro tipos de materiais de preenchimento retrógrados em imagens de TCFC tomadas para acompanhamento de cirurgia endodôntica. Neste estudo, 20 incisivos centrais superiores foram tratados endodonticamente e obturados com 4 diferentes materiais de preenchimento radicular: amálgama, agregado de trióxido mineral, SuperEBA (Harry J. Bosworth Company, Skokie, IL) e Biodentine (Septodont, Saint-Maur-des-Fauss, França). Os dentes foram colocados em um crânio e escaneados, um por um, com o Planmeca ProMax® 3D Max (Planmeca, Helsinque, Finlândia); em tensões diferentes: 66, 76, 84 e 96 kVp; com baixa, normal e alta resolução e alta definição (HD); com e sem redução de artefato de metal (RAM). As imagens foram analisadas com o software ImageJ (National Institutes of Health, Bethesda, MD) para calcular o RCR. Como conclusão observaram que não há diferença estatisticamente significativa da RCR em imagens com estes diferentes materiais e entre os protocolos.

## **2.4 AVALIAÇÃO DA COBERTURA ÓSSEA NA ODONTOLOGIA**

A visualização do osso cortical auxilia o cirurgião-dentista na sua prática diária, especialmente para o planejamento do tratamento periodontal, ortodôntico e tratamento com implantes. A radiografia intraoral é bastante utilizada no diagnóstico da morfologia óssea, entretanto, as limitações de uma imagem 2D podem subestimar a quantidade de perda óssea ou osso

disponível. A TCFC permite mensuração dos defeitos intraósseos, permitindo aos dentistas uma avaliação destes (ALAMRI et al., 2012).

Os defeitos ósseos são classificados como fenestrações e deiscências, sendo as fenestrações caracterizadas por áreas isoladas onde a raiz não possui CO, estando coberta apenas por periósteo e gengiva; e as deiscências por defeitos ósseos que envolvem o osso alveolar marginal. Estes diminuem o suporte ósseo dos dentes, podendo influenciar na decisão do tratamento ortodôntico que será realizado (CARRANZA et al., 2002). Segundo Patcas et al. (2012), os incisivos inferiores influenciam no tratamento ortodôntico devido ao restrito espaço em que se situam na sínfise. A avaliação da CO é essencial no planejamento do tratamento, já que uma excessiva movimentação pode resultar em uma significativa recessão gengival e deiscência óssea.

Com o objetivo de determinar a acurácia da TCFC com diferentes *voxels* na mensuração da CO vestibular dos dentes anteroinferiores, Patcas et al. (2012) utilizaram oito cabeças de cadáveres e adquiriram imagens com *voxel* de 0,125mm e 0,4mm. Ao comparar os achados nas imagens da tomografia e os achados clínicos, concluiu-se que a TCFC oferece medidas confiáveis e é uma ferramenta apropriada para realizar mensurações lineares, porém espessuras ósseas de até 1mm podem não ser visualizadas.

Em estudo realizado por Ferreira et al. (2013) com o objetivo de avaliar a CO na face vestibular de dentes anteriores de crânios secos através de imagens por TCFC, os autores observaram que nas reconstruções parassagittais e axiais, as regiões com ausências de CO foram diagnosticadas em 91,03% como cortical não visualizada ou de espessura mínima, fina, sem osso medular. As imagens foram avaliadas através de reconstruções axiais e parassagittais com *voxel* de 0,2mm. Os autores sugeriram que as avaliações das imagens obtidas por TCFC devem ser feitas em todos os planos espaciais para melhor acurácia diagnóstica.

Cook et al. (2015) avaliaram a acurácia e a confiabilidade da TCFC na mensuração da altura do osso alveolar vestibular e sua espessura utilizando especificações de aquisição comumente utilizadas. As imagens foram realizadas em 12 cadáveres no tomógrafo i-Cat (Imaging Sciences

International, Hatfield, PA, EUA), utilizando primeiramente um “escaneamento longo” com 619 imagens base, 360° de rotação, 26,9s de duração e *voxel* de 0,2mm. Em seguida, adquiriu-se a imagem utilizando um “escaneamento curto” com 169 imagens base, 180° de rotação, 4,8s e *voxel* de 0,3mm. Os autores concluíram que a TCFC fornece resultados confiáveis da dimensão do osso alveolar vestibular nas duas configurações de aquisição utilizadas, sendo recomendada a utilização do escaneamento curto para expor o paciente à menor dose de radiação possível.

Leung et al. (2010) avaliaram a acurácia e reprodutibilidade da TCFC no diagnóstico das fenestrações e deiscências em crânios secos. As imagens foram obtidas com *voxel* de 0,38mm em apenas um tomógrafo (CB Mercuray, Hitachi Medical Systems American, Twinsburg, Ohio), permitindo concluir que as fenestrações podem ser identificadas com maior acurácia (80% de sensibilidade e especificidade) do que as deiscências (95% de especificidade e 40% de sensibilidade).

O conhecimento sobre a qualidade e quantidade da CO na área desejada é importante para o sucesso do tratamento com implantes dentários, porque a estabilidade primária dos implantes e a osseointegração adequada dependem da quantidade de osso cortical ao redor dos mesmos. Braut et al. (2011) e Zhou et al. (2013) realizaram estudos com imagens de TCFC para avaliar a espessura óssea em pacientes que seriam submetidos a reabilitação com implantes na região anterior da maxila. Ambos os estudos concluíram que as imagens de TCFC são apropriadas para se determinar o melhor plano de tratamento para os pacientes.

### **3 OBJETIVO**

Avaliar, de forma subjetiva, a qualidade da imagem obtida por diferentes protocolos e aparelhos de TCFC através de estruturas periodontais, e correlacioná-la com a razão contraste-ruído, como forma objetiva de mensuração.

## 4 METODOLOGIA

Este trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia, através do Parecer Consubstanciado nº 646.071, pelo registro no CONEP de CAAE 26024913.0.0000.5024 (anexo A).

### 4.1 AMOSTRA

A amostra foi composta por 13 exames de tomografia computadorizada de feixe cônico de um crânio seco (Figuras 1 e 2), pertencente ao acervo do Centro de Ortodontia e Ortopedia Facial Prof. José Édimo Soares Martins, da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia (FOUFBA). Este pertencia a um indivíduo de 22 anos de idade, do sexo masculino e encontrava-se íntegro, isento de fraturas e restaurações metálicas, com todos os dentes presentes e sem anomalias.



**Figura 1** – Maxila. Fonte: Dados da pesquisa 2020.



**Figura 2** – Mandíbula. Fonte: Dados da pesquisa 2020.

#### **4.2 PREPARAÇÃO DA AMOSTRA**

Antes da aquisição das imagens, o crânio foi embebido em água por vinte e quatro horas para que ficasse hidratado. Em seguida, recebeu uma cobertura de cera utilidade Wilson incolor (Polidental, Cotia, BR) (Figura 3) na região da mandíbula e maxila, recobrimdo a área dos dentes. O preparo prévio do crânio teve o objetivo de simular a atenuação sofrida pelos raios X devido à presença do tecido mole do paciente.



**Figura 3** - Maxila e mandíbula com recobrimento de cera incolor. Fonte: Dados da pesquisa 2020.

### 4.3 AQUISIÇÃO DAS IMAGENS

O crânio e a mandíbula foram posicionados no tomógrafo com plano sagital mediano perpendicular ao solo e plano oclusal paralelo ao solo (Figura 4).

Foram utilizados seis aparelhos de tomografia computadorizada de feixe cônico (Tabela 1), dois deles pertencentes ao Laboratório TCFC 3D da FOUFBA; três pertencentes a clínicas de radiologia da cidade de Salvador (BA) e um pertencente à Universidade de Louisville (Kentucky, EUA).

Os exames foram realizados com *voxel* mais próximo de 0,2mm, variando FOV e grau de rotação no Accuitomo 3D-170 (Tabela 2). Após a aquisição das imagens, estas foram exportadas como arquivo *Digital Imaging and Communications in Medicine* (DICOM) e salvas para posterior avaliação.



**Figura 4** - Crânio posicionado para aquisição da maxila com o plano oclusal paralelo ao solo. Fonte: Dados da pesquisa 2020.

