

# UFBA

Universidade Federal da Bahia  
Instituto de Ciências da Saúde

MARCUS VINÍCIUS LINHARES DE OLIVEIRA

PROCESSOS INTERATIVOS  
DOS ÓRGÃOS E SISTEMAS  
PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO • ICS • UFBA



## DESENVOLVIMENTO DE UM NOVO MÉTODO PARA AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DA IMAGEM EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO

Salvador  
2017



**UNIVERSIDADE FEDERAL DA BAHIA  
INSTITUTO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM PROCESSOS INTERATIVOS  
DOS ÓRGÃOS E SISTEMAS**

**MARCUS VINÍCIUS LINHARES DE OLIVEIRA**

**DESENVOLVIMENTO DE UM NOVO MÉTODO PARA  
AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DA IMAGEM  
EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO**

Salvador  
2017

**MARCUS VINÍCIUS LINHARES DE OLIVEIRA**

**DESENVOLVIMENTO DE UM NOVO MÉTODO PARA  
AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DA IMAGEM  
EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Processos Interativos dos Órgãos e Sistemas, Instituto de Ciências da Saúde, Universidade Federal da Bahia, como requisito parcial para obtenção do grau de Doutor.

Orientador: Prof. Dr. Paulo Sérgio Flores Campos

Coorientador: Profa. Dra. Joana Margarida Rodrigues dos Santos

Salvador  
2017

O482 Oliveira, Marcus Vinícius Linhares de.

Desenvolvimento de um novo método para avaliação da qualidade da imagem em tomografia computadorizada de feixe cônico / Marcus Vinícius Linhares de Oliveira. Salvador, 2016.

107 f. ; 30 cm.

Tese (Doutorado do Programa de Pós-Graduação em Processos Interativos dos Órgãos e Sistemas – ICS ) - Universidade Federal da Bahia.

Orientação: Prof. Dr. Paulo Sérgio Flores Campos.

Coorientação: Profa. Dra. Joana Margarida Rodrigues dos Santos

1. Tomografia computadorizada de feixe cônico. 2. Qualidade da imagem. 3. Controle de qualidade. 4. Processamento de imagem. I. Universidade Federal da Bahia. II. Instituto de Ciências da Saúde. III. Título.

CDU 2 ed. 61

**MARCUS VINÍCIUS LINHARES DE OLIVEIRA**

**DESENVOLVIMENTO DE UM NOVO MÉTODO PARA  
AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DA IMAGEM  
EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Processos Interativos dos Órgãos e Sistemas, Instituto de Ciências da Saúde, Universidade Federal da Bahia, como requisito para obtenção do título de Doutor em Processos Interativos dos Órgãos e Sistemas.

Aprovada em \_\_\_\_\_

**Comissão Examinadora**

**PAULO SERGIO FLORES CAMPOS** \_\_\_\_\_

(Orientador)

Doutor em Radiologia Odontológica

Professor Titular da Universidade Federal da Bahia- FOUFBA

**VIVIANE ALMEIDA SARMENTO** \_\_\_\_\_

Doutor em Odontologia

Professora Associada da Universidade Federal da Bahia- FOUFBA

**FREDERICO SAMPAIO NEVES** \_\_\_\_\_

Doutor em Radiologia Odontológica

Professor Adjunto da Universidade Federal da Bahia- FOUFBA

**MARCELO AUGUSTO OLIVEIRA DE SALES** \_\_\_\_\_

Doutor em Radiologia Odontológica

Professor Associado da Universidade Federal da Paraíba- FOUFPB

**ANTONIO M. R. CARVALHO DOS SANTOS** \_\_\_\_\_

Doutor em Tecnologias e Sistemas de Informação

Professor Adjunto do Instituto Politécnico de Coimbra- IPC

À minha família,  
por ter suportado a minha ausência  
durante a realização do doutorado.

## **AGRADECIMENTOS**

A Deus, pelo dom da vida e por ter me sustentado nos momentos de dificuldade.

Aos meus pais, Carlos e Cilda, por terem me incentivado e investido nos meus estudos.

À minha esposa Verana e à minha filha Maria Eduarda, pelo amor e pela compreensão.

Ao Professor Roberto Paulo Correia de Araújo, por seu constante incentivo ao acesso à Pós-Graduação.

Ao Professor Paulo Sérgio Flores Campos, que, desde o mestrado, acreditou no meu potencial e se disponibilizou a construirmos juntos este trabalho.

Ao Diretor do Instituto Federal da Bahia do campus Salvador, Albertino Ferreira Nascimento Junior e à chefe do Departamento de Tecnologia em Saúde e Biologia, professora Roberta Lordelo, pelo apoio e incentivo para o desenvolvimento deste trabalho.

À Escola Superior de Tecnologia em Saúde de Coimbra, em especial aos Professores Graciano Paulo, Joana Santos e Antônio Carvalho, por terem me aceitado junto ao Departamento de Imagem Médica e Radioterapia, por terem ajudado no desenvolvimento do software e por toda a atenção que me foi concedida; sem eles este trabalho não teria sido concretizado.

Ao Doutor Rubens Spin-Neto e à Doutora Ann Wenzel, pelas valiosas discussões e por terem cedido gentilmente os equipamentos de tomografia computadorizada de feixe cônico para aquisição das imagens relacionadas com esta pesquisa.

À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia, em especial ao Grupo de Estudos em Radiologia Odontológica, pelas proveitosas discussões relacionadas com este estudo e por disponibilizar, sem restrições, seu Laboratório de Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico.

À Escola de Engenharia do Instituto Politécnico de Coimbra, por ceder gentilmente o CNC para o desenvolvimento das modificações realizadas no fantoma usados neste trabalho.

Ao Núcleo de Tecnologia em Saúde do Instituto Federal da Bahia, por disponibilizar a fresadora para produção do fantoma elaborado para este trabalho.

Ao meu parceiro de trabalho e de estudos, Guillermo Lopez, por seu companheirismo, amizade e fraternidade.

Aos colegas do Departamento de Tecnologia em Saúde e Biologia do Instituto Federal da Bahia, por todo o apoio e incentivo ao desenvolvimento deste trabalho.

Ao prof. Wilson Otto por ter disponibilizado gentilmente o fantoma CQ-.01-IFBA.

*Para realizar grandes conquistas  
devemos não apenas agir, mas também sonhar;  
não apenas planejar, mas também acreditar.*  
Anatole France (1896)



OLIVEIRA, Marcus Vinícius Linhares de. **Desenvolvimento de um novo método para avaliação da qualidade da imagem em tomografia computadorizada de feixe cônico**. 2016.  
Tese (Doutorado) - Instituto  
de Ciências da Saúde, Universidade Federal da Bahia, Salvador, 2016.

## RESUMO

Os exames de tomografia computadorizada por feixe de cone (CBCT) têm crescido em grande escala nos últimos anos. O estabelecimento de testes de garantia de qualidade é importante para garantir a manutenção da informação de diagnóstico utilizando protocolos otimizados. O uso de fantasmas é essencial para fazer medições de parâmetros de qualidade de imagem. Além disso, sugere-se uma avaliação automática da imagem para evitar discordâncias inter e intra-observador. O objetivo deste trabalho foi desenvolver um novo método para avaliação dos parâmetros indicadores da qualidade da imagem de tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) dental. **Materiais e Métodos:** Um fantoma composto por uma estrutura cilíndrica de polimetilmetacrilato (PMMA), contendo grupos de materiais de diferentes densidades que representam atenuação de várias estruturas anatômicas foi modificado e implementado para obtenção das imagens. As imagens do fantoma foram obtidas com diferentes protocolos de exposição em três unidades de TCFC: NewTom™ 5G (QR srl, Verona, Italy), Cranex® 3D (Soredex Oy, Tuusula, Finland) e Scanora 3D (Soredex Oy, Tuusula, Finland). Uma macro, designada CBCT\_QA, foi desenvolvida, usando-se o *software* livre ImageJ (National Institutes of Health, USA), para avaliar automaticamente os parâmetros indicadores da qualidade de imagem de forma objetiva. Um sistema de gerenciamento foi desenvolvido para acompanhamento das avaliações. **Resultados:** A combinação do fantoma e da macro (CBCT\_QA) permitiu a avaliação de oito parâmetros da qualidade de imagem: uniformidade, razão sinal-ruído (RSR), ruído, razão contraste-ruído (RCR), resolução espacial, índice de artefato, acurácia geométrica e baixo contraste. Os valores dos indicadores da qualidade da imagem variaram de acordo com a unidade de TCFC. O fantoma pode ser aplicado para avaliação da qualidade da imagem em equipamentos com FOV pequeno, médio e grande. O CBCT\_QA permite que os resultados obtidos sejam exportados para uma planilha do Microsoft Excel, impresso em .pdf ou armazenados para acompanhamento ao longo do tempo. No relatório final, os valores do produto dose área (DAP) também são apresentados. **Conclusão:** A metodologia desenvolvida neste estudo demonstrou ser de rápida aplicação, de baixo custo e um método reprodutível para avaliação de parâmetros de qualidade de imagem em TCFC.

**Palavras-chave:** Tomografia computadorizada de feixe cônico. Qualidade da imagem.  
Controle de qualidade, processamento de imagem

OLIVEIRA, Marcus Vinícius Linhares de. **Development of new method for assessment of image quality in cone beam computed tomography**. 2016. Tese (Doutorado) - Instituto de Ciências da Saúde, Universidade Federal da Bahia, Salvador, 2016.

## ABSTRACT

Cone beam computed tomography (CBCT) examinations have grown on a large scale in the past years. The establishment of quality assurance testing is important to ensure diagnostic information maintenance using optimized protocols. The use of phantoms is essential to make measurements of image quality parameters. Furthermore, an automatic image evaluation is suggested in order to avoid inter- and intra-observer disagreement. The aim of this study was to develop a system (phantom-software) to evaluate the image quality in dental and maxillo-facial cone beam computed tomography (CBCT). **Materials and Methods:** A polymethylmethacrylate (PMMA) phantom with cylindrical structure, containing groups of different densities materials, representing attenuation of various anatomical structures was modified and implemented for image acquisition. The phantom's images were obtained according different exposure protocols in three units of CBCT: NewTom 5G™ (QR srl, Verona, Italy), 3D Cranex® (Soredex Oy, Tuusula, Finland) and 3D Scanora (Soredex Oy, Tuusula, Finland ). A macro, called CBCT\_QA, in order to evaluate the image quality parameters automatically and objectively, was developed using a free software, ImageJ (National Institutes of Health, USA). A management system was developed to record the evaluation's results. **Results:** Phantom and macro (CBCT\_QA) allowed the evaluation of eight image quality parameters: uniformity, signal to noise ratio (SNR), noise, contrast-to-noise ratio (CNR) spatial resolution, artifact index, geometric accuracy and low contrast. The values of image quality indicators ranged according to CBCT units. Phantom allowed the evaluation of image quality in devices with small, medium and large FOV. The results obtained can be exported to a spreadsheet from Microsoft Excel, printed in .pdf or stored for tracking over time. Also, in the final report, the values from dose area product (DAP) are presented. **Conclusion:** The new method developed in this study presented fast application, low cost and a reproducible method for evaluating image quality parameters in CBCT.

**Keywords:** Cone beam computed tomography. Image quality. Quality control. Image Processing

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	Esquema de FOVs encontrados nos equipamentos de TCFC .....	23
Figura 2	Esquema de um equipamento de tomografia computadorizada de feixe cônico ...	24
Figura 3	Esquema e imagem de um sistema intensificador de imagem com CCD .....	26
Figura 4	Comparação entre as tecnologias CMOS e CCD .....	28
Figura 5	Esquema do funcionamento de um transistor de filme fino (TFT).....	29
Figura 6	Esquema de detector plano digital direto constituído por a-Se .....	30
Figura 7	Avaliação de ruído na imagem com base no desvio padrão dos valores de <i>pixel</i> evidenciando a granulação .....	34
Figura 8	Geometria do feixe na tomografia computadorizada de feixe cônico e na tomografia multidetector .....	36
Figura 9	Indicação dos pares de linhas por meio do padrão de barras .....	37
Figura 10	Fantoma para avaliação do baixo contraste sugerido pelo ACR e imagem tomográfica de objetos com densidades próximas e diâmetros variados .....	39
Quadro 1	Resumo da alteração dos fatores de exposição sob os indicadores de qualidade da imagem em TCFC .....	42
Quadro 2	Testes de controle de qualidade da imagem em TCFC recomendados pela European Commission .....	43
Quadro 3	Testes de controle de qualidade da imagem em TCFC recomendados pela HPA....	44
Figura 11	Fantomas utilizados para controle de qualidade em tomografia multidetector .....	46
Figura 12	Fantomas utilizados para controle de qualidade em TCFC.....	47
Figura 13	Imagens obtidas a partir de um fantoma para avaliação do ruído .....	50
Figura 14	Fantoma CQP-IFBA .....	56
Quadro 4	Materiais plásticos utilizados no fantoma CQP- IFBA.....	58
Figura 15	Discos do CQP-IFBA construído em PMMA.....	59

Figura 16	A estrutura de encaixe do fantoma CQP-IFBA.....	60
Figura 17	Posicionamento do fantoma com auxílio de lasers.....	61
Figura 18	Disco com a marca para alinhamento .....	61
Figura 19	Equipamentos de TCFC avaliados.....	62
Quadro 5	Características dos equipamentos de TCFC avaliados.....	59
Tabela 1	Parâmetros de exposição usados nos equipamentos de TCFC.....	63
Quadro 6	Características dos equipamentos de TCFC avaliados.....	62
Figura 20	Fluxograma das tarefas realizadas pelo software CBCT QA.....	65
Figura 21	Fluxograma geral do processo de avaliação da qualidade da imagem.....	70
Figura 22	Imagens obtidas nos equipamentos de TCFC.....	75
Figura 23	Apresentação dos resultados obtidos com o CBCT_QA.....	76
Tabela 2	Resultado da avaliação dos parâmetros da qualidade da imagem de acordo com os equipamentos de TCFC e protocolos.....	76
Tabela 3	Resultados da avaliação do baixo contraste.....	79
Figura 24	Resolução espacial das unidades de TCFC.....	80
Figura 25	Imagens obtidas a partir de um fantoma para avaliação do ruído .....	82

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AAOMR	American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology
AAPM	American Association of Physicists in Medicine
ACR	American College of Radiology
ALARA	<i>As low as reasonably achievable</i>
a-Se	Selênio amorfo
a-Si	Silício amorfo
CCD	<i>Charge coupled device</i>
CMOS	<i>Complementary metal-oxide-semiconductor</i>
CSR	Camada seimrredutora
CTDI <sub>w</sub>	Índice ponderado de dose em tomografia computadorizada
C <sub>vol</sub>	Índice volumétrico de kerma no ar em tomografia computadorizada
C <sub>w</sub>	Índice ponderado de kerma no ar em tomografia computadorizada
DAP	<i>Dose area product</i>
DLP	<i>Dose lenght product</i>
EQD	Eficiência quântica do detector
FDK	Algoritmo de Feldkamp
FEL	Função de espalhamento de linha
FEP	Função de espalhamento de ponto
FTM	Função de transferência de modulação
FOV	<i>Field of view</i>
HPA	Health Protection Agency
HVL	<i>Half value layer</i> (camada semirredutora)
ICRP	International Commission on Radiological Protection
II/CCD	Intensificador de imagem com um dispositivo de carga acoplada
LDPE	Polietileno de baixa densidade
mGy	<i>Miligray</i>
MPR	<i>Multi-planar reconstruction</i>

NPS	Espectro de sinal-ruído
NRD	Nível de referência de diagnóstico
PE	Polietileno
<i>Pixel</i>	<i>Picture element</i>
PMMA	Polimetil-metacrilato
PP	Polipropileno
PVC	Policloreto de vinila
PTFE	Politetrafluoretileno
RCR	Razão contraste-ruído
ROI	Região de interesse
RSR	Razão sinal-ruído
SEDENTEXCT	Safety and Efficacy of a New Emerging Dental X-Ray
TC	Tomografia computadorizada
TCFC	Tomografia computadorizada de feixe cônico
TCMD	Tomografia computadorizada multidetector
TCMS	Tomografia computadorizada <i>multislice</i>
TFF	Transistor de filme fino
TLD	Dosímetro termoluminescente
<i>Voxel</i>	<i>Volume element</i>

# SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	16
<b>2</b>	<b>REVISÃO DE LITERATURA</b> .....	20
2.1	APLICAÇÕES DA TCFC.....	21
2.2	O EQUIPAMENTO DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO .....	22
<b>2.2.1</b>	<b>Detectores digitais</b> .....	25
2.2.1.1	<i>Charge coupled device</i> .....	25
2.2.1.2	<i>Detectores planos</i> .....	27
2.2.1.3	<i>Eficiência quântica do detector</i> .....	31
2.3	RECONSTRUÇÃO DA IMAGEM .....	31
2.4	QUALIDADE DA IMAGEM EM TCFC .....	32
<b>2.4.1</b>	<b>Ruído</b> .....	33
<b>2.4.2</b>	<b>Resolução espacial</b> .....	36
<b>2.4.3</b>	<b>Resolução de contraste</b> .....	38
<b>2.4.4</b>	<b>Artefatos</b> .....	39
2.5	CONTROLE DE QUALIDADE DA IMAGEM EM TCFC .....	42
<b>2.5.1</b>	<b>Avaliação da qualidade da imagem em TCFC</b> .....	44
<b>2.5.2</b>	<b>Fantomas</b> .....	45
<b>2.5.3</b>	<b>Softwares para avaliação da qualidade da imagem</b> .....	48
2.5.3.1	<i>ImageJ</i> .....	48
2.5.3.1.1	<i>Macros e plug-ins</i> .....	49
2.5.3.1.2	<i>Aplicações na imagem médica</i> .....	50
2.6	DOSIMETRIA .....	51
<b>3</b>	<b>OBJETIVOS</b> .....	53
3.1	OBJETIVO GERAL .....	54
3.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	54
<b>4</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS</b> .....	55
4.1	CONSTRUÇÃO DO FANTOMA .....	56
4.1.1	<b>Posicionamento do fantoma</b> .....	60
4.2	EQUIPAMENTOS DE TCFC.....	61
4.3	DESENVOLVIMENTO DO SOFTWARE.....	63
4.4	DESENVOLVIMENTO DO AMBIENTE DE GERENCIAMENTO.....	69
4.5	INDICADORES DA QUALIDADE DA IMAGEM.....	70
4.5.1	<b>Ruído (Homogeneidade) da imagem</b> .....	70
4.5.2	<b>Razão Sinal Ruído</b> .....	70
4.5.3	<b>Uniformidade da Imagem</b> .....	71
4.5.4	<b>Razão Contraste Ruído e Baixo contraste</b> .....	71
4.5.5	<b>Distorção Geométrica</b> .....	72
4.5.6	<b>Resolução Espacial</b> .....	72
4.5.7	<b>Artefatos</b> .....	72

<b>5</b>	<b>RESULTADOS.....</b>	<b>74</b>
<b>6</b>	<b>DISCUSSÃO.....</b>	<b>83</b>
<b>7</b>	<b>CONCLUSÃO.....</b>	<b>91</b>
	<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>93</b>
	<b>APÊNDICE .....</b>	<b>103</b>



# **1 INTRODUÇÃO**

O uso do exame de tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) tem aumentado em larga escala ao longo dos anos, em vista do leque de lesões e alterações que podem ser diagnosticadas com o uso desse método de imagem. Não obstante, a TCFC pode desencadear doses de radiação mais elevadas em comparação com outros métodos radiográficos tradicionais (PLACHTOVICS; GOCZAN; NAGY, 2015). Nesse sentido, é necessário considerar todas as possibilidades de redução das doses as quais o paciente é submetido, de acordo com o princípio “*as low as reasonably achievable*” (ALARA) (ICRP, 2007).

O tomógrafo de feixe cônico foi desenvolvido para aquisição de imagens tridimensionais de estruturas dentoalveolares com doses de radiação menores do que a tomografia convencional. Desse modo, a TCFC tem sido extensamente aplicada nos campos da endodontia, do planejamento de implantes e do tratamento ortodôntico, destacando-se por oferecer baixo custo, apresentar tamanho reduzido do equipamento em comparação com o da tomografia multidetector, ser de fácil operação e proporcionar aquisições relativamente rápidas (SCARFE; FARMAN; SUKOVIC, 2006; BALLRICK et al., 2008). Na última década, a imagem em três dimensões tornou-se uma tendência por permitir a aquisição de informações que auxiliam tanto o diagnóstico da região dentomaxilofacial quanto o planejamento cirúrgico (LOUBELE et al., 2009). A visualização dos detalhes anatômicos tem desempenhado um importante papel, principalmente em avaliações periodontais e endodônticas, fazendo-se necessário que as imagens obtidas possuam qualidade suficiente para a visualização fidedigna das lesões e, conseqüentemente, melhor apresentação das informações diagnósticas.

Por ser considerado um método de diagnóstico relativamente novo, há um esforço contínuo para definirem-se as normas de garantia de qualidade para a TCFC, incluindo-se o desenvolvimento de fantasmas adequados e a implementação de critérios de controle de qualidade.

As diretrizes européias sobre a proteção contra as radiações em radiologia odontológica, os *European guidelines on radiation protection in dental radiology* (EUROPEAN COMMISSION, 2004), abordam os critérios de qualidade de imagem e de níveis de referência de diagnóstico (NRD) em radiologia odontológica, mas essas orientações não inclui a TCFC. Detectada essa deficiência, em 2008, o Projeto SEDENTEXT, implementado pela Comissão Europeia para Proteção Radiológica, buscou definir melhor as normas. Para isso, sugeriu procedimentos de garantia de qualidade aplicadas à TCFC, por meio de diretrizes abrangentes. Tais diretrizes

devem estar baseadas em evidências, sobre o uso da TCFC em odontologia, incluindo dessa tecnologia. Os resultados preliminares foram apresentados em 2009, porém foram adotados pela Comissão Europeia apenas em 2012, em que recomenda que um programa de garantia de qualidade deve incluir a documentação relacionada com testes de controle de qualidade realizados, resultados do monitoramento do desempenho da unidade de TCFC, dosimetria e estabelecimento dos parâmetros de exposição de acordo com o paciente e a suspeita diagnóstica (SEDEXCT, 2012). A *American Academy of Oral e Maxilofacial Radiology* também propôs poucas recomendações, relacionadas com a utilização de TCFC (AMERICAN DENTAL ASSOCIATION COUNCIL ON SCIENTIFIC AFFAIRS, 2012). Ademais, a Agência de Proteção à Saúde, a Health Protection Agency (HPA) também apresentou, uma proposta de testes a serem realizados (HPA, 2010). No entanto, apesar das mencionadas diretrizes, ainda há falta de consenso sobre os testes de aceitação e constância para a qualidade de imagem, (STEIDING; KOLDITZ; KALENDER, 2015).

Acrescente-se que a avaliação dos parâmetros indicadores da qualidade da imagem em TCFC tem-se baseado na análise subjetiva da visualização de pontos anatômicos de referência. Para imagens digitais, a avaliação da imagem de forma subjetiva possui um potencial maior para erros do que as imagens analógicas, a exemplos os filmes radiográficos. Além da variabilidade entre observadores, o ambiente digital introduz inúmeros fatores que contribuem para o surgimento de viés e falta de precisão no processo de controle de qualidade da imagem obtida por TCFC (SUOMALAINEN et al., 2009; TORGERSEN et al., 2014). Por outro lado, independentemente das orientações que sejam seguidas, o uso de fantomas e de *softwares* é considerado essencial para a realização de medições dos parâmetros indicadores da qualidade da imagem (SEDEXCT, 2012), configurando-se como um passo essencial para a padronização dos procedimentos de controle de qualidade. Além disso, a utilização de fantomas e softwares permite o acompanhamento da influência dos parâmetros ajustáveis, que afetam a qualidade da imagem e a dose de radiação, para o uso otimizado das exposições.

A Comissão Europeia sugeriu que os fantomas Catphan, comumente utilizados em protocolos de garantia de qualidade para tomografia multidetector, também poderiam ser usados em TCFC (WATANABE et al., 2011; SEDEXCT, 2012). No entanto, em vista de sua grande dimensão e do tamanho limitado do campo de visão (FOV) das unidades de TCFC, essa solução não é ideal. As orientações do Projeto SEDEXCT sugeriram a utilização de um fantoma específico, mas esse também possui aplicação limitada em virtude de seu alto custo, do *software* pouco amigável e por ser vendido separadamente do fantoma. Desse modo, o

desafio de desenvolver o conjunto fantoma-*software* mais adequado para aplicação em equipamentos de TCFC ainda está em curso.

Diante do exposto, torna-se imperativo o desenvolvimento de métodos simples, padronizados, rápidos, objetivos, de baixo custo e que ampliem a acessibilidade ao controle de qualidade da imagem em TCFC. Desta forma, apresenta-se como objetivo deste trabalho a proposta de um novo método, a partir da aplicação de um conjunto fantoma- *software*, acessível e de baixo custo, capaz de avaliar os parâmetros indicadores da qualidade da imagem em TCFC.

## **2 REVISÃO DE LITERATURA**

## 2.1 APLICAÇÕES DA TCFC

Por muitos anos, as informações necessárias para o diagnóstico do complexo maxilofacial eram obtidas a partir dos exames clínicos e, mais comumente, das imagens bidimensionais (2D). Fazem parte da modalidade bidimensional as imagens intraorais periapicais, a radiografia lateral cefalométrica e as imagens panorâmicas (BORNSTEIN et al., 2014). Atualmente, a TCFC tem amplo uso nos procedimentos clínicos, assim como na cirurgia oral, cirurgia maxilofacial, avaliação da articulação tempormandibular, implantodontia, ortodontia, endodontia e periodontia (SCARFE; FARMAN; SUKOVIC, 2006; MIRACLE; MUKHERJI, 2009b; JANNER et al., 2011).

Na área de ortodontia, a TCFC tornou mais fácil a avaliação das complexas maloclusões dentárias e esqueléticas, além de auxiliar no planejamento do tratamento em casos específicos (KAPILA; CONLEY; HARRELL, 2011). Além disso, a TCFC é indicada nos casos de estudo da fenda palatina, avaliação da posição de dente incluso, identificação de reabsorção radicular causada por dentes irrompidos e planejamento de cirurgia ortognática (DREYER, 2008). No estudo da articulação temporomandibular, permite medidas do côndilo mandibular com grande acurácia, medidas essas que são extremamente vantajosas na prática clínica, quando da avaliação de pacientes com disfunções articulares (KRISHNAMOORTHY; MAMATHA; KUMAR, 2013).

A TCFC é uma ferramenta muito útil na endodontia, especialmente para o diagnóstico de patologias de origem endodôntica e não endodôntica, morfologia do canal, avaliação de fratura da raiz e trauma. Além disso, essa tecnologia também viabiliza análise dos tipos de reabsorção radicular (NAKATA et al., 2006; COHENCA et al., 2007; STAVROPOULOS; WENZEL, 2007).

Não obstante, nos casos em que a inserção de implantes é desejada, as imagens volumétricas adquiridas pela TCFC são importantes graças à visualização mais detalhada da anatomia e, potencialmente, por incluir toda a informação necessária para a máxima segurança cirúrgica e o melhor posicionamento do implante (DREISEIDLER et al., 2009). Na investigação do local do implante, as informações sobre o volume e a qualidade óssea, a topografia e a relação com estruturas anatômicas importantes, como nervos, vasos, raízes, assoalho nasal e seios cavidades, devem estar evidenciadas.

