

# Avaliação dos Métodos Iterativos MLEM e OSEM para Reconstrução de Imagens de SPECT Ósseas Utilizando Simulações Monte Carlo

## Evaluation of Iterative Methods MLEM and OSEM for Bone SPECT Image Reconstruction Employing Monte Carlo Simulations

Wallifer R. Lima.<sup>1</sup>, Fernando K. S. Garcia.<sup>1</sup>, Thamye D. M. Santos.<sup>1</sup>, Diego M. da Cunha.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Instituto de Física, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Minas Gerais

### Resumo

A cintilografia óssea é um dos principais exames indicados para a avaliação do sistema esquelético. Para se conseguir identificar alterações com mais precisão, pode ser indicada a técnica de SPECT (Tomografia Computadorizada por Emissão de Fóton Único). Entretanto, a qualidade da imagem em SPECT é dependente do método e dos parâmetros de reconstrução empregados. Dentre os métodos de reconstrução, destacam-se os métodos iterativos *Maximum Likelihood Expectation Maximization* (MLEM) e *Ordered Subset Expectation Maximization* (OSEM), capazes de alcançar uma melhor resolução espacial e razão contraste-ruído. Este trabalho tem como objetivo a avaliação dos métodos iterativos MLEM e OSEM para a reconstrução de imagens de SPECT ósseo, a fim de identificar os parâmetros de reconstrução otimizados para cada técnica. A aquisição das imagens das projeções foi realizada utilizando-se o método Monte Carlo por meio do software SIMIND para simulação computacional do sinal em uma gama câmara. A reconstrução das imagens foi realizada utilizando-se os métodos MLEM e o OSEM com diferentes números de iterações, e este último com 2, 4, 8 e 16 subconjuntos. A análise das imagens reconstruídas foi obtida a partir da razão sinal-ruído (SNR), contraste (C) e razão contraste-ruído (CNR) entre regiões de alta e baixa captação do radionuclídeo. Os resultados mostram que a técnica OSEM fornece imagens com maiores valores de contraste e CNR que a MLEM, para um menor número de iterações. Em particular, a OSEM com 8 e 16 subconjuntos forneceu os maiores valores de CNR em 6 e 2 iterações, respectivamente. O aumento do número de iterações, a partir desses valores tende a reduzir a qualidade da imagem, pelo aumento do nível de ruído. De forma geral, os resultados obtidos apontam para a importância da otimização dos parâmetros de reconstrução dos métodos iterativos.

**Palavras-chave:** Cintilografia óssea; SPECT; Monte Carlo; métodos iterativos

### Abstract

*Bone scintigraphy is one of the main exams recommended for evaluating the skeletal system. In order to identify alterations more accurately, the SPECT technique (Single Photon Emission Computed Tomography) may be indicated. However, the quality of the SPECT image is dependent on the reconstruction methods and parameters employed. Among the reconstruction methods, the iterative methods, the Maximum Likelihood Expectation Maximization (MLEM) and Ordered Subset Expectation Maximization (OSEM) stand out, capable of achieving better spatial resolution and contrast-to-noise ratio. This study aims to evaluate the iterative methods which are MLEM and OSEM for the reconstruction of bone SPECT images, in order to identify optimized reconstruction parameters for each technique. The acquisition of projection images was performed using the Monte Carlo method using SIMIND software for computational simulation of signal acquisition in a gamma camera. Image reconstruction was performed using the MLEM and OSEM methods with different numbers of iterations, with the latter using 2, 4, 8, and 16 subsets. Analysis of the reconstructed images was based on the signal-to-noise ratio (SNR), contrast (C), and contrast-to-noise ratio (CNR) between regions of high and low radionuclide uptake. The results show that the OSEM technique provides images with higher contrast and CNR values than MLEM, for a lower number of iterations. In particular, OSEM with 8 and 16 subsets provided the highest CNR values at 6 and 2 iterations, respectively. Increasing the number of iterations beyond these values tends to reduce image quality due to increased noise levels. Overall, the results obtained highlight the importance of optimizing the reconstruction parameters of iterative methods.*

**Keywords:** Bone scintigraphy; SPECT; Monte Carlo; iterative methods.

## 1. Introdução

A cintilografia óssea desempenha um papel fundamental no diagnóstico por imagens do sistema esquelético. Ao se utilizar um radiotraçador com alta afinidade por áreas de intensa atividade de remodelação óssea, é possível detectar um conjunto de condições ósseas, sejam elas de origem infecciosa, traumática e neoplásica (1,2). Além disso, em doenças articulares inflamatórias essa técnica permite diferenciar doenças articulares reumáticas

por meio de padrões de distribuição do radiotraçador. Outrossim, na detecção de tumores ósseos primários, a cintilografia óssea é utilizada para avaliar e procurar metástases e lesões ocultas, que em radiografias convencionais não conseguiriam ser detectadas para diagnóstico do paciente. O radiofármaco utilizado para esse exame é o Tecnécio-99 metaestável com Metilenodifosfonato (<sup>99m</sup>Tc-MDP), que possui uma grande afinidade com o tecido ósseo, uma vez que sua composição contém fosfato, sendo que as moléculas não conectadas ao

tecido ósseo são eliminadas pelos tecidos moles. Dessa forma, como a maioria das doenças envolvendo o esqueleto está associada a alta remodelação óssea e a vascularização local, essas regiões tendem a absorver uma grande quantidade do radiotraçador, ou seja, esse é ótimo para a detecção de problemas ósseos, como lesões, metástase, doenças e o monitoramento do trauma e de sua função (1,2).