**Tabela 1** – Aparelhos de tomografia computadorizada de feixe cônico utilizados nesta pesquisa.

<b>Dispositivos</b>	<b>Modelo</b>	<b>Fabricante</b>
<b>Accuitomo</b>	3D 170	J. Morita, Kyoto, Japão
<b>Carestream</b>	9000 3D	Carestream Dental, Trophy, Marne La Vallée, França
<b>Carestream</b>	9300	Carestream Dental, Trophy, Marne La Vallée, França
<b>Eagle</b>	3D	Dabi Atlante, Ribeirão Preto, Brasil
<b>i-CAT</b>	Classic	Imaging Sciences International, Hatfield, Pensilvânia, EUA
<b>Orthophos</b>	XG 3D	Sirona Dental System, Charlotte, EUA

**Tabela 2** - Protocolos de aquisição das imagens.

<b>Protocolo</b>	<b>Tomógrafo</b>	<b>FOV (mm)</b>	<b>Modo de Escaneamento</b>	<b>Rotação de Escaneamento</b>	<b>Voxel</b>
<b>1</b>	Accuitomo 3D 170	60x60	HiFi	180°	0,125
<b>2</b>	Accuitomo 3D 170	60x60	HiFi	360°	0,125
<b>3</b>	Accuitomo 3D 170	60x60	Standard	180°	0,125
<b>4</b>	Accuitomo 3D 170	60x60	Standard	360°	0,125
<b>5</b>	Accuitomo 3D 170	170x120	HiFi	180°	0,250
<b>6</b>	Accuitomo 3D 170	170x120	HiFi	360°	0,250
<b>7</b>	Accuitomo 3D 170	170x120	Standard	180°	0,250
<b>8</b>	Accuitomo 3D 170	170x120	Standard	360°	0,250
<b>9</b>	CS 9000 3D	80x90	Padrão	360°	0,2
<b>10</b>	CS 9300	80x80	Padrão	360°	0,18
<b>11</b>	i-CAT Classic	160x80	Padrão	360°	0,2
<b>12</b>	Eagle 3D	120x75	Padrão	360°	0,2
<b>13</b>	Orthophos XG 3D	80x80	Padrão	360°	0,16

## 4.4 AVALIAÇÃO DAS IMAGENS

### 4.4.1 AVALIAÇÃO SUBJETIVA

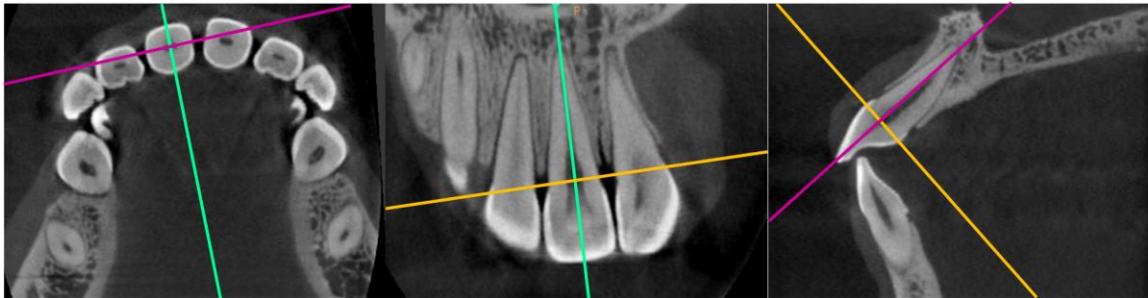
A avaliação dos 13 exames foi realizada por três radiologistas com diferentes graus de experiência em TCFC (20, seis e um ano), através do software CS Dental Imaging Software 3D module versão v3.5.7 (Carestream Health, Atlanta, EUA), em uma sala escura. O monitor utilizado foi o Eizo Radiforce MX300W Clinical Review Monitor Specs, de alta resolução e com tecnologia *In-Plane Switching* (IPS), que proporciona uniformidade de cores independentemente do ângulo de visão do observador, o que o torna ideal para diagnóstico. Puderam ser aplicadas as ferramentas disponíveis como: alteração de brilho e contraste e aproximação das imagens. Todos os examinadores foram cegos em relação ao sistema de TCFC utilizado e ao propósito do estudo. A avaliação ocorreu semanalmente, sendo analisado um protocolo por semana.

As imagens foram interpretadas em janela multiplanar (axial, sagital e coronal) onde o avaliador tinha liberdade com as ferramentas para seguir a avaliação solicitada através de perguntas direcionadas ao diagnóstico (Tabela 3) envolvendo dados subjetivos de qualidade da imagem da cobertura óssea; classificação da CO vestibular de acordo com sua presença ou ausência; avaliação do espaço do ligamento periodontal (ELP) de acordo com características de densidade e quantidade de ruído presente na imagem, conforme Tabelas 4, 5, 6 e 7, respectivamente. Mensurações lineares também foram colhidas através da medida da distância entre junção cimento-esmalte (JCE) e crista óssea alveolar. A duração do tempo de cada avaliação foi registrada.

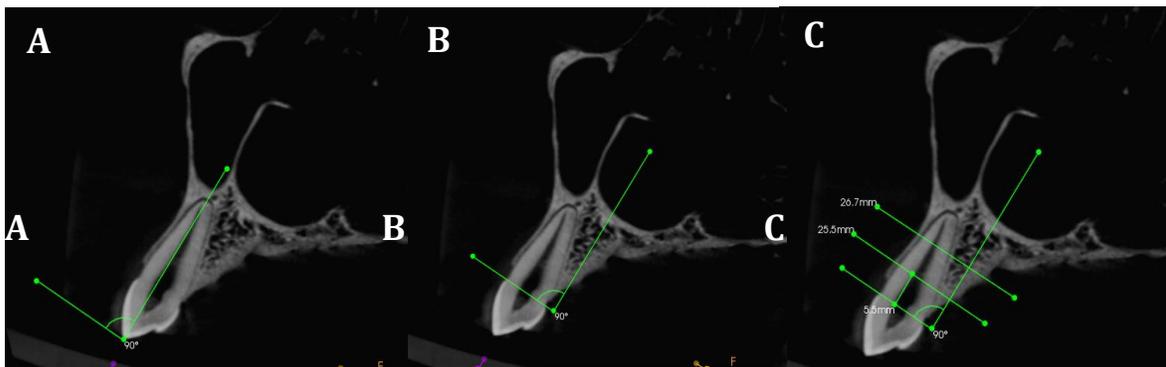
Para a avaliação da CO nos três terços (cervical, médio e apical), quatro dentes de cada exame foram analisados individualmente, com espessura de corte correspondente à aquisição. Após a individualização do dente em seu longo eixo através da janela de corte oblíquo (Figura 5), foi construída uma linha perpendicular ao longo eixo do dente na reconstrução parassagital. Essa linha foi transferida para a JCE e, em seguida, foi realizada a mensuração do tamanho da

raiz. Os terços foram então calculados para que se pudesse realizar a avaliação da CO em cada um deles (Figura 6).

Verifica-se, na Figura 7, a visualização do dente 1.1 individualizado em seu longo eixo para efeito de comparação da qualidade da imagem dos 13 protocolos estudados.



**Figura 5-** Individualização do dente em seu longo eixo nos planos axial (A); coronal (B) e sagital (C). Fonte: Dados da pesquisa 2020.



**Figura 6-** Mensuração dos terços do dente 2.3 através da construção de linha perpendicular ao longo eixo do dente na imagem parassagital (A); transferência da linha para a JCE e medida do tamanho da raiz (B) e divisão dos terços (C). Fonte: Dados da pesquisa 2020.

**Tabela 3-** Variáveis analisadas e seu dente correspondente.

	<b>Objeto</b>	<b>Dente</b>	<b>Avaliação/ Mensuração</b>		
1	Qualidade da imagem da cobertura óssea vestibular	1.2			
2	Classificação do espaço do LP	1.2			
3	Classificação da cobertura óssea nos 3 terços	1.2	C-	M-	A-
4	Quantidade de ruído da imagem	1.2			
5	Mensuração da distância entre a JCE até a crista alveolar vestibular	1.2			
6	Qualidade da imagem da cobertura óssea vestibular	2.2			
7	Classificação do espaço do LP	2.2			
8	Classificação da cobertura óssea nos 3 terços	2.2	C-	M-	A-
9	Quantidade de ruído da imagem	2.2			
10	Mensuração da distância entre a JCE até a crista alveolar vestibular	2.2			
11	Qualidade da imagem da cobertura óssea vestibular	4.1			
12	Classificação do espaço do LP	4.1			
13	Classificação da cobertura óssea nos 3 terços	4.1	C-	M-	A-
14	Quantidade de ruído da imagem	4.1			
15	Mensuração da distância entre a JCE até a crista alveolar vestibular	4.1			
16	Qualidade da imagem da cobertura óssea vestibular	4.2			
17	Classificação do espaço do LP	4.2			
18	Classificação da cobertura óssea nos 3 terços	4.2	C-	M-	A-
19	Quantidade de ruído da imagem	4.2			
20	Mensuração da distância entre a JCE até a crista alveolar vestibular	4.2			

C- cervical/ M- médio/ A- apical

**Tabela 4** – Critérios empregados para avaliação da qualidade da imagem.

<b>Valor</b>	<b>Classificação</b>	<b>Descrição</b>
1	Excelente	Imagem de alta qualidade/definição/nitidez
2	Boa	Imagem de boa qualidade
3	Satisfatória	Imagem de qualidade aceitável
4	Ruim	Imagem de qualidade ruim mas que ainda permite visualização
5	Muito ruim	Imagem de qualidade muito ruim que impossibilite visualização, insuficiente