Já na periodontia, os primeiros relatos da aplicação da TCFC ocorreram na avaliação e na evolução do tratamento da periodontite. Em comparação com as radiografias e a tomografia

multidetector, a TCFC mostrou-se eficaz na avaliação dos defeitos periodontais intraósseos, fenestrações, deiscências e lesões de furca (MIRACLE; MUKHERJI, 2009b).

Esse grande leque de possibilidades e aplicações fez da TCFC um método de diagnóstico por imagem cada vez mais utilizado. Por conseguinte, é importante compreender completamente os princípios técnicos da TCFC, a fim de utilizar tais princípios, de modo a obter imagens de qualidade satisfatória submetendo o paciente às menores doses de radiação possíveis.

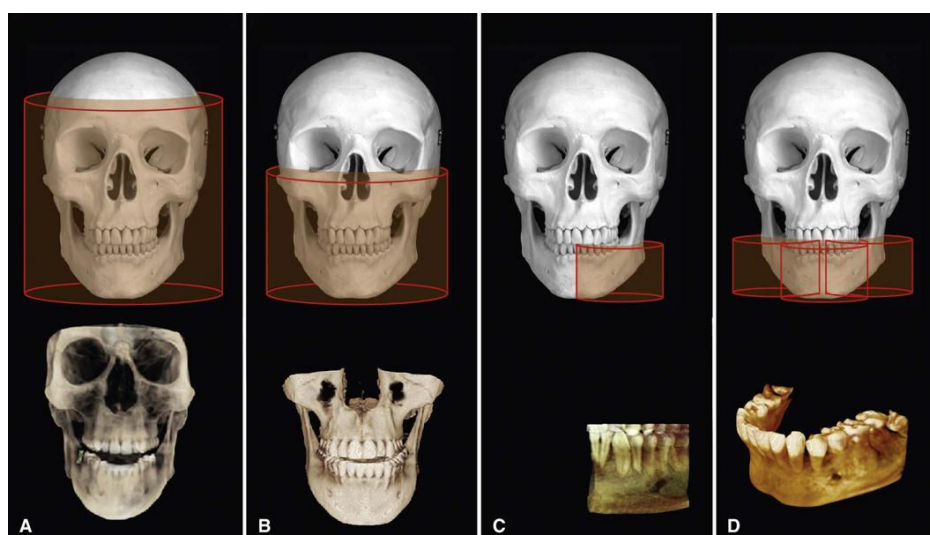
## **2.2 O EQUIPAMENTO DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO**

A TCFC foi criada em 1982, muito embora esse protótipo tivesse sido desenvolvido para aplicações que não envolviam a radiologia odontológica. Os primeiros passos foram dados no campo da angiografia e, gradualmente, a TCFC foi sendo aplicada a outras modalidades, como é o caso da radioterapia. No entanto, foi apenas em 1998 que seu uso obteve destaque para avaliação da região dental e maxilofacial, após a publicação do artigo “A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results” (MOZZO et al., 1998). Este novo aparelho, o NewTom 9000, produzia imagens de alta qualidade nas três dimensões, com baixo custo de aquisição, além de baixas doses de radiação no paciente. (MOZZO et al., 1998; MIRACLE; MUKHERJI, 2009a).

O sistema de emissão do feixe de raios-X é semelhante a outros tipos de equipamentos, entretanto, as diferenças entre os tubos usados para a radiografia bidimensional (2D), a tomografia multidetector e a TCFC estão, principalmente, no tamanho da janela de saída do feixe, no intervalo de fatores de exposição e na filtração do feixe. Outra diferença está relacionada com o modo de exposição, que pode ser pulsado ou contínuo. Alguns tubos de raios-X permitem a exposição no modo pulsado, para evitar que haja alguma exposição entre as projeções. Isso conduz a confusões relacionadas com o tempo de varredura (tempo entre a primeira e a última projeção) e com o tempo de exposição (tempo cumulativo durante o qual a exposição é feita), pois, nos tubos de raios-X que possuem o modo de exposição contínuo, o tempo total de varredura e o tempo de exposição são equivalentes. No entanto, as doses de radiação são mais elevadas, uma vez que os detectores necessitam de um intervalo de tempo para captura das projeções. Nesse caso, o feixe não contribuiria para formação da imagem

(PAUWELS et al., 2015a), fazendo com que o paciente seja submetido a doses maiores de radiação ionizante.

Para delimitar a área a ser exposta à radiação no paciente durante a aquisição dos dados, o feixe é colimado por meio de blocos de uma liga de chumbo que impedem que o feixe siga além do volume de interesse. A maioria dos sistemas de TCFC tem campo de visão (FOV) com tamanhos variáveis, de modo que o colimador poderá ter aberturas pré-definidas de acordo com esse tamanho (FIGURA 1).

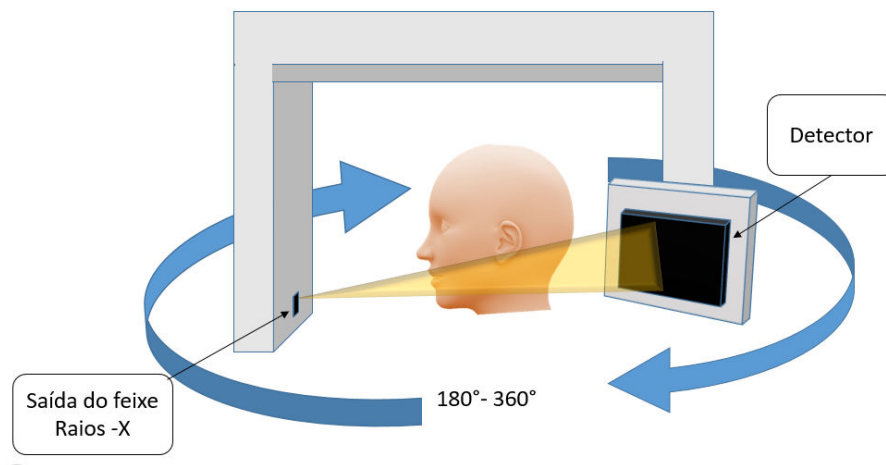


**Figura 1** - Esquema de FOVs encontrados em equipamentos de TCFC (identificados a vermelho): A) FOV de grande volume; B) FOV mediano; C) FOV de pequeno volume; D) FOV *stitched*

Fonte: <<http://pocketdentistry.com/11-cone-beam-computed-tomography-volume-acquisition>>.

A imagem da TCFC origina-se de uma única rotação do *gantry*, em que, sincronizadamente, o conjunto constituído de tubo de raios-X e detector se move em volta da cabeça do paciente, formando, a depender do fabricante, um ângulo de 180°, 210° ou 360° (BATISTA; NAVARRO; MAIA, 2013a). A partir desse giro, são obtidas múltiplas projeções bidimensionais em ângulos diferentes e enviadas ao computador, contendo toda a informação necessária para compor a matriz da imagem em três dimensões (FIGURA 2).





**Figura 2** - Esquema de um equipamento de tomografia computadorizada de feixe cônico

Fonte: Elaboração do autor.

Após a exposição ao feixe de radiação, o paciente pode ser liberado, visto que toda a informação necessária para gerar as imagens de interesse está contida nos dados brutos. Os cortes nos três planos do espaço e até mesmo no plano oblíquo ou curvado, pelo processo comum de reconstrução multiplanar (*multi-planar reconstruction* - MPR), podem, então, ser obtidos a partir dessa imagem tridimensional. Os algoritmos do *software* são aplicados para que as informações projetadas forneçam os dados volumétricos compostos pelos elementos de imagem em forma de cubo (*voxel*). Dessa forma, os dados da TCFC são passíveis de reconstrução em volume, em vez de em fatia, fornecendo a informação em 3D (SCARFE et al., 2012). A TCFC destaca-se também por possuir o *voxel* isotrópico, ou seja, todos os lados possuem a mesma dimensão, o que se reflete diretamente na resolução espacial.<sup>1</sup> Essa isotropia permite uma melhor resolução nas imagens, tornando as medidas geometricamente mais precisas em qualquer plano de corte (PAUWELS et al., 2015a).

<sup>1</sup>A resolução espacial é a habilidade de o sistema de imagem diferenciar objetos pequenos de maneira distinta.

### 2.2.1 Detectores digitais

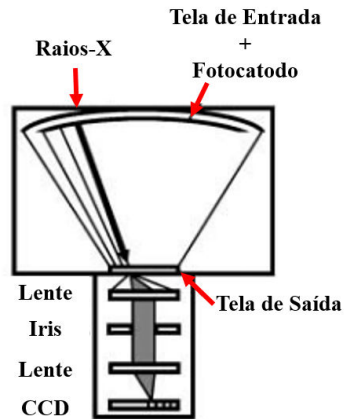
A tecnologia das imagens digitais tem revolucionado, nos dias atuais, a qualidade das imagens no radiodiagnóstico. Imagens com ruído cada vez menor, tempo de aquisição reduzido e pós-processamento são algumas das melhorias que se têm obtido. Vale ressaltar que grande parte destas melhorias deve-se ao desenvolvimento da tecnologia voltada para os detectores de imagem (BABA; UEDA; OKABE, 2004).

Em TCFC, utilizam-se detectores do tipo intensificadores de imagem com um dispositivo de carga acoplada (II/CCD), do tipo *flat panel*.

#### 2.2.1.1 Charge coupled device

O *charge coupled device* (CCD), ou seja, o dispositivo de carga acoplada, em uma tradução livre, foi desenvolvido em 1970, pelos Laboratórios Bell, na tentativa de criar um novo dispositivo para memória de computador. Esse dispositivo foi rapidamente adaptado para uso como fotodetector, quando foi reconhecida sua sensibilidade para a luz visível. Hoje em dia, os CCDs são utilizados em uma grande variedade de dispositivos de conversão indireta de raios-X, incluindo-se sistemas radiográficos de grande área e intensificadores de imagem (CHOTAS; DOBBINS; RAVIN, 1999). Considerada uma tecnologia consolidada, eles oferecem alta velocidade de leitura, mas estão limitados a um FOV relativamente pequeno. Caracteriza-se como um sistema indireto de detecção, no qual a imagem é formada com o uso dos intensificadores de imagem/CCD (FIGURA 3). Esse sistema fornece a imagem a partir da conversão dos fótons de raios-X em luz, em uma tela cintiladora anteriormente feita de oxissulfato de gadolínio ( $Gd_2O_2S$ ) e, mais recentemente, de iodeto de célio (CsI), a chamada tela de entrada. Essa luz, por sua vez, incide diretamente em um fotocátodo, estimulando a liberação de elétrons. No entanto, a tela cintiladora responsável pela conversão dos raios-X em luz pode sofrer degradação ao longo do tempo, comprometendo a qualidade da imagem (PAUWELS et al., 2015a).

a)



b)



**Figura 3** - Esquema e imagem de um sistema intensificador de imagem com CCD:  
 a) Visualização interna do detector; b) Tomógrafo de feixe cônico Galileos Comfort PLUS (Sirona, Bensheim, Germany) contendo detector de II/CCD

Fonte: Adaptado de Baba, Ueda e Okabe, 2004.

Os elétrons, então acelerados por meio de uma diferença de potencial, são focados por eletrodos em direção à tela de saída (~2,5 cm de diâmetro). Essa tela possui a função de converter esses elétrons em luz visível e, por conseguinte, converter em corrente elétrica por um fotodetector, que, nesse caso, será o dispositivo de carga acoplada. Para que isso ocorra, é necessário que haja um conjunto óptico após a tela de saída, permitindo que a luz alcance o sistema CCD; entretanto, as lentes reduzem substancialmente o número de fótons que chegam até o CCD (YAFFE; ROWLANDS, 1997; CHOTAS; DOBBINS; RAVIN, 1999).

Os intensificadores de imagem podem comprometer a qualidade da imagem devido às distorções geométricas, consequentes ao processamento dos dados pelo *software*. O reflexo dessa limitação é observado na acurácia das medidas e na adição de artefatos (SCARFE; FARMAN, 2008).

O CCD é um sistema integrado a um circuito formado pela deposição de uma série de eletrodos, os chamados *gates*, em um substrato de semicondutor para formar uma matriz. Através da aplicação de uma tensão nos *gates*, a área de armazenamento de carga elétrica será

esvaziada. Se a tensão é variável entre as portas adjacentes, as cargas podem ser transferidas de uma porta a outra (YAFFE; ROWLANDS, 1997).

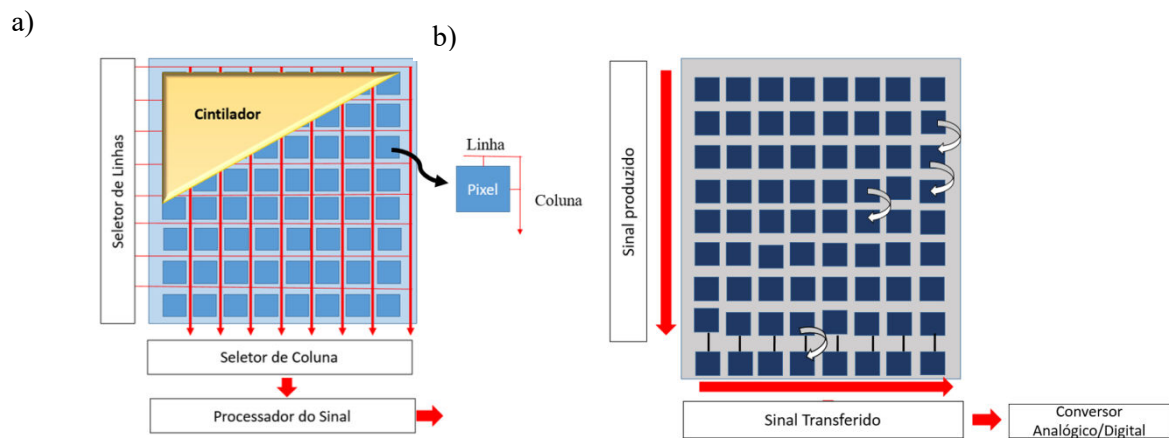
#### 2.2.1.2 Detectores planos

O detector de tipo plano (*flat panel*) compõe um dos sistemas mais recentes de recepção de imagem. Há dois tipos diferenciados, o direto e o indireto, a partir do princípio de detecção dos fótons de raios-X. Os sistemas considerados diretos possuem um fotocondutor, como o selênio amorfo (a-Se), que converte diretamente os fótons de raios-X em carga elétrica; posteriormente, a carga elétrica é armazenada em capacitores e, em seguida, é transmitida em forma de sinal. Já os indiretos, como é o caso do silício amorfo (a-Si) e CMOS, necessita da conversão dos raios-X em luz (cintilador) e, posteriormente, um dispositivo específico, o fotodiodo, converte essa luz em sinal elétrico, que, por sua vez, é armazenado em um capacitor localizado em cada *pixel* (CHOTAS; DOBBINS; RAVIN, 1999). Anteriormente, o oxissulfeto de gadolínio ( $Gd_2O_2S:Tb$ ) foi usado como material cintilador, entretanto, o iodeto de cério (ICsI) pode ser encontrado nos tomógrafos de feixe cônico mais modernos e permite a melhoria na qualidade de imagem (PAUWELS et al., 2015a). Já a matriz de a-Si é responsável pela conversão dos fótons de luz em cargas elétricas.

O *complementary metal-oxide-semiconductor* (CMOS) é outro tipo de dispositivo de detecção que converte a luz visível em um sinal digital utilizando *pixels* ativos fotossensíveis. O CMOS tem várias características úteis: baixo consumo de energia, alta resolução espacial, alta velocidade de leitura e custo menor, se comparado com o CCD.

Os sensores CMOS apresentam, porém, algumas desvantagens: o tamanho da área de detecção ativa e o elevado ruído quântico produzido, além de o serem menos sensíveis do que o CCD. Por essa razão, sua qualidade de imagem é, geralmente, menor em comparação com a do CCD (THEUWISSEN, 2008; GILMORE; LARES, 2010).

O CMOS, diferentemente do CCD, não necessita de um sistema óptico para transmissão da luz produzida no cintilador. A forma de transmissão das informações de cada pixel também difere entre as duas tecnologias. No CMOS, as informações de cada pixel são lidas individualmente, ao contrário do CCD, em que são transmitidas em conjunto (FIGURA 4).



**Figura 4** - Comparação entre as tecnologias a) CMOS e b) CCD  
 Fonte: Elaboração do autor.

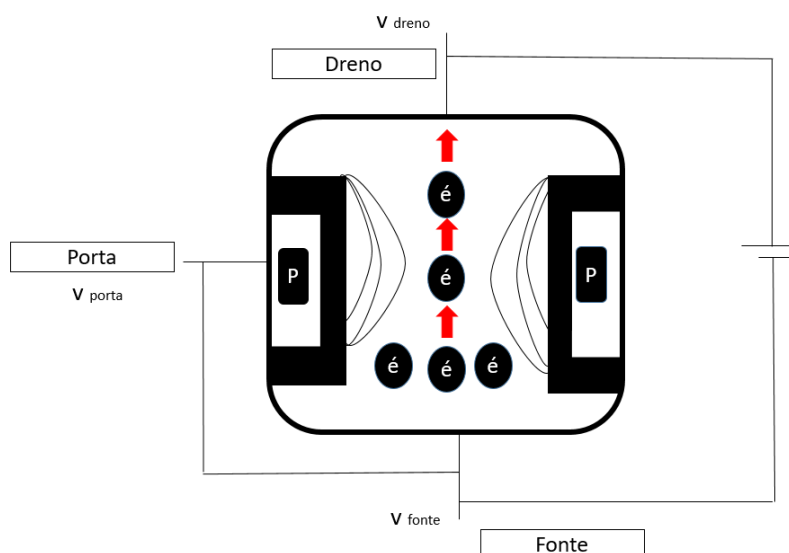
O CMOS converte a luz em um sinal digital usando *pixels* fotossensíveis e um circuito eletrônico e, por possuírem *pixels* menores, seu resultado tem maior resolução espacial. Por outro lado, esses *pixels* menores limitam a área sensível do detector proporcionando maior ruído quântico.

Cada diodo sensível à luz, é conectado por um arranjo de Transistores de Filme Fino (TFF) compostos por uma linha de controle e uma linha de dados, fazendo com que uma carga elétrica produzida em um diodo, em resposta à emissão de luz do fósforo, seja lida, capturada e armazenada. Dessa forma, o TFF possui a função de coletar e carrear o sinal (YAFFE; ROWLANDS, 1997; BABA et al., 2002; SCARFE et al., 2012; MIRACLE; MUKHERJI, 2009a).

Os TFFs são transistores do tipo efeito de campo compostos por fonte, dreno e porta. Esse dispositivo controla o fluxo de elétrons entre a fonte e o dreno, pela aplicação de uma diferença de potencial na porta. Um campo elétrico é produzido e o fluxo de elétrons entre a fonte e o dreno passa a ser controlado por meio da elevação ou diminuição da tensão da porta (FIGURA 5). Desse modo, quando a tensão alcança um determinado nível, o fluxo de elétrons é interrompido por ação do alto campo elétrico, ou seja, a porta funciona como um interruptor.

As cargas elétricas produzidas pelos raios-X incidentes são coletadas pelo dispositivo de captura de cargas e armazenadas nos capacitores que são ligados à fonte. Durante a exposição

aos raios-X, o TFF está “fechado”, permitindo que as cargas sejam acumuladas e armazenadas. Após a exposição estar completa, o TFF é “ligado” e permite que a carga acumulada em cada capacitor flua através do transistor para a linha de drenagem e para o amplificador de carga. O sinal é amplificado e convertido em uma tensão proporcional que resulta em um valor na escala de cinza (BUSHBERG, 2012).



**Figura 5** - Esquema do funcionamento de um transistor de filme fino (TFT)  
Fonte: Elaboração do autor.

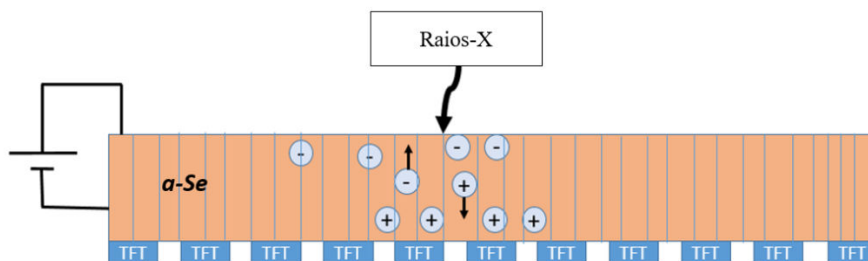
Nos detectores planos, existe o fator de preenchimento, que se refere à porcentagem da área sensível, responsável por registrar as informações dentro de um único *pixel*. O *pixel* é formado pelo fotodiodo e pelo TFF, de tal forma que quanto menor o fator de preenchimento e, conseqüentemente, o *pixel*, menos fótons de raios-X serão captados, ocasionando maior ruído na imagem. Assim sendo, será necessário, elevar os parâmetros de exposição, aumentando-se a quantidade de radiação e a dose aplicada ao paciente. O *voxel* da imagem depende primariamente do tamanho do *pixel* do detector, e, por sua vez, o *voxel* terá influência direta na resolução da imagem (SCARFE; FARMAN, 2008).

Os dispositivos fotocondutores, como o selênio amorfo (a-Se), foram desenvolvidos para detecção direta por disporem de resolução espacial superior (>20 lp/mm) mediante um processo de conversão simples de raios-X em sinal elétrico. Antes de a tela plana ser exposta aos fótons de raios-X, um campo elétrico é aplicado na camada de selênio; em seguida, a exposição aos raios-X produz elétrons e “buracos” dentro da camada de a-Se, os fótons de raios-

X absorvidos são transformados em cargas elétricas e atraídas diretamente aos eletrodos de coleta de carga, em consequência da ação do campo elétrico. Essas cargas, proporcionais ao feixe incidente de raios-X, são geradas e migram verticalmente da superfície superior da camada de selênio para a camada da superfície inferior, e, nesse momento, as cargas são direcionadas para os eletrodos de armazenamento de carga (CHOTAS; DOBBINS; RAVIN, 1999; MIRACLE; MUKHERJI, 2009a; PAUWELS et al., 2015a).

Os detectores de a-Se oferecem resolução espacial superior graças à simplicidade no processo de conversão (FIGURA 6). No entanto, a baixa absorção de raios-X e a elevada energia efetiva de ionização (~50 eV), originam uma sensibilidade inadequada em determinados casos (ANTONUK et al., 2000).

Os tomógrafos de feixe cônico também possuem algumas limitações na sua *performance* relacionadas com a linearidade da resposta ao espectro de radiação e com a uniformidade na resposta através da área do detector. Os efeitos dessas limitações na qualidade da imagem são mais pronunciados em exposições muito baixas ou em exposições muito elevadas (SCARFE et al., 2012).



**Figura 6** - Esquema de detector plano digital direto constituído por a-Se  
Fonte: Elaboração do autor.

Na busca pela maior eficiência e pela redução do borramento geométrico, têm se pesquisado materiais alternativos, como é o caso do telureto de cádmio (CdTe), um material bastante promissor para as imagens médicas. O CdTe possui elevado número atômico e alta densidade, o que lhe confere uma interação com alta eficiência, podendo ser dez vezes mais sensível do que um fotocondutor de selênio (MAINPRIZE et al., 2002).

### 2.2.1.3 Eficiência quântica do detector

A eficiência quântica do detector (EQD) é a medida que caracteriza a eficiência de um detector de imagem e é calculada pela equação

$$EQD = \frac{RSR^2_{saída}}{RSR^2_{entrada}}$$

onde RSR é a razão sinal-ruído.

O EQD pode variar entre 0 e 1, onde o detector que reproduz as informações contidas de forma exata possui o valor 1. Entretanto, essa situação não é possível, pois nenhum detector pode absorver todos os fótons de raios-X incidentes com 100% de eficiência, e inevitavelmente, alguns fótons passam diretamente através do absorvedor de raios-X, enquanto alguns que são absorvidos podem ser emitidos novamente e sair do detector (COWEN; KENGYELICS; DAVIES, 2008).

Dependendo do tipo de tecnologia utilizada nos detectores, há reflexo, inclusive, nas doses de radiação, de modo que quanto maior a eficiência de detecção, menor será a dose de radiação no paciente, sem que haja perda das informações úteis ao diagnóstico (BACHER et al., 2003).

Inicialmente, os detectores utilizados em TCFC eram os intensificadores de imagem com sistema de carga acoplada (CCD). As imagens produzidas com um intensificador de imagem são, geralmente, mais ruidosas do que as imagens dos detectores planos e, além disso, necessitam ser processadas para reduzir a distorção geométrica inerente à configuração do detector (BABA et al., 2002).

## 2.3 RECONSTRUÇÃO DA IMAGEM

O primeiro e mais popular método de reconstrução para as projeções de feixe cônico adquiridos ao longo de uma trajetória circular é o algoritmo elaborado por Feldkamp e colaboradores (FELDKAMP; DAVIS; KRESS, 1984). Este algoritmo, usado pela maioria dos fabricantes de equipamentos de TCFC, destaca-se por ser simples e permitir reconstruções rápidas. Os dados obtidos a partir dos métodos de reconstrução, como o de projeção, representam um somatório dos coeficientes de atenuação linear ao longo do percurso do feixe de raios-X. O algoritmo de Feldkamp (FDK) é basicamente o processo inverso do método de retroprojeção ou retroprojeção filtrada, no qual o valor de cada *pixel*, na imagem projetada, é



atribuído a cada *voxel*. Assim, quando isso ocorre para cada projeção, uma imagem do objeto é reconstruída. No entanto, esse método de reconstrução pode causar distorções na periferia da imagem nos planos transversais e degradação na resolução no sentido longitudinal (SCARFE; FARMAN; SUKOVIC, 2006).

Como alternativa para solucionar as limitações do FDK, surgiram os algoritmos baseados em reconstruções algébricas, algoritmos esses que envolvem um processo iterativo no qual a reconstrução da imagem, isto é, o coeficiente de atenuação para cada *voxel* é sucessivamente estimado por meio da comparação repetida da projeção dos dados com a imagem atual estimada. Após a reconstrução inicial (por exemplo, por retroprojeção filtrada), a imagem é ajustada de acordo com as informações reais e as estimadas. Por ser iterativo, requer muito mais tempo de processamento computacional do que o FDK. Além disso, apesar de sua melhor capacidade de produzir imagens com qualidade do que o FDK e de ser versátil, não leva em conta o ruído da imagem (ERDOGAN; FESSLER, 1999).

Os métodos estatísticos de reconstrução da imagem são técnicas iterativas que reconstróem a imagem com base em um modelo estatístico de projeção dos dados. Uma vez que o ruído é intrínseco ao número de fótons de raios-X detectados, as imagens são reconstruídas após a comparação entre os valores dos *pixels* projetados e os dados modelados pela distribuição de Poisson e/ou Gaussian. Com isso, as imagens possuem baixo ruído e, portanto, apresentam vantagens sobre a reconstrução FDK, particularmente sob o aspecto das baixas doses de radiação (alto ruído) e/ou um menor número de projeções. No entanto, ainda não são comumente implementados nos equipamentos de TCFC para a região maxilofacial, em consequência do grande tempo de processamento computacional (FESSLER, 2000).