No entanto, as imagens cintilográficas planares apresentam limitações na capacidade de diagnosticar algumas alterações. Para se conseguir identificar essas estruturas com mais precisão pode ser indicada a técnica de Tomografia Computadorizada por Emissão de Fóton Único (SPECT). Essa técnica consegue fornecer informações funcionais tridimensionais, permitindo uma avaliação mais minuciosa e abrangente das condições clínicas (3). Essa técnica é fundamental na detecção precoce e rigorosa de condições ósseas e articulares. Além de identificar lesões na coluna lombossacral e espondilólise, ela tem como principal função relatar a localização precisa do foco metastático, diferenciando em tumor maligno e benigno, o que é necessário para um planejamento de tratamento eficaz (4).

Os algoritmos para reconstrução de imagens tomográficas desempenham um papel crucial na qualidade das imagens obtidas em SPECT. Dentre os algoritmos mais comumente empregados pode-se citar os métodos analíticos e os iterativos (3,5). Dentre os métodos analíticos destaca-se a retroprojeção filtrada como a mais empregada. Embora sua aplicação seja simples e eficiente do ponto de vista computacional, ela tem propensão a artefatos, tem alta sensibilidade a ruídos, exigindo sempre um compromisso entre suavização de ruído e resolução espacial, além de possuir limitações na aplicação de fatores de correção (3,6). Dentre os métodos iterativos, destaca-se o método *Maximum Likelihood Expectation Maximization* (MLEM). Este método encontra uma solução por meio de tentativas de estimativas sucessivas da imagem reconstruída, visando minimizar a diferença entre as projeções adquiridas pelo equipamento e aquelas calculadas pelo algoritmo de reconstrução. Embora seja um método com maior custo computacional de processamento, ele tem a vantagem de permitir a estimativa do número médio de desintegrações, levando-se em conta que as variações obtidas estão sujeitas à estatística de Poisson, além de permitir modelar outros efeitos físicos para a correção da imagem, e possibilitando, portanto, a obtenção de uma imagem com máxima verossimilhança (6). Entretanto, esse método apresenta a desvantagem de convergir lentamente, sendo necessárias várias iterações para que se forneça uma imagem com qualidade, o que dificulta sua aplicação na rotina clínica (6). Dessa forma, a fim de otimizar o tempo de processamento, foi desenvolvido uma modificação do MLEM, denominado *Ordered Subset Expectation Maximization* (OSEM). Nesse método, o conjunto total das projeções adquiridas é dividido em

subconjuntos menores. Cada subconjunto tem o mesmo número de projeções, sendo este número múltiplo do número total de projeções (5). A partir dessa divisão, o método então aplica o algoritmo MLEM em cada subconjunto, acelerando a obtenção das imagens reconstruídas (5,7).

Este trabalho tem como objetivo a comparação dos métodos iterativos MLEM e OSEM para a reconstrução de imagens de SPECT ósseo, a fim de identificar os parâmetros de reconstrução otimizados para cada técnica, a partir da análise de métricas de qualidade, como razão sinal-ruído, contraste e razão contraste-ruído das imagens obtidas.

## 2. Materiais e Métodos

### 2.1. Simulação computacional

A obtenção das projeções foi realizada a partir da simulação computacional do processo de aquisição do sinal de SPECT. Para isso, empregou-se o *software* SIMIND, que utiliza o método Monte Carlo para simular a aquisição das imagens planares em uma gâma câmara clínica, considerando diferentes parâmetros do equipamento e fontes emisoras (8). Neste trabalho, utilizou-se como objeto simulador o *phantom* virtual antropomórfico voxelizado Zubal (9), considerando uma maior captação de  $^{99m}\text{Tc}$  no tecido ósseo em relação aos tecidos moles, a fim de simular a captação do radiotraçador  $^{99m}\text{Tc}$ -MDP. Para aquisição das imagens, considerou-se uma gama câmara com cristal de NaI (Iodeto de Sódio) de 0,95 cm de espessura e dimensões de 40 x 40 cm<sup>2</sup> e um colimador de baixa energia e alta resolução (LEHR). A resolução intrínseca era de 3,8 mm e a resolução energética do sistema era de 10%. Considerou-se uma janela de energia de 20% centrada no fotopico de 140 keV. Para aquisição das imagens de SPECT, utilizou-se 64 projeções com uma rotação do *gantry* de 360 graus, considerando matrizes de imagem de 128x128 *pixels*, com *pixels* de dimensão 3,15 x 3,15 mm<sup>2</sup>. A validação do código foi realizada comparando-se com resultados fornecidos na literatura, considerando-se os mesmos parâmetros de simulação (10,11), e mostrou boa concordância.

### 2.2. Reconstrução da imagem

A reconstrução das imagens foi realizada utilizando-se os métodos MLEM e OSEM, através do *software* CASToR (*Customizable and Advanced Software for Tomographic Reconstruction*) (12). Para ambas as técnicas, considerou-se o número máximo de iterações igual a 20. Além disso, para a técnica OSEM, diferentes números de subconjuntos foram avaliados, sendo estes iguais a 2, 4, 8 e 16 subconjuntos.

### 2.3. Avaliação da qualidade da imagem

A avaliação da qualidade das imagens reconstruídas foi realizada empregando-se o *software* ImageJ (13). Para as imagens reconstruídas, selecionou-se um dos cortes, e para este corte foram selecionadