# FACULDADE DE ENFERMAGEM NOVA ESPERANÇA LTDA FACULDADE DE ENFERMAGEM NOVA ESPERANÇA – FACENE

JOYCE GOMES DE ARAUJO

# ANÁLISE COMPARATIVA DA QUALIDADE DE IMAGENS DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA OBTIDAS EM EQUIPAMENTOS DE FLUOROSCOPIA

JOÃO PESSOA 2025

## JOYCE GOMES DE ARAUJO

# ANÁLISE COMPARATIVA DA QUALIDADE DE IMAGENS DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA OBTIDAS EM EQUIPAMENTOS DE FLUOROSCOPIA

Trabalho de conclusão de curso apresentado à Faculdade de Enfermagem Nova Esperança – FACENE, como exigência para obtenção do título de Tecnólogo em Radiologia.

ORIENTADOR: Prof. Dr. Alex Cristóvão Holanda de Oliveira.

JOÃO PESSOA 2025

A689a	<ul> <li>Araújo, Joyce Gomes de Análise comparativa da qualidade de imagens de tomografia computadorizada obtidas em equipamentos de fluoroscopia / Joyce Gomes de Araújo. – João Pessoa, 2025. 19f.; il.</li> </ul>
	Orientador: Prof.º D.º Alex Cristóvão Holanda de Oliveira. Trabalho de Conclusão de Curso (Tecnólogo em Radiologia) – Faculdade Nova Esperança - FACENE
	1. Tomografía Computadorizada de Feixe Cônico. 2. Qualidade da Imagem. 3. Radiologia Intervencionista. I. Título.
	CDU: 615.849

#### JOYCE GOMES DE ARAUJO

# ANÁLISE COMPARATIVA DA QUALIDADE DE IMAGENS DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA OBTIDAS EM EQUIPAMENTOS DE FLUOROSCOPIA

Trabalho de conclusão de curso apresentado pela aluna Joyce Gomes de Araujo, do curso de Tecnologia em Radiologia da Faculdade de Enfermagem Nova Esperança – FACENE, tendo obtido o conceito de \_\_\_\_\_\_, conforme a apreciação da banca examinadora constituída pelos professores:

Aprovado em: \_\_\_\_\_de \_\_\_\_\_de \_\_\_\_\_

## **BANCA EXAMINADORA**

Prof. Dr. Alex Cristóvão Holanda de Oliveira Faculdade de Enfermagem Nova Esperança – FACENE

Prof. <sup>a</sup> Dra. Débora Teresa da Rocha Gomes Ferreira de Almeida Faculdade de Enfermagem Nova Esperança – FACENE

Prof.<sup>a</sup> Dra. Poliane Angelo de Lucena Santos Faculdade de Enfermagem Nova Esperança – FACENE

1 INTRODUÇÃO	7
2 MATERIAIS E MÉTODO	8
2.1 Exatidão dos Números CT	
2.2 Contraste PMMA e Água	
2.3 Uniformidade dos Números CT	
2.4 Resolução espacial	
2.5 Ruído	
2.6 Razão Sinal-Ruído	
3 RESULTADOS E DISCUSSÃO	
4 CONSIDERAÇÕES FINAIS	
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	

# SUMÁRIO

# ANÁLISE COMPARATIVA DA QUALIDADE DE IMAGENS DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA OBTIDAS EM EQUIPAMENTOS DE FLUOROSCOPIA

ARAÚJO, J. G.; OLIVEIRA, A. C. H.