## 2.4 QUALIDADE DA IMAGEM EM TCFC

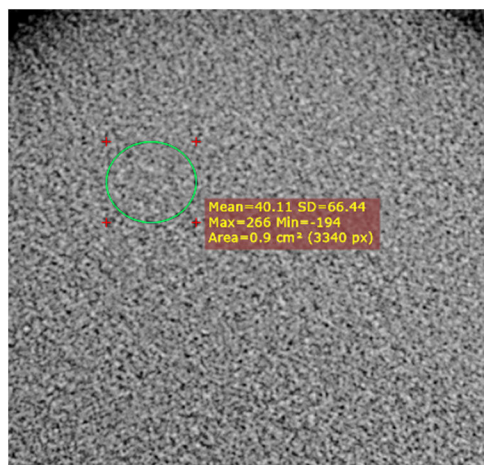
Para imagens de tomografia computadorizada, a qualidade é definida como a capacidade de visualizar estruturas importantes para o diagnóstico. Estudos anteriores avaliaram a imagem em TC, mostrando que as reduções dos fatores de exposição podem resultar em imagens com qualidade comparável às que são obtidas com parâmetros mais elevados. Os protocolos ditos de alta resolução não necessariamente implicam alta qualidade da imagem. Acrescente-se que a qualidade da imagem está intimamente relacionada com o tamanho do *voxel* e a corrente da ampola (mA) (KWONG et al., 2008).

Os tomógrafos de feixe cônico produzem imagens submilimétricas, com *voxel* isotrópico, variando de 0,4 mm a 0,076 mm. Por ser isotrópico o nível de resolução espacial que irá se refletir na acurácia das medidas de dimensão, como ocorre para a avaliação do local do implante ou para a análise ortodôntica (SCARFE; FARMAN; SUKOVIC, 2006).

A seleção dos parâmetros de exposição, tais como tensão do tubo, corrente do tubo, tempo de exposição e rotação do arco não só afetam a dose de radiação, mas também a qualidade da imagem. Nesse contexto, o estudo da qualidade da imagem e as doses de radiação estão diretamente relacionados sob o aspecto da otimização. Outros fatores como o tipo de receptor de imagem, o modo de geração de raios-X, quer seja pulsado ou contínuo, e o FOV também interferem na qualidade da imagem (DE-AZEVEDO-VAZ et al., 2013), interferência essa que pode ser caracterizada de acordo com ruído quântico, resolução espacial, resolução de contraste e artefatos (PAUWELS et al., 2015a). Recentemente, a relação entre o ruído e a resolução espacial tem ocupado a atenção de pesquisadores por desempenharem um importante papel na qualidade da imagem, visto que podem afetar desde a detecção do baixo contraste, a dose no paciente, até mesmo a resolução de contraste para pequenas estruturas (SEUNG-WAN LEE et al., 2011). O ruído, por exemplo, está relacionado diretamente com a dose de radiação, a atenuação do tecido e o tamanho do *voxel*, fatores que serão abordados a seguir.

#### **2.4.1 Ruído**

O ruído pode ser definido, de forma simples, como a flutuação dos valores do *pixel* na imagem de um material homogêneo, que, na maioria dos casos, é facilmente reconhecida como um granulamento na imagem (FIGURA 7). Essa granulação possui relevância significativa na qualidade da imagem, visto que, em níveis elevados, compromete a visualização dos objetos de baixo contraste. Assim, quanto menor for o ruído, maior a capacidade de visualização das lesões que apresentam baixo contraste. Os níveis de ruído em tomógrafos de feixe cônico variam muito entre os equipamentos, e, a depender da configuração, podem propiciar menos ruidosas. Outro fator que está relacionado com o ruído da imagem são os algoritmos de reconstrução, os quais, na dependência da quantidade de projeções e ângulos cônicos, podem degradar a qualidade da imagem. Atualmente, a grande maioria dos tomógrafos de feixe cônico utilizam o algoritmo de Feldkamp (FELDKAMP; DAVIS; KRESS, 1984).



**Figura 7** - Avaliação de ruído na imagem com base no desvio padrão dos valores de *pixel* evidenciando a granulação  
Fonte: Elaboração do autor.

À imagem de um objeto homogêneo que possui o mesmo coeficiente de atenuação deveria, teoricamente, ser atribuído o mesmo valor de tom de cinza, mas, na prática, isso não ocorre. A flutuação dos números de TC, ou números de Hounsfield, indicam o ruído na imagem, e, com isso, ele pode ser quantificado a partir da medida do desvio padrão entre os números de TC dos *pixels* em determinada região de interesse (ROI), de modo que quanto menor for o desvio padrão, menor será o ruído e melhor será a capacidade de resolução de contraste (ROMANS, 2011).

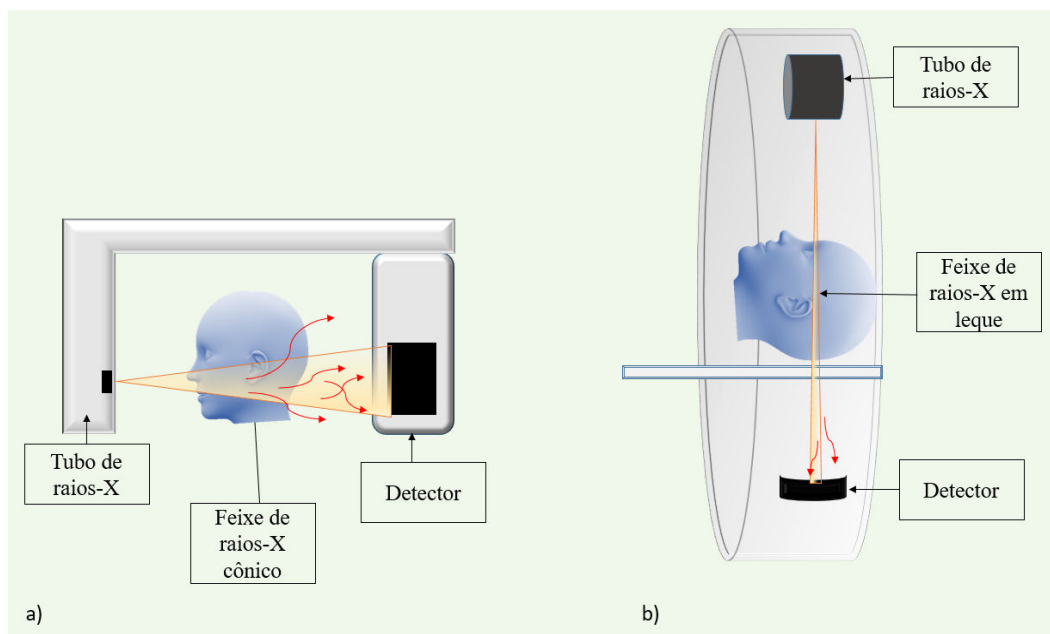
A variação dos coeficientes de atenuação entre os *voxels* também exerce influência sobre o ruído. Com isso surge a razão sinal-ruído (RSR), que é a razão entre a informação útil da imagem (sinal) e a distorção dos tons de cinza, ou seja, o desvio sofrido pelo valor médio dos tons de cinza (ruído) (MIRACLE; MUKHERJI, 2009a). A RSR pode ser obtida a partir da razão entre o valor médio dos tons de cinza dos *pixels*, pelo desvio padrão desses tons de cinza contidos em uma determinada região de interesse.

O uso do *voxel* menor se reflete na melhoria da visibilidade dos detalhes finos. No entanto, um *voxel* menor absorve menos fótons de radiação e, portanto, resultam daí imagens mais ruidosas. Para reduzir a influência do ruído nas imagens, podem-se utilizar *voxels* com dimensões maiores, aumentar a dose de radiação e utilizar filtros de suavização. O ruído da imagem é inversamente proporcional à raiz quadrada da dose. Assim, para reduzir o ruído da imagem pela metade, exige-se pelo menos um aumento de quatro vezes da dose de radiação (SPRAWLS, 1992; PAYNE, 2005).

A tentativa de redução das doses de radiação no paciente, mediante o uso dos parâmetros técnicos de exposição mais baixos, como a tensão e a corrente do tubo, compromete significativamente a qualidade da imagem e, por vezes, aumenta o ruído. Em TCFC, o nível de ruído torna-se elevado com o aumento do tamanho do FOV. Uma forma simples de reduzir-se o ruído oriundo do espalhamento é pela utilização de FOVs menores. Quanto maior for o FOV, maior será o espalhamento e, em consequência, pior será a resolução espacial. Por essa razão, FOVs grandes, tais como os utilizados frequentemente em imagens para ortodontia, são contra indicados para avaliação da espessura óssea (MIRACLE; MUKHERJI, 2009a).

A fonte principal de ruído estão de acordo as propriedades do ruído quântico dos fótons de raios-X e do ruído eletrônico do sistema de detecção. O ruído quântico está relacionado com a quantidade de fótons de raios-X, contendo todas as informações da anatomia do paciente detectadas e que interagiram com o meio, ou seja, o número de fótons coletados depende da atenuação pelo paciente, da espessura e densidade da estrutura do corpo e da qualidade do feixe. Já o ruído eletrônico é originado do sistema de detecção e não da quantidade de fótons detectados. Sua principal fonte são os circuitos eletrônicos analógicos dentro do sistema de detecção (DUAN et al., 2013).

Em comparação com a tomografia multidetector, a tomografia de feixe cônico pode ter até 15 vezes mais radiação espalhada. O menor espalhamento da tomografia multidetector permite que as imagens de determinadas estruturas sejam melhores quando comparadas com as da TCFC pelo fato de a espessura do feixe ser mais estreita (FIGURA 8), como, por exemplo, na imagem do osso cortical (LOUBELE et al., 2007).



**Figura 8** – Radiação dispersa de acordo com a geometria do feixe: a) em tomografia computadorizada de feixe cônico; b) em tomografia multidetector

Nota: As setas em vermelho representam a radiação dispersa.

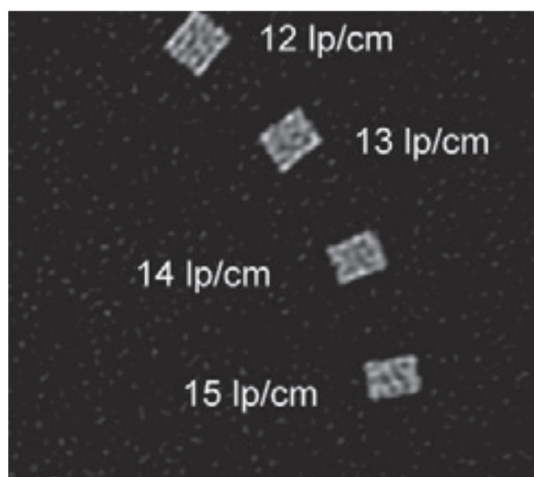
Fonte: Elaboração do autor.

## 2.4.2 Resolução espacial

A nitidez da imagem depende de uma boa resolução espacial. A resolução espacial é a habilidade de um sistema de imagem distinguir dois objetos pequenos e muito próximos. Quando o sistema visualiza dois objetos como uma única estrutura, diz-se que ele possui uma baixa resolução espacial. Por outro lado, caso seja possível identificar como dois objetos de pequenas dimensões separadamente, entende-se como de alta resolução. Muitas vezes, a resolução espacial é confundida com o tamanho da imagem, porém, mesmo que o *voxel* tenha a dimensão de 0,2 mm, a resolução espacial da imagem é, em média, de 0,4 mm (BALLRICK et al., 2008; BUSHBERG, 2012). A resolução espacial é comumente confundida com medidas de acurácia. A acurácia linear entre distâncias é diferente, da habilidade em diferenciar dois objetos muito próximos (BRULLMANN; SCHULZE, 2015).

Estudos extensivos foram realizados durante os últimos 50 anos para medir-se e quantificar-se a resolução espacial. Os principais métodos de quantificação da resolução incluem a função de espalhamento de ponto (FEP), a função de espalhamento de linha (FEL) e

a função de transferência de modulação (FTM), abreviadas, em inglês, PSF, LSF e MTF, respectivamente. Geralmente, a resolução espacial pode ser descrita como frequência espacial, medida em pares de linha por centímetro (lp/cm) (FIGURA 9). Em TCFC, a resolução espacial pode chegar a 22-24 lp/cm (GUPTA et al., 2006).



**Figura 9** - Indicação dos pares de linhas por meio do padrão de barras  
Fonte: Watanabe et al., 2011.

A FEP descreve como um objeto pontual é transferido (espalhado ou borrado) à imagem; a FEL descreve como um objeto em linha ou fenda é espalhado pelo processo de aquisição de imagem; a FTM é derivada da FEP e da FEL por meio da transformada de Fourier. A FTM pode ser entendida como a razão entre a acurácia da imagem obtida e o objeto escaneado. Assim, a FTM indica a fidelidade da imagem e, mediante uma representação gráfica (em forma de frequência), capacita o sistema a transmitir a informação para o observador (ROMANS, 2011). O valor da FTM varia geralmente de 0 a 1,0. Uma FTM de 1,0 sugere que a imagem obtida representa o objeto exatamente como ele é, caracterizando-se como um sistema ideal. Entretanto, não existe esse sistema ideal. Por outro lado, uma FTM de valor 0 indica que não houve transferência do objeto para a imagem (PAYNE, 2005).

Outra possibilidade de avaliar-se a resolução espacial é empregando-se um método subjetivo, os padrões de barra, método esse dependente, porém, da experiência do avaliador, da calibração do monitor e do ambiente de visualização (BRULLMANN; SCHULZE, 2015).

As publicações que se ocupam da resolução espacial em TCFC baseiam-se na análise da função da frequência de modulação. Comumente, a frequência espacial a 10% é apresentada como a frequência limite do sistema; no entanto, em TCFC, têm-se encontrado resultados

controversos na análise da FTM para determinar a resolução espacial (WATANABE; HONDA; KURABAYASHI, 2010).

### 2.4.3 Resolução de contraste

O contraste de uma imagem radiográfica é definido pela capacidade para distinguir tecidos ou materiais de densidades mais próximas. Na sua forma mais básica, o contraste refere-se simplesmente à diferença no valor médio do *voxel* entre duas regiões de uma imagem. Além disso, a percepção do contraste depende das configurações de exibição, como a abertura da janela (*window width*) e o nível (*window level*), e de vários outros fatores, tais como a faixa dinâmica do detector, os fatores técnicos de exposição e o *bit* da imagem reconstruída (PAUWELS et al., 2015a).

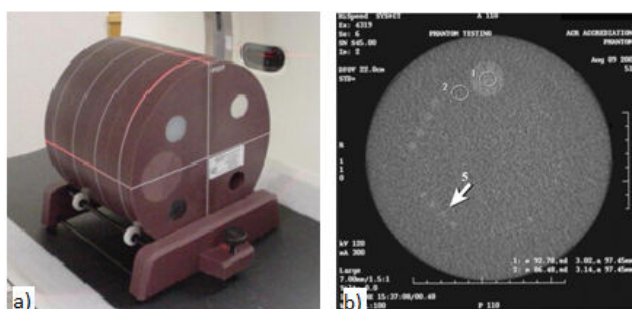
O contraste pode variar entre diferentes tipos de tomógrafo de feixe cônico e depende dos fatores de exposição que podem ser ajustados, de forma a permitir a avaliação de estruturas de baixo contraste (PAUWELS et al., 2012a).

Vários fatores limitam a resolução de contraste em TCFC. A forma geométrica cônica do feixe primário, que incide no detector, produz uma quantidade significativa de fótons espalhados, o que contribui para o aumento de ruído na imagem, sendo um fator significativo na redução do contraste. Além disso, em razão da divergência do feixe de raios-X sobre a área do detector, pode haver uma grande variedade na intensidade dos fótons que incidem no paciente, e, como consequência, uma não uniformidade no detector, com maior razão sinal-ruído do lado do catodo em relação ao ânodo (efeito anódico). Por essas razões, e pelo uso da tensão e da corrente do tubo serem valores baixos em comparação com a tomografia multidetector, o uso da escala de cinza fica limitado em imagens em TCFC. Por conseguinte, a sensibilidade para discernir diferenças sutis entre os tecidos moles, tais como fluidos e tumores sólidos, é impossibilitado (REEVES; MAH; McDAVID, 2012; SCARFE et al., 2012). Assim sendo, os níveis de cinza exibidos nos sistemas de TCFC são arbitrários e não permitem a avaliação da qualidade do osso da mesma forma que é possibilitada pelas unidades Hounsfield em um tomógrafo multidetector (MAH; REEVES; McDAVID, 2010).

O contraste da imagem pode ser medido objetivamente com a razão contraste-ruído (RCR) ou, em inglês, *contrast-to noise ratio*. Tomados em conjunto, o contraste e o ruído são uma métrica simples de desempenho de imagem no que diz respeito a estruturas de diferentes graus de atenuação, como, por exemplo, na discriminação de lesões ósseas. Dessa forma, a RCR

tem sido considerada como mais intimamente relacionada com a qualidade da imagem do que apenas com o ruído (LUDLOW; WALKER, 2013).

A resolução de baixo contraste do sistema é determinada, na maioria das vezes, utilizando-se a diferença entre as densidades de objetos muito pequenos e as densidades de fundo. Nesse caso, em virtude de o sinal (a diferença entre o objeto e o fundo) ser pequeno, o ruído é um fator significativo nessa avaliação. Esse teste mede a capacidade de o sistema resolver objetos de baixo contraste com tamanhos cada vez menores. Embora tenham sido propostos vários métodos quantitativos, os métodos mais aceitos ainda são aqueles que exigem um observador para detectá-los, subjetivamente, como objetos distintos. Um exemplo de um fantoma para resolução de baixo contraste é o sugerido pelo American College of Radiology (ACR) para o Programa de Acreditação. No fantoma do ACR (FIGURA 10), há uma seção contendo objetos cilíndricos de diâmetro decrescente (de 6 mm de diâmetro até de 2 mm) de baixo contraste. Outros fantasmas também permitem a avaliação do baixo contraste, como é o caso do Catphan (PAYNE, 2005).



**Figura 10 - a)** Fantoma para avaliação do baixo contraste sugerido pelo ACR; **b)** imagem tomográfica de objetos com densidades próximas e diâmetros variados  
Fonte: McCollough et al., 2004.

#### 2.4.4 Artefatos

Em tomografia computadorizada, artefato é qualquer discrepância sistemática entre os números de TC na imagem reconstruída e os verdadeiros coeficientes de atenuação do objeto, ou seja, a visualização de estruturas na imagem que não pertencem ao objeto real (SCHULZE et al., 2011).

De acordo com a origem, é possível agrupar os artefatos em quatro categorias: (i) os baseados na física, que estão envolvidos na aquisição de dados em TCFC; (ii) os baseados no paciente, que são causados pelo movimento do paciente ou pela presença de materiais metálicos



dentro dele ou sobre ele; (iii) os relacionados com o tomógrafo, que decorrem de imperfeições na função do equipamento; (iv) e os que são produzidos pelo processo de reconstrução da imagem (BARRETT; KEAT, 2004).

O artefato relacionado com a física da aquisição dos dados, conhecido como artefato de endurecimento de feixe (*beam hardening*), ocorre em virtude da natureza policromática (várias energias) do feixe de raios-X que incidem sobre o objeto, o que resulta na absorção dos fótons de baixa energia e, conseqüentemente, no endurecimento do feixe. Desse endurecimento decorrem dois tipos de artefato: (i) a distorção de estruturas, que se deve à absorção diferencial, conhecido como artefato tipo *cupping*, e (ii) o *streaking*, visualizado como faixas enegrecidas entre dois objetos com densidades elevadas. O artefato *cupping* decorre do fato de que o feixe de raios-X que atravessa a porção média de um objeto cilíndrico, uniforme, é mais endurecido e passa por uma área de maior densidade, do que aqueles que passam pelas bordas do objeto. À medida que o feixe se torna mais endurecido, o poder de atenuação diminui, de modo que ele é mais intenso quando chega aos detectores. O *streaking* ocorre no momento em que o feixe passa por apenas um dos objetos, e, dependendo da posição do tubo de raios-X, ele será menos atenuado do que quando passar por dois objetos. Esse tipo de artefato ocorre principalmente em regiões ósseas e naquelas em que estão localizadas restaurações metálicas. Tanto o *cupping* como o *streaking* degradam a qualidade da imagem (BARRETT; KEAT, 2004; SCARFE; FARMAN, 2008; MIRACLE; MUKHERJI, 2009a; SCHULZE et al., 2011).

Existem, no entanto, formas de reduzir-se o surgimento desses artefatos. Para o *cupping*, os filtros de compensação como o *bow tie*, ou os filtros em cunha, que modulam o perfil do feixe pelo aumento da quantidade de fótons no seu centro, sendo drasticamente reduzido na periferia (MIRACLE; MUKHERJI, 2009a).

Na prática clínica, é aconselhável reduzir-se o FOV para evitar-se que as regiões suscetíveis ao endurecimento do feixe (por exemplo, restaurações metálicas, implantes dentários) fiquem dentro da área digitalizada, o que pode ser obtido modificando-se as dimensões do FOV, o posicionamento do paciente, ou a separação das arcadas dentárias. Pode-se, também, lançar mão de correções com o uso de *softwares*, de algoritmos de reconstrução e de calibração do equipamento (BARRETT; KEAT, 2004; SCARFE; FARMAN, 2008; DE-AZEVEDO-VAZ et al., 2016).

Os artefatos metálicos também afetam a qualidade da imagem por serem objetos de alta densidade, como os implantes dentro do FOV, o que leva ao surgimento de artefatos *streaking*, os quais tem se mostrado como uma das principais causas de interferências na qualidade de

diagnóstico pela TCFC (BECHARA, B. et al., 2012, 2013; BECHARA, B. B. et al., 2012). Os *streakings* são uma das fontes mais importantes de artefatos que levam a imagens inadequadas para fins de diagnóstico. Além disso, podem reduzir o contraste, obscurecer estruturas, comprometendo, assim, a avaliação da imagem para fins diagnósticos. A TCFC surge como um método que fornece medições precisas de estruturas maxilofaciais, entretanto, quando comparadas com a TCMD, os artefatos decorrentes de implantes dentários são mais proeminentes e, assim sendo, produzem imagens com qualidade inferior (DRAENERT et al., 2007; RAZAVI et al., 2010; SCHULZE; BERNDT; D'HOEDT, 2010).

O ajuste dos parâmetros de exposição, tais como o aumento do produto corrente-tempo ou da tensão do tubo, tem levado à melhoria da qualidade da imagem e a uma diminuição de artefatos, muito embora não se justifique a elevação dos fatores de exposição para melhoria da imagem com artefato metálico, pelo consequente aumento das doses de radiação no paciente (BECHARA, B. B. et al., 2012; PAUWELS et al., 2013). Desse modo, o uso de algoritmos iterativos de reconstrução é uma técnica que tem sido utilizada para redução desse tipo de artefato (VAN GOMPEL et al., 2011; DE-AZEVEDO-VAZ et al., 2016).

Associado aos artefatos metálicos, são também frequentes os artefatos de movimento (NARDI et al., 2015), que causam o registro incorreto dos dados, fazendo com que as estruturas anatômicas pareçam desfocadas. Comumente, se originam do uso de longo tempo de exposição e de *voxels* muito pequenos. Em ambos os casos, o artefato devido o movimento do paciente será mais pronunciado. Como consequência, reduzirá a resolução espacial pelo borrão do movimento e por limitar a visão da estrutura anatômica (SPIN-NETO et al., 2013; BRULLMANN; SCHULZE, 2015). Para minimizar tal artefato, sugere-se o uso do apoio de cabeça, de tempos de exposição curtos e de *voxels* maiores.

Os artefatos relacionados com o tomógrafo são, normalmente, circulares ou em forma de anel, resultantes de imperfeições na detecção pela unidade de TCFC ou da má calibração da qual resulta uma leitura com erros constantes e a cada posição angular do detector, tornando-se, assim, um artefato circular. A presença de artefatos circulares em uma imagem é uma indicação de que o ganho do detector necessita de recalibração ou de serviços de reparação (BARRETT; KEAT, 2004; PLACHTOVICS; GOCZAN; NAGY, 2015). Um resumo do efeito da seleção dos parâmetros de exposição sobre a imagem é apresentado no Quadro 1.

Fator de exposição	Parâmetro da imagem				
	Resolução espacial	Contraste	Ruído	Artefatos	Dose de radiação
Tamanho do FOV	↑	N.i.	↓	↑	↑
Tensão do tubo de raios-X (kV)	↑	N.i.	↓	↓	N.i.
Produto corrente-tempo (mAs)	↑	N.i.	N.i.	↓	N.i.
Tamanho do <i>voxel</i>	↑	↓	N.i.	↓	N.I.

**Quadro 1** - Resumo da alteração dos fatores de exposição sob indicadores de qualidade da imagem em TCFC.

*N.i.* = Não interfere

Fonte: Adaptado de Pauwels et al., 2015a.

## 2.5 CONTROLE DE QUALIDADE DA IMAGEM EM TCFC

O controle de qualidade em TCFC é de extrema importância e deve ser realizado com frequência. Executando-se os testes recomendados pelo fabricante ou órgão regulador e seguindo-se a periodicidade adequada, torna-se possível detectar, por exemplo, a deterioração da acurácia e a diferença no contraste entre as estruturas ao longo do tempo, indicando que o tomógrafo não está bem calibrado (LOUBELE et al., 2008b). Como consequência, há perda de informações diagnósticas e a repetição dos exames, levando-se, desnecessariamente, o paciente a novas exposições à radiação.

Um programa de controle de qualidade dispõe de testes necessários para assegurar que todos os parâmetros estejam em conformidade durante a realização do exame, produzindo-se uma imagem com valor diagnóstico e sem exposição desnecessária do paciente. Em 2004, a União Europeia publicou o *European guidelines on radiation protection in dental radiology*, com recomendações sobre qualidade da imagem e níveis de referência de diagnóstico (NRD) em radiologia odontológica, guia que não cobre, porém, a TCFC (EUROPEAN COMMISSION, 2004). Detectada essa deficiência, o Projeto SEDENTEXCT, em 2008, tentou formular procedimentos de testes de qualidade da imagem em TCFC. Os resultados provisórios foram apresentados em 2009, entretanto foram adotados pela Comissão Europeia apenas em 2012 (SEDENTEXCT, 2012). Estimulada pelo projeto europeu, a American Academy of Oral and

Maxillofacial Radiology (AAOMR) também propôs recomendações, embora superficiais, relacionadas com o uso da TCFC (CARTER et al., 2008), em documento no qual se sugere que o programa de controle de qualidade deve incluir a documentação dos testes de calibração realizados, um registro dos resultados de monitoramento de desempenho dos equipamentos, resultados dosimétricos e um gráfico relacionando a exposição do paciente com os parâmetros técnicos específicos.

Em um dos estudos iniciais voltados para o controle de qualidade em TCFC, conduzido em 2010, foram descritas as primeiras experiências em controle de qualidade e medidas dosimétricas. Foram testados o tubo de raios-X e o gerador, incluindo-se a exatidão e a precisão da tensão, bem como o valor da camada semirredutora (CSR). As medidas de ruído e os números de Hounsfield na água e no ar, assim como a homogeneidade de números Hounsfield, assim como outros testes comuns aos que são feitos nos sistemas de radiografia panorâmica (VASSILEVA; STOYANOV, 2010).