**Tabela 5** - Critérios empregados para classificação da cobertura óssea vestibular.

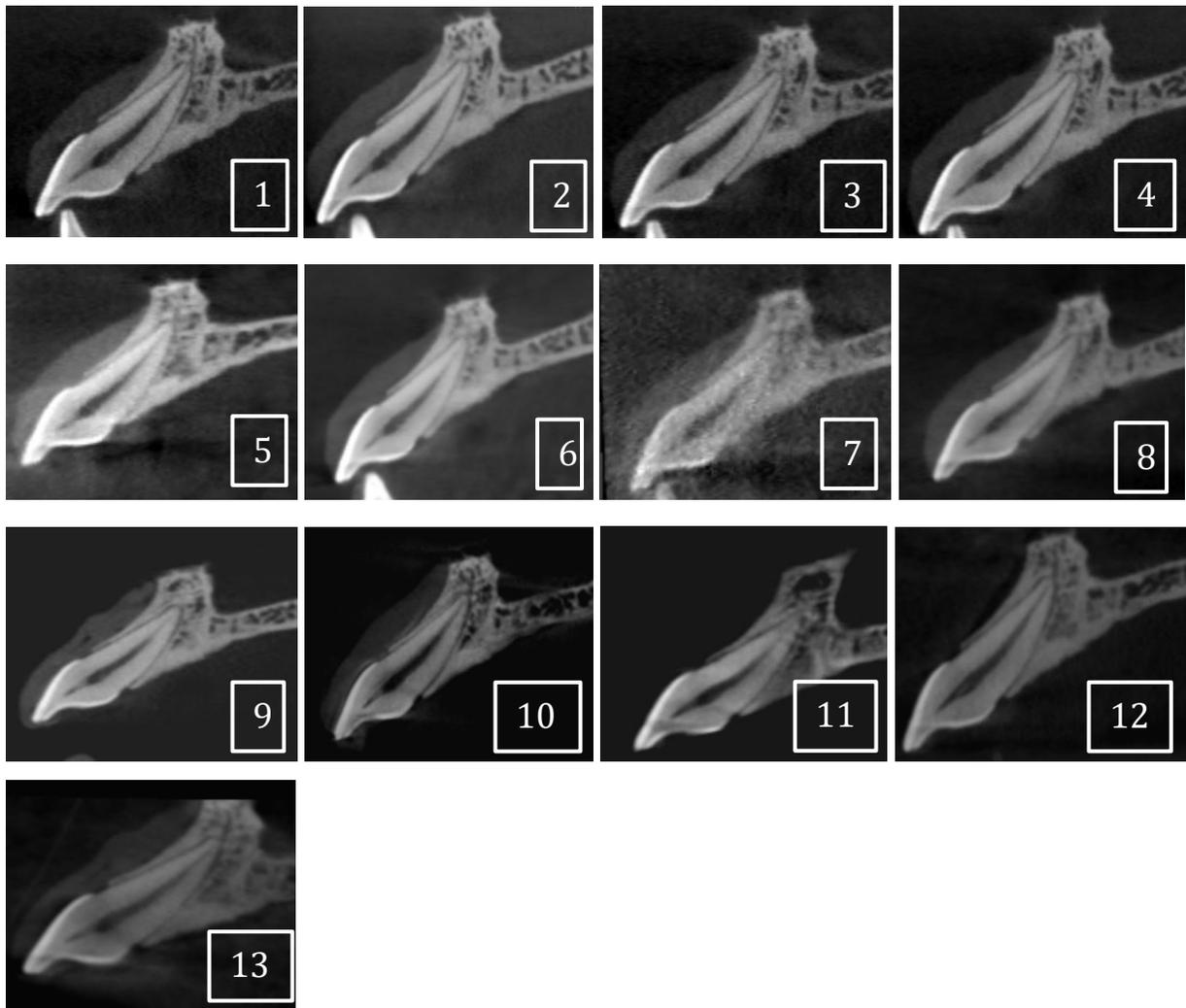
<b>CLASSIFICAÇÃO DA COBERTURA ÓSSEA VESTIBULAR</b>	
1	Ausente
2	Possivelmente ausente
3	Indefinido (impossível avaliar)
4	Possivelmente presente
5	Presente

**Tabela 6** - Critérios empregados para classificação do espaço do ligamento periodontal.

<b>CLASSIFICAÇÃO DO ESPAÇO DO LIGAMENTO PERIODONTAL</b>	
1	Totalmente hipodenso
2	Quase totalmente hipodenso
3	Parcialmente hipodenso
4	Quase totalmente hiperdenso
5	Totalmente hiperdenso

**Tabela 7**- Critérios empregados para classificação subjetiva quanto à presença de ruído.

<b>CLASSIFICAÇÃO DE RUÍDO</b>		
1	Leve	Sem prejuízo ao diagnóstico
2	Leve a moderado	Aceitável sem prejuízo
3	Moderado	Mais atenção para o diagnóstico
4	Moderado a severo	Prejuízo ao diagnóstico
5	Severo	Impossível diagnosticar



**Figura 7-** Reconstrução tomográfica sagital do dente 1.1 em diferentes protocolos de aquisição: 1- Accutomo 60X60 HIFI 180/ 2- 60X60 HIFI 360/ 3- 60X60 STD 180/ 4- 60X60 STD 360/ 5- 170X120 HIFI 180/ 6- 170X120 HIFI 360/ 7- 170X120 STD 180/ 8- 170X120 STD 360/ 9- ICAT CLASSIC/ 10- ORTHOPHOS XG 3D/ 11- EAGLE 3D/ 12- CS 9000/ 13- CS 9300. Fonte: Dados da pesquisa 2020.

#### 4.4.2 AVALIAÇÃO DA RAZÃO CONTRASTE-RUÍDO

Todos os exames foram avaliados de maneira digital através do software Image J (National Institutes of Health, Bethesda, MD, EUA), onde foram selecionadas regiões de interesse (ROIs) e mensurada a razão contraste-ruído (RCR) de cada protocolo.

Essa análise foi realizada por um radiologista com experiência nesta metodologia. Uma reconstrução axial padronizada foi escolhida para cada varredura e adquirida através do software Dolphin Imaging (Chatsworth, Califórnia, EUA), para que cada imagem fosse adquirida na mesma localização em todos os protocolos analisados; tendo como referência a espinha nasal anterior, posterior e a JCE do incisivo central superior esquerdo.

ROIs englobando a mesma região em todas as imagens foram selecionadas: duas sobre o dente e o osso (área teste), bilateralmente, e três distribuídos em toda a extensão do FOV, em regiões fora das estruturas anatômicas, na parte mais inferior, central e superior (área controle) (figura 8). Análise de histograma foi aplicada a todas as imagens para se obter o nível médio de cinza e desvio padrão (DP) nos ROIs determinados, e o RCR foi calculado, de acordo com metodologia relatada em estudo de Vasconcelos et al. (2017), com base nos valores para a área teste e a área de controle, como segue:

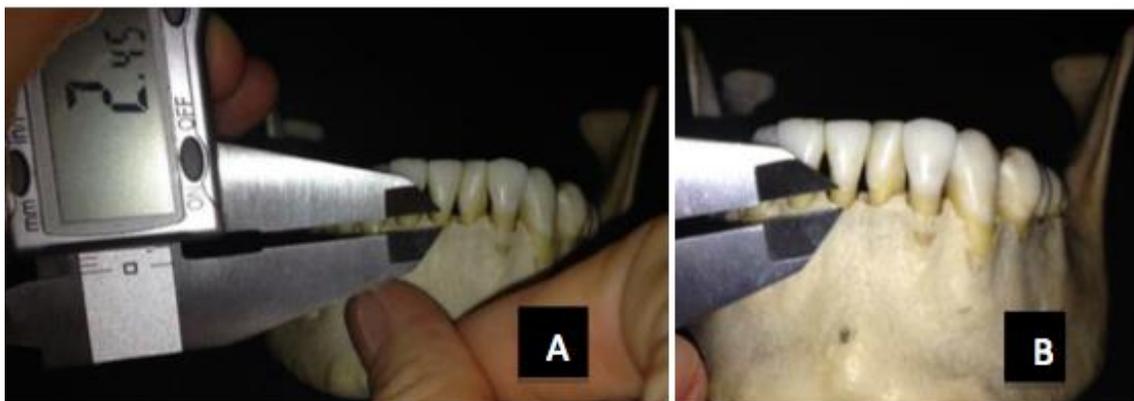
$$\text{RCR} = \frac{| \text{Média Teste} - \text{Média Controle} |}{\sqrt{\text{Desvio padrão Teste}^2 + \text{Desvio padrão controle}^2}}$$



**Figura 8** – Reconstrução axial exibindo a seleção de ROIs sobre a área teste (dente e osso) e sobre a área controle (superior, média e inferior) da imagem. Fonte: Dados da pesquisa 2020.

#### 4.5 AVALIAÇÃO DO CRÂNIO SECO

O crânio seco foi avaliado por um Ortodontista, com o objetivo de detectar e registrar todas as ausências de CO na região anterior da maxila e da mandíbula. Para isso, o examinador foi previamente treinado e, em seguida, analisou os quatro dentes estudados, com o auxílio de um paquímetro digital Odin (Ortho-Pli, Philadelphia, PA, EUA) (Figura 9). Os terços foram divididos utilizando mensurações prévias realizadas nas imagens parassagitais da TCFC.



**Figura 9** - Mensuração dos defeitos ósseos com o auxílio do paquímetro digital. Fonte: Dados da pesquisa 2020.

## 5. ANÁLISE DOS DADOS

Os dados foram submetidos a análises com o objetivo de se obter parâmetros básicos visando caracterizar a amostra por meio de estatísticas descritivas e obter cálculos de coeficientes de reprodutibilidade intra e interexaminador, como o coeficiente Kappa ( $k$ ) ponderado para as medidas qualitativas e o coeficiente de correlação intraclassa (ICC) para as medidas lineares.

Para as medidas realizadas indiretamente nas imagens e diretamente no crânio, foi feita uma análise comparativa das diferenças absolutas entre valores observados direta e indiretamente de cada protocolo/equipamento através do teste de ANOVA ONE WAY complementado com teste de comparação múltipla, o *post-hoc de Tukey*.

A comparação entre os protocolos, em relação ao quesito de qualidade de imagens, se baseou no ajuste de um modelo linear generalizado misto de análise de variância com medidas repetidas – ANOVA ONE WAY, também complementado com teste de comparação múltipla, o *post-hoc de Tukey*, no qual o efeito de avaliador foi tomado como aleatório e o efeito da combinação de protocolo/equipamento foi tratado como efeito fixo.

Todas as análises foram efetuadas com apoio do sistema SAS (SAS Institute Inc. The SAS System, release 9.4. SAS Institute Inc., Cary: NC, EUA) (2012). Em todos os testes estatísticos aplicados foi adotado o nível de significância de 5%.

## **6. RESULTADOS**

### **6.1 PADRÃO OURO**

Após análise dos 12 terços dos quatro dentes avaliados (padrão ouro), foram detectados clinicamente 8 terços com cobertura óssea e 04 terços com ausência de osso, sendo 1 no terço cervical e 3 no terço médio. O valor médio encontrado para a distância entre a junção cimento-esmalte e crista óssea alveolar foi de 3,3mm.

### **6.2 REPRODUTIBILIDADE INTRA E INTEREXAMINADOR**

A primeira parte da estatística consistiu na avaliação da reprodutibilidade interexaminador através do teste Kappa. Uma parcela das imagens (seis protocolos) foi analisada, de forma aleatória, duas vezes pelo mesmo examinador com o objetivo de quantificar a concordância do avaliador com ele mesmo (Tabela 8). Os critérios para interpretação do teste Kappa encontram-se na tabela 09.

Pode-se observar que a reprodutibilidade interexaminador no quesito qualidade da CO foi moderada para os examinadores 1 e 2 e 1 e 3, e substancial entre o 2 e 3. Na classificação da CO houve uma concordância quase perfeita para os examinadores 1 e 2, e razoável entre os demais. Na classificação do ELP a concordância se mostrou moderada entre o examinador 1 e 2 e entre o 1 e 3, e ligeira entre o 2 e 3. Para o ruído da imagem houve uma concordância perfeita a quase perfeita entre eles. A reprodutibilidade intraexaminador foi de moderada para o avaliador 3 no quesito classificação da CO até perfeita para o avaliador 1 e 2 no quesito ruído da imagem.

**Tabela 8-** Teste Kappa intra e interexaminador.

<b>Variáveis/ Avaliadores</b>	<b>Av1 x Av1</b>	<b>Av2 x Av2</b>	<b>Av3 x Av3</b>	<b>Av1 x Av2</b>	<b>Av1 x Av3</b>	<b>Av2 x Av3</b>
Qualidade da Imagem CO	0,853	0,931	0,68	0,557	0,448	0,735
Classif. CO	1	0,778	0,486	0,99	0,304	0,375
Classif. ELP	0,625	0,8	0,71	0,524	0,483	0,178
Ruído	1	1	0,833	0,833	1	0,833

**Tabela 9 -** Critério para interpretação do coeficiente Kappa.

<b>Kappa</b>	<b>Descrição</b>	<b>Conceito</b>
– ∞ —  0,00	Concordância completamente casual	Pobre
0,00 —  0,20	Concordância muito fraca, possivelmente casual	Ligeira
0,20 —  0,40	Concordância fraca, mas aceitável com pouco rigor	Razoável
0,40 —  0,60	Concordância intermediária, nem forte, nem fraca	Moderada
0,60 —  0,80	Concordância forte, sólida. Provavelmente não casual	Substancial
0,80 —  1,00	Concordância muito forte, muito confiável	Quase perfeita
1,00	Concordância perfeita	Perfeita

Para avaliar a relação entre as mensurações da JCE até a crista óssea alveolar vestibular foi realizado o coeficiente de correlação intraclassa (ICC), tanto para a reprodutibilidade intra quanto para a interexaminador (Tabela 10).

**Tabela 10** – Coeficiente de Correlação Intraclasse (ICC) das medidas lineares entre JCE-Crista óssea alveolar vestibular.

	<b>Av1 x Av1</b>	<b>Av2 x Av2</b>	<b>Av3 x Av3</b>	<b>Av1 x Av2</b>	<b>Av1 x Av3</b>	<b>Av2 x Av3</b>
<b>ICC</b>	0,985	0,769	0,951	0,757	0,887	0,591

A partir desta análise, verificou-se que há uma relação substancial entre os avaliadores 1 e 2; quase perfeita entre o 1 e 3 e moderada entre os avaliadores 2 e 3. Já para a avaliação intraexaminador, observou-se uma relação substancial do avaliador 2 e quase perfeita para os avaliadores 1 e 3.

### **6.3 AVALIAÇÃO SUBJETIVA DA IMAGEM**

Após análise de variância ANOVA com teste *post-hoc* de Tukey, aplicado para as perguntas subjetivas, verificou-se que há diferença estatística na avaliação da qualidade da imagem para os protocolos 5 (Accuitomo 170 x 120 HiFi 180°) e 7 (Accuitomo 170 x 120 Std 180°), os quais apresentaram maior valor de média e assim, pior qualidade da imagem de acordo com a avaliação subjetiva dos examinadores. Para as avaliações da classificação do ELP e presença de ruído na imagem, estes mesmos protocolos, 5 e 7, acrescentado do 12 (Eagle 3D) mostraram as maiores médias e diferença estatística em relação aos demais protocolos. Para a avaliação da classificação da CO não foram encontradas diferenças estatísticas entre os protocolos (Tabela 11).

Ao comparar a classificação da CO com o padrão-ouro (Tabela 12), o avaliador 1 apresentou 87,2% de acerto e afirmou ser impossível avaliar a CO em dois protocolos (5 e 7); o avaliador 2 obteve 77,5% de acerto, sendo impossível avaliar a CO em três dentes de dois protocolos (7 e 12). Já para o avaliador 3, verificou-se 82,7% de acerto e impossibilidade de avaliar a CO em um dente do protocolo 12.

**Tabela 11-** Médias e desvio padrão ( ) dos protocolos de TCFC para as avaliações subjetivas.

Protocolo	QI da CO	Classif. CO	Classif. ELP	Ruído
1	1,42 (0,66)	1,67 (1,55)	2,58 (0,79)	1 (0,00)
2	1,58 (1,16)	2 (1,80)	2,75 (0,75)	1,42 (0,99)
3	1,50 (0,52)	1,67 (1,55)	2,42 (0,51)	1 (0,00)
4	1,08 (0,28)	1,33 (1,15)	2,5 (0,52)	1 (0,00)
5	4,17 (0,57)*	1,17 (0,57)	3,92 (0,51)*	4 (0,85)*
6	1,67 (0,88)	2 (1,80)	3 (0,73)	1 (0,00)
7	4,67 (0,49)*	1,83 (1,33)	4 (0,00)*	4,33 (0,49)*
8	2,00 (0,85)	1,67 (1,55)	3,17 (0,71)	1,17 (0,57)
9	1,42 (0,79)	1,67 (1,55)	2,67 (0,65)	1 (0,00)
10	1,58 (0,66)	2 (1,80)	2,83 (0,71)	1,33 (0,49)
11	1,08 (0,28)	1,33 (1,15)	2,5 (0,52)	1 (0,00)
12	1,92 (1,08)	2 (1,59)	3,58 (0,66)*	3 (0,85)*
13	1,33 (0,65)	1,67 (1,55)	2,17 (0,71)	1 (0,00)

\* Diferença estatística com os demais protocolos.

**Tabela 12-** Padrão-ouro: classificação da CO por terço e medida (mm) da JCE – crista óssea alveolar vestibular.

Dente	Cervical	Médio	Apical	JCE-COAV(mm)
1.2	5	5	5	1,5
2.2	5	1	5	2
4.1	1	1	5	7,5
4.2	5	1	5	2,2

1-CO ausente/ 5-CO presente

#### 6.4 MEDIDAS LINEARES X PADRÃO-OURO

Na Tabela 13, podem ser observadas as médias e desvio padrão da análise de variância – ANOVA ONE WAY- para as mensurações realizadas entre a JCE e a crista óssea alveolar vestibular e sua relação com o padrão-ouro. Verificou-se que não houve diferença estatística entre os protocolos, avaliadores e o padrão-ouro.

**Tabela 13-** Médias e desvio padrão referentes à distância JCE – crista óssea alveolar vestibular x padrão-ouro.

<b>Protocolo</b>	<b>Padrão-ouro (média-mm)</b>	<b>Média (mm)</b>	<b>DP</b>	<b>valor de p</b>
<b>1</b>	3,3	2,5	1,47	0,357
<b>2</b>	3,3	2,45	1,37	0,32
<b>3</b>	3,3	2,642	1,5	0,449
<b>4</b>	3,3	2,458	1,33	0,321
<b>5</b>	3,3	2,625	1,631	0,448
<b>6</b>	3,3	2,517	1,494	0,368
<b>7</b>	3,3	3,367	2,034	0,944
<b>8</b>	3,3	2,708	1,906	0,526
<b>9</b>	3,3	2,658	1,665	0,473
<b>10</b>	3,3	2,833	1,992	0,622
<b>11</b>	3,3	2,683	1,64	0,488
<b>12</b>	3,3	3,008	2,407	0,776
<b>13</b>	3,3	2,55	1,734	0,408

## 6.5 DESVIO PADRÃO (DP) E RAZÃO CONTRASTE-RUÍDO (RCR)

Os resultados de DP apresentaram-se maiores para os protocolos do Accuitomo 3D com maior FOV (170mm x 120mm). A RCR apresentou maior valor para o protocolo 1 (Accuitomo 60x60 HiFi 180°), seguido do protocolo 2 (Accuitomo 60x60 HiFi 360°), e menores valores para os protocolos 11 e 13, iCat e Orthophos XG 3D (Tabela 14).

**Tabela 14-** Resultados do desvio padrão (DP) de acordo com protocolos para as áreas de controle e teste.

Protocolos	DP Controle	DP Teste	RCR
1- Accuitomo 60x60 HiFi 180°	13.07	32.9	1.81 <sup>∞</sup>
2- Accuitomo 60x60 HiFi 360°	13.96	40.615	1.42 <sup>∞</sup>
3- Accuitomo 60x60 Std 180°	64.06	46.63	0.92
4- Accuitomo 60x60 Std 360°	55.39	39.075	1.09
5- Accuitomo 170x120 HiFi 180°	88.33	60.28	1.21
6- Accuitomo 170x120 HiFi 360°	89.85	59.135	1.22
7- Accuitomo 170x120 Std 180°	89.90	58.64	1.14
8- Accuitomo 170x120 Std 360°	87.65	58.515	1.12
9- CS 9000	80.62	47.175	0.67
10- CS 9300	59.90	39.16	0.84
11- iCat Classic	76.50	48.67	0.56 <sup>x</sup>
12- Eagle 3D	97.21	41.69	1.33
13- Orthophos XG 3D	89.35	56.03	0.54 <sup>x</sup>

<sup>x</sup> - menor valor / <sup>∞</sup> - maior valor

## 6.6 TEMPO DE AVALIAÇÃO

Na tabela 15, podem ser verificados o tempo (min) de duração de cada avaliação. Para o avaliador 1, a avaliação de maior duração foi a do protocolo 1, seguida do protocolo 12 e 5; o menor tempo foi encontrado para os protocolos 9 e 13. Para o avaliador 2, o maior tempo ficou com o protocolo 1, seguido do protocolo 5; o menor tempo foi encontrado para o protocolo 13, seguido pelos protocolos 3 e 4, que obtiveram a mesma duração. O avaliador 3 também teve o seu maior tempo no protocolo 1, seguido dos protocolos 5 e 12, já o menor tempo, assim como para os outros avaliadores, também foi encontrado para o protocolo 13.

**Tabela 15-** Tempo (min) despendido para avaliação das imagens.

Tempo(min)/ Protocolo	Avaliador 1	Avaliador 2	Avaliador 3
1- Accuitomo 60 x60 HiFi 180°	52 <sup>∞</sup>	45 <sup>∞</sup>	51 <sup>∞</sup>
2- Accuitomo 60x60 HiFi 360°	41	39	39
3- Accuitomo 60x60 Std 180°	36	28 <sup>x</sup>	34
4- Accuitomo 60x60 Std 360°	39	28 <sup>x</sup>	38
5- Accuitomo 170x120 HiFi 180°	42 <sup>∞</sup>	41 <sup>∞</sup>	45 <sup>∞</sup>
6- Accuitomo 170x120 HiFi 360°	35	35	40
7- Accuitomo 170x120 Std 180°	37	36	38
8- Accuitomo 170x120 Std 360°	38	34	38
9- CS 9000	29 <sup>x</sup>	29	32 <sup>x</sup>
10- CS 9300	37	29	36
11- iCat Classic	39	31	28
12- Eagle 3D	43 <sup>∞</sup>	33	43 <sup>∞</sup>
13- Orthophos XG 3D	29 <sup>x</sup>	25 <sup>x</sup>	28 <sup>x</sup>

<sup>x</sup>- menor valor / <sup>∞</sup>- maior valor

## 7. DISCUSSÃO

Neste estudo, avaliou-se a qualidade da imagem obtida por diferentes protocolos e aparelhos de TCFC direcionadas para algumas características das estruturas periodontais de forma subjetiva e sua correlação com a razão contraste-ruído. Os resultados obtidos revelaram que, de forma subjetiva, as imagens de TCFC com menor FOV apresentaram melhor qualidade de imagem; e para a RCR, o maior valor foi atribuído ao protocolo com FOV pequeno, rotação de 180° e alta resolução da imagem (HiFi).

Os seis aparelhos aqui avaliados representam a maioria das marcas presentes no Brasil, assim como em outros países, e dentre estes um dos mais estudados em nível mundial, o Accuitomo 3D 170. Devido às diversas características destes tomógrafos, que acabam por influenciar na qualidade final da imagem e, portanto, no diagnóstico, vários estudos têm sido realizados para avaliar suas limitações e benefícios. Dantas et al. (2019) encontraram alta acurácia em seis diferentes aparelhos na detecção da CO vestibular em dentes anteriores; Hedeşiu et al. (2012) não encontraram influência do FOV no diagnóstico de lesões periapicais simuladas ao comparar três aparelhos de TCFC; Kamburoglu et al. (2013) encontraram desempenhos semelhantes em seis aparelhos com diferentes FOVs e tamanhos de voxel na detecção de fratura radicular horizontal criada artificialmente em dentes humanos extraídos; e Algerban et al. (2011), analisaram seis aparelhos e observaram alta precisão, sem diferenças significativas entre eles, na detecção da gravidade da reabsorção radicular externa causada por um canino impactado.

O presente estudo revelou discreta superioridade do Accuitomo 3D 170 em relação aos demais aparelhos, o que corrobora com achados de Lofthag-Hansen et al. (2011), que afirmaram que este aparelho tem sido bastante estudado e seu desempenho tem se revelado levemente superior aos demais existentes no mercado. Diversos trabalhos avaliaram os diferentes tipos de protocolos disponíveis neste aparelho durante a aquisição de imagem, como o realizado por Yadav et al. (2015) que encontrou eficácia diagnóstica ao detectar alterações

degenerativas associadas ao complexo da ATM, utilizando o protocolo de aquisição de 180° do Accuitomo 3D quando comparado com o protocolo de 360°; e o estudo de Sur et al. (2010), que avaliaram o efeito da redução da miliamperagem na qualidade das imagens de TCFC da maxila e mandíbula para o planejamento pré-cirúrgico de implantes e concluíram que é possível obter uma redução significativa da dose, reduzindo a corrente do tubo, sem perda substancial da qualidade da imagem para o planejamento pré-cirúrgico do implante.

Para a avaliação subjetiva da qualidade da imagem da CO na face vestibular, verificou-se, neste estudo, que as imagens consideradas de pior qualidade foram os protocolos do Accuitomo 3D com FOV grande (170mm x 120mm) e com 180° de rotação do aparelho. Como os valores de *voxel*, kVp e mA foram fixos para os protocolos deste aparelho, acredita-se que este resultado se deva ao grande tamanho do FOV que acaba por gerar uma pior resolução espacial, comprometendo a avaliação da CO e das diminutas estruturas periodontais. Este resultado corrobora com os achados de Molen (2010), que concluiu que quanto maior o FOV, maior o espalhamento do feixe e, com isso, maior o ruído gerado, sendo ideal o uso do menor FOV capaz de compreender a região de interesse. Dillenseger et al. (2016) também afirmaram que FOVs menores devem ser utilizados para avaliação de pequenas lesões e estruturas, como fraturas radiculares, e que os FOVs grandes são mais indicados para lesão maxilar e/ou mandibular como tumores ou cistos, doenças ósseas (por exemplo, osteonecrose, osteomielite), fraturas maxilares ou mandibulares. Mayo et al. (2019) relataram a acurácia diagnóstica de aquisições de FOV pequeno na avaliação da CO prévia a cirurgia para-endodôntica.

O grau de rotação do aparelho também exerce influência na qualidade final da imagem e pode ser alterado em alguns aparelhos. Essas configurações podem reduzir as doses de exposição à radiação, embora possam degradar a qualidade da imagem, devendo ser alterado de acordo com a necessidade do diagnóstico que se deseja. Dosagens de radiação não foram diretamente medidas neste estudo; no entanto, como a varredura de 360° obtém cerca de duas vezes mais

imagens que a varredura 180°, seria seguro assumir que a dose efetiva de radiação seria duas vezes maior para a varredura de 360° do que para a varredura de 180°, assim, adicionado do menor tamanho do FOV, o protocolo Accuitomo 60mmx60mm HiFi 180° foi considerado o mais próximo do ideal para diagnóstico de estruturas periodontais. Segundo Neves et al. (2014), ao avaliar o efeito do modo de varredura (180° ou 360°) da TCFC para medidas pré-operatórias de implantes dentários, observaram que ambos os modos proporcionam medidas reais e, já que para a varredura de 180° foram utilizados valores mais baixos de tempo de exposição e corrente do tubo, está associado a menor dose de radiação.

O tipo de varredura do aparelho de TCFC está diretamente relacionado à quantidade de imagens base (imagens individuais em 2D), que são semelhantes a cefalométricas laterais e pósterio-anteriores e que formarão os dados de projeção (SCARFE; FARMAN, 2008, KILJUNEN et al., 2015). De acordo com Scarfe e Farman (2008), maior número de imagens base fornece mais informações na reconstrução das imagens (obtendo-se maior resolução espacial e de contraste), aumenta a relação sinal-ruído, produzindo imagens “mais suaves”, e reduz a formação de artefatos de endurecimento do feixe. Porém, a rotação de 180° diminui o tempo de aquisição das imagens e permite a reconstrução de dados volumétricos, tendo como desvantagem o aumento do ruído e artefato, o que justifica o fato de este estudo ter encontrado menor qualidade de imagem para os protocolos com 180° de varredura e em associação com o FOV grande utilizado.

Em relação à avaliação subjetiva da classificação da CO vestibular, os resultados obtidos neste estudo não revelaram diferenças estatísticas significativas entre os protocolos e aparelhos de TCFC, demonstrando que, apesar de haver diferença em relação à qualidade final da imagem da CO entre eles, não há grandes prejuízos na sua detecção. Porém, a análise estatística revelou que houve diferenças significativas entre os protocolos 5 (Accuitomo 170x120mm HiFi 180°), 7 (Accuitomo 170x120mm Std 180°) e 12 (Eagle 3D 120x75mm 360°) para as perguntas relacionadas à classificação do ELP e quanto ao ruído observado na imagem. Estes resultados também estão de acordo com

características relacionadas ao tamanho de FOV e grau de rotação do aparelho para os protocolos 5 e 7, porém, apesar de o protocolo 12 utilizar uma rotação de 360°, FOV de dimensão menor do que os outros dois protocolos e voxel ligeiramente menor (0,2mm), características inerentes à tecnologia do fabricante podem ter interferido na qualidade final da imagem.

Todos os protocolos avaliados não mostraram diferença estatística em relação às mensurações da distância da JCE até a crista óssea alveolar quando comparado com o padrão-ouro, o que possibilita inferir que não houve prejuízo neste tipo de avaliação quando utilizados os 13 protocolos de TCFC neste estudo.

O DP encontrado a partir do desenvolvimento deste trabalho foi maior para o protocolo 5 (Accuitomo 170x120mm HiFi 180°), mostrando a variação excessiva do valor de cinza encontrada neste protocolo na área teste. Em estudo realizado por Vasconcelos et al. (2017), valores de DP elevados foram encontrados em regiões onde havia implantes dentários instalados, revelando o efeito do metal na mensuração. No entanto, como neste estudo não foram utilizados quaisquer diferentes tipos de materiais, verifica-se que esta variação de cinza se deu por interferências do protocolo de aquisição da imagem, como FOV grande e grau de rotação de 180°, que acabam por aumentar o ruído da imagem. Esta correlação também é verdadeira ao avaliarmos o menor DP que foi encontrado para o protocolo 1 (Accuitomo 60x60mm HiFi 180°), o qual apresenta menor FOV, apesar do grau de rotação ser de 180°.

O maior valor da RCR foi encontrado para o protocolo 1 (Accuitomo 60x60mm HiFi 180°), seguido pelo protocolo 2 (Accuitomo 60x60mm HiFi 360°), o que indica, que o tamanho do FOV e a resolução do aparelho (HiFi) proporcionam uma melhor qualidade da imagem. De acordo com o fabricante do Accuitomo 3D, o protocolo HiFi possui menor ruído, com melhor resolução de contraste, especialmente na periferia da imagem, como aqui registrado. O menor valor foi encontrado para o protocolo 13 (Orthophos XG 3D), que apesar de ter sido utilizado um FOV de 80x80mm, apresentou a pior qualidade de imagem. Isto

indica que a qualidade da imagem pode também ser influenciada por fatores inerentes à tecnologia do fabricante.

A experiência com TCFC dos três radiologistas avaliadores foi bastante diversa (20, oito e um ano). A escolha de observadores com graus variados de experiência simula a situação clínica diária em que ocorre interpretação subjetiva dos dados visuais relacionados à tarefa de diagnóstico, o que corrobora com metodologia empregada em estudo anterior (LOFTHAG-HANSEN et al., 2011). É possível que a pouca experiência tenha refletido no resultado encontrado, já que, para o avaliador com um ano de experiência (avaliador 3), observou-se valor de kappa inferior aos demais avaliadores quando se tratava das avaliações subjetivas da imagem, porém, constatou-se elevado ICC para as medidas lineares, tanto na análise intraexaminador quanto na interexaminador.

Devido aos diversos fatores que influenciam no resultado final da imagem, é de extrema importância um protocolo de varredura mais próximo do ideal que resulte em boa qualidade da imagem visando, além de diminuir a dose de exposição para o paciente, a diminuição do tempo de trabalho do radiologista, já que o tempo mais longo pode causar confundimento e ser um viés no diagnóstico final. O tempo despendido para cada avaliação se mostrou bastante variável, o que não necessariamente demonstra uma pior ou melhor qualidade da imagem para o diagnóstico, mas sim a interferência de fatores como familiaridade com a metodologia do trabalho e grau de cansaço do avaliador.

Existem algumas limitações para um estudo *in vitro*, uma vez que não há interferência de fatores como a movimentação do paciente durante o exame de TCFC, por exemplo, levando a melhores resultados de qualidade de imagem. Outra limitação encontrada neste estudo foi a quantidade de avaliadores, estudos posteriores com um maior número e com níveis de experiência em TCFC mais homogêneos devem ser realizados.

## **8. CONCLUSÃO**

Foi observado que a maioria dos protocolos estudados apresenta uma boa qualidade de imagem para o diagnóstico direcionado de avaliação das características do periodonto. Porém, levando-se em consideração os valores das médias para as avaliações subjetivas e a RCR na avaliação objetiva, o protocolo do aparelho Accuitomo 60mmx60mm HiFi 180°, apresentou superioridade em relação aos demais.

## REFERÊNCIAS

ALAMRI, H.M., SADRAMELI, M., ALSHALHOOB, M.A., SADRA-MELI, M., ALSHEHRI, M.A. Applications of CBCT in dental practice: a review of the literature. **Gen Dent**, v. 60, n. 5, p. 390-400; 2012.

BECHARA, B., MCMAHAN, C.A., MOORE, W.S., NOUJEIM, M., GEHA, H. Contrast-to-noise ratio with different large volumes in a cone-beam computerized tomography machine: An in vitro study. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology**, v. 114, n. 5, p. 658–665, 2012.

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.