### **RESUMO**

A tomografia computadorizada, de feixe cônico (CBCT) em equipamentos de fluoroscopia com arco em C, representa uma inovação relevante na radiologia intervencionista, ao possibilitar a aquisição de imagens tridimensionais em tempo real durante os procedimentos. Este estudo teve como objetivo comparar a dose de radiação e a qualidade das imagens obtidas por CBCT em relação à tomografia computadorizada convencional (CT). As imagens foram adquiridas no Hospital Nova Esperança, em João Pessoa – PB, utilizando um fantoma físico da GE, modelo Helios QA, submetido à aquisição de imagens em um equipamento de CT e em um sistema de fluoroscopia com protocolo CBCT 5sDR Head. Foram avaliados os seguintes parâmetros de qualidade: exatidão dos números CT, contraste entre PMMA e água, uniformidade, resolução espacial, ruído e razão sinal-ruído (SNR), com análise realizada por meio do software ImageJ. Os resultados mostraram que a dose de radiação do CBCT foi 17% inferior à da CT. A CT apresentou melhor desempenho na exatidão dos números CT e na resolução espacial, enquanto o CBCT apresentou maior uniformidade e SNR semelhante à da CT, mesmo com maior ruído. Artefatos de franja foram observados nas imagens de CBCT, especialmente nas regiões inferiores, devido à radiação espalhada e à limitação do campo de visão. Conclui-se que, embora a CBCT proporcione redução de dose e boa uniformidade, ainda enfrenta desafios técnicos que comprometem sua precisão diagnóstica. A ausência de padronização nas métricas de qualidade para CBCT reforça a necessidade de diretrizes específicas para garantir segurança, eficiência e aplicabilidade clínica desta tecnologia emergente.

**PALAVRAS-CHAVE:** Tomografia computadorizada de feixe cônico. Qualidade da imagem. Radiologia intervencionista.

# COMPARATIVE ANALYSIS OF THE IMAGE QUALITY OF COMPUTED TO-MOGRAPHY OBTAINED WITH FLUOROSCOPY EQUIPMENT

ARAÚJO, J. G.; OLIVEIRA, A. C. H.

## ABSTRACT

Cone-beam computed tomography (CBCT) using C-arm fluoroscopy systems represents a significant innovation in interventional radiology, as it enables real-time acquisition of three-dimensional images during procedures. This study aimed to compare the radiation dose and image quality obtained through CBCT with those of conventional computed tomography (CT). The images were acquired at Nova Esperança Hospital, in João Pessoa – PB, using a GE Helios QA physical phantom, which underwent image acquisition on a CT scanner and on a fluoroscopy system using the CBCT 5sDR Head protocol. The following quality parameters were evaluated: accuracy of CT numbers, contrast between PMMA and water, uniformity, spatial resolution, noise, and signal-to-noise ratio (SNR), with analysis performed using ImageJ software. The results showed that the radiation dose from CBCT was 17% lower than that of CT. CT showed better performance in terms of CT number accuracy and spatial resolution, while CBCT demonstrated greater uniformity and an SNR comparable to that of CT, despite having higher noise levels. Fringe artifacts were observed in the CBCT images, especially in the lower regions, due to scattered radiation and the limited field of view. It is concluded that although CBCT provides dose reduction and good uniformity, it still faces technical challenges that compromise its diagnostic accuracy. The lack of standardized quality metrics for CBCT highlights the need for specific guidelines to ensure the safety, efficiency, and clinical applicability of this emerging technology.

**KEYWORDS:** Cone-Beam computed tomography. Image quality. Interventional radiology.

### 1 INTRODUÇÃO

A Radiologia Intervencionista (RI) é de grande importância devido ao seu efeito positivo na assistência médica, contribuindo para a redução da morbidade, diminuindo o tempo de hospitalização e ajudando a reduzir os custos. Alguns procedimentos diagnósticos tradicionais evoluíram e passaram a ser utilizados como técnicas terapêuticas de última geração, que incluem uma ampla gama de aplicações vasculares e não vasculares. Várias técnicas de imagem são usadas para esses propósitos, principalmente a fluoroscopia<sup>1</sup>, <sup>2</sup>.

Entre as aplicações da RI com uso de fluoroscopia, destacam-se procedimentos que exigem a realização de inúmeras imagens radiográficas e que, dependendo da complexidade do caso, podem ser bastante prolongados, resultando em altas doses de radiação, tanto para o paciente quanto para a equipe médica<sup>3</sup>, <sup>4</sup>.

Diante disso, os sistemas fluoroscópicos são fabricados em uma variedade de configurações para otimizar a usabilidade durante os procedimentos cirúrgicos, ortopédicos, terapia intensiva e de emergência<sup>5</sup>. Os sistemas mais novos têm a capacidade de obter imagens tridimensionais (3D) semelhantes às da tomografía computadorizada (CT), que utilizam um sistema angiográfico de painel plano. Assim, proporciona um maior nível de confiança e precisão ao intervencionista, permitindo a manipulação de dados de imagem de novas maneiras. Essa técnica é denominada tomografía computadorizada de feixe cônico (CBCT)<sup>6</sup>, <sup>7</sup>, <sup>8</sup>.

O uso da CBCT tem se expandido significativamente, sendo amplamente empregada em áreas como neurocirurgia, odontologia, cirurgia ortopédica e cirurgia vascular. Estudos apontam que essa tecnologia apresenta qualidade de imagem comparável à CT convencional, especialmente na visualização de estruturas anatômicas de alto contraste, como o tecido ósseo.

Em muitos casos, a CBCT tem substituído a CT em avaliações pós-operatórias<sup>5</sup>, <sup>6</sup>, <sup>7</sup>, <sup>8</sup>, <sup>9</sup>, <sup>10</sup>, <sup>11</sup>. Diante de seu amplo crescimento nas práticas clínicas, passou a ser conhecida por diferentes nomenclaturas, como modo spin, modo 3D, CT de braço C, imagem volumétrica 3D ou angiografia rotacional. Atualmente, há um rápido crescimento no desenvolvimento de equipamentos com CBCT, renovando os protocolos dos procedimentos intervencionistas nos departamentos de radiologia. No entanto, não há uma abordagem padronizada para controle de qualidade e dosimetria em todos os sistemas CBCT, o que pode ser um desafio para os profissionais que avaliam métricas de qualidade de imagem <sup>11</sup>, <sup>12</sup>, <sup>13</sup>.

Segundo a instrução normativa 93 da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA), em 2021, a dose em CT deve ser indicada em Índice de Dose Ponderada (CTDI<sub>w</sub>) ou volumétrica (CTDI<sub>VOL</sub>) e Produto Dose x Comprimento (DLP). Os testes de qualidade da

imagem que devem ser realizados são: exatidão dos números CT, uniformidade, ruído e resolução espacial <sup>14</sup>.

No entanto, a estimativa da dose volumétrica em aquisições de CBCT apresenta desafios consideráveis. A utilização do CTDI<sub>w</sub> para essa avaliação é limitada, devido à complexidade do método de aquisição empregado. A largura do feixe é de, aproximadamente, 150 mm no isocentro e não pode ser colimada durante a aquisição. Além disso, a aquisição da CBCT utiliza um controle automático da taxa de exposição, o qual ajusta, dinamicamente, a corrente do tubo (mA) em tempo real ao longo da aquisição, em resposta às variações da espessura anatômica do paciente conforme a alteração do ângulo de projeção. Esse ajuste baseia-se na intensidade da radiação incidente detectada, de forma análoga ao funcionamento de unidades de fluoroscopia convencionais. Ressalta-se, ainda, que o sistema realiza a aquisição por meio de uma rotação de 180°, em oposição à varredura completa de 360°, característica de sistemas tomográficos convencionais<sup>9</sup>. Por esse motivo, as grandeza que têm sido recomendadas para as avaliações dosimétricas em CBCT é o Produto Dose x Área (DAP)<sup>15</sup>.

Em conformidade com o princípio da otimização da proteção radiológica, as exposições às radiações ionizantes devem ser minimizadas sem comprometer a qualidade diagnóstica ou terapêutica <sup>16</sup>. Portanto, é importante conhecer a relação entre dose e qualidade da imagem de um equipamento de radiodiagnóstico, de modo a estabelecer parâmetros otimizados de aquisição de imagem.

Com base nesses aspectos, o objetivo principal deste trabalho foi analisar a dose e a qualidade das imagens de CBCT obtidas em equipamento de fluoroscopia, comparando-as com imagens de CT.

### 2 MATERIAIS E MÉTODO

As imagens de CT e CBCT foram adquiridas no Hospital Nova Esperança (HNE), localizado em João Pessoa - PB. A instituição dispõe de um equipamento de fluoroscopia da marca Siemens, modelo Artis Zee; um tomógrafo computadorizado da marca GE, modelo Revolution ACT BJG; e um fantoma físico da GE, modelo Helios QA. Esse fantoma foi utilizado como objeto-padrão para a obtenção das imagens em ambos os equipamentos (Figura 1).



FIGURA 1 - Fantoma Helios QA posicionado no equipamento de CT (a) e Fluoroscopia (b).

Fonte: a autora

Para a aquisição das imagens de CT, o fantoma foi posicionado sobre a mesa do equipamento e devidamente centralizado com auxílio dos lasers de posicionamento. A área de exposição foi colimada conforme as dimensões do fantoma. Foi selecionado o protocolo de crânio para a aquisição, que teve duração aproximada de 1 minuto de exposição.

Para a aquisição das imagens de CBCT, identificou-se uma limitação associada ao protocolo padrão disponível no equipamento, denominado "5sDR Head", utilizado para reconstruções em 3D. Esse protocolo é voltado, especificamente, para o setor de hemodinâmica, com aplicação em angiografias neurológicas. De acordo com a configuração padrão do equipamento, as imagens obtidas por meio desse protocolo envolvem subtração temporal em modo máscara, o que compromete a visualização sem o uso de contraste.

Na primeira tentativa, o fantoma foi posicionado sobre a mesa e as imagens foram adquiridas diretamente. Contudo, a subtração temporal aplicada automaticamente inviabilizou a análise, pois o fantoma não pôde ser visualizado de forma adequada.

Como o protocolo não pôde ser alterado, foi adotada uma estratégia alternativa para contornar essa limitação. Inicialmente, posicionou-se um objeto com formato semelhante ao formato do fantoma, com o objetivo de permitir que o equipamento localizasse o isocentro e realizasse a primeira rotação correspondente à imagem de referência para subtração. Em seguida, esse objeto foi removido e o fantoma foi rapidamente posicionado na mesma localização, possibilitando que a segunda aquisição fosse realizada sobre ele. Dessa forma, evitou-se a subtração da imagem do fantoma, permitindo a obtenção bem-sucedida das imagens de CBCT, mesmo sem alterações no protocolo pré-estabelecido. O equipamento realizou a aquisição das imagens com uma rotação aproximada de 200°, e a exposição total durante o procedimento foi de, aproximadamente, 2 minutos.

Após a aquisição das imagens CT e CBCT, as doses de radiação resultantes foram obtidas diretamente pelas interfaces dos softwares de controle dos respectivos equipamentos. As imagens obtidas foram, então, exportadas para CD-ROM para análise posterior.

Na seguinte etapa, a qualidade das imagens obtidas foi avaliada com o software ImageJ (<u>https://imagej.nih.gov/ij/</u>). Os parâmetros avaliados foram: exatidão dos números CT, contraste entre Polimetilmetacrilato (PMMA) - mais conhecido como acrílico - e água, uniformidade, resolução espacial, ruído e razão sinal-ruído. A exatidão dos números CT foi realizada comparando os valores das intensidades médias da água (-0 HU) e do PMMA com valor de referência de, aproximadamente, +120 HU, conforme os critérios estabelecidos por *American College of Radiology* (ACR). Os demais testes foram realizados seguindo as instruções da Anvisa (2005)<sup>17</sup>.

#### 2.1 Exatidão dos Números CT

A exatidão dos números CT foi avaliada com base na análise das intensidades médias dos pixels correspondentes às regiões de interesse (ROIs) circulares na área da água e do PMMA (ferramenta: Oval) de, aproximadamente, 200 mm<sup>2</sup> (ferramenta: Mensure), a fim de verificar a correspondência dos valores obtidos com os valores de referência esperados para os respectivos materiais.

Para obter o valor da exatidão dos números CT, é aplicada a média (Mean) e o valor nominal referente ao valor de atenuação da água e PMMA, conforme estabelecido pela AN-VISA (2005) <sup>17</sup>, aplicando a Equação 1. Para obter o valor da exatidão dos números CT, é aplicada a média (*Mean*) e o valor nominal referente ao valor de atenuação da água e PMMA, aplicando a Equação 1.

 $\Delta CT = CT central - CT nominal$ 

#### 2.2 Contraste PMMA e Água

O contraste é medido a partir da diferença entre os valores médios (*Mean*) dos ROIs em regiões homogêneas da água e do PMMA do fantoma em ROI, conforme estabelecido pela ANVISA (2005) <sup>17</sup>, aplicando a Equação 2:

$$Contraste = Média_{PMMA} - Média_{Água}$$
(2)

### 2.3 Uniformidade dos Números CT

A análise da uniformidade dos números CT foi realizada por meio da avaliação das variações nas médias dos pixels em cinco ROIs circulares de, aproximadamente, 500 mm<sup>2</sup>, nas posições equidistantes nos quadrantes superior, inferior, esquerdo, direito e ao meio da imagem.

Para a obtenção do valor de uniformidade, conforme a ANVISA (2005)<sup>17</sup>, emprega-se a Equação 3 utilizada para a avaliação da exatidão:

$$E = rac{|T_1 - T_3| + |T_2 - T_3| + |T_4 - T_3| + |T_5 - T_3|}{4 \cdot T_3} imes 100$$
(3)

#### 2.4 Resolução espacial

A análise da resolução espacial foi realizada por meio da análise visual dos padrões de barras presentes no fantoma físico, a partir da identificação do menor grupo de barras paralelas claramente distinguíveis no módulo de resolução do fantoma. Para isso, os grupos de pares de linhas foram numerados de 1 a 6, do maior para o menor respectivamente. A capacidade do sistema de imagem em diferenciar estruturas de pequeno tamanho próximas de alta densidade.

#### 2.5 Ruído

A avaliação do ruído foi realizada por meio da análise da variação nas intensidades dos pixels por meio do desvio-padrão (*StdDev*) em relação à média (*Mean*), dentro do ROI (*Oval*) circular de, aproximadamente, 500 mm<sup>2</sup>, localizado em uma área homogênea do fantoma no

centro da imagem. O cálculo do ruído, conforme estabelecido pela ANVISA (2005)<sup>17</sup>, permite quantificar a aleatoriedade ou flutuação das intensidades da imagem através da Equação 4:

Ruído (%) = 
$$\left(\frac{\sigma}{\text{Sinal}}\right) \times 100$$
(4)

#### 2.6 Razão Sinal-Ruído

A razão sinal-ruído (SNR, do inglês *Signal-to-Noise Ratio*) foi analisada a partir da razão entre a média (*Mean*) e o desvio-padrão (*StdDev*) dos pixels de um ROI em uma região homogênea do fantoma no centro da imagem, conforme estabelecido pela Equação 5 da AN-VISA (2005)<sup>17</sup>:

$$\mathrm{SNR} = rac{\mu_{\mathrm{sinal}}}{\sigma_{\mathrm{ruído}}}$$
(5)

#### **3 RESULTADOS E DISCUSSÃO**

A aquisição das imagens gerou séries de imagens com o total de 358 para a CT e 397 para a CBCT. As doses de radiação correspondentes foram obtidas diretamente por meio das interfaces dos softwares de controle dos respectivos equipamentos. A dose registrada para a CT foi de 45,89 mGy, enquanto para a CBCT, foi de 38,10 mGy, representando uma redução de, aproximadamente, 17%. Esses resultados estão em consonância com os achados de Ferreira et al. <sup>18</sup> e Santos Junior et al.<sup>19</sup>, que apontam que os exames realizados por CBCT tendem a apresentar doses de radiação significativamente menores em comparação com os exames de tomografia computadorizada convencional.

As imagens CT e CBCT são mostradas na Figura 2. Visivelmente, é notória a diferença entre as imagens. Nas imagens de CBCT, observa-se a ausência de partes do fantoma, causada, principalmente, pela dificuldade de centralização adequada no isocentro do equipamento. Esse problema também foi evidenciado no estudo de Kenny et al. <sup>13</sup>. Diferentemente dos sistemas de CT, a maioria dos equipamentos de CBCT não possui um sistema de laser com alinhamento preciso, o que dificulta a localização do isocentro. Outra justificativa é o campo de visão (FOV - *Field Of View*) reduzido. De acordo com Ferda et al. <sup>20</sup> e Steiner et al. <sup>21</sup>, o FOV nos sistemas

de CT pode atingir até 50 cm, enquanto nos equipamentos de fluoroscopia com CBCT, é limitado a, aproximadamente, 34 cm.



FIGURA 2 - Imagem obtida do fantoma em aquisição de CT e CBCT. Padrão de barras CT (a), região homogênea (água) CT (b), padrão de barras CBCT (c) e região homogênea (água) CBCT.

Fonte: a autora.

Observou-se que, nas imagens adquiridas CT, foi possível distinguir até o padrão de barras número 4, enquanto nas imagens obtidas por CBCT, a distinção se restringiu ao padrão número 3. Esse resultado evidencia uma menor resolução espacial no sistema CBCT em comparação à CT convencional. A resolução espacial, por definição, representa a menor distância entre duas estruturas distintas que ainda podem ser visualizadas separadamente em uma imagem. Essa característica está diretamente associada à frequência espacial máxima que o sistema é capaz de detectar<sup>11</sup>, <sup>22</sup>, <sup>23</sup>. Portanto, os dados obtidos reforçam que o sistema de CBCT, equipado com detector de painel plano, apresenta desempenho inferior nesse aspecto. Conforme apontado por Orth et al. <sup>24</sup>, essa limitação é atribuída, em grande parte, à menor eficácia do

CBCT na atenuação e rejeição da radiação espalhada, fator que compromete a nitidez e a qualidade final da imagem.

Os demais parâmetros de qualidade são apresentados na Figura 3. Como era esperado, as imagens obtidas por CBCT apresentaram níveis elevados de ruído comparado ao valor obtido da CT. O ruído em imagens radiológicas consiste em variações indesejadas na imagem que podem mascarar lesões ou estruturas de interesse, interferindo nas tarefas de detecção ou diagnóstico <sup>22</sup>, <sup>25</sup>. Isso pode ser atribuído a diversos fatores, como o tipo de algoritmo de reconstrução empregado, o aumento da radiação espalhada devido às características do detector e a aquisição de dados em uma única rotação, limitando a quantidade de informações coletadas. Esses fatores já haviam sido destacados por Fahrig et al. <sup>26</sup>, Orth et al. <sup>24</sup> e Mäkinen et al. <sup>27</sup>.

Apesar do maior nível de ruído observado nas imagens de CBCT, a razão sinal-ruído (RSR) apresentou valores semelhantes aos valores obtidos nas imagens de CT. Esse achado sugere que, mesmo diante de limitações técnicas, o CBCT é capaz de produzir imagens com contraste satisfatório, como demonstrado na diferenciação entre PMMA e água, o que reforça sua capacidade de distinguir tecidos de baixa densidade<sup>28</sup>. Isso evidencia que a modalidade pode manter um desempenho consistente em termos de qualidade de imagem, especialmente em situações nas quais o contraste tecidual é mais relevante do que a resolução espacial. De acordo com estudos da IAEA<sup>29</sup> e Bastos<sup>25</sup>, valores elevados de RSR estão associados a imagens com melhor definição, maior nitidez e melhor visualização de detalhes finos.



FIGURA 3 - Relação entre valores obtidos a partir da análise de qualidade da imagem de CBCT e TC.

Fonte: a autora.

Na análise da uniformidade das imagens, observou-se que a CBCT apresentou maior uniformidade em comparação às imagens obtidas por CT, consequentemente, maior consistência na resposta do sistema de imagem ao longo de toda a área examinada. Esse resultado está em concordância com os achados de Kawauchi et al.<sup>30</sup> e Karius et al.<sup>8</sup>, que destacam a capacidade da CBCT de gerar imagens com maior homogeneidade de sinal, quando comparada à CT. Essa característica indica a ausência de variações indesejadas que não correspondem ao tecido real escaneado e que poderiam, potencialmente, simular ou ocultar patologias <sup>23</sup>, <sup>25</sup>.

Na avaliação da uniformidade das imagens, observou-se que a modalidade CBCT apresentou desempenho superior em relação à CT, demonstrando maior consistência na resposta do sistema de imagem ao longo de toda a área examinada. Esses achados estão em consonância com os estudos de Kawauchi et al. <sup>30</sup> e Karius et al. <sup>8</sup>, os quais destacam a capacidade do CBCT de produzir imagens com maior homogeneidade de sinal quando comparado à tomografía computadorizada convencional. Essa característica é fundamental, pois indica a ausência de variações indesejadas na imagem, que não refletem estruturas reais e que poderiam simular ou mascarar patologias<sup>23</sup>, <sup>25</sup>.

Embora existam soluções potenciais para reduzir a radiação espalhada nos sistemas de CBCT, nenhuma delas é eficiente no momento. Um exemplo de um método existente para essa redução é o emprego de grades anti-espalhamento e espaços de ar usados em fluoroscopia e radiografia. O estudo conduzido por Mäkinen et al. <sup>27</sup> reforça que a qualidade da imagem e a dose são afetadas por fatores adicionais, como o método de aquisição e a atenuação adicional das grades. Embora a otimização de parâmetros físicos como as propriedades da grade possa melhorar significativamente a qualidade da imagem, é recomendado investigar como a qualidade da imagem pode ser maximizada em configurações já existentes.

#### **CONSIDERAÇÕES FINAIS**

A CBCT apresentou desempenho inferior à CT na resolução espacial e maior nível de ruído, porém registrou dose de radiação 17% menor e maior uniformidade da imagem. Apesar das limitações técnicas, manteve RSR semelhante à da CT, indicando contraste adequado, especialmente na diferenciação entre materiais de baixa densidade como PMMA e água. No entanto, ainda existem limitações significativas quanto ao seu uso clínico, principalmente devido à ausência de protocolos e dose padronizados e à falta de diretrizes específicas para controle de qualidade da imagem.

# **REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

1. Doherty, M. G. Value of Interventional Radiology: Past, Present, and Future. Seminars in Interventional Radiology, 2019.

2. Tibana, T. K et al. What the radiologist should know about the role of interventional radiology in urology. Radiologia Brasileira, v. 52, n. 5, 2019.

3. Silva et al. Dosimetria de pacientes e médicos em intervenções coronárias percutâneas em Recife, Pernambuco, Brasil. Radiologia Brasileira, 2011.

4. Maschio et al. Dosimetria da exposição ocupacional em sala de hemodinâmica utilizando detector de estado sólido. Revista Brasileira de Física Médica, 2024.

5. Bushberg, J. T.; Seibert, J. A.; Leidholdt, E. M.; Boone, J. M. The essential physics of medical imaging. 3. ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins, 2012.

6. Gingold E. Modern fluoroscopy imaging systems. Image Wisely, 2020.

7. Assouline, S. L et al. How useful is intraoperative cone beam computed tomography in maxillofacial surgery? An overview of the current literature. International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2021.