O Projeto Safety and Efficacy of a New Emerging Dental X-Ray (SEDEXCT) recomenda que o programa de controle de qualidade envolva os aspectos da performance do tubo e do gerador de raios-X, da dose no paciente, da avaliação da garantia da qualidade da imagem e do desempenho da tela de apresentação da imagem. Para tanto, foi desenvolvido um fantoma para auxiliar a realização das mensurações, bem como a recomendação de limites, tolerâncias e periodicidade dos testes. No Quadro 2, são apresentados os testes para qualidade da imagem, prioridade, periodicidade e níveis de tolerância para equipamentos de TCFC sugeridos pelo Projeto SEDENTEXCT.

Teste	Prioridade	Periodicidade	Tolerância
<b>Valor de densidade da imagem</b>	Recomendado	Mensalmente	>10% da linha de base
<b>Uniformidade e artefatos</b>	Essencial	Mensalmente	Artefatos visíveis na imagem ou $\pm 10\%$ da média
<b>Ruído</b>	Recomendado	12 meses	>10% da linha de base
<b>Limitação da resolução</b>	Essencial	12 meses	>10% da linha de base
<b>Contraste detalhe</b>	Recomendado	12 meses	Dependente do método utilizado
<b>Acurácia geométrica</b>	Essencial	12 meses	$\pm 0.5\text{mm}$

**Quadro 2** - Testes de controle de qualidade da imagem em TCFC recomendados pela European Commission

Fonte: Adaptação de SEDENTEXCT, 2012.

Além dos testes sugeridos pela European Commission, existem os indicados pela Health Protection Agency (HPA), a Agência Britânica de Proteção à Saúde, apresentados em 2010. Diferentemente da European Commission, a HPA sugere níveis de suspensão (HPA, 2010) que se apresentam no Quadro 3.

Teste	Periodicidade	Tolerância	Níveis de suspensão
<b>Valor de densidade da imagem</b>	Mensalmente/anualmente	±10% da linha de base	±25% da linha de base
<b>Uniformidade</b>	Mensalmente/anualmente	±10% da linha de base	-
<b>Ruído</b>	Mensalmente/anualmente	±10% da linha de base	±25% da linha de base
<b>Acurácia geométrica</b>	Trimestral	±0,5mm	-
<b>Resolução espacial de alto contraste</b>	Anualmente	±20% da linha de base	-

**Quadro 3** - Testes de controle de qualidade da imagem em TCFC recomendados pela HPA  
 Fonte: Adaptação de HPA, 2010.

### 2.5.1 Avaliação da qualidade da imagem em TCFC

A qualidade da imagem tomográfica tem sido amplamente avaliada com o propósito de verificar-se a influência das condições de aquisição da imagem e sua otimização, avaliação que se baseia na análise subjetiva da visualização de pontos anatômicos de referência (SUOMALAINEN et al., 2009). Na maioria dos estudos são utilizadas maxilas e/ou mandíbulas secas, nas quais são simuladas lesões ou a colocação de implantes (LIANG et al., 2010; SUR et al., 2010; KAMBUROGLU et al., 2011; HASSAN et al., 2012; VASCONCELOS et al., 2014; JONES et al., 2015).

A partir desses estudos foi possível concluir que, para os casos de endodontia, devem ser utilizados FOVs menores (HASSAN et al., 2012). Por outro lado, reduzir-se a corrente do tubo para 2 mA não tem impacto significativo sobre a sensibilidade ou a especificidade na detecção das fraturas radiculares, independentemente do giro de 360° ou de 180° do tubo detector (JONES et al., 2015). Para planejamento de implantes, é possível a utilização de 2 mA com giro de 360° do tubo detector ou de 4 mA com giro de 180°, em vez de 8 mA (SUR et al., 2010), uma vez que a qualidade da imagem não é significativamente melhor ao se utilizarem valores acima de 6,3 mA (VASCONCELOS et al., 2014). A avaliação realizada subjetivamente

também permitiu concluir que as imagens em TCFC são comparáveis ou superiores de tomografia multidetector (LIANG et al., 2010).

Dentro desse contexto, as diferenças relacionadas com o tipo de detector utilizado, algoritmos para redução de artefatos, configuração do *hardware* e do *software* para os tomógrafos de feixe cônico também têm reflexos na qualidade da imagem (KAMBUROGLU et al., 2011).

Estudos sobre a otimização de procedimentos em TCFC evidenciam que a prática atual da metodologia aplicada na avaliação da qualidade da imagem deve ser realizada por um método padronizado, uma vez que a avaliação subjetiva da qualidade da imagem é limitada exatamente pela dificuldade de padronização. Nesse caso, o uso de fantasmas ou simuladores permite que a comparação entre os equipamentos de TCFC e a avaliação do controle de qualidade sejam obtidos com segurança.

### **2.5.2 Fantasmas**

Independentemente dos protocolos sugeridos, o uso de fantasmas é essencial para a realização dos testes de controle de qualidade da imagem, configurando-se como um passo decisivo para padronizar-se esse procedimento. Em Radiologia, um fantoma é um dispositivo contendo materiais capazes de simular a densidade das estruturas e dos tecidos do corpo humano (DeWERD; KISSICK, 2014), dispositivos que são comumente utilizados para diversos fins. A construção e a composição de fantasmas é geralmente determinada pela sua finalidade de aplicação, podendo ser antropomórficos, computacionais ou de controle de qualidade (DeWERD; KISSICK, 2014).

Os simuladores, além de possibilitarem o acompanhamento e a avaliação do comportamento dos equipamentos de TCFC, no tocante à produção eficiente da qualidade da imagem, tem seu uso voltado para testes de desempenho de imagem em unidades de TCFC, assim como podem ser utilizados para os mais variados tipos de estudos sobre as características da imagem, como, por exemplo, a determinação de fatores que a influenciam. Ademais, os fabricantes podem testar os protótipos de equipamentos a serem produzidos, bem como avaliar novos recursos ou novos algoritmos de reconstrução de imagem.

Com aplicação em TCMD estão disponíveis alguns simuladores como o do Projeto de Acreditação do American College of Radiology (ACR) (McCOLLOUGH et al., 2004), o

sugerido pela American Association of Physicists in Medicine (AAPM) (1977) e o Catphan (THE PHANTOM LABORATORY, 2006) (FIGURA 11).



**Figura 11** - Fantomas utilizados para controle de qualidade em tomografia multidetector: **a)** o sugerido pelo ACR; **b)** o sugerido pela AAPM; **c)** o Catphan

Fontes: McCollough et al., 2004; AAPM, 1977; The Phantom Laboratory, 2006, respectivamente.

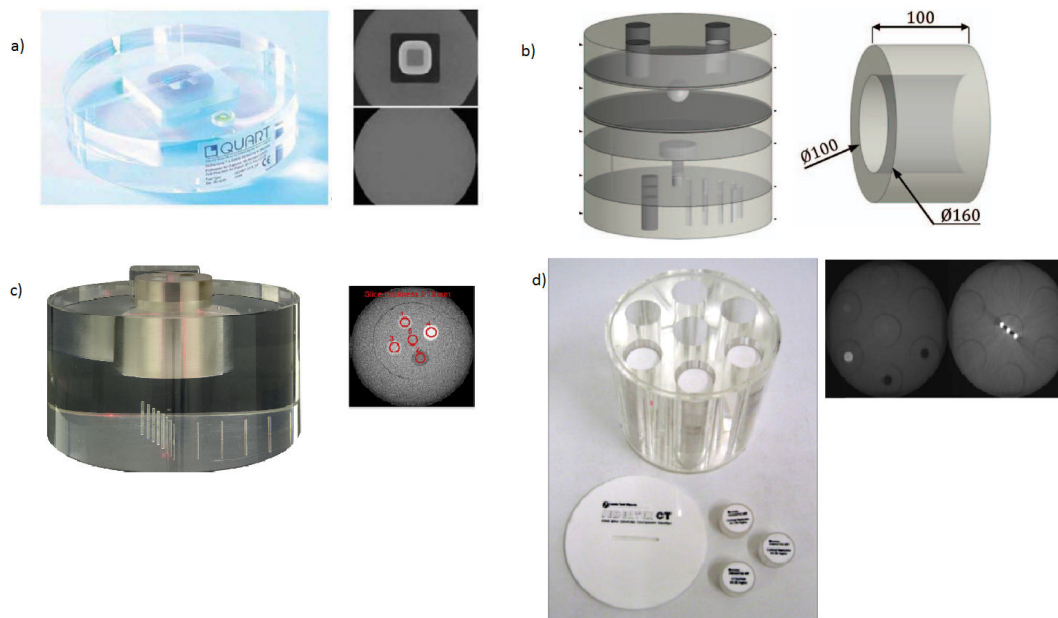
Em 2012, a Comissão Europeia sugeriu que os fantomas Catphan, comumente usados para controle de qualidade em TCMD pudessem ser utilizados em TCFC (SEDENTEXCT, 2012), e alguns estudos utilizaram esses fantomas em TCFC, para comparar a qualidade da imagem (WATANABE et al., 2011; XU et al., 2012). Outro estudo utilizou o fantoma da AAPM a fim de estimar a qualidade da imagem a partir de dados sobre espessura do corte, resolução de alto e baixo contraste, uniformidade e ruído em um equipamento de TCFC e um multidetector sob os mesmos parâmetros de exposição (FACCIOLI et al., 2009).

Ao investigar-se a qualidade da imagem com o uso de fantomas, é possível obter-se a relação entre a dose de radiação e o desempenho da qualidade de imagem em termos de ruído, nitidez, contraste e artefatos e, assim, aplicar-se os resultados dessas avaliações em nível clínico.

Visando o controle de qualidade, alguns estudos têm proposto o uso de fantomas e sistemas de avaliação em TCFC. Desde 2009, o projeto europeu SEDENTEXCT tem centrado esforços na segurança e eficácia do uso de TCFC em Odontologia. Um dos seus objetivos foi o de elaborar um programa de controle de qualidade que incluísse o desenvolvimento de uma ferramenta para controle de qualidade e a definição de protocolos de exposição.

O Projeto SEDENTEXCT propôs um método e introduziu um fantoma para controle de qualidade em TCFC. Os resultados desse projeto foram apresentados pela European Commission in Radiation Protection N°172. A Figura 12 apresenta o simulador do

SEDENTEXCT, produzido pela Leeds Ltda. (Boroughbridge, UK) e outros exemplos de fantasmas.



**Figura 12** - Fantasmas utilizados para controle de qualidade em TCFC: **a)** QUART DVT\_AP; **b)** QRM-dental CBCT-QA; **c)** Apresentado por Torgersen e outros, 2014; **d)** Elaborado pelo projeto europeu SEDENTEXCT

Fontes: Ludlow e Walker, 2013; Steiding, Kolditz e Kalender, 2014; Torgersen et al., 2014, Pauwels et al., 2011.

De acordo com a literatura disponível, estudos apresentam fantasmas construídos principalmente a partir de PMMA, em uma composição sólida ou preenchidos com água (ARAKI et al., 2004; MARMULLA et al., 2005; LAGRAVERE et al., 2006; LOUBELE, et al., 2008a; WATANABE et al., 2010, OZAKI et al., 2013; STEIDING et al., 2014). Em fantasmas dedicados a medições da densidade da imagem, geralmente são utilizados vários polímeros, tais como policloreto de vinila (PVC), politetrafluoretileno (PTFE), polipropileno (PP), polioximetileno (ACETAL), polietileno (PE), polietileno de baixa densidade (LDPE) e náilon (SUOMALAINEN et al., 2009; PAUWELS et al., 2011; BATISTA et al., 2013b; LUDLOW e WALKER, 2013; TORGERSEN et al., 2014; STEIDING et al., 2014).

No tocante aos indicadores da qualidade da imagem, seis fantasmas permitem a avaliação de quatro ou mais parâmetros de qualidade de imagem (PAUWELS et al., 2011; BATISTA; NAVARRO; MAIA, 2013b; LUDLOW; WALKER, 2013; STEIDING; KOLDITZ; KALENDER, 2014; TORGERSEN et al., 2014; DILLENSEGER et al., 2015). Dentre os parâmetros possíveis de serem avaliados pelos fantasmas, o valor de densidade de imagem é o mais prevalente, seguido da resolução espacial e da precisão geométrica. Por outro lado, a



presença de artefatos pôde ser testada por apenas três dos fantasmas (LOUBELE, et al., 2008a; PAUWELS et al., 2011; STEIDING; KOLDITZ; KALENDER, 2014).

Os estudos de Bamba et al., 2013 e Abouei; Lee; Ford, 2015 avaliaram os seis indicadores da qualidade da imagem, sugeridos pela SEDENTEXCT,2012 e pela HPA,2010. Além do uso de fantasmas padronizados, a Comissão Europeia afirma que o uso de *softwares* é essencial para as medições dos parâmetros da qualidade da imagem (SEDENTEXCT, 2012). Estes softwares permitem a avaliação objetiva dos parâmetros dos indicadores da qualidade da imagem e a redução da interferência da subjetividade dos avaliadores.

### **2.5.3 Softwares para avaliação da qualidade da imagem**

A demanda por *softwares* de processamento de imagem para as aplicações em Radiologia tem aumentado nos últimos anos, impulsionada pelos avanços tanto no âmbito das técnicas de aquisição, como da análise das imagens. Atualmente, os *softwares* de processamento de imagens existentes são, em muitos casos, limitados pelo alto custo, pela falta de flexibilidade, e/ou por requisitos específicos de *hardware* (BARBORIAK et al., 2005).

Em particular, muitos pacotes existentes não permitem ser utilizados diretamente em imagens formatadas com especificações no padrão Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM). Visualizadores DICOM como GingkoCADx e MIPAV são facilmente encontrados para imagens 2D em hospitais, embora os visualizadores ImageJ, MicroView, MIPAV e OsiriX Lite ofereçam recursos mais avançados de reconstrução e visualização em 3D-*rendering* (HAAK; PAGE; DESERNO, 2015). O *software* ideal deve ser de baixo custo, executável em vários sistemas operacionais e capaz de apoiar as análises automatizadas. Ademais, deve ser capaz de utilizar imagens DICOM, por conter informações valiosas em seus cabeçalhos, tais como parâmetros da aquisição, protocolo utilizado, local e datas de realização dos exames, entre outros. Na modalidade radiodiagnóstico, os cabeçalhos também incluem informações sobre as doses de radiação do exame, que, no caso de conversão para outro formato, podem ser perdidas (BARBORIAK et al., 2005). Nesse contexto, o *software* ImageJ destaca-se por ser um sistema de código aberto, livre de licença e com potencial para aplicações acadêmicas, na investigação e no campo prático da imagem médica.

#### *2.5.3.1 ImageJ*

O ImageJ é uma plataforma de processamento livre (*open-source*), ou seja, não necessita licença de uso, escrito em Java e apoiado pelo National Institute of Health (Wayne Rasband, National Institute of Mental Health) (RASBAND, 1997-2012). Esse programa foi projetado em uma arquitetura aberta que proporciona extensibilidade através de *plug-ins* Java e macros graváveis, o que tornou possível o desenvolvimento de aplicações de processamento de imagem, em uma plataforma de baixo custo. Além disso, o *software* permite exibir, editar, analisar, processar, guardar imagens de 8 *bits*, 16 *bits* e 32 *bits*. Vários formatos de imagem são visualizados, incluindo-se Tagged Image File Format (TIFF), Graphics Interchange Format (GIF), Joint Photographics Experts Group (JPEG), BMP, DICOM, até mesmo RAW. Outra vantagem do Image J é a sua execução independentemente do sistema operacional, seja Windows, Mac OS ou Linux.

O ImageJ revelou-se como uma plataforma utilizada para educação em processamento de imagem e para aplicação no desenvolvimento de pesquisas nas áreas biológicas e de imagem médica (BURGER; BURGE, 2008).

#### 2.5.3.1.1 *Macros e plug-ins do imageJ*

Por ser de domínio público e um *software* de fonte aberta, o ImageJ permite ao usuário as quatro liberdades essenciais: 1) a de executar o programa, para qualquer propósito; 2) a de estudar como o programa funciona e alterá-lo para realizar qualquer tarefa; 3) a de distribuir cópias de modo que se possa divulgar e trocar informações para implementação de novas ações; 4) a de melhorar o programa e liberar os seus aperfeiçoamentos ao público, com benefícios para a comunidade. Entretanto, como o ImageJ por si só não é um dos mais potentes *softwares*, para solucionar essa limitação o desenvolvimento e conseqüentemente uso de *plug-ins* tornam o sistema mais eficiente.

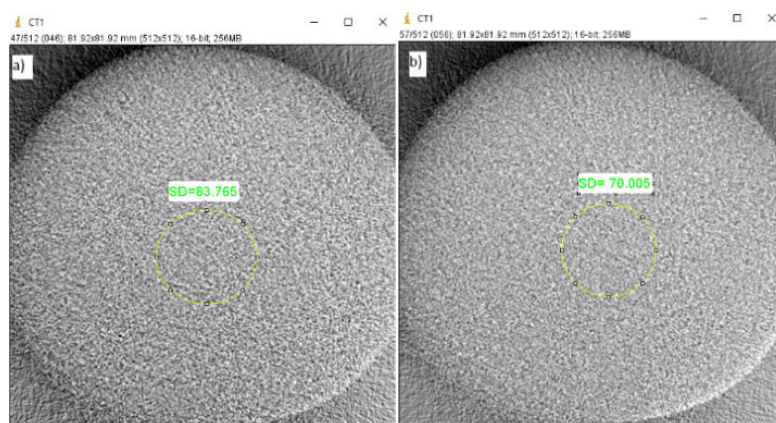
Os *plug-ins* são pequenos módulos Java que ampliam a funcionalidade do *software* e podem ser criados, editados, compilados, invocados e organizados dentro do ImageJ. Além disso, permitem a criação de seqüências flexíveis e sofisticadas de operações de processamento de imagens que podem ser gravadas e repetidas. As macros podem ser criadas pela gravação das operações a partir da barra de ferramentas do ImageJ, em sua janela principal.

O uso de macros do ImageJ facilita o desenvolvimento da análise automatizada da imagem, economizando tempo quando as análises repetidas são realizadas. Outro fator é a redução dos erros associados à entrada manual dos parâmetros de digitalização, que ajudam a

melhorar a reprodutibilidade das ações, o que permite a personalização da aquisição, da análise e do processamento. Existem mais de 200 *plug-ins* fornecidos pelos usuários listados no *site* ImageJ, muitos dos quais podem ser acessados a partir de uma macro. *Plug-ins* escritos por usuários do ImageJ tornam possível, por exemplo, a análise de imagens tridimensionais de células *in vivo* (GIRISH; VIJAYALAKSHMI, 2004), o processamento de imagens em radiologia (BARBORIAK et al., 2005) e múltiplas comparações dos dados dos sistemas de imagem para sistemas automatizados de hematologia (RAJWA et al., 2004).

### 2.5.3.1.2 Aplicações do ImageJ na imagem médica

São vários os artigos científicos disponíveis que referem a utilização do ImageJ como *software* para visualização das imagens (BECHARA, B. B. et al., 2012; BAMBA et al., 2013; ABOUEI; LEE; FORD, 2015). A análise da região de interesse (ROI) é mais comumente realizada em imagens de tomografia computadorizada (TC). Os valores do *pixel* em TC normalmente são expressos em unidades Hounsfield (HU) e podem ser úteis para classificar tipos de tecidos. As aplicações comuns incluem determinar se um nódulo pulmonar é calcificado (útil para decidir se é benigno ou maligno) e se massas no fígado, nos rins e em outros órgãos são císticas ou sólidas. A análise das imagens de TC com o uso das ROIs também pode ser útil para quantificar a densidade do osso e dos tecidos moles (GILLESPIE; RICHARDSON, 1994). A Figura 13 apresenta a aplicação de ROIs para avaliação do nível do ruído na imagem tomográfica.



**Figura 13** - Imagens obtidas a partir de um fantoma para avaliação do ruído: a imagem **a)**, realizada com 30 mAs, apresenta maior ruído (SD=83.765) do que a imagem **b)**, obtida com 66 mAs (SD=70.005)

Fonte: Elaboração do autor.

O ImageJ foi aplicado por Jaba, Shanti e Singh (2011) para estimar o volume do hipocampo na imagem por ressonância magnética para diagnóstico da doença de Alzheimer e foi considerado uma ferramenta valiosa. Uma investigação de Donini e outros (2014) mostrou a viabilidade de um *software*, implementado como *plug-ins* no ImageJ, para verificação da imagem radiográfica, mamográfica e fluoroscópica, ficando demonstrada sua capacidade de ajudar no cálculo de vários parâmetros físicos, tais como a curva de resposta, a função de transferência de modulação (FTM), os espectros de sinal ruído (NPS), e a eficiência quântica do detector (EQD), além de incluir o cálculo da qualidade de imagem (DONINI et al., 2014).

Uma macro do ImageJ foi utilizada para análise do controle de qualidade em um PET/CT. A macro jQC-PET permitiu a análise da qualidade da imagem, a uniformidade tomográfica e a resolução espacial de maneira padronizada e independente de um *software* comercial (CORTÉS-RODICIO; SÁNCHEZ-MERINO; GARCÍA-FIDALGO, 2015).

Em um estudo mais recente, o ImageJ foi usado para calcular a relação do contraste-ruído (CNR) de várias configurações na aquisição de quatro tipos de materiais de obturação dentários em TCFC (KOCASARAC et al., 2016).

Demonstrada a utilidade do Image J, vem-se encorajando o desenvolvimento de *plug-ins* visando avaliar a qualidade da imagem em TCFC em conjunto com fantasmas (BAMBA et al., 2013). Porém, o desenvolvimento destes *plug-ins* é considerado muito trabalhoso e de difícil desenvolvimento

## 2.6 DOSIMETRIA

Além de o programa de garantia de qualidade incluir o controle de qualidade da imagem, o aspecto dosimétrico também deve ser avaliado, visto que os ajustes de fatores de exposição para melhorar a qualidade da imagem refletem-se diretamente na dose a ser aplicada ao paciente. Em um exame de TCFC (dependendo do equipamento e do protocolo utilizado), a dose pode ser de 4 vezes até 78 vezes maior do que na radiografia panorâmica, e até 7 vezes menor do que em tomografia multidetector (LUDLOW et al., 2006).

A maioria dos estudos dosimétricos realizados em TCFC estimaram a dose efetiva pelo uso de dosímetros termoluminescentes (TLD) localizados em áreas específicas em um simulador antropomórfico (TSIKLAKIS et al., 2005; LUDLOW; IVANOVIC, 2008;

ROBERTS et al., 2009; SCHILLING; GEIBEL, 2013). No entanto, esse método de estimar os valores de dose a partir de seu uso é extremamente trabalhoso e consome muito tempo (LOUBELE et al., 2009).

Uma possível alternativa seria a aplicação do índice ponderado de dose em tomografia computadorizada ou, em inglês, o *computed tomography dose index* (CTDI) (GÜLDNER et al., 2012; XU et al., 2012), de emprego, porém, limitado, em vista de os equipamentos de TCFC possuírem FOVs de diferentes tamanhos (em diâmetro ou altura) e, em consequência, variarem consideravelmente as distribuições das doses. Ademais, o isocentro do FOV pode ser posicionado tanto de acordo com o isocentro do equipamento, como periféricamente à cabeça do paciente, o que se reflete na distribuição da dose para os órgãos da cabeça e do pescoço (BATISTA et al., 2015). Outra fonte de distribuição de dose assimétrica tem origem no giro do arco tubo-detector, que, dependendo do fabricante do tomógrafo, pode variar de 180° a 200°. Esses fatores reforçam que o CTDI, amplamente utilizado em tomografia multidetector, deve ser evitado em TCFC (PAUWELS et al., 2012b).

Assim, a grandeza *dose area product* (DAP), ou a mais atual *kerma product area* (KAP) surgem como métodos rápidos e de fácil utilização que fornecem uma estimativa da dose na saída do tubo relacionada com o tamanho do campo de radiação. Inserindo-se a câmara de ionização, do tipo transmissão, na saída do feixe de raios-X, é possível obterem-se os valores de dose. A mensuração da DAP não requer a utilização de fantomas personalizados e pode ser realizada com uma única exposição, o que representa uma importância prática. Desta forma, torna-se possível monitorar e aplicar protocolos otimizados aos pacientes com o uso de fatores de exposição adequados; estes últimos, quando utilizados para melhorar a qualidade da imagem, dependendo do uso, permitem reduzir em até sete vezes a dose no paciente (LUDLOW; IVANOVIC, 2008).

## **3 OBJETIVOS**

### 3.1 OBJETIVO GERAL

Propor um novo método, a partir da aplicação de um conjunto fantoma- *software*, acessível e de baixo custo, capaz de avaliar os parâmetros indicadores da qualidade da imagem em tomografia computadorizada de feixe cônico.

### 3.2 OBJETIVOS ESPECIFICOS

- Modificar e implementar estruturas em um objeto simulador para avaliação da qualidade da imagem em TCFC;
- Desenvolver um software, de baixo custo e acessível, para avaliação automática dos indicadores da qualidade da imagem em Tomografia computadorizada de Feixe Cônico
- Avaliar os parâmetros da qualidade de imagem sugeridos pelos guias de controle de qualidade em Tomografia computadorizada de Feixe Cônico
- Avaliar a aplicabilidade do conjunto fantoma- *software* para o desempenho dos equipamentos de Tomografia computadorizada de Feixe Cônico
- Desenvolver um ambiente de gerenciamento dos resultados do controle de qualidade de Tomografia computadorizada de Feixe Cônico

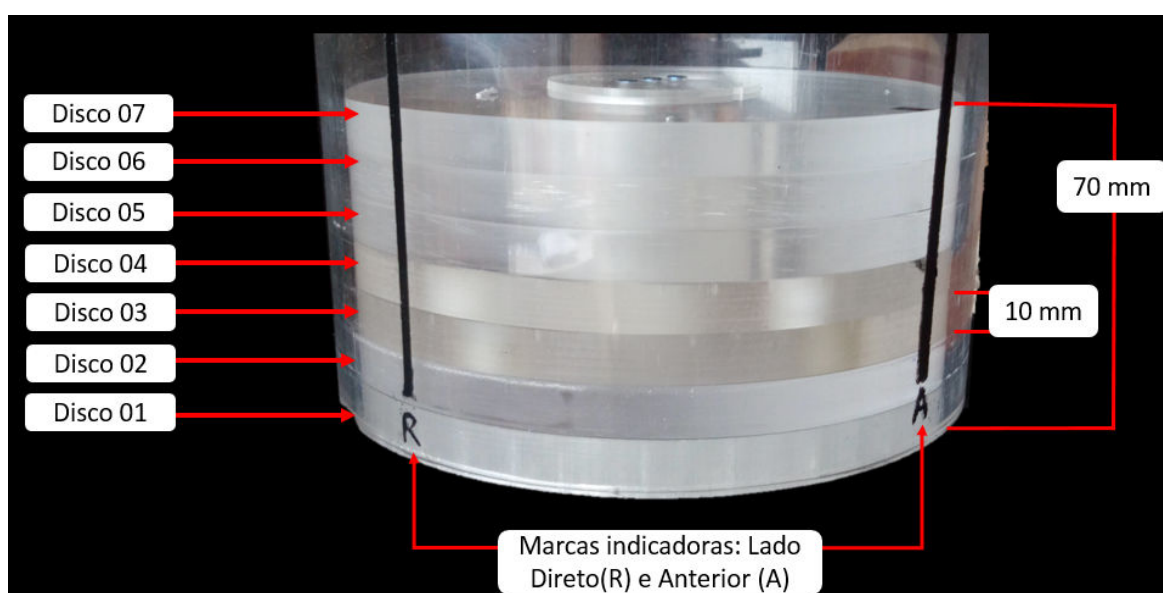
## **4 MATERIAIS E MÉTODOS**



#### 4.1 CONSTRUÇÃO DO FANTOMA

A construção do fantoma, chamado neste estudo de CQP-IFBA, foi realizada tomando por base um modelo desenvolvido anteriormente, chamado CQ-01-IFBA, pelo Dr. Wilson Batista. O modelo anterior também é usado para a avaliação dos parâmetros da qualidade da imagem e em seu projeto, é constituído por um tubo de polimetilmetacrilato (PMMA) contendo materiais plásticos inseridos dentro deste tubo. Todavia, este simulador não permitia a reprodutibilidade dos testes e havia limitações para a avaliação automatizada dos parâmetros da qualidade da imagem. Desta forma, o CQP-IFBA foi desenvolvido como um modelo de utilidade para avaliação dos parâmetros indicadores da qualidade da imagem sugeridos pelo SENDENTXCT, de modo padronizado, com fácil manuseio e aplicável para vários fabricantes e modelos de equipamentos de TCFC.

O CQP-IFBA é composto por uma estrutura sólida em PMMA e, como um todo, apresenta as dimensões que correspondem ao diâmetro de uma cabeça de tamanho médio de um adulto ( $\varnothing$  150 mm). Acrescenta-se que o fantoma possui sete discos, inseridos dentro de um tubo, ambos em PMMA, contendo estruturas responsáveis pelos indicadores da qualidade da imagem. Esses discos possuem, cada um, 10 mm de altura e 140 mm de diâmetro. Portanto, o CQP-IFBA foi desenvolvido como uma estrutura modular, com dimensão total de 150 mm de diâmetro e 70 mm em altura (FIGURA 14).



**Figura 14** - Fantoma CQP-IFBA utilizado na avaliação dos parâmetros indicadores da qualidade da imagem

Os discos internos foram denominados disco 01, disco 02, disco 03, disco 04, disco 05, disco 06 e disco 07, da base ao topo, nesta ordem.

O disco 01 está localizado na base do fantoma, formado por microfuros de  $\varnothing$  1,0 mm ao longo de todo o disco de PMMA. A distância entre cada furo é de 10 mm. Esse disco é usado para avaliação da distorção geométrica da imagem.

O disco 02 é constituído de uma estrutura homogênea de PMMA. Essa fatia, em que são avaliados a uniformidade da imagem, o ruído e os valores da intensidade do *pixel* no PMMA, localiza-se distante da base, pois é comum em TCFC que as imagens tanto do topo quanto da base tenham interferência de artefatos originados pela geometria do feixe.

Acima do disco 02, encontra-se o disco 03 que possui um furo central com ar e cinco elementos de diferentes densidades (PVC, PTFE, NÁILON, DELRIN e PP) na periferia. Cada um desses elementos possui a dimensão de  $\varnothing$  15 mm por 10 mm de altura. Nessa fatia, foi possível avaliarem-se os valores da intensidade do *pixel* e da razão contraste-ruído (RCR) no ar e dos outros elementos da periferia. Entretanto, as informações dos elementos da periferia só podem ser avaliadas nessa fatia em equipamentos de TCFC que possuem FOVs maiores do que 120 mm.

O disco 04, por sua vez, permitiu a avaliação dos valores da intensidade do *pixel* e da RCR dos elementos: PVC, PTFE, NÁILON, DELRIN e PP, elementos que estão dispostos em um disco menor ( $\varnothing$  50 mm x 10 mm) no centro da fatia. Dessa forma, aplica-se tanto para FOVs pequenos, quanto para FOVs maiores. No caso dos equipamentos de FOV grande, ainda é possível compararem-se as informações entre os valores obtidos no centro dessa fatia e os valores obtidos na periferia do mesmo disco. Esses plásticos possuem densidades e coeficientes de atenuação linear que permitem a representação das estruturas anatômicas presentes na região maxilofacial como se pode observar no Quadro 4.

Material plástico	Nome IUPAC <sup>1</sup>	Fórmula molecular	Densidade (g/cm <sup>3</sup> )
PP	Polipropileno	CH <sub>3</sub>	0,92-0,95
PMMA	Polimetil-metacrilato	C <sub>5</sub> H <sub>8</sub> O <sub>2</sub>	1,19
PVC	Policloreto de vinila	C <sub>2</sub> H <sub>3</sub> Cl	1,38-1,40
Delrin	Polioximetileno	CH <sub>2</sub> O	1,41-1,42
PTFE	Politetrafluoretileno	CF <sub>2</sub>	2,2
NÁILON	Poliamida	C <sub>12</sub> H <sub>22</sub> N <sub>2</sub> O <sub>2</sub>	1,15

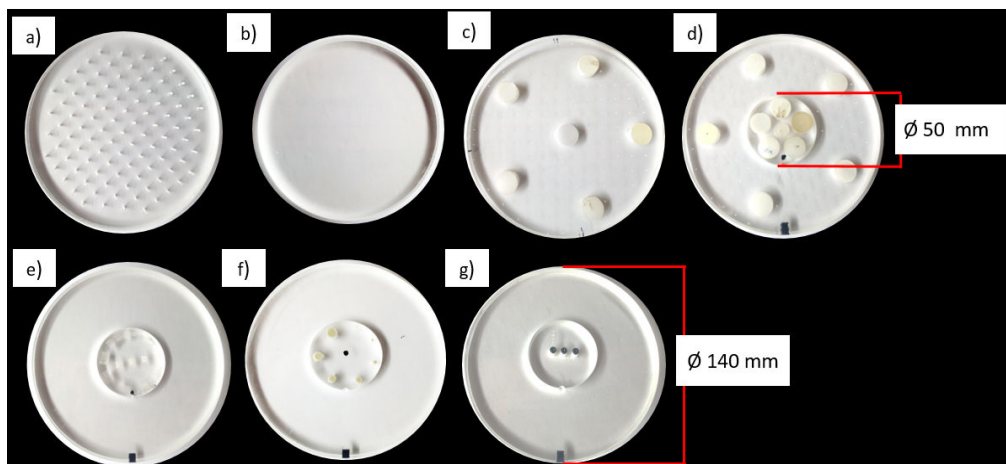
**Quadro 4** - Materiais plásticos utilizados no fantoma CQP-IFBA , fórmulas moleculares e densidades

Nota: <sup>1</sup>International Union of Pure and Applied Chemistry.

No disco 05, encontra-se o padrão de barras utilizado para avaliação da resolução espacial. Esse padrão de barras está posicionado centralmente em um disco menor (Ø 50 mm x 10 mm) e permite a resolução de até 16 pares de linha/cm.

O próximo, o disco 06, é constituído por sete cilindros de PP com diâmetro de 7 mm, 6 mm, 5 mm, 4 mm, 3 mm, 2 mm, 1 mm e altura de 10 mm, dispostos perifericamente e no centro do disco. Nessa fatia foi avaliada a resposta ao baixo contraste. O posicionamento dos discos 05 e 06 foi modificado do fantoma CQ-O1-IFBA, de modo que no presente estudo estavam no centro do fantoma. Não obstante, o material contido no disco 06, que representa o baixo contraste, também foi alterado para o PP.

No topo do fantoma, o disco 07 permite a avaliação da influência do artefato metálico na imagem. Para isso, três cilindros de titânio estão dispostos paralelamente no centro do fantoma, inseridos em um disco menor (Ø 50 mm x 10 mm). A figura 15 representa a estrutura de cada disco isoladamente. Os discos 01, 02 e 07 foram desenvolvidos exclusivamente para este estudo.



**Figura 15** - O fantoma CQP-IFBA construído em PMMA: **a)** Disco 01, com vários furos ( $\varnothing$  1 mm), posicionado na base do fantoma; **b)** Disco 02, constituído de PMMA homogêneo; **c)** Disco 03, contendo seis elementos de diferentes densidades (PVC, Náilon, Delrin, PTFE, Polipropileno e ar); **d)** Disco 04, com PVC, Náilon, Delrin, PTFE, Polipropileno, posicionados no centro em um disco menor; **e)** Disco 05, contendo padrão de barras para resolução espacial; **f)** Disco 06 contendo discos de Polipropileno ( $\varnothing$  7 mm-1 mm) para baixo contraste; **g)** Disco 07, três implantes no centro do fantoma para avaliação da presença de artefatos metálicos

O quadro 5 apresenta resumidamente a composição do fantoma CQP-IFBA e os indicadores da qualidade da imagem que cada disco é responsável.

Parâmetro	Componentes	Disco
Distorção geométrica	Disco de PMMA com vários furos ( $\varnothing$ 1 mm) com 10 mm de distância entre eles	01
Uniformidade	Disco homogêneo em PMMA	02
Razão sinal-ruído	Sete elementos de diferentes densidades (PTFE,PVC, PP, NÁILON, DELRIN, AR e PMMA)	02/04
Ruído (homogeneidade)	Disco homogêneo em PMMA	02
Razão contraste-ruído	Seis elementos de diferentes densidades (PTFE, PP,PVC, NÁILON, DELRIN, AR)	03/04
Resolução espacial	Padrão de barras	05
Baixo contraste	Sete cilindros de PP com diâmetro de 7 mm, 6 mm, 5 mm, 4 mm, 3 mm, 2 mm, 1 mm e altura de 10 mm	06
Artefato	Três cilindros de titânio dispostos paralelamente	07

**Quadro 5** - Estrutura do fantoma CQP-IFBA e Indicadores da qualidade da imagem

Para que a aquisição das imagens seja sempre reproduzível, assim como para facilitar o posicionamento do fantoma, foram inseridas linhas verticais (anterior, direito e esquerdo) na parte externa do tubo de PMMA. Foi desenvolvido neste estudo, um sistema de encaixe para que o posicionamento dos discos maiores e centrais menores seja sempre o mesmo e evite-se erro no posicionamento (FIGURA 16). Toda estrutura de cortes e furos para usinagem do fantoma, foi realizada em uma fresadora e uma sistema de comando numérico.



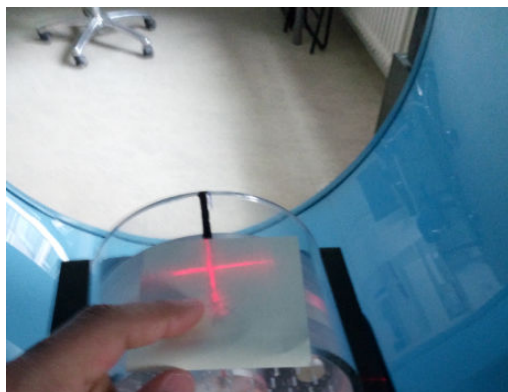
**Figura 16-** Disco maior e disco menor, a estrutura de encaixe é representada pela seta vermelha.

#### **4.1.1 Posicionamento do fantoma CQP-IFBA**

As imagens foram obtidas com o fantoma posicionado de acordo com o isocentro do equipamento (FIGURA 17). Para esta tarefa, contou-se com o auxílio dos *lasers* de localização. Para assegurar que todo o simulador estava dentro do campo de visão, foi necessário realizar um *scout* antes da aquisição das imagens.<sup>2</sup> Após a certeza de que a área de estudo estava dentro do campo de visão e que o protocolo de exposição estava definido, as imagens foram obtidas.

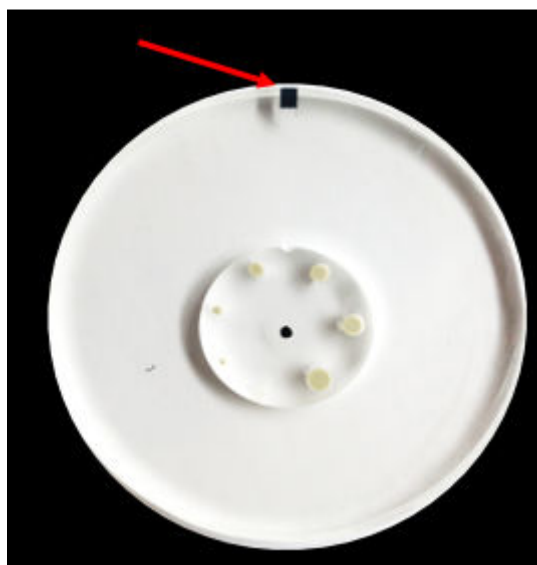
---

<sup>2</sup> Algumas unidades de tomografia computadorizada de feixe cônico não possuem *scout*. Nesse caso, utilizam-se apenas os *lasers* indicadores para fazer-se coincidir o centro do equipamento com o centro do fantoma.



**Figura 17** - Posicionamento do fantoma com auxílio de *lasers*:  
A) alinhamento anterior

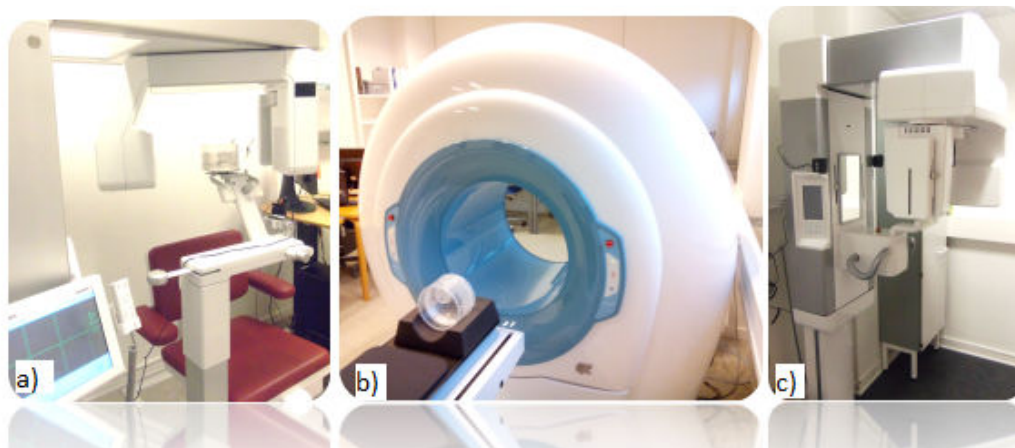
Seguindo-se a sequência correta dos discos, a marca posicionada na borda de cada disco estava alinhada com a linha vertical anterior do cilindro do fantoma (FIGURA 18).



**Figura 18** - Disco com a marca, indicada pela seta em vermelho, para alinhamento com a linha vertical do fantoma

## 4.2 EQUIPAMENTOS DE TCFC

As imagens foram obtidas em três equipamentos de TCFC: NewTom™ 5G (QR srl, Verona, Italy), Cranex® 3Dx (Soredex Oy, Tuusula, Finland) e Scanora (Soredex Oy, Tuusula, Finland) (FIGURA 19). O Quadro 6 apresenta as características de cada equipamento.



**Figura 19.** Equipamentos de TCFC avaliados: a) Scanora (Soredex Oy, Tuusula, Finland), b) NewTom™ 5G (QR srl, Verona, Italy) e c) Cranex® 3D (Soredex Oy, Tuusula, Finland).

Aspectos técnicos	Unidade de TCFC		
	NewTom 5G	Cranex 3Dx	Scanora 3D
Tamanho do voxel (mm)	0,075-0,3	0,085- 0,420	0,133- 0,35
Corrente do tubo de raios x (mA)	1-20	4-16	4-12,5
Tensão do tubo de raios x (kVp)	110	90	90
Tempo máx de varredura (s)	18- 36	10-40	10-20
Detector	a-Si /flat panel	CMOS/ Flat Panel	CMOS/ Flat Panel
Arco de varredura (°)	360	270	360
FOV (Diâmetro x Altura) cm	18 x 16; 15 x 12; 12 x 8; 8 x 8; 15 x 5; 6 x 6	5 x 5; 6,1 x 7,8; 7,8 x 7,8 ; 7,8 x 15; 13 x 15	6 x 6; 75 x 10; 7,5 x 14,5; 13 x 14,5
Ponto focal (mm)	0.3	0.5	0.5

Quadro 06 - Características dos equipamentos de TCFC avaliados

As imagens foram obtidas de acordo com a seleção dos parâmetros técnicos disponíveis em cada equipamento como o tamanho do voxel, tensão (kVp), produto corrente tempo (mAs) e campo de visão (FOV). Os protocolos testados são apresentados na tabela 1.

Tabela 1. Parâmetros de exposição usados nos equipamentos de TCFC.

Equipamento de TCFC	Protocolo	FOV (Ø x Altura) mm	Modo de exposição	Tensão do tubo (kVp)	Corrente elétrica do tubo (mA)	Voxel (mm)	Produto corrente - tempo (mAs)
NewTom 5G	N1	180 x160	Reg <sup>1</sup>	110	1	0,30	2,00
	N2	80 x 80	Hi Reg <sup>2</sup>	110	1	0,15	19,76
	N3	80 x 80	Eco <sup>3</sup>	110	1	0,30	9,60
	N4	180 x160	Enh <sup>4</sup>	110	1	0,3	10
CRANEX 3DX	C1	80 x 60	Mini <sup>5</sup>	90	3	0,30	3,5
	C2	80 x 60	Std <sup>6</sup>	90	8	0,30	19,0
	C3	150 x 80	Mini Dose	90	3	0,4	6
	C4	150 x 80	Hi Dose	90	5	0,25	40
SCANORA 3D	S1	145 x 75	Std	90	10	0,35	22,5
	S2	60 x 60	Std	90	10	0,20	30,0
	S3	60 x 60	High	90	10	0,13	40,5
	S4	145 x 75	High	90	10	0,25	30

<sup>1</sup> Reg = tempo de exposição regular; <sup>2</sup>HiReg = Alta resolução com tempo de exposição regular; <sup>3</sup> Eco = Baixo tempo de exposição; <sup>4</sup> Enh = Alta qualidade, <sup>5</sup>Mini = baixa dose; <sup>6</sup>Std = padrão.

Nos três equipamentos é possível selecionar o modo de exposição que, dependendo do fabricante, pode ser chamado como *Mini dose*, *Standard*, *Hi resolution*, *Regular* ou *Eco*.

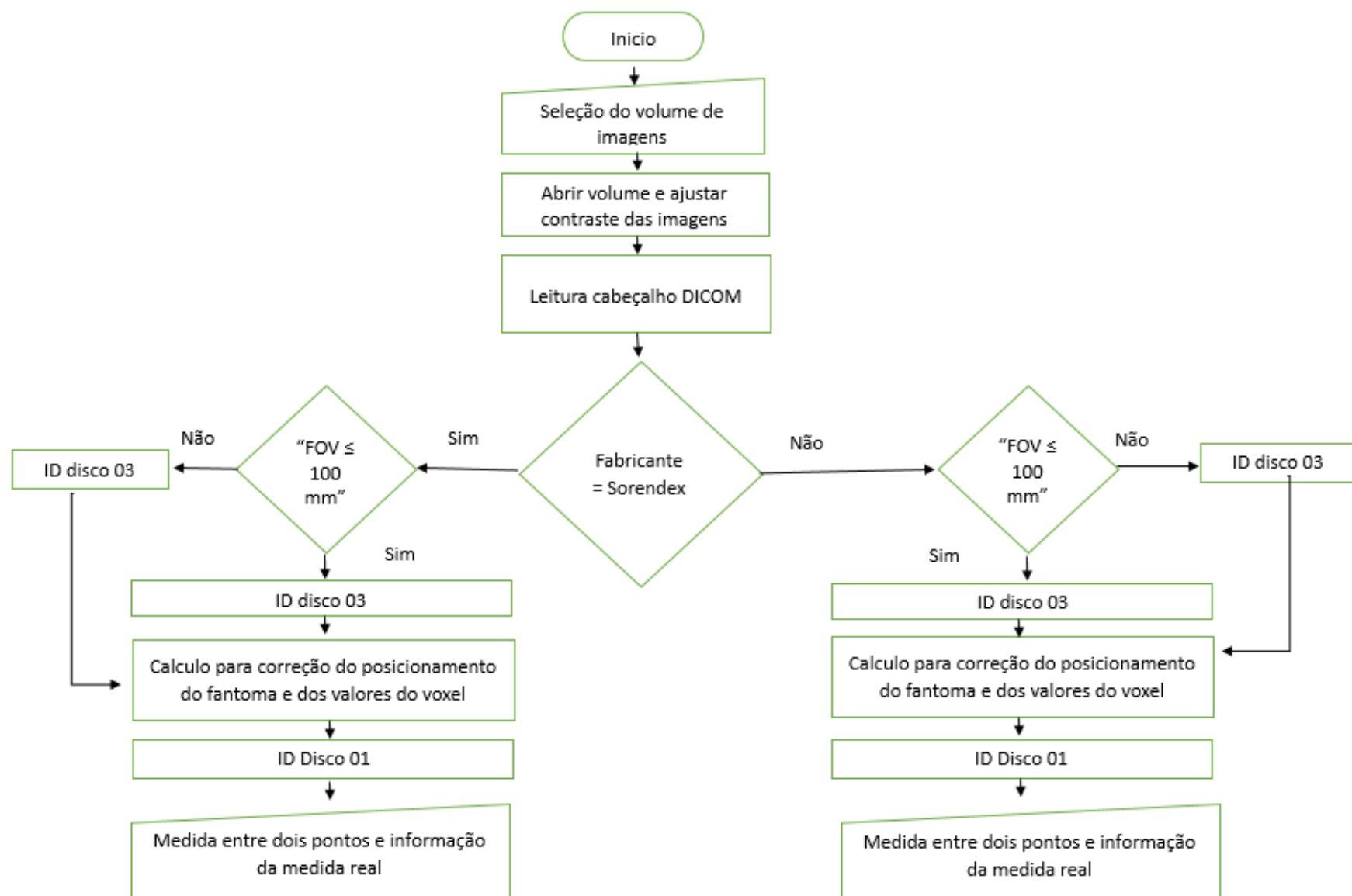
### 4.3 Desenvolvimento do Software

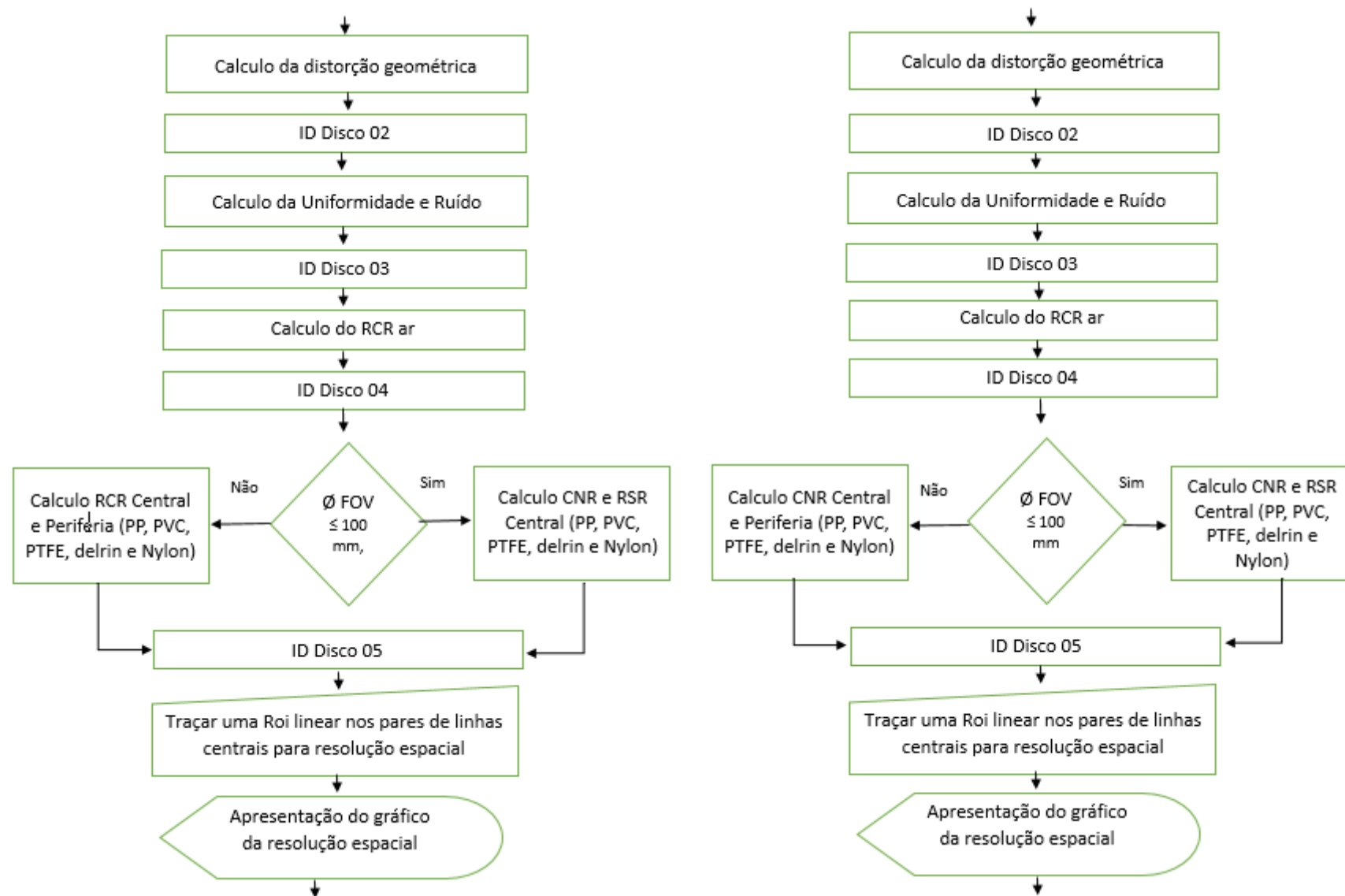
Para desempenhar as tarefas necessárias para avaliação dos parâmetros indicadores da qualidade da imagem em TCFC foi desenvolvido uma macro específica, dentro do software imageJ version 4.9,(National Institutes of Health, EUA).

Primeiramente, chamamos o plug-in de “CBCT QA” que foi escrito na linguagem computacional Java. Esta macro foi desenvolvida por nossa equipe, de modo que as avaliações



da imagem fossem realizadas com menor interferência do usuário. Desta forma, um conjunto de tarefas são executadas conforme demonstrado na figura 20.





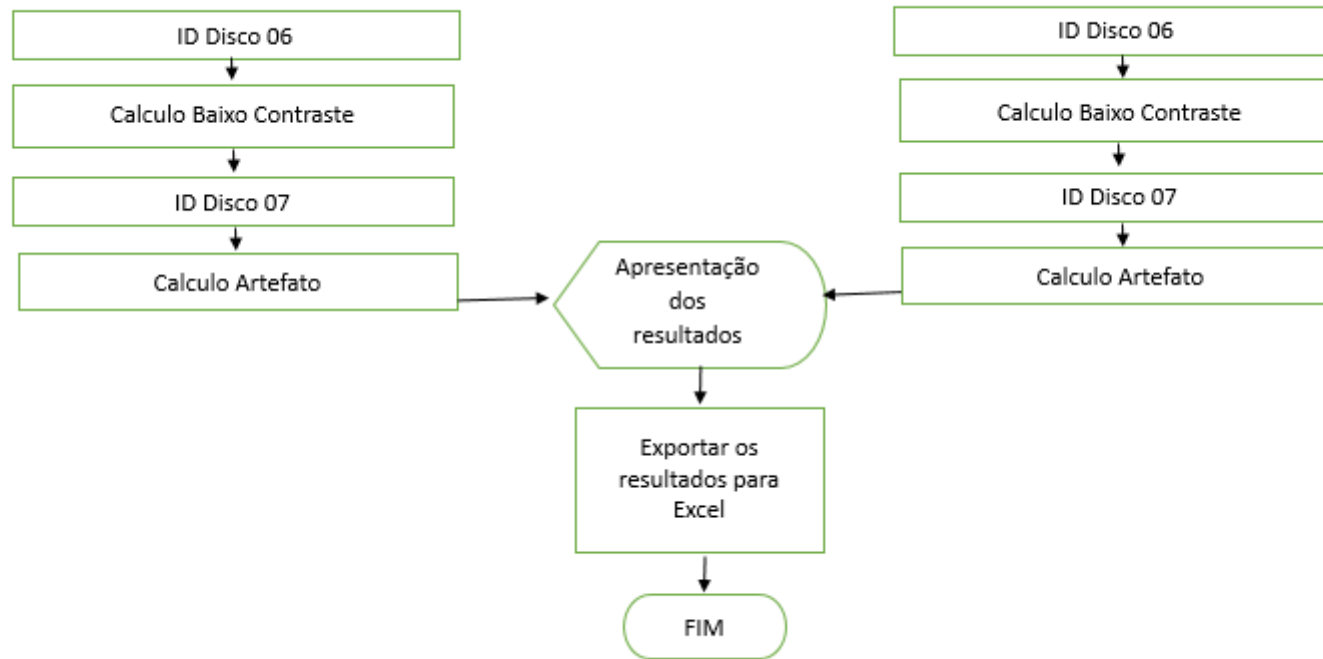


Figura 20- Fluxograma das tarefas realizadas pelo software CBCT QA.

O primeiro passo é identificar o diretório em que o volume está salvo, após a identificação o software automaticamente iniciará os testes. A primeira tarefa realizada é a escolha automática das fatias de interesse relacionados com os indicadores da qualidade da imagem. Essa seleção é feita através da identificação de pontos de referência situados em cada disco. Desta forma, aplicaram-se ROIs com dimensões e, situadas em pontos específicos, que por sua vez a imagem que melhor representou a fatia de interesse, esta foi selecionada. Assim, dos sete discos do fantoma, são escolhidas uma imagem para cada disco, totalizando sete imagens. Portanto, não necessitou passar longo tempo para pesquisar qual a imagem deveria utilizada, consequentemente conduziu a resultados rápidos e a redução do risco de as imagens utilizadas serem inadequadas devido interferência do utilizador.

Após esta identificação, são aplicadas ROIs nas imagens, de acordo com as fatias selecionadas, para realização dos cálculos e, consequentemente, visualização dos valores dos indicadores da qualidade de imagem em TCFC. As dimensões das ROIs também foram estabelecidas e, independente do fabricante, sempre tiveram as mesmas medidas. Devido a interferência das diferentes resoluções, oriundas da matriz e voxel, desenvolvemos fatores de conversão a fim de que, independentemente do tamanho do voxel, as coordenadas estejam sempre posicionadas nos mesmos pontos de interesse. Outro passo importante é a identificação do fabricante do equipamento, visto que existem equipamentos de TCFC que adquirem as imagens com os dados reconstruídos do topo para à base. Caso isso não ocorresse, haveria o comprometimento da avaliação devido aos erros causados pela orientação contrária. No entanto, o software identifica a unidade de TCFC e corrige por este fator.

Também, foi desenvolvido um mecanismo para correção em casos de erro de posicionamento do fantoma. A partir do furo central, que contem ar, foi possível quantificar e corrigir automaticamente a posição das ROIs. O processo de correção do posicionamento é dado a partir da aplicação do ROIs horizontais e verticais na terceira fatia do fantoma que contém o orifício com ar. O resultado do desvio padrão máximo destas ROIs permitem identificar o centro da imagem através das coordenadas no eixo x e y. Com este processo automático houve a redução da interferência por falta de perícia do operador, no manuseio do fatoma, ou da falta de experiência.

Conforme citado anteriormente, a primeira intervenção realizada pelo usuário é dada após a identificação do diretório onde as imagens tomográficas foram salvas. A segunda decorre

durante a execução da macro, no momento da avaliação da distorção geométrica da imagem. Assim, após a identificação da fatia 01, o usuário deve mensurar a distância entre as bordas de dois pontos, primeiro no sentido horizontal e em seguida no vertical. Em seguida, foi preciso informar qual a distância real entre os dois pontos em milímetros. Por fim, a última intervenção referiu-se a necessidade de traçar uma linha no conjunto de padrão de barras central, no disco referente a resolução espacial. Além disso, foi necessário a identificação do local de realização da avaliação e da pessoa responsável pelo teste.

Após a obtenção das informações das imagens pelo CBCT QA, os dados foram automaticamente exportados para o Microsoft Excel (.xls).

#### **4.4 DESENVOLVIMENTO DO AMBIENTE DE GERENCIAMENTO DOS TESTES**

Foi desenvolvido um ambiente de gerenciamento e armazenamento dos dados obtidos com o CBCT QA. Um conjunto de macros foram escritas no *Visual Basic*, com comandos para gerarem um sistema de armazenamento, compondo uma base de dados. Desta forma, no Excel, o arquivamento dos dados comportou-se como um histórico de todos os testes realizados ao longo do tempo, contendo informações das avaliações e com o aviso, em contagem regressiva, para a realização de novos testes. Além disso, foi possível salvar as avaliações formato *.pdf*. A figura 21, representa um resumo das etapas para avaliação.

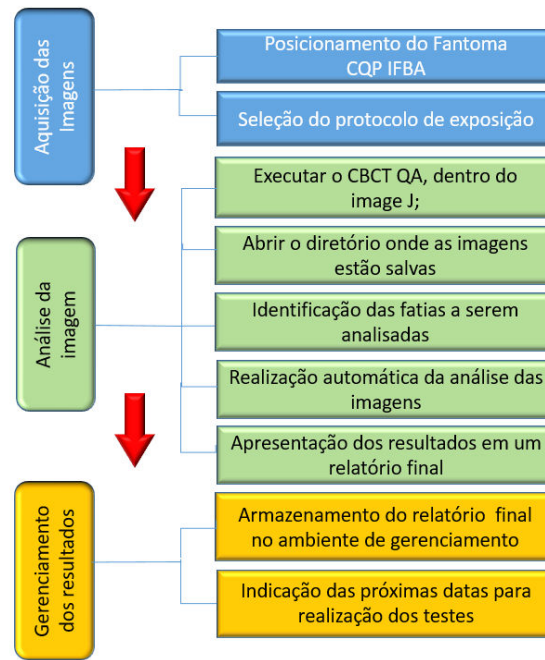


Figura 21 - Fluxograma geral do processo de avaliação da qualidade da imagem

## 4.5 INDICADORES DA QUALIDADE DA IMAGEM

### 4.5.1 Ruído (Homogeneidade)

O ruído da imagem foi avaliado a partir da aplicação de uma região de interesse (ROI) com diâmetro correspondente a um quinto do diâmetro do fantoma, ou seja 30 cm. Esta ROI foi posicionada no centro do disco 02 do fantoma. O ruído foi considerado o valor da média do desvio padrão em cinco cortes axiais consecutivos.

$$Ruido = \left( \frac{\sum_1^5 DesvioPadr\tilde{a}o}{5} \right) \times \frac{1}{1000} \quad (\text{Equação 01})$$

### 4.5.2 Avaliação do Razão Sinal Ruído da imagem

Para avaliação do RSR uma ROI circular com área 5 mm foi posicionada em sete elementos de diferentes densidades PTFE, PP, NYLON, DELRIN, AR, ACETAL e PMMA. Estes elementos possuem diferentes densidades e representam a resposta do sinal em diferentes estruturas. Para isso, são utilizados os discos 03 e 04. O software forneceu o valor médio dos

tons de cinza nos pixels e o desvio padrão. Em seguida, através da equação 02 a RSR poderá ser calculada.

$$RSR = \frac{\text{Média dos valores do Pixel}}{\text{Desvio Padrão}} \quad (\text{Equação 02})$$

#### 4.5.3 Uniformidade

A avaliação deste indicador é realizada através das medidas da intensidade do pixel, obtidas com ROIs de 10 mm de diâmetro, localizados na periferia (04 ROI's) e também posicionado no centro (01 ROI) no disco 02 do fantoma. Os ROIs da periferia não estiveram posicionados muito próximo da borda do fantoma, pois afetam significativamente o valor do pixel. Em seguida foi calculado a uniformidade da imagem através da equação 03:

$$\text{Uniformidade} = \pm 100 \cdot \frac{(Max-Min)}{(Max+Min)} \quad (\text{Equação 03})$$

Onde, *Max* é considerado o valor máximo da intensidade média do pixel dos 05 ROIs e *Min* o valor mínimo da intensidade média do pixel dos ROIs.

#### 4.5.4 Resolução de baixo contraste e Razão Contraste-Ruído

A razão contraste-ruído foi avaliada a partir da relação do PTFE, PP, NYLON, DELRIN, AR, e o PMMA. Foi traçada uma ROI, centralizada em cada material, com diâmetro de 5 mm. A ROI possui esta dimensão para que as medidas não sofram a influência do artefato de volume parcial. Os valores da razão contraste ruído foram obtidos através da equação 04:

$$RCR = \frac{Sinal_{material} - Sinal_{PMMA}}{\frac{Ruido_{Material} + Ruido_{PMMA}}{2}} \quad (\text{Equação 04})$$

O *Sinal<sub>material</sub>* é a média da intensidade do pixel do material, enquanto que *Sinal<sub>PMMA</sub>* é a media da intensidade do pixel no PMMA. O *Ruido<sub>material</sub>* e o *Ruido<sub>PMMA</sub>* são o desvio padrão



do material avaliado e o desvio padrão do PMMA, respectivamente. Os discos 03 e 04 que contém PTFE, PP, NYLON, DELRIN, AR, e PMMA foram usados nesta avaliação.

A resolução de baixo contraste foi obtida através do disco 06, no qual foram aplicados sete ROIs com 7 mm de diâmetro, nos cilindros de PP com diâmetro de 7 mm, 6 mm, 5 mm, 4 mm, 3 mm, 2 mm, 1 mm e altura de 10 mm. O valores do baixo contraste foram obtidos a partir da equação 04.

#### **4.5.5 Distorção geométrica**

As medidas para distorção geométrica foram obtidas com o disco 01. Os furos com 1 mm de diâmetro possuem 10 mm de distância entre si. A partir dos valores conhecidos das distâncias entre os microfuros, foram realizadas medidas das distâncias entre as bordas dos microfuros na imagem e comparados os valores medidos com distâncias conhecidos. As medidas foram realizadas tanto no eixo horizontal quanto no vertical. Não aplicou-se o *Zoom* ou qualquer outra ferramenta de manipulação da imagem

#### **4.5.6 Resolução Espacial**

A resolução espacial foi obtida com o disco 05. Este disco possui um grupo de padrão de barras que variam de 5 à 16 pares de linha/cm. Neste disco foi aplicado uma ROI linear, nos rebaixos situados no centro do disco. Quanto melhor a definição do padrão de barras significa que a capacidade da resolução é maior.

#### **4.5.7 Artefato Metálico**

No disco 07 do simulador foram utilizados implantes dentários com suas conexões, perfazendo um objeto de 5 mm de diâmetro e 10 mm de altura inseridos em uma placa de PMMA. Estes implantes são constituídos de um liga de titânio e estarão localizados no mesmo plano formando um paralelos entre si.

Em apenas uma aquisição foi obtido o valor médio do pixel do PMMA sem a presença do elementos metálicos. Também, foram medidos os valores médios do pixel adjacentes aos objetos metálicos, após a subtração da imagem com os tons de fundo, para que não haja nenhuma interferência do PMMA na imagem. Os artefatos foram medidos com a equação 05;

$$\text{Índice}_{\text{Artefato}} = \frac{\Sigma MP_{\text{ART}} + MP_{\text{PMMA}}}{MP_{\text{PMMA}}} \quad (\text{Equação 05})$$

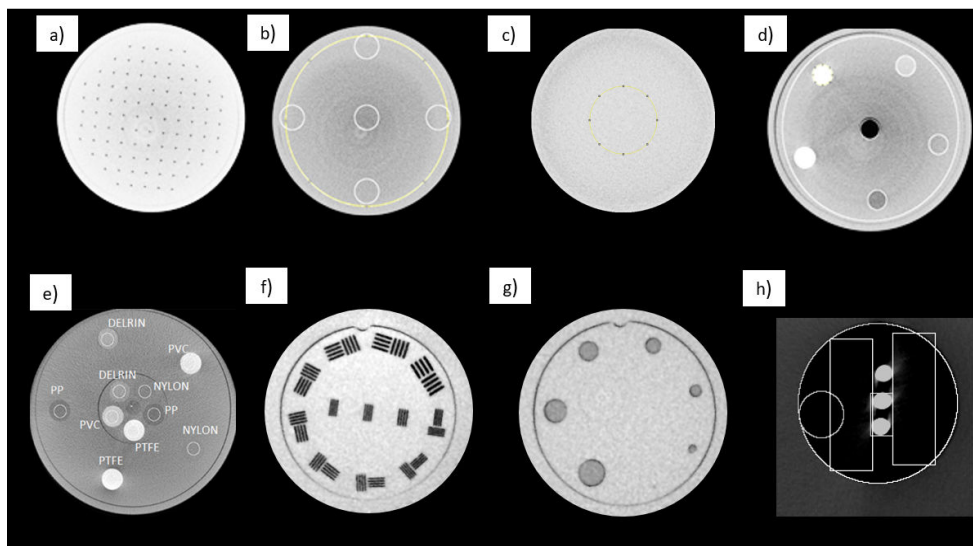
Onde  $\Sigma MP_{\text{art}}$  é o somatório dos valores dos pixels na área adjacente ao metal e  $MP_{\text{PMMA}}$  são os valores médios do no PMMA. Os objetos metálicos produzem valores mais elevados do que o PMMA, sendo assim, quanto maior for o valor do índice de artefato maior será a contribuição do *streaking* na imagem.

## **5 RESULTADOS**

O estudo foi conduzido com aquisição das imagens em três unidades de TCFC, disponíveis no mercado, e com doze protocolos de exposição. Todos os equipamentos tinham diferentes configurações (potenciais tubo, ou rotação de arco ou tamanho *voxel* ou produto corrente tempo) e modo de exposição (resolução / dose alta e baixa).

O NewTom 5G diferiu em relação aos outros dois equipamentos, por possuir o controle automático de exposição. Assim, os fatores técnicos de exposição como tensão do tubo, corrente e tempo de exposição foram definidos pelo próprio equipamento. Já o CRANEX 3DX e o SCANORA 3D possuem apenas a liberdade de escolha da corrente do tubo de raios x.

Automaticamente, o software realizou as medições e cálculos da RSR, RCR, uniformidade de imagem, ruído de imagem, precisão geométrica, resolução espacial, baixo contraste e índice de artefatos. A figura 22 mostra as imagens do fantoma obtidas nos equipamentos de TCFC, apresentando cada disco e como são vistos nas imagens tomográficas.



**Figura 22.** Imagens obtidas nos equipamentos de TCFC a) imagem do disco1, b) imagem do disco 2 com as ROIs posicionadas para avaliação da uniformidade da imagem, c) disco 2 com a ROI aplicada para avaliação do ruído, d) e e) apresentam as imagens do disco 3 e 4 usadas para densidade da imagem em diferentes elementos, f) imagem do padrão de barras, g) imagem para avaliação do baixo contraste e h) avaliação do artefato.

O CBCT\_QA permitiu a avaliação de imagens obtidas em qualquer resolução, no entanto, o protocolo de menor FOV foi com altura de 60 mm. O relatório apresentado contém

as informações referentes a toda a avaliação, bem como a apresentação do protocolo de exposição, dose de radiação no exame, data da realização e quando o próximo teste deve ser realizado. Também são apresentados as informações do fabricante e modelo da unidade de TCFC (FIGURA 23).

Protocol	RSR da Imagem	Uniformidade	Noise	CNR	Indicie de Artefato	Distorção Geometrica	Baixo Contraste
CBCT QA v.1.1	PMMA: 34,6394	2,4447	1,7643	AR: 7,2934	1,0046	9,7299	2,3448
ESTE 123	TEFLON: 55,5623			TEFLON: 7,3303			3,5744
date= 20160405	PVC: 21,1325			PVC: 4,4207			3,7503
next test: 21-Sep-2016	DELIRIN: 6,8166			DELIRIN: 1,0512			2,238
scanner= NewTom	NYLON: 4,408			NYLON: 0,02509			1,4461
	PP: 3,2701			PP: 0,633			0,7299
model: NT5G	AR: 0,2836						0
checked by: MARCUS	HPA suggest that DAP noramalized have to be < 250 mGy.cm²						

**Figura 23** - Apresentação dos resultados obtidos com o CBCT\_QA

Os resultados obtidos através do conjunto fantoma- software são apresentados na Tabela 2.

Tabela 2- Resultado da avaliação dos parâmetros da qualidade da imagem de acordo com os equipamentos de TCFC e protocolos.

Protocolo	Materiais	RSR <sub>C</sub> <sup>1</sup>	Uniformidade	Ruido	RCR <sub>C</sub> <sup>2</sup>	Artefato	Distorção Geometrica	RSR <sub>P</sub> <sup>3</sup>	RCR <sub>P</sub> <sup>4</sup>
N1	PMMA	3,22							
	PTFE	10,10			2,59			13,02	2,60
	PVC	6,59			1,43			9,62	1,86
	DELIRIN	4,16	5,09	6,66	0,30	1,05	9,5	4,49	0,40
	NYLON	3,31			0,12			3,75	0,10
	PP	2,59			0,49			2,97	0,49
	AR	0,78			1,61				
N2	PMMA	34,64						-	-
	PTFE	55,56			7,33			-	-
	PVC	21,13			4,42			-	-
	DELIRIN	6,82	2,44	1,76	1,05	1,00	9,72	-	-
	NYLON	4,41			0,03			-	-
	PP	3,27			0,63			-	-
	AR	0,28			7,29			-	-

N3	PMMA	18,90						-	-
	PTFE	23,78			4,42			-	-
	PVC	9,65			2,33			-	-
	DELTRIN	4,22	1,26	3,54	0,64	1,04	9,51	-	-
	NYLON	2,93			0,03			-	-
	PP	2,20			0,37			-	-
	AR	0,45			4,65			-	-
N4	PMMA	2,10							
	PTFE	11,20			2,80			15,18	2,85
	PVC	7,81			1,62			10,96	1,96
	DELTRIN	4,36	4,36	5,59	0,29	1,04	9,50	5,16	0,30
	NYLON	3,34			0,19			3,98	0,11
	PP	2,73			0,50			3,09	0,51
	AR	0,76			1,70				
C1	PMMA	11,82						-	-
	PTFE	22,85			1,9			-	-
	PVC	11,93			0,23			-	-
	DELTRIN	5,72	2,35	3,97	1,86	1,03	9,81	-	-
	NYLON	4,09			2,4			-	-
	PP	3,32			2,71			-	-
	AR	0,71			3,86			-	-
C2	PMMA	8,57						-	-
	PTFE	19,29			1,76			-	-
	PVC	10,90			0,14			-	-
	DELTRIN	5,34	2,26	4,98	1,40	1,03	9,23	-	-
	NYLON	3,50			2,09			-	-
	PP	2,58			2,48			-	-
	AR	0,31			3,69			-	-
C3	PMMA	4,56							
	PTFE	21,22			3,33			24,81	3,58
	PVC	10,11			1,57			8,86	2,40
	DELTRIN	5,19	4,07	4,10	0,26	1,06	9,74	6,31	1,21
	NYLON	4,11			0,18			3,95	0,29
	PP	3,37			0,49			3,82	0,03
	AR	0,88			1,71				
C4	PMMA	3,96			4,16				
	PTFE	22,47			4,16			11,51	3,39
	PVC	12,95	5,79	5,03	2,69	1,03	9,66	20,62	4,19
	DELTRIN	5,88			0,83			6,99	1,50

	NYLON	4,65			0,33			4,60	0,27
	PP	3,24			0,36			3,06	0,08
	AR	0,32			2,29			-	-
	PMMA	2,40						-	-
	PTFE	12,44			3,00			22,70	4,20
	PVC	6,74			1,73			9,78	2,47
S1	DELTRIN	2,94	7,92	3,96	0,28	1,06	9,65	4,16	0,83
	NYLON	2,34			0,028			2,37	0,29
	PP	1,93			0,27			1,85	0,04
	AR	0,68			1,1			-	-
	PMMA	11,17						-	-
	PTFE	17,07			1,93			-	-
	PVC	10,84			0,11			-	-
S2	DELTRIN	4,42	7,35	4,11	2,60	1,01	9,85	-	-
	NYLON	3,19			3,14			-	-
	PP	2,86			3,38			-	-
	AR	0,89			4,29			-	-
	PMMA	13,83						-	-
	PTFE	20,32			1,99			-	-
	PVC	12,32			0,66			-	-
S3	DELTRIN	5,54	12,17	3,61	3,33	1,1	9,80	-	-
	NYLON	3,69			4,12			-	-
	PP	3,22			4,35			-	-
	AR	0,98			5,41			-	-
	PMMA	2,28							
	PTFE	12,71			3,66			22,04	5,04
	PVC	7,51			2,31			8,00	2,42
S4	DELTRIN	3,17	8,33	4,20	0,54	1,04	9,42	3,54	0,72
	NYLON	2,24			0,33			2,79	0,57
	PP	1,83			0,28			2,09	0,14
	AR	0,57			1,22			-	-

$SNR_C^1$  = Razão Sinal ruído no centro;  $CNR_C^2$  = Razão Contraste ruído no centro;  $SNR_P^3$  = Razão Sinal ruído na periferia; e  $CNR_P^4$  = Razão Contraste Ruído na periferia

Foi possível observar que a RSR e a RCR foram diferentes entre os tomógrafos e protocolos. Os objetos de maior densidade (PTFE e PVC) apresentaram valores mais elevados de RSR e RCR, porém foram mais dependentes do protocolo de exposição. O PP apresentou-se com menor valor de RSR em todos os protocolos, enquanto que o Náilon apresentou valores

menores de RCR. Para os três equipamentos, foram avaliadas a RSR e a RCR dos plásticos posicionados no centro e na periferia, especificamente para os FOVs de grande volume.

Em relação ao ruído, o protocolo N1 (NewTom 5G) obteve um maior valor (6,66) em comparação com os outros onze protocolos. Por outro lado, o protocolo N2 apresentou um menor nível de ruído do que as outras unidades TCFC.

A uniformidade da imagem também foi avaliada e o protocolo S3 (SCANORA 3D) apresentou uma distribuição de valores de cinza menos uniforme (12,17). Para o NewTom 5G, as imagens também mostraram distribuição de valores de cinza não uniforme, principalmente com o protocolo N1 (5,09). Em contraste, os protocolos N3 e N2 (2.44 e 1.26) mostraram uma distribuição de valores de cinza ligeiramente desigual, assim como no Cranex 3D (2.35 e 2.26). A precisão geométrica foi realizada pela medição (vertical e horizontal) da distância entre dois pontos. Este teste mostrou que as distâncias entre os microfuros eram menores do que a distância real (10 mm). Não houve diferenças significativas entre a presença de artefatos metálicos e os protocolos avaliados.

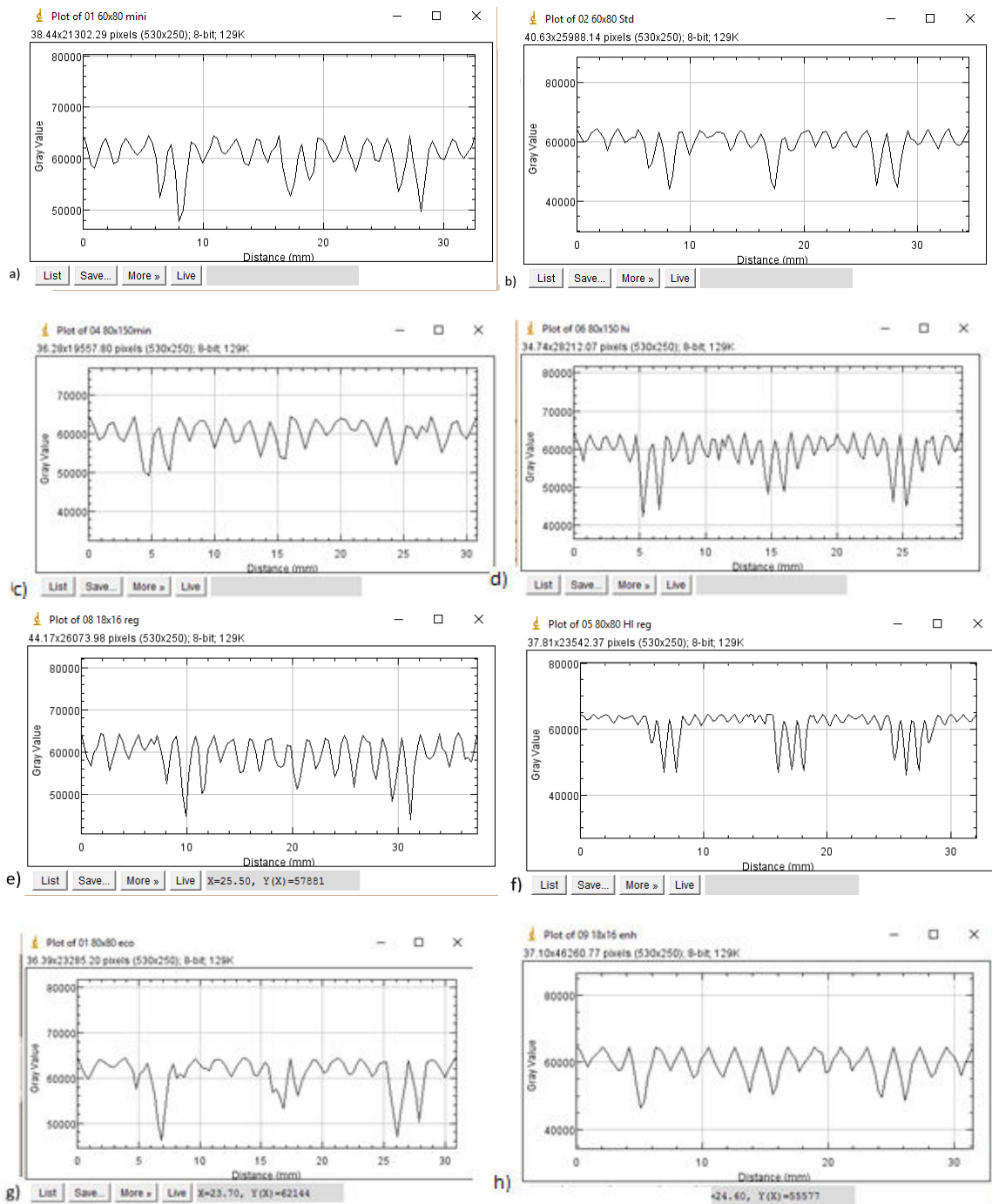
Os resultados de baixo contraste foram apresentados na Tabela 3. As unidades de TCFC não foram capazes de identificar a haste de 1 mm.

Tabela 3. Valor do contraste das hastes com diferentes diâmetros, de acordo com o protocolo e equipamento de TCFC

Equipamento de TCFC	Protocolo	Dimensões das hastes de PP (Ø)						
		7 mm	6 mm	5 mm	4 mm	3 mm	2 mm	1 mm
NewTom 5G	N1	0,85	0,94	0,62	0,52	0,14	0,10	0
	N2	5,27	5,97	2,75	1,62	1,57	0,85	0
	N3	1,23	2,5	1,92	1,02	0,75	0,69	0
	N4	1,52	1,07	0,67	0,33	0,08	0,04	0
Cranex 3DX	C1	1,79	2,04	0,64	0,14	0,69	0,36	0
	C2	1,73	1,45	1,03	0,72	0,54	0,4	0
	C3	1,06	0,65	0,52	0,25	0,24	0,20	0
	C4	1,33	1,00	0,75	0,85	0,8	0,08	0
SCANORA 3D	S1	1,63	0,86	0,37	0,9	0,08	0,04	0
	S2	3,25	2,54	1,32	2,54	0,64	0,44	0
	S3	3,75	2,80	2,43	2,84	1,58	0,43	0
	S4	1,98	0,99	0,77	0,71	0,59	0,05	0



As resoluções espaciais foram obtidas e apresentadas na Figura 24. O primeiro intervalo, da esquerda para direita, representa a visualização de 16 lp/cm, a segunda de 15 lp/cm e a terceira de 12 lp/cm. A melhor resolução foi através da visualização da definição dos picos (maior sinal e menor sinal) dentro dos intervalos correspondentes a região do padrão de barras. Desta forma, o protocolo N2 e S3 apresentaram a visualização dos 16lp/cm.



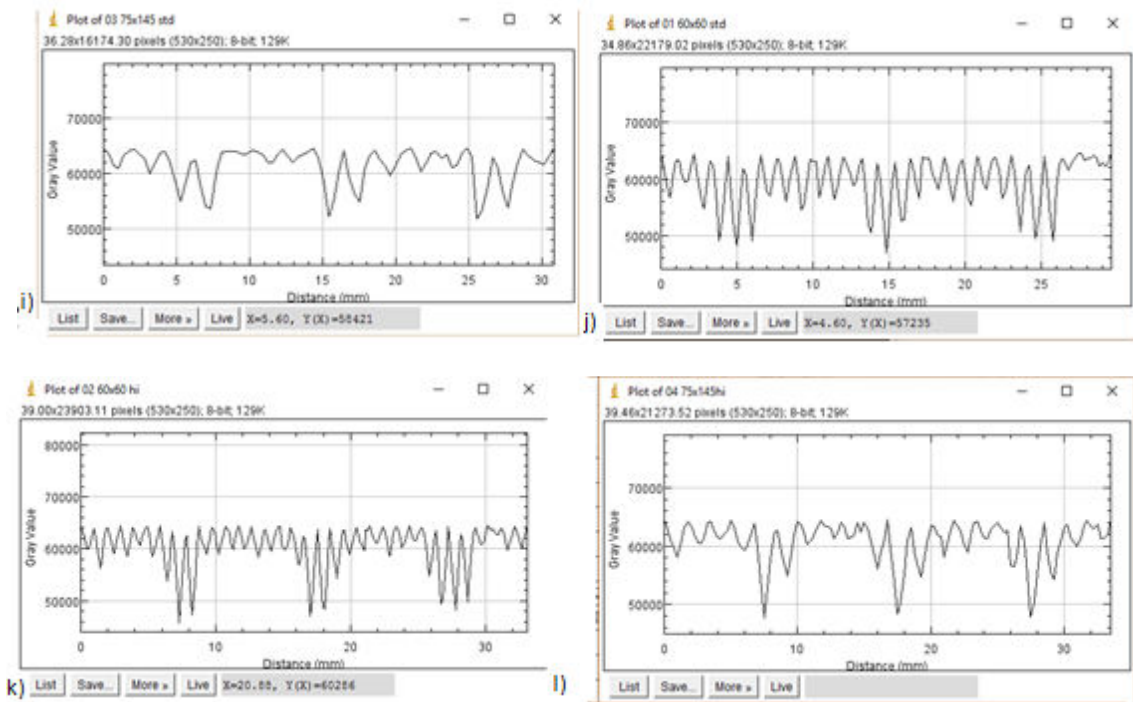




Figura 24. Resolução espacial das unidades de TCFC: a) Cranex 3Dx\_ C1, b) Cranex 3Dx\_ C2, , c) Cranex 3Dx\_ C3, d) Cranex 3Dx\_ C4, e) NewTom 5G\_ N1, f) NewTom 5G\_ N2, g) NewTom 5G\_ N3, h) NewTom 5G\_ N4, i) Scanora 3D\_ S1, j) Scanora 3D\_ S2,k) Scanora 3D\_ S3 e l) Scanora 3D\_ S4.





Após a obtenção da avaliação das imagens pelo CBCT\_QA, os dados foram armazenados compondo uma base de dados. O sistema de banco de dados, desenvolvido no Microsoft Excel, possibilitou que os resultados fossem arquivados e resgatados a qualquer momento. Acrescenta-se, a capacidade de realizar impressão, gerar um arquivo .pdf e a indicação da quantidade de dias para o próximo teste, para aquela unidade de TCFC e protocolo (FIGURA 25).





## MENU

version 1.1

Nº 000013    Search nº

Institute:

Technologist:

Date:

CBCT:

Add inf:

Next Test:

47DIAS A VENCER

**Protocol**

Tube Potential kVp:	120	FOV(H xD):	8x8
Tube current mA:	10	Voxel (mm):	0.2
Product current-time mAs:	45	Time exp.(s):	2
		Arc rotation (*):	360

**QUALITY ASSURANCE**

Geometric Accuracy	54.5	Noise	354
UNIFORMITY	3.42	Spatial Resolution	15
ARTIFACT INDEX	1.23	Low Contrast	1MM
		DAP (mGy . cm <sup>2</sup> )	1343.11
		RSR	
AIR	1312		
PVC	3.3	34.4	
PP	.312	.432	
TEFLON	543.	43.43	
DELRIN	534.5	.43.	
NYLON	343.4	21.2	

Checked by:

Figura 25 - Ambiente para armazenamento dos dados obtidos com o CBCT\_QA

## **6 DISCUSSÃO**

Os programas de garantia da qualidade (PGQ) promovem o uso efetivo da radiação para fins diagnósticos, por meio da obtenção e manutenção da qualidade de imagem adequada (SEDEXCT,2012). No PGQ, em uma avaliação da qualidade da imagem (também classificada como teste de "constância" pela Comissão Eletrotécnica Internacional - IEC) pretende-se testar os componentes de um dado sistema e verificar se o equipamento está funcionando satisfatoriamente (IAEA,2012). Portanto, deve ser realizada regularmente.

As diretrizes Sedentexct, (2012), e HPA (2010), sugerem que a avaliação deve ser realizada anualmente e / ou mensalmente. Estes testes permitem, por exemplo, a detecção de deterioração da precisão e diferenças de contraste entre as densidades de tecidos ao longo do tempo. A avaliação deve ser realizada pelo fabricante, ou pelas autoridades reguladoras. O *Journal of the American Dental Association* afirmou que a equipe que trabalha com TCFC (isto é, físicos médicos, tecnólogos em radiologia, dentistas e médicos) deve estabelecer um PGQ baseado nas recomendações do fabricante. No entanto, em muitos casos, seguindo apenas as recomendações do fabricante, poucos parâmetros de qualidade da imagem são avaliados. O fabricante normalmente controla a qualidade da imagem durante a instalação inicial da unidade, mas o usuário final também deve prestar a devida atenção, realizando avaliações regulares a partir do controle de qualidade (KILJUNEN et al.,2015).

Estudos avaliaram a qualidade da imagem através de diferentes métodos, através da verificação da influência dos parâmetros de exposição, com base na análise subjetiva da visualização de pontos anatômicos de referência em crânios, ou em fantomas antropomórficos (JONES et al.,2015; HASSAN et al.,2012; VASCONCELOS et al., 2014; SUR et al., 2010; KAMBUROGLU et al., 2011; LAGRAVERE et al.,2016). Estes estudos conduziram a resultados clinicamente relevantes. No entanto, este tipo de avaliação, baseada na experiência dos observadores, é dependente de outros fatores tal como a qualidade do monitor e possui o viés da falta de padronização dos métodos (BALLRICK et al.,2008). Vale ressaltar que é extremamente importante, em um CQ em TCFC, que sejam aplicados métodos padronizados. Os fantomas cumprem esta demanda, pois possuem materiais que estão aptos a mimetizarem a densidade dos tecidos do corpo humano (DeWERD e KISSICK, 2014).

Neste estudo o fantoma permitiu a avaliação de oito parâmetros indicadores da qualidade da imagem. Na avaliação da uniformidade, os valores apresentados variaram entre os equipamentos de TCFC entre os protocolos. Reeves et al. 2012, também observaram que há falta de uniformidade dos tons de cinza nas imagens TCFC. Para Cranex 3DX , mesmo o

protocolo C1 usando maior produto corrente tempo (3,5 mAs) do que o protocolo C2 (19 mAs), a RSR do PMMA e a uniformidade mostraram diferenças sutis. Isto pode ser explicado devido, o protocolo C2, ter compensado o baixo mAs com o aumento do número de projeções. Essas variações podem ser influenciadas pelos parâmetros de varredura aplicados. Por exemplo, a influência do tamanho do *voxel*, onde para *voxels* grandes, o ruído tende a ser menor. No entanto, mantendo o potencial do tubo constante e aumentando o produto corrente-tempo, usando *voxels* menores, a imagem será menos uniforme. Observamos que a combinação de FOVs menores com *voxels* maiores, protocolo N3 e C2, apresentaram melhor uniformidade. O protocolo N3 usou FOV de 80 x 80 mm e *voxel* de 0,3 mm, enquanto que o protocolo C2 realizou a exposição com FOV de 80 x 60 mm e *voxel* de 0,2 mm.

A avaliação da uniformidade da imagem garante que não há dano significativo nas imagens (por exemplo, artefatos), nem problemas com a calibração do detector. Bryant, Drage, Richmond, (2008) consideraram que as distribuições dos tons de cinza, bem como do sinal ruído, podem estar relacionados com a quantidade de “massa” (volume do objeto) dentro do FOV. Também, é possível que o uso de ângulos maiores do feixe cônico causem degradação na imagem e promovem artefatos (PAUWELS et al., 2015b;). Portanto, não é apenas através do tamanho do *voxel* reconstruído que causa a falta de uniformidade na imagem.

A avaliação da RSR é clinicamente útil para distinguir e exibir claramente diferentes estruturas de imagem (BRYANT, DRAGE, RICHMOND, 2008). As informações fornecidas pela razão sinal ruído permitem a investigação de potenciais problemas com o sistema onde, por si só, as medições do ruído não permitem informar. A RCR é um indicador padronizado e útil para a avaliação da qualidade da imagem. Os estudos de Donini et al.,(2014), Lukat et al.,(2015) e Pauwels et al., (2014), mediram a RCR e demonstraram a influência dos parâmetros de exposição na qualidade da imagem em TCFC.

Bamba et al.,2013, sugeriram um fantoma feito de polietileno de baixa densidade (LDPE), polioximetileno (Delrin) e politetrafluoroetileno (PTFE) e consideraram estes elementos úteis para descrever resolução de contraste. No estudo de Pauwels et al., (2014), os elementos ar, LDPE, PTFE e alumínio foram avaliados. Eles concluíram que há um grande potencial para redução de dose de radiação através da redução da corrente do tubo de raios-X, com uma perda mínima de qualidade de imagem. Suomalainen et al.(2009), avaliaram o RCR do PTFE e concluíram que os protocolos de TCMS de baixa dose proporcionaram valores de RCR semelhantes aos obtidos com os scanners TCFC.

Neste estudo foram utilizados cinco materiais plásticos de diferentes densidades: PVC (1,38-1,40 g / cm<sup>3</sup>), PTFE (2,2 g / cm<sup>3</sup>), NYLON® (1,15 g / cm<sup>3</sup>), DELRIN (1,41-1,42 g / cm<sup>3</sup>), PP (0,92 - 0,95 g / cm<sup>3</sup>), para obter os valores que representam estruturas de alto, médio e baixo contraste. Os materiais PTFE, PVC e Delrin representam estruturas de alto contraste. Portanto, eles podem ser considerados úteis na TCFC, principalmente porque na odontologia estruturas anatômicas de alto contraste devem ser claramente descritas. Os outros elementos representam estruturas de contraste médio e baixo, permitindo o monitoramento do desempenho do baixo contraste de imagem ao longo do tempo. Outros estudos e fantasmas também usaram materiais plásticos como os descritos neste estudo (PAUWELS et al., 2011; BATISTA et al., 2013b; LUDLOW e WALKER, 2013; TORGERSEN et al., 2014 ;STEIDING et al., 2014). Isto demonstra a viabilidade dos materiais usados nesse estudo para avaliação dos indicadores da qualidade da imagem em TCFC.

Acrescenta-se que a RCR aumenta a impressão geral de como o contraste de uma imagem é melhor apresentada. Neste estudo, o RCR variou de acordo com unidades de TCFC e os materiais plásticos. Bechara et al. 2012 sugeriram que a diminuição no número de fótons adquiridos por um *voxel* menor resultaria em uma diminuição no sinal, levando a um aumento no ruído. Porém, em determinadas unidades de TCFC, o uso de *voxels* menores está associado a um tempo de varredura mais longo e, conseqüentemente, conduz a doses de radiação elevadas e tempo de reconstrução mais longo. Portanto, sugere-se que um tamanho de *voxel* menor poderia proporcionar um aumento de RSR e RCR, causado pelo aumento do produto de corrente-tempo do tubo (mAs). Os valores RSR e RCR também sofrem com a influência do tamanho do FOV. Ludlow e Walker, 2013, demonstraram que houve uma redução modesta no RCR quando o diâmetro do FOV foi acrescido. Isto é devido a uma conseqüência da radiação dispersa, que provoca um aumento do ruído em FOVs maiores.

O ruído tem uma relevância significativa na qualidade da imagem e em níveis elevados compromete a exibição de objetos de baixo contraste. Portanto, quando o nível de ruído é baixo, a visualização de lesões de baixo contraste é melhorada (SCARFE e FARMAN, 2008). Isto foi observado na avaliação do baixo contraste deste estudo. O protocolo N2 (NEWTOM 5G) apresentou menor nível de ruído e conseqüentemente melhor resolução de baixo contraste. Porém, os três equipamentos de TCFC não foram capazes de identificar a haste com diâmetro de 1 mm. Isto sugere que deve tomar cuidado na investigação de estruturas, ou lesões específicas, com baixo contraste e com dimensões muito pequenas.

Um dos elementos que afetam a qualidade da imagem são os artefatos metálicos, devido à presença de objetos de alta densidade como os implantes. Os artefatos são mostrados como estruturas visíveis na imagem, mas que não pertencem ao objeto. Assim, é apresentada como uma das principais causas de interferência com a qualidade diagnóstica da TCFC (BECHARA et al. 2012; BECHARA et al. 2013). Além disso, pode reduzir o contraste, obscurecer estruturas, e limitar as informações anatômicas. O fantoma que foi usado neste estudo, contou com três implantes metálicos para representar os principais artefatos metálicos. Mesmo os resultados obtidos não apresentarem diferenças significativas no valor do índice de artefatos, com a metodologia proposta, é possível avaliar o efeito do ajuste dos parâmetros de exposição na intenção de reduzir os artefatos metálicos.

A resolução espacial é um importante parâmetro de qualidade de imagem, pois afeta a capacidade do sistema de discriminar dois objetos adjacentes de alto contraste (OZAKI et al. 2013). Esse parâmetro pode determinar a precisão a qual o detalhe anatômico pode ser medido. De forma que a resolução espacial inadequada pode afetar procedimentos como o planejamento de implantes dentários (BRULLMANN e SCHULZE, 2015). Os protocolos N2, S2, S3 e C4 apresentaram melhor resolução espacial (16 pl/cm). Esses resultados podem estar relacionados ao uso de voxels menores: N2 (0,15) e S2 (0,13). No entanto, de acordo com Pauwels et al. 2011, o tamanho do voxel, por si só não é um bom preditor da resolução espacial. A variabilidade do número de pares de linhas encontrados entre os equipamentos TCFC também podem sofrer influência do ruído (PAUWELS et al., 2016). Neste estudo, os protocolos que apresentaram menor ruído (N2) e ruído moderado (S3) foram os que refletiram melhor resolução espacial. Não obstante, esses protocolos usaram fatores de exposição mais elevados, consequentemente refletindo no aumento da dose recebida pelo paciente. Além disso, a resolução espacial dos dispositivos TCFC, também está relacionada com tamanho do pixel físico do sensor e a técnica de reconstrução (SUOMALAINEN et al., 2008).

No estudo de Watanabe et al., (2010), foi realizada a avaliação da resolução espacial através do uso de um objeto de alumínio juntamente com uma resina *epoxy*. Os resultados apresentados evidenciaram a capacidade máxima em visualizar até 21 pl/cm. Enquanto, no trabalho de Ballrick et al., 2008, apenas 8 pl/cm foram demonstrados. Horner et al., 2013 sugeriram que a resolução espacial de 10 pl/mm possibilita a visualização de estruturas apenas de 0,5 mm. Portanto, para as aplicações clínicas, os usuários devem evitar acurácia submilimétrica e, preferencialmente, adicionar uma margem de erro em seus planejamentos.



Hoje em dia, a TCFC é extremamente popular entre os ortodontistas, principalmente para medições craniométricas, localização de dentes supranumerários, impactados e planejamento de cirurgia ortognática. A precisão geométrica das imagens tem sido estudada utilizando-se diferentes scanners (SUOMALAINEN et al., 2008). Neste estudo, todas as medições foram inferiores ao valor real (10 mm). Estas variações podem ser influenciadas pelo tamanho do *voxel* e pelo número de projeções (BAMBA et al., 2013; GRIBEL et al., 2011). Portanto, clinicamente, as variações nas medições de distância devem ser consideradas, independentemente do protocolo ou da unidade CBCT.

Os indicadores da qualidade da imagem avaliados neste estudo seguiram as recomendações que os guias da Comissão Europeia (SEDENTEXCT,2012) e da Agência Britânica de proteção à saúde (HPA, 2010). Outras diretrizes em TCFC sobre CQ ainda são escassas. Na revisão de Horner et al. (2013), sobre as diretrizes para o uso clínico da TCFC, os autores identificaram 11 diretrizes que sugerem o uso adequado da TCFC, incluindo a avaliação da qualidade da imagem.

A aplicação dos testes de QC, seguindo as recomendações dos guias, requer pessoal qualificado e um longo tempo para realização dos testes. Além de que, a avaliação subjetiva das imagens obtidas em fantasmas de controle de qualidade, ainda tem persistido por muito anos. Um passo importante em direção aos melhores métodos para avaliação da qualidade da imagem é, portanto, substituir a avaliação subjetiva, por medidas objetivas (TORGERSEN et al.2014). Neste estudo, foi apresentado um sistema automatizado de avaliação da qualidade da imagem, rápido e fácil de usar, no qual qualquer indivíduo da equipe pode realizar os testes, mesmo um usuário inexperiente. O ImageJ é um programa de código aberto e permite adicionar, ajustar ou implementar outras funções dentro do plugin. Desde que o ImageJ é um software livre, apresenta-se como um método de baixo custo, uma vez que não requer uma licença de usuário e extremamente acessível. O software pode ser facilmente obtido através do download no site <http://imagej.nih.gov/ij/>.

Bamba et al. (2013) considerou-o muito útil e encorajou o desenvolvimento de plugins em ImageJ para avaliar a qualidade de imagem em TCFC associado a fantasmas. Donini et al. 2014, apresentou a viabilidade de um software, implementado como um plugin do ImageJ, para realizar a verificação das imagens radiográficas, em mamografia e angiografia / fluoroscopia. O sistema CBCT QA, que desenvolvemos, realizou a avaliação automatizada dos parâmetros indicadores da qualidade da imagem, independentemente do sistema operacional instalado no

computador e tem a possibilidade de implementar novas funções, conforme o avanço tecnológico dos equipamentos. Assim, o CBCT QA é um sistema dinâmico e sempre atual.

Considerando que uma imagem clinicamente útil está baseada na capacidade do sistema em apresentar e distinguir claramente os diferentes materiais numa imagem. A precisão com a qual um sistema continua a realizar esta tarefa ao longo do tempo pode ser determinada quantitativamente através do CBCT QA. Outra vantagem está relacionada a capacidade de obtenção dos resultados com o mínimo de interferência do operador, proporcionando menor probabilidade de erros causados pelo homem. Portanto, o CBCT QA realizou desde a seleção automática das fatias da imagem até os cálculos inerentes as avaliações e apresentação dos resultados. Ademais, por possuir um ambiente amigável, consideramos uma ferramenta de fácil manuseio. Também, foram apresentadas as informações pertencentes ao cabeçalho DICOM (protocolo de exposição e indicador de dose). Estas informações permitem a realização de estudos retrospectivos e prospectivos relacionados a otimização das práticas radiológicas.

O projeto SEDENTEXCT também propôs um sistema automatizado para análise quantitativa dos parâmetros da qualidade da imagem. Porém, o sistema é pago e adquirido separadamente do fantoma. Acrescenta-se que para realização das medidas, o usuário necessita aplicar as ROIs manualmente. Este manuseio pode acarretar em erros no posicionamento das ROIs e, conseqüentemente, falhas nos valores dos parâmetros indicadores da qualidade da imagem. Outros estudos apresentaram fantasmas para avaliação dos parâmetros indicadores da qualidade da imagem em TCFC, associados a programas de computador.

O fantoma proposto por Torgesen et al.(2015) permite avaliação de cinco parâmetros da qualidade da imagem (resolução de baixo e alto contraste, uniformidade da imagem, ruído e distorção geométrica). Porém, tal fantoma não possibilita a avaliação dos artefatos metálicos na imagem. Este é considerado um parâmetro importante, pois tem se apresentado como uma das principais causas de interferências com a qualidade diagnóstica na TCFC, uma vez que os artefatos também afetarão outros parâmetros de qualidade de imagem, como a resolução espacial (BRULLMAN e SCHULZE et al.2015; BECHARA BB et al., 2012; SCHULZE et al., 2011). O estudo desenvolvido por Ludlow e Walker.,(2013), também apresentou um fantoma que permite a avaliação da qualidade da Imagem. O fantoma Quart DVT\_AP possibilitou a aferição da homogeneidade da imagem, razão contraste ruído, resolução espacial, intensidade do sinal e ruído no PMMA, frequência de *Nyquist* e contraste. Desta forma, observou-se que no estudo deles não foram avaliados todos os parâmetros da qualidade da imagem sugerido pelos guias SEDENTEXCT e HPA. Acrescenta-se que as imagens foram obtidas em apenas um

equipamento de TCFC, demonstrando uma fragilidade e a dúvida da capacidade de uso em outras unidades de TCFC.

Atualmente, as definições de fantasmas adequados para avaliação da qualidade da imagem em TCFC ainda é considerado um desafio, visto que os fantasmas que avaliam todos os parâmetros, sugeridos pelo Comissão Europeia, são demasiadamente grandes. Ademais, nestes casos, são necessárias múltiplas exposições para realizar os testes com esses simuladores. Conseqüentemente, isto reflete na limitação da avaliação em equipamentos que apresentam FOVs pequenos. Isto foi observado no estudo de Steiding, Kolditz, Kalender., (2014), no qual apresentaram um fantoma e um *software* dedicado a avaliação objetiva da imagem. Mesmo considerado um conjunto sofisticado e bem elaborado, com avaliação de vários parâmetros, limita-se à equipamentos com FOVs menores do que 100 x 100 mm. Neste estudo, resolvemos esta questão, pois com o conjunto fantoma-*software* foi possível avaliar os protocolos de exposição em equipamentos com FOVs grandes (180 mm x 160 mm), médios (145 mm x 75 mm) e pequenos (60 mm x 60 mm) com apenas um única exposição.

As possibilidades de aplicação do CBCT\_QA partem desde o uso pelos fabricantes de equipamentos de TCFC que desejam testar protótipos para produção, bem como avaliar novas ferramentas de manipulação de imagens, até o uso por pesquisadores que buscam desenvolver novos algoritmos de reconstrução. Portanto, não está restrito apenas ao controle de qualidade regular ou otimização dos protocolos de exposição.

Neste estudo, foi apresentado um novo método para melhorar o controle de qualidade em TCFC. Devido à grande variedade de equipamentos de TCFC disponíveis no mercado, novos estudos devem ser realizados para o desenvolvimento de fantasmas que adequem-se aos equipamentos de FOV pequeno.

## **7 CONCLUSÕES**

O CBCT\_QA permite a avaliação de oito parâmetros (Uniformidade, Ruído, Razão Sinal Ruído, Razão Contraste Ruído, Resolução espacial, Baixo contraste, índice de artefatos, distorção geométrica)

Os indicadores da qualidade da imagem em tomografia computadorizada de feixe cônico foram obtidos de forma rápida, de baixo custo e com o mínimo de intervenção pelo usuário.

O fantoma foi capaz de avaliar todos os parâmetros de qualidade de imagem em TCFC, sugeridos pela Comissão Europeia. Além disso, foi apto para ser usado em unidades de TCFC com FOV de até 60 mm de altura com apenas uma única exposição.

Além disso, o conjunto fantoma e *software* mostrou-se viável para serem aplicados em testes de aceitação e em testes de controle de qualidade regulares como forma de avaliação da degradação da qualidade da imagem em TCFC ao longo do tempo.

O método desenvolvido foi capaz de identificar que podem existir diferenças significativas entre os indicadores da qualidade da imagem avaliados, de acordo com os fabricantes e protocolos.

O fantoma e o *software* CBCT\_QA são úteis para estudos de otimização de protocolos aplicados ao uso da TCFC.

O sistema de gerenciamento dos resultados é apto para controle e acompanhamento dos testes realizados.

## **REFERÊNCIAS**

ABOUEI, E.; LEE, S.; FORD, N. L. Quantitative performance characterization of image quality and radiation dose for a CS 9300 dental cone beam computed tomography machine. **Journal of Medical Imaging**, Bellingham, v. 2, n. 4, p. 0440021-04400212, Oct. 2015.

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE (AAPM). **Report N° 1**. Phantoms for performance evaluation and quality assurance of CT scanners. New York: American Institute of Physics, 1977.

AMERICAN DENTAL ASSOCIATION COUNCIL ON SCIENTIFIC AFFAIRS. **The use of cone-beam computed tomography in dentistry**. **The Journal of the American Dental Association**, Chicago, v. 143, n. 8, p. 899-902, Aug. 2012.

ANTONUUK, L. E. et al. Strategies to improve the signal and noise performance of active matrix, flat-panel imagers for diagnostic x-ray applications. **Medical Physics**, Lancaster, v. 27, n. 2, p. 289-306, Feb. 2000.