BRAUT, V.; BORNSTEIN, M.M.; BELSER, U.; BUSER, D. Thickness of the Anterior Maxillary Facial Bone Wall—A Retrospective Radiographic Study Using Cone Beam Computed Tomography. **Int J Periodontics Restorative Dent**, v. 31, p. 125-131, 2011.

CARRANZA, F., NEWMAN, M., TAKEI, H. The tooth-supporting structures. clinical periodontology. 9th ed. Philadelphia: W. B. Saunders; 2002.

CHOI, J.W., LEE, S.S., CHOI, S.C., HEO, M.S., HUH, K.H., YI, W.J., KIM, E.K. Relationship between physical factors and subjective image quality of cone-beam computed tomography images according to diagnostic task. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology**, v. 119, n. 3, p. 357–365, 2015.

CODARI, M., DE FARIA VASCONCELOS, K., FERREIRA PINHEIRO NICOLIELO, L., HAITER NETO, F., & JACOBS, R. Quantitative evaluation of metal artifacts using different CBCT devices, high-density materials and field of views. **Clinical Oral Implants Research**, v. 28, n. 12, p. 1509–1514, 2017.

COOK, V. C.; TIMOCK, A.M.; CROWE, J.; WANG, M.; JR COVELL, D.A. Accuracy of alveolar bone measurements from cone beam computed tomography acquired using varying settings. **Orthod Craniofac Res**, v. 18(Suppl.1), p. 127- 136, 2015.

DA SILVEIRA, P.F., VIZZOTTO, M.B., LIEDKE, G.S., DA SILVEIRA, H.L., MONTAGNER, F., da SILVEIRA, H.E. Detection of vertical root fractures by conventional radiographic examination and cone beam computed tomography - an in vitro analysis. **Dental Traumatology**, v. 29, p. 41-46, 2013.

DAMSTRA, J.; FOURIE, Z.; HUDDLESTON SLATER, J.J.; REN, Y. Accuracy of linear measurements from cone-beam computed tomography-derived surface models of different voxel sizes. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 137, p. 1-6, 2010.

DANTAS, L.L, FERREIRA, P.P, OLIVEIRA, L.S.A.F, NEVES, F.S, CAMPOS, P.S.F, SCARFE, W.C, CRUSOE-REBELLO, I. Cone beam computed tomography devices in the evaluation of buccal bone in anterior teeth. **Australian Dental Journal**, v. 64, n. 2, p. 161–166, 2019.

DILLENSEGER, J.P., GROS, C.I., SAYEH, A., RASAMIMANANA, J., LAWNICZAK, F., LEMINOR, J.M., MATERN, J.F., CONSTANTINESCO, A., BORNERT, F., AND CHOQUET, P. Image quality evaluation of small FOV and large FOV CBCT devices for oral and maxillofacial radiology. **Dentomaxillofacial Radiology**, v. 46, n. 1, p. 1–10, 2016.

FERREIRA, P.P.; TORRES, M.; CAMPOS, P.S.F.; VOGEL, C.J.; DE ARAÚJO, T.M.; REBELLO, I.M.C.R. Evaluation of buccal bone coverage in the anterior region by cone-beam computed tomography. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v. 144, n. 5, p. 698-704, Mar. 2013.

GARIB, D.G.; JR RAYMUNDO, R.; RAYMUNDO, M.V.; RAYMUNDO, D.V.; FERREIRA, S.N. Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (Cone beam): entendendo esse novo método de diagnóstico por imagem com promissora aplicabilidade na Ortodontia. **R Dental Press Ortodon Ortop Facial**, v. 12, n. 2, p. 139-156, 2007.

HEDEŞIU, M., BÁCIUȚ, M., BÁCIUȚ, G., NACKAERTS, O., & JACOBS, R. Comparison of cone beam CT device and field of view for the detection of simulated periapical bone lesions. **Dentomaxillofacial Radiology**, v. 41, n. 7, p. 548–552, 2012.

JAJU, P.P.; JAJU, S. P. Clinical utility of dental cone-beam computed tomography: current perspectives. **Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry**, v. 6, p. 29-43, 2014.

KAMBUROGLU, K.; KOLSUZ, E.; KURT, H.; OAKSOY, C.S. Accuracy of CBCT measurements of a human skull. **J Digit Imaging**, v. 24, p. 787-793, 2011.

KAMBUROGLU, K.; ONDER, B.; MURAT, S.; AVSEVER, H.; YUKSEL, S.; PAKSOY, C.S. Radiography detection of artificially created horizontal root fracture using different cone beam CT units with small fields of view. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 42, 2013.

KILJUNEN, T.; KAASALAINEN, T.; SUOMALAINEN, A.; KORTESNIEMI, M. Dental cone beam CT: A review. **Physica Medica**, 2015.

KOCASARAC, H. D., YIGIT, D. H., BECHARA, B., SINANOGLU, A. & NOUJEIM, M. Contrast-to-noise ratio with different settings in a CBCT machine in presence of different root-end filling materials: An in vitro study. **Dentomaxillofacial Radiology**, v. 45, n. 5, 2016.

KOLSUZ, M.E., BAGIS, N., ORHAN, K., AVSEVER, H., DEMIRALP, K.O. Comparison of the influence of FOV sizes and different voxel resolutions for the assessment of periodontal defects. **Dentomaxillofac Radiol**; doi:10.1259/dmfr.20150070; 2015.

LEUNG, C.C.; PALOMO, L.; GRIFFITH, R.; HANS, M.G. Accuracy and reliability of cone-beam computed tomography for measuring alveolar bone height and detecting bony dehiscences and fenestrations. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 137, p. 109-119, 2010.

LIANG, X.; JACOBS, R.; HASSAN, B.; LI, L.; PAUWELS, R.; CORPAS, L.; SOUZA, P.C.; MARTENS, W.; SHAHBAZIAN, M.; ALONSO, A.; LAMBRICHTS, I. A comparative evaluation of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) and Multi-Slice CT (MSCT) Part I. On subjective image quality. **European Journal of Radiology**, v. 75, p. 265-269, 2010.

LIEDKE, G.S., DA SILVEIRA, H.E., DA SILVEIRA, H.L., DUTRA, V., DE FIGUEIREDO, J.A. Influence of voxel size in the diagnostic ability of cone beam tomography to evaluate simulated external root resorption. **Journal of Endodontics**, v. 35, p. 233-235, 2009.

LOFTHAG-HANSEN, S., THILANDER-KLANG, A., & GRÖNDAHL, K. Evaluation of subjective image quality in relation to diagnostic task for cone beam computed tomography with different fields of view. **European Journal of Radiology**, 80(2), 483–488, 2011. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2010.09.018>

LUDLOW, J.B.; DAVIES LUDLOW, L.E., BROOKS, S.L. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 35, n. 2, p. 219-226, 2006.

LUKAT, T.D; PERSCHBACHER, S.E.; PHAROAH, M.J.; ERNEST W.N. The effects of voxel size on cone beam computed tomography images of the temporomandibular joints. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol**, v. 119, p. 229-237, 2015.

MARET, D., PETERS, O. A., GALIBOURG, A., DUMONCEL, J., ESCLASSAN, R., KAHN, J. L., TELMON, N. Comparison of the accuracy of 3-dimensional cone-beam computed tomography and micro-computed tomography reconstructions by using different voxel sizes. **Journal of endodontics**, v. 40, n. 9, p. 1321–1326, 2014.

MAYO, C.V., REPLOGLE, K.J., MARSHALL, J.G., BEST, A.M., SEHGAL, H.S., SOUSA MELO, S.L., & SEDGLEY, C.M. Accuracy of Presurgical Limited Field of View Cone-beam Computed Tomography in Predicting Intraoperative Buccal Cortical Bone. **Journal of Endodontics**, p. 1–10, 2019.

MCGUIGAN M.B, DUNCAN H.F, HORNER K. An analysis of effective dose optimization and its impact on image quality and diagnostic efficacy relating to

dental cone beam computed tomography (CBCT). **Swiss Dent J** 2018; 128: 297-316.

MOLEN, A.D. Considerations in the use of cone-beam computed tomography for buccal bone measurements. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 137, p. 130-135, 2010.

MOZZO. P., PROCACCI, C., TACCONI, A., MARTINI, P.T., ANDREIS, I.A. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. **Eur Radiol**, v. 8, n. 9, p. 1558-1564, 1998.

NEMTOI, A.; CZINK, C.; HABA, D.; GAHLEITNER, A. Cone beam CT: a current overview of devices. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 42, 2013.

NEVES, F. S., SOUZA, T. D. C., DE-AZEVEDO-VAZ, S. L., FLORES CAMPOS, P. S., & BÓSCOLO, F. N. Influence of cone-beam computed tomography milliamperage settings on image quality of the mandibular third molar region. **Oral Radiology**, v. 30, n. 1, p. 27–31, 2014.