8. Karius, A et al. Technical evaluation of the cone-beam computed tomography imaging performance of a novel, mobile, gantry-based X-ray system for brachytherapy. Journal of applied clinical medical physics, 2021.

9. Leon, S. Assessment of volumetric absorbed dose for mobile fluoroscopic 3D image acquisition. Journal of applied clinical medical physics, 2017.

10. Sheth, N. M et al. A mobile isocentric C-arm for intraoperative cone-beam CT: Technical assessment of dose and 3D imaging performance. Medical Physics, 2020.

11. AAPM Task Group Report 238: 3D C-arms with volumetric imaging capability. Medical Physics, 2023.

12. Berris, T.; Gupta, R.; Rehani, M. M. Radiation Dose From Cone-Beam CT in Neuroradiology Applications. American Journal of Roentgenology, 2013.

13. Kennyy, E.; Caldwell, D.; Lewis, M. Practical radiation dosimetry across a variety of CBCT devices in Radiology. Physica Medica, 2020.

14. ANVISA Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Instrução Normativa nº 93, de 10 de dezembro de 2021. Diário Oficial da União, Seção 1, p. 105, 2021.

15. Kim, D.-S.; Rashsuren, O. Kim, E.-K. Conversion coefficients for the estimation of effective dose in cone-beam CT. Imaging Science in Dentistry, 2014.

16. Natale, S. T. Proteção radiológica e dosimetria: efeitos genéticos e biológicos, principais cuidados e normas de segurança. São Paulo: Editora Saraiva, 2015.

ANVISA Radiodiagnóstico Médico Segurança e Desempenho de Equipamentos, ANVISA,
 2005.

18. Ferreira, V. M.; Bahia, K.; Borges, B. C. Estimativa de dose efetiva e detrimento em exames de tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC). Arquivos em Odontologia, 2012.

19. Santos Junior, J. A.; Jansonney, M. S. C.; Fonseca, G. V. S. Dose efetiva de radiação nos exames de tomografia computadorizada: um estudo retrospectivo e descritivo. Diagnóstico e Tratamento, 2020.

20. Ferda, J et al. Computed tomography with a full FOV photon-counting detector in a clinical setting, the first experience. European Journal of Radiology, 2021.

21. Steiner, J. R et al. A new method to evaluate fluoroscopic system collimator performance. Journal of Applied Clinical Medical Physics, 2024. 22. EFOMP Quality control in cone-beam computed tomography (CBCT), 2019.

 CONSELHO FEDERAL DE ENGENHARIA E AGRONOMIA (CONFEA). Protocolos para Execução de Testes em Sistemas de Radiologia Diagnóstica e Intervencionista. Brasília, 2021.

24. Orth, R. J.; Wallace, M. B.; Kuo, M. D. C-arm Cone-beam CT: General Principles and Technical Considerations for Use in Interventional Radiology. Journal of Vascular and Interventional Radiology, 2008.

25. Bastos, A. DE L.; Nogueira, M. DO S. Image quality in diagnostic radiology: a guide to methodologies for radiologists. Radiologia Brasileira, v. 58, 2025.

26. Fahrig, R et al. Dose and image quality for a cone-beam C-arm CT system. Medical Physics, 2006.

27. Mäkinen, H et al. Optimization of contrast and dose in x-ray phase-contrast tomography with a Talbot-Lau interferometer. Biomedical Physics & Engineering Express, 2024.

28. Zobdeh, P.; Karimkhani, S.; Assistant, Z. An investigation and comparison of effective factors on variations of Honsfield numbers in CT scanners, Applied Biology, 2022.

29. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Implementation of a Remote and Automated Quality Control Programme for Radiography and Mammography Equipment, IAEA Human Health Series No. 39, IAEA, Vienna, 2021.

30. Kawauchi, S et al. Estimation of patient lens dose associated with c-arm cone-beam computed tomography usage during interventional neuroradiology. Radiation Protection Dosimetry, v. 184, n. 2, 2018.