ARAKI, K. et al. Characteristics of a newly developed dentomaxillofacial X-ray cone beam CT scanner (CB MercuRay): system configuration and physical properties. **Dentomaxillofacial Radiology**, London, v. 33, n. 1, p. 51-59, Jan. 2004.

BABA, R.; UEDA, K.; OKABE, M. Using a flat-panel detector in high resolution cone beam CT for dental imaging. **Dentomaxillofacial Radiology**, London, v. 33, n. 5, p. 285-290, Sept. 2004.

BABA, R. et al. Comparison of flat-panel detector and image-intensifier detector for cone-beam CT. **Computerized Medical Imaging and Graphics**, Elmsford, v. 26, n. 3, p. 153-158, May/June 2002.

BACHER, K. et al. Dose reduction in patients undergoing chest imaging: digital amorphous silicon flat-panel detector radiography versus conventional film-screen radiography and phosphor-based computed radiography. **American Journal of Roentgenology**, Leesburg, v. 181, n. 4, p. 923-929, Oct. 2003.

BALLRICK, J. W. et al. Image distortion and spatial resolution of a commercially available cone-beam computed tomography machine. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, St. Louis, v. 134, n. 4, p. 573-582, Oct. 2008.

BAMBA, J. et al. Image quality assessment of three cone beam CT machines using the SEDENTEXCT CT phantom. **Dentomaxillofacial Radiology**, London, v. 42, n. 8, p. 20120445, Aug. 2013.

BARBORIAK, D. P. et al. Creation of DICOM-aware applications using ImageJ. **Journal of Digital Imaging**, Philadelphia, v. 18, n. 2, p. 91-99, June 2005.

BARRETT, J. F.; KEAT, N. Artifacts in CT: recognition and avoidance. **Radiographics**, Easton, v. 24, n. 6, p. 1679-1691, Nov./Dec. 2004.

BATISTA, W. O.; NAVARRO, M. V.; MAIA, A. F. Development of a phantom and a methodology for evaluation of depth kerma and kerma index for dental cone beam computed

tomography. **Radiation Protection Dosimetry**, Ashford, v. 157, n. 4, p. 543-551, Dec. 2013a.

BATISTA, W. O.; NAVARRO, M. V.; MAIA, A. F. Development and implementation of a low-cost phantom for quality control in cone beam computed tomography. **Radiation Protection Dosimetry**, Ashford, v. 157, n. 4, p. 552-560, Dec. 2013b.

BATISTA, W. O. et al. Assessment of protocols in cone-beam CT with symmetric and asymmetric beams using effective dose and air kerma-area product. **Applied Radiation and Isotopes**, Oxford, v. 100, n.1, p. 16-20, June 2015.

BECHARA, B. et al. Evaluation of a cone beam CT artefact reduction algorithm. **Dentomaxillofacial Radiology**, London, v. 41, n. 5, p. 422-428, July 2012.

BECHARA, B. et al. Cone beam CT scans with and without artefact reduction in root fracture detection of endodontically treated teeth. **Dentomaxillofacial Radiology**, London, v. 42, n. 5, p. 20120245, May 2013.

BECHARA, B. B. et al. Metal artefact reduction with cone beam CT: an *in vitro* study. **Dentomaxillofacial Radiology**, London, v. 41, n. 3, p. 248-253, Mar. 2012.

BORNSTEIN, M. M. et al. Cone beam computed tomography in implant dentistry: a systematic review focusing on guidelines, indications, and radiation dose risks. **International Journal of Oral and Maxillofacial Implants**, Lombard, v. 29 Suppl, p. 55-77, Mar. 2014.

BRULLMANN, D.; SCHULZE, R. K. Spatial resolution in CBCT machines for dental/maxillofacial applications-what do we know today? **Dentomaxillofacial Radiology**, London v. 44, n. 1, p. 20140204, Jan. 2015.

BRYANT, J. A.; DRAGE, N. A.; RICHMOND, S. Study of the scan uniformity from an i-CAT cone beam computed tomography dental imaging system. **Dentomaxillofacial Radiology**, London, v. 37, n. 7, p. 365-374, Oct. 2008.

BURGER, W.; BURGE, M. J. **Digital image Processing: an algorithmic introduction using Java**. New York: Springer-Verlag, 2008.

BUSHBERG, J. **The essential physics of medical imaging**. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2012.

CARTER, L. et al. American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology executive opinion statement on performing and interpreting diagnostic cone beam computed tomography. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology**, St. Louis, v. 106, n. 4, p. 561-562, Oct. 2008.

CHOTAS, H. G.; DOBBINS, J. T., 3RD; RAVIN, C. E. Principles of digital radiography with large-area, electronically readable detectors: a review of the basics. **Radiology**, Easton, v. 210, n. 3, p. 595-599, Mar. 1999.

COHENCA, N. et al. Clinical indications for digital imaging in dento-alveolar trauma. Part 1: traumatic injuries. **Dental Traumatology**, Copenhagen, v. 23, n. 2, p. 95-104, Apr. 2007.



COWEN, A. R.; KENGYELICS, S. M.; DAVIES, A. G. Solid-state, flat-panel, digital radiography detectors and their physical imaging characteristics. **Clinical Radiology**, Edinburgh, v. 63, n. 5, p. 487-498, May 2008.

DE-AZEVEDO-VAZ, S. L. et al. Detection of periimplant fenestration and dehiscence with the use of two scan modes and the smallest voxel sizes of a cone-beam computed tomography device. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology**, St. Louis, v. 115, n. 1, p. 121-127, Jan. 2013.

DE-AZEVEDO-VAZ, S. L. et al. Efficacy of a cone beam computed tomography metal artifact reduction algorithm for the detection of peri-implant fenestrations and dehiscences. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology**, St. Louis, v. 121, n. 5, p. 550-556, May 2016.

DeWERD, L.; KISSICK, M. (Ed.). **The phantoms of medical and health physics**. New York, USA: Springer-Verlag, 2014.

DILLENSEGER, J. P. et al. MSCT versus CBCT: evaluation of high-resolution acquisition modes for dento-maxillary and skull-base imaging. **European Radiology**, Berlin, v. 25, n. 2, p. 505-515, Feb. 2015.

DONINI, B. et al. Free software for performing physical analysis of systems for digital radiography and mammography. **Medical Physics**, Lancaster, v. 41, n. 5, p. 051903, May 2014.

DRAENERT, F. et al. Beam hardening artefacts occur in dental implant scans with the NewTom® cone beam CT but not with the dental 4-row multidetector CT. **Dentomaxillofacial Radiology**, London, v. 36, n. 4, p. 198-203, May 2007.

DREISEIDLER, T. et al. Comparison of cone-beam imaging with orthopantomography and computerized tomography for assessment in presurgical implant dentistry. **International Journal of Oral and Maxillofacial Implants**. Lombard, v. 24, n. 2, p. 216-225, Mar./Apr. 2009.

DREYER, C. Orthodontic radiographs: guidelines, 3rd edition. **The European Journal of Orthodontics**, London, v. 30, n. 6, p. 669-670, Dec. 2008.

DUAN, X. et al. Electronic noise in CT detectors: impact on image noise and artifacts. **American Journal of Roentgenology**, Leesburg, v. 201, n. 4, p. W626-W632, Oct. 2013.

ERDOGAN, H.; FESSLER, J. A. Ordered subsets algorithms for transmission tomography. **Physics in Medicine and Biology**, London, v. 44, n. 11, p. 2835-2851, Nov. 1999.

EUROPEAN COMMISSION. **Radiation Protection 136 European guidelines on radiation protection in dental radiology. The safe use of radiographs in dental practice**. Belgium: European Communities, 2004.

FACCIOLI, N. et al. Radiation dose saving through the use of cone-beam CT in hearing-impaired patients. **La Radiologia Medica**. Torino, v. 114, n. 8, p. 1308-1318, Sept. 2009.

FELDKAMP, L. A.; DAVIS, L. C.; KRESS, J. W. Practical cone-beam algorithm. **Journal of the Optical Society of America: Optics and Image Science**, Washington, v. 1, n. 6, p. 612-619, June 1984.

FESSLER, J. Statistical image reconstruction methods for transmission tomography. In: FITZPATRICK, J. M.; SONKA, M. (Ed.). **Handbook of medical imaging**. v. 2: **Medical image processing and analysis**. Bellingham, 2000.

GILLESPIE, T.; RICHARDSON, M. L.; ROWBERG, A. H. Displaying radiologic images on personal computers: practical applications and uses. **Journal of Digital Imaging**, Philadelphia, v. 7, n. 3, p. 101-106, Aug. 1994.

GILMORE, J. W., J; LARES, M. CMOS technology for digital dental imaging. **Biophotonics**, 2010. Disponível em: <<<http://www.photonics.com/Article.aspx?PID=1&VID=62&IID=459&Tag=Features&AID=42008>>. Acesso em: 14 nov. 2014.

GIRISH, V.; VIJAYALAKSHMI, A. Affordable image analysis using NIH image/ImageJ. **Indian Journal of Cancer**, Bombay, v. 41, n. 1, p. 47, Jan./Mar. 2004.

GRIBEL BF, GRIBEL MN, FRAZAO DC, MCNAMARA JA, JR., MANZI FR. Accuracy and reliability of craniometric measurements on lateral cephalometry and 3D measurements on CBCT scans. **The Angle orthodontist**, Appleton, v.81, n.1,p.26-35, Jan. 2011.

GÜLDNER, C. et al. Potential of dosage reduction in cone-beam-computed tomography (CBCT) for radiological diagnostics of the paranasal sinuses. **European Archives of Oto-Rhino-Laryngology**, Berlin, v. 270, n. 4, p. 1307-1315, Mar. 2013.

GUPTA, R. et al. Ultra-high resolution flat-panel volume CT: fundamental principles, design architecture, and system characterization. **European Radiology**, Berlin, v. 16, n. 6, p. 1191-1205, June 2006.

HAAK, D.; PAGE, C. E.; DESERNO, T. M. A survey of DICOM viewer software to integrate clinical research and medical imaging. **Journal of Digital Imaging**, Philadelphia, v. 29, n. 2, p. 206-215, Apr. 2016.

HASSAN, B. A. et al. Influence of scan setting selections on root canal visibility with cone beam CT. **Dentomaxillofacial Radiology**, London, v. 41, n. 8, p. 645-648, Dec. 2012.

HEALTH PROTECTION AGENCY (HPA). **Guidance on the safe use of dental cone beam CT (computed tomography) equipment**. Chilton: Health Protection Agency, 2010.

HORNER K, JACOBS R, SCHULZE R. Dental CBCT equipment and performance issues. **Rad Protec Dosim**, Ashford, v.153,n.2,p. 212-218, Nov.2013

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Quality Assurance Programme for Computed Tomography: Diagnostic and Therapy Applications. No. 19. Vienna, Austria: IAEA Human Health Series; 2012.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION (ICRP). The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. **Annals of the ICRP**, v. 37, n. 2-4, 2007.

JABA, L. S.; SHANTHI, V.; SINGH, D. J. Estimation of hippocampus volume from MRI using ImageJ for Alzheimer's diagnosis. **Atlas Journal of Medical & Biological Sciences**, Fayetteville, v. 1, n. 1, p. 15-20, Jan. 2011.

JANNER, S. F. et al. Precision of endodontic working length measurements: a pilot investigation comparing cone-beam computed tomography scanning with standard measurement techniques. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v. 37, n. 8, p. 1046-1051, Aug. 2011.

CORTÉS-RODICIO, J.; SÁNCHEZ-MERINO, G.; GARCÍA-FIDALGO, M. jQC-PET, una macro de ImageJ para el análisis del control de calidad de un PET/CT. **Revista de Física Médica**, Madrid, v. 16, n. 3, p. 11-18, Feb. 2015.

JONES, D. et al. The effect of alteration of the exposure parameters of a cone-beam computed tomographic scan on the diagnosis of simulated horizontal root fractures. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v. 41, n. 4, p. 520-525, Apr. 2015.

KAMBUROGLU, K. et al. Comparative assessment of subjective image quality of cross-sectional cone-beam computed tomography scans. **Journal of Oral Science**, Tokyo, v. 53, n. 4, p. 501-508, Dec. 2011.

KAPILA, S.; CONLEY, R. S.; HARRELL, W. E., JR. The current status of cone beam computed tomography imaging in orthodontics. **Dentomaxillofacial Radiology**, London, v. 40, n. 1, p. 24-34, Jan. 2011.

KILJUNEN T, KAASALAINEN T, SUOMALAINEN A, KORTESNIEMI M. Dental cone beam CT: A review. **Physica Medica**, Lancaster, v.31, n.8, p. 844-860, Dec. 2015

KOCASARAC, H. D. et al. Contrast-to-noise ratio with different settings in a cone-beam computerized tomography machine in presence of different root-end filling materials: an in vitro study. **Dentomaxillofacial Radiology**, London, v. 45, n. 5, p. 20160012, Apr. 2016.

KRISHNAMOORTHY, B.; MAMATHA, N. S.; KUMAR, V. A. R. TMJ imaging by CBCT: current scenario. **Annals of Maxillofacial Surgery**, Mumbai, v. 3, n. 1, p. 80-83, Jan./June 2013.

KWONG, J. C. et al. Image quality produced by different cone-beam computed tomography settings. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, St. Louis, v. 133, n. 2, p. 317-327, Feb. 2008.

LAGRAVÈRE, M. O. et al. Density conversion factor determined using a cone-beam computed tomography unit NewTom QR-DVT 9000. **Dentomaxillofacial Radiology**, London, v. 35, n. 6, p. 407-409, Nov. 2006.

LIANG, X. et al. A comparative evaluation of cone beam computed tomography (CBCT) and multi-slice CT (MSCT). Part II: On 3D model accuracy. **European Journal of Radiology**, Stuttgart, v. 75, n. 2, p. 270-274, Aug. 2010.

LOUBELE, M. et al. A comparison of jaw dimensional and quality assessments of bone characteristics with cone-beam CT, spiral tomography, and multi-slice spiral CT. **The**

**International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, v. 22, n. 3, p. 446-454, May/June 2007.

LOUBELE, M. et al. Comparative study of image quality for MSCT and CBCT scanners for dentomaxillofacial radiology applications. **Radiation Protection Dosimetry**, Ashford, v. 129, n. 1-3, p. 222-226, June 2008a.

LOUBELE, M. et al. Image quality vs radiation dose of four cone beam computed tomography scanners. **Dentomaxillofacial Radiology**, London, v. 37, n. 6, p. 309-318, Sept. 2008b.

LOUBELE, M. et al. Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications. **European Journal of Radiology**, Stuttgart, v. 71, n. 3, p. 461-468, Sept. 2009.

LUDLOW, J. B.; IVANOVIC, M. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology**, St. Louis, v. 106, n. 1, p. 106-114, July 2008.

LUDLOW, J. B.; WALKER, C. Assessment of phantom dosimetry and image quality of i-CAT FLX cone-beam computed tomography. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, St. Louis, v. 144, n. 6, p. 802-817, Dec. 2013.

LUDLOW, J. B. et al. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. **Dentomaxillofacial Radiology**, London, v. 35, n. 4, p. 219-226, July 2006.

LUKAT TD, PERSCHBACHER SE, PHAROAH MJ, LAM EWN. The effects of voxel size on cone beam computed tomography images of the temporomandibular joints. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, St. Louis, v.119,n.2 ,p.229-37, Feb.2015

MAH, P.; REEVES, T. E.; McDAVID, W. D. Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam computed tomography. **Dentomaxillofacial Radiology**, London, v. 39, n. 6, p. 323-335, Sept. 2010.

MAINPRIZE, J. G. et al. A CdZnTe slot-scanned detector for digital mammography. **Medical Physics**, Lancaster, v. 29, n. 12, p. 2767-2781, Dec. 2002.

MARMULLA, R. et al. Geometric accuracy of the NewTom 9000 Cone Beam CT. **Dentomaxillofacial Radiology**, London, v. 34, n. 1, p. 28-31, Jan. 2005.

McCOLLOUGH, C. H. et al. The phantom portion of the American College of Radiology (ACR) computed tomography (CT) accreditation program: practical tips, artifact examples, and pitfalls to avoid. **Medical Physics**, Lancaster, v. 31, n. 9, p. 2423-2442, Sept. 2004.

MIRACLE, A. C.; MUKHERJI, S. K. Conebeam CT of the head and neck, part 1: physical principles. **American Journal of Neuroradiology**, Baltimore, v. 30, n. 6, p. 1088-1095, June 2009a.

MIRACLE, A. C.; MUKHERJI, S. K. Conebeam CT of the head and neck, part 2: clinical applications. **American Journal of Neuroradiology**, Baltimore, v. 30, n. 7, p. 1285-1292, Aug. 2009b.

MOZZO, P. et al. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. **European Radiology**, Berlin, v. 8, n. 9, p. 1558-1564, 1998.

NACKAERTS, O. et al. Analysis of intensity variability in multislice and cone beam computed tomography. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v. 22, n. 8, p. 873-879, Aug. 2011.

NAKATA, K. et al. Effectiveness of dental computed tomography in diagnostic imaging of periradicular lesion of each root of a multirrooted tooth: a case report. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v. 32, n. 6, p. 583-587, June 2006.

NARDI, C. et al. Metal and motion artifacts by cone beam computed tomography (CBCT) in dental and maxillofacial study. **Radiologia Medica**, Torino, v. 120, n. 7, p. 618-626, July 2015.

OZAKI, Y. et al. Location dependency of the spatial resolution of cone beam computed tomography for dental use. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology**, St. Louis, v. 116, n. 5, p. 648-655, Nov. 2013.

PAUWELS, R. et al. Development and applicability of a quality control phantom for dental cone-beam CT. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, Reston, v. 12, n. 4, p. 3478, Nov. 2011.

PAUWELS, R. et al. Comparison of spatial and contrast resolution for cone-beam computed tomography scanners. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology**, St. Louis, v. 114, n. 1, p. 127-135, July 2012a.

PAUWELS, R. et al. Dose distribution for dental cone beam CT and its implication for defining a dose index. **Dentomaxillofacial Radiology**, London, v. 41, n. 7, p. 583-593, Oct. 2012b.

PAUWELS, R. et al. Quantification of metal artifacts on cone beam computed tomography images. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v. 24 Suppl A100, p. 94-99, Aug. 2013.

PAUWELS, R. et al. A pragmatic approach to determine the optimal kVp in cone beam CT: balancing contrast-to-noise ratio and radiation dose. **Dentomaxillofacial Radiology**, London, v. 43, n. 5, p. 20140059, Apr. 2014.

PAUWELS, R. et al. Technical aspects of dental CBCT: state of the art. **Dentomaxillofacial Radiology**, London, v. 44, n. 1, p. 20140224, Jan. 2015a.

PAUWELS, R. et al. Optimization of dental CBCT exposures through mAs reduction. **Dentomaxillofacial Radiology**, London, v. 44, n. 9, p. 20150108, June 2015b.

PAUWELS, R. et al. Reduction of scatter-induced image noise in cone beam computed tomography: effect of field of view size and position. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral**

**Pathology, Oral Radiology, and Endodontology**, St. Louis, v. 121, n. 2, p. 188-195, Feb. 2016.

PAYNE, J. T. CT radiation dose and image quality. **Radiologic Clinics of North America**, Philadelphia, v. 43, n. 6, p. 953-962, vii, Nov. 2005.

PLACHTOVICS, M.; GOCZAN, J.; NAGY, K. The effect of calibration and detector temperature on the reconstructed cone beam computed tomography image quality: a study for the workflow of the iCAT Classic equipment. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology**, St. Louis, v. 119, n. 4, p. 473-480, Apr. 2015.

RAJWA, B. et al. AFM/CLSM data visualization and comparison using an open-source toolkit. **Microscopy Research and Technique**, New York, v. 64, n. 2, p. 176-184, June 2004.

RASBAND, W. S. **ImageJ**. U. S. National Institutes of Health, Bethesda, 1997-2016. Disponível em: <<http://imagej.nih.gov/ij/>>. Acesso em: 17 mar. 2016.

RAZAVI, T. et al. Accuracy of measuring the cortical bone thickness adjacent to dental implants using cone beam computed tomography. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v. 21, n. 7, p. 718-725, July 2010.

REEVES, T. E.; MAH, P.; McDAVID, W. D. Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam CT: a clinical application. **Dentomaxillofacial Radiology**, London, v. 41, n. 6, p. 500-508, Sept. 2012.

ROBERTS, J. A. et al. Effective dose from cone beam CT examinations in dentistry. **British Journal of Radiology**, London, v. 82, n. 973, p. 35-40, Jan. 2009.

ROMANS, L. E. **Computed tomography for technologists: a comprehensive text**. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2011.

SCARFE, W. C.; FARMAN, A. G. What is cone-beam CT and how does it work? **Dental Clinics of North America**. Philadelphia, v. 52, n. 4, p. 707-730, Oct. 2008.

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

SCARFE, W. C. et al. Maxillofacial cone beam computed tomography: essence, elements and steps to interpretation. **Australian Dental Journal**, Sydney, v. 57 Suppl 1, p. 46-60, Mar. 2012.

SCHILLING, R.; GEIBEL, M. A. Assessment of the effective doses from two dental cone beam CT devices. **Dentomaxillofacial Radiology**, London, v. 42, n. 5, p. 20120273, Feb. 2013.

SCHULZE, R. K.; BERNDT, D.; D'HOEDT, B. On cone-beam computed tomography artifacts induced by titanium implants. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v. 21, n. 1, p. 100-107, Jan. 2010.

SCHULZE, R. et al. Artefacts in CBCT: a review. **Dentomaxillofacial Radiology**, London, v. 40, n. 5, p. 265-273, July 2011.

SEDEXCT. **Radiation protection n° 172: Cone Beam CT for dental and maxillofacial radiology**. Luxembourg: European Commission Directorate General for Energy, 2012.

SEUNG-WAN, L. et al. Effects of reconstruction parameters on image noise and spatial resolution in cone-beam computed tomography. **Journal of the Korean Physical Society**, Seoul, v. 59, n. 4, p. 2825-2832, Oct. 2011.

SPIN-NETO, R. et al. Cone beam CT image artefacts related to head motion simulated by a robot skull: visual characteristics and impact on image quality. **Dentomaxillofacial Radiology**, London, v. 42, n. 2, p. 323-331, Feb. 2013.

SPRAWLS, P. AAPM tutorial. CT image detail and noise. **Radiographics**, Easton, v. 12, n. 5, p. 1041-1046, Sept. 1992.

STAVROPOULOS, A.; WENZEL, A. Accuracy of cone beam dental CT, intraoral digital and conventional film radiography for the detection of periapical lesions. An ex vivo study in pig jaws. **Clinical Oral Investigations**, Berlin, v. 11, n. 1, p. 101-106, Mar. 2007.

STEIDING, C.; KOLDITZ, D.; KALENDER, W. A. A quality assurance framework for the fully automated and objective evaluation of image quality in cone-beam computed tomography. **Medical Physics**, Lancaster, v. 41, n. 3, p. 031901, Mar. 2014.

STEIDING, C.; KOLDITZ, D.; KALENDER, W. Comparison of methods for acceptance and constancy testing in dental cone-beam computed tomography. **Rofo: Fortschritte auf dem Gebiete der Roentgenstrahlen und der Nuklearmedizin**, Stuttgart, v. 187, n. 4, p. 283-290, Apr. 2015.

SUOMALAINEN A, VEHMAS T, KORTESNIEMI M, ROBINSON S, PELTOLA J. Accuracy of linear measurements using dental cone beam and conventional multislice computed tomography. **Dentomaxillofac Radiol.**, London, v.37, n. 1, p.10-17, Jan. 2008

SUOMALAINEN, A. et al. Dosimetry and image quality of four dental cone beam computed tomography scanners compared with multislice computed tomography scanners. **Dentomaxillofacial Radiology**, London, v. 38, n. 6, p. 367-378, Sept. 2009.

SUR, J. et al. Effects of tube current on cone-beam computerized tomography image quality for presurgical implant planning in vitro. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology**, St. Louis, v. 110, n. 3, p. e29-33, Sept. 2010.

THE PHANTOM LABORATORY. **Catphan 500 and 600 Manual**. Salem: The Phantom Laboratory, 2006.

THEUWISSEN, A. J. P. CMOS image sensors: state-of-the-art. **Solid-State Electronics**, Oxford, v. 52, n. 9, p. 1401-1406, Sept. 2008.

- TORGERSEN, G. R. et al. A phantom for simplified image quality control of dental cone beam computed tomography units. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology**, St. Louis, v. 118, n. 5, p. 603-611, Nov. 2014.
- TSIKLAKIS, K. et al. Dose reduction in maxillofacial imaging using low dose Cone Beam CT. **European Journal of Radiology**, Stuttgart, v. 56, n. 3, p. 413-417, June 2005.
- VAN GOMPEL, G. et al. Iterative correction of beam hardening artifacts in CT. **Medical Physics**, Lancaster, v. 38 Suppl 1, p. S36, July 2011.
- VASCONCELOS, T. V. et al. Influence of the milliamperage settings on cone beam computed tomography imaging for implant planning. **International Journal of Oral and Maxillofacial Implants**, Lombard, v. 29, n. 6, p. 1364-1368, Nov./Dec. 2014.
- VASSILEVA, J.; STOYANOV, D. Quality control and patient dosimetry in dental cone beam CT. **Radiation Protection Dosimetry**, Ashford, v. 139, n. 1-3, p. 310-312, Apr./May 2010.
- WATANABE, H.; HONDA, E.; KURABAYASHI, T. Modulation transfer function evaluation of cone beam computed tomography for dental use with the oversampling method. **Dentomaxillofacial Radiology**, London, v. 39, n. 1, p. 28-32, Jan. 2010.
- WATANABE, H. et al. A comparative study for spatial resolution and subjective image characteristics of a multi-slice CT and a cone-beam CT for dental use. **European Journal of Radiology**, Stuttgart, v. 77, n. 3, p. 397-402, Mar. 2011.
- XU, J. et al. Technical assessment of a cone-beam CT scanner for otolaryngology imaging: image quality, dose, and technique protocols. **Medical Physics**, Lancaster, v. 39, n. 8, p. 4932-4942, Aug. 2012.
- YAFFE, M. J.; ROWLANDS, J. A. X-ray detectors for digital radiography. **Physics in Medicine and Biology**, London, v. 42, n. 1, p. 1-39, Jan. 1997.



## **APÊNDICE A – Comunicações científicas**

- V CONGRESSO DE PROTEÇÃO CONTRA RADIAÇÕES DA COMUNIDADE DOS PAÍSES DE LÍNGUA PORTUGUESA

**OLIVEIRA, M. V. L.;** BATISTA, W. O. G. ; PAULO, G. ; CARVALHO, A. M. ; SANTOS, J. M. ; CAMPOS, P. S. F. . Influence Of Voxel Size And Current-Time Product In Signal To Noise Ratio And Contrast To Noise Ratio In Cone Beam Computed Tomography. 2016. (Apresentação de Trabalho/Congresso).

- 3º ANUAL MEETING COIMBRA HEALTH SCHOOL

**OLIVEIRA, M. V. L.;** CARVALHO, A. M; PAULO, G. ; CAMPOS, P. S. F. ; SANTOS, J. .Desenvolvimento de um método para análise dos parâmetros da qualidade da imagem em Cone Beam Computed Tomography. 2016. . (Apresentação de Trabalho/Congresso).