NEVES, F.S., DE FREITAS, D.Q., CAMPOS, P.S.F., DE ALMEIDA,S.M., & HAITER-NETO, F. In vitro comparison of cone beam computed tomography with different voxel sizes for detection of simulated external root resorption. **Journal of Oral Science**, v. 54, p. 219-225, 2012.

OENNING, A.C., JACOBS, R., PAUWELS, R., STRATIS, A., HEDESIU, M., SALMON, B. Cone-Beam CT in Paediatric Dentistry: DIMITRA Project Position Statement. **Pediatric Radiology**. Springer Verlag. doi:10.1007/s00247-017-4012-9, 2018

PARK, H.N., MIN, C.K., KIM, K.A., KOH, K.J. Optimization of exposure parameters and relationship between subjective and technical image quality in cone-beam computed tomography. **Imaging Sci Dent**, 49: 139-51; 2019.

PATCAS, R.; MULLER, L.; ULLRICH, O.; PELTOMAKI, T. Accuracy of cone-beam computed tomography at different resolutions assessed on the bony covering of the mandibular anterior teeth. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 141, n. 1, p. 41-50, Jan. 2012.

PAUL, J. Effect of diagnostic cone-beam computed tomography protocols on image quality, patient dose, and lesion detection. **Physica Medica**, v. 32, n. 12, p. 1575–1583, 2016.

PAUWELS, R.; STAMATAKIS, H.; BOSMANS, H.; BOGAERTS, R.; JACOBS, R.; HORNER, K.; TSIKLAKIS, K. Quantification of metal artifacts on cone beam computed tomography images. **Clin Oral Implants Res**. Suppl A100, p. 94-99, 2013.

SCARFE, W.C., FARMAN, A.G. Cone beam computed tomography: A paradigm shift for clinical dentistry. **Australian Dental Practice**, p. 102-110, Jul./Aug, 2007.

SCARFE, W.C.; FARMAN, A. G. What is Cone-Beam CT and how does it work? **Dent Clin North Am**, Philadelphia, v. 52, n. 4, p. 707-30, Oct, 2008.

SCARFE, W.C.; FARMAN, A.G. Cone beam computed tomography: A paradigm shift for clinical dentistry. **Australian Dental Practice**, p.102-110, Jul./Aug. 2007.

SCARFE, W.C.; FARMAN, A.G.; SUKOVIC, P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. **J Can Dent Assoc**, Ottawa, v. 72, n. 1, p. 75-80, Feb. 2006.

SCARFE, W.C.; LI, Z.; ABOELMAATY, W.; SCOTT, S.A.; FARMAN, A.G. Maxillofacial cone beam computed tomography: essence, elements and steps to interpretation. **Australian Dental Journal**, v. 57, n. 1, p. 46-60, 2012.

SCHULZE, R.; HEIL, U.; SCHOEMER, E. Artefacts in CBCT: a review. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 40, n. 5, p. 265-273, 2011.

SPIN-NETO R., GOTFREDSEN E., WENZEL, A. Impact of voxel size variation on CBCT-based diagnostic outcome in dentistry: a systematic review. **J Digit Imaging**, v. 26, p. 813-820, 2013.

STRATEMANN, S.A.; HUANG, J.C.; MAKI, K; MILLER, A.J; HATCHER, D.C. Comparison of cone beam computed tomography imaging with physical measures. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 37, n. 2, p. 80-93, Feb. 2008.

SUN, L.; ZHANG, L.; SHEN, G.; WANG, B.; FANG, B. Accuracy of cone-beam computed tomography in detecting alveolar bone dehiscences<sup>[1]</sup> and fenestrations. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 147, p. 313-323, 2015.

TAYLOR, C. Evaluation of the effects of positioning and configuration on contrast-to-noise ratio in the quality control of a 3D Accuitomo 170 dental CBCT system. **Dentomaxillofacial Radiology**, v. 45, n. 5, 2016.

TETRADIS, S.; ANSTEY, P.; GRAFF-RADFORD, S. Cone beam computed tomography in the diagnosis of dental disease. **J Calif Dent Assoc**, v. 38, n. 1, p. 27-32, 2010.

TIMOCK, A.M.; COOK, V.; McDONALD, T.; LEO, M.C.; CROWE, J.; TORRES, M.G.G.; CAMPOS, P.S.F.; SEGUNDO, N.P.N.; NAVARRO, M.; CRUSOÉ-REBELLO, I.M.C.R. Accuracy of linear measurements in Cone Beam Computed Tomography with different voxel sizes. **Implant Dentistry**, v. 21, n. 2, p. 150-155, Apr. 2012.

VASCONCELOS, T.V., BECHARA, B.B., MCMAHAN, C.A., FREITAS, D.Q., & NOUJEIM, M. Evaluation of artifacts generated by zirconium implants in cone-

beam computed tomography images. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology**, v. 123, n. 2, p. 265–272, 2017.

VIZZOTTO, M.B., SILVEIRA, P.F., ARUS, N.A., MONTAGNER, F., GOMES, B.P., DA SILVEIRA, H.E. CBCT for the assessment of second mesiobuccal (MB2) canals in maxillary molar teeth: effect of voxel size and presence of root filling. **International Endodontic Journal**, v. 9, p. 870-876, 2013.

YADAV, S., PALO, L., MAHDIAN, M., UPADHYAY, M., AND TADINADA, A. Diagnostic accuracy of 2 cone-beam computed tomography protocols for detecting arthritic changes in temporomandibular joints. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v. 147, n. 3, p. 339–344, 2015.

YEL, I., BOOZ, C., ALBRECHT, M.H., GRUBER-ROUH, T., POLKOWSKI, C., JACOBI, M., LENGA, L., SCHULZ, M., FRANK, J., MARZI, I. Optimization of image quality and radiation dose using different cone-beam CT exposure parameters. **European Journal of Radiology**, v. 116, n. April, p. 68–75, 2019.

YEUNG, A.W.K., AZEVEDO, B., SCARFE, W.C. & BORNSTEIN, M.M. Patient motion image artifacts can be minimized and re-exposure avoided by selective removal of a sequence of basis images from cone beam computed tomography data sets: a case series. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology** 129, e212–e223; 2019.

ZHOU, Z.; CHEN, W.; SHEN, M.; SUN, C.; LI, J.; CHEN, N. Cone beam computed tomographic analyses of alveolar bone anatomy at the maxillary anterior region in Chinese adults. **The Journal of Biomedical Research**, v. 27, p. 1-9, 2013.

ZOLLER, J.E., NEUGEBAUER, J. Cone-Beam Volumetric Imaging in Dental, Oral and Maxillofacial Medicine: Fundamentals, Diagnostics and Treatment Planning. Chicago, IL: **Quintessence Publishing**; 2008.

## ANEXO A

FACULDADE DE  
ODONTOLOGIA DA  
UNIVERSIDADE FEDERAL DA



**PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP**

**DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

**Título da Pesquisa:** AVALIAÇÃO DA COBERTURA ÓSSEA DENTÁRIA ATRAVÉS DE IMAGENS POR TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO

**Pesquisador:** Iêda Margarida Crusoé Rocha Rebello

**Área Temática:**

**Versão:** 2

**CAAE:** 26024913.0.0000.5024

**Instituição Proponente:** Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

**DADOS DO PARECER**

**Número do Parecer:** 646.071

**Data da Relatoria:** 10/06/2014

**Apresentação do Projeto:**

Descritos no parecer substanciado.

**Objetivo da Pesquisa:**

Descritos no parecer substanciado.

**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

Descritos no parecer substanciado.

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

Descritos no parecer substanciado.

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

Os termos pedentes foram apresentados pelo pesquisador responsável.

**Recomendações:**

Apresentar ao CEPFOUBA o relatório final da pesquisa.

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

Não se aplica

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Endereço:** Av. Araújo Pinho nº 62 - Sala do Comitê de Ética - 4º andar  
**Bairro:** Canela **CEP:** 40.110-150  
**UF:** BA **Município:** SALVADOR  
**Telefone:** (71)3283-8969 **Fax:** (71)3283-8962 **E-mail:** cepodobahia@ufba.br

FACULDADE DE  
ODONTOLOGIA DA  
UNIVERSIDADE FEDERAL DA



Continuação do Parecer: 646.071

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

**Considerações Finais a critério do CEP:**

A plenária deste Colegiado acompanha o parecer do relator.

SALVADOR, 13 de Maio de 2014

---

**Assinado por:**

**Sandra de Cássia Santana Sardinha  
(Coordenador)**

**Endereço:** Av. Araújo Pinho nº 62 - Sala do Comitê de Ética - 4º andar  
**Bairro:** Canela **CEP:** 40.110-150  
**UF:** BA **Município:** SALVADOR  
**Telefone:** (71)3263-8969 **Fax:** (71)3263-8962 **E-mail:** cepodobahia@ufba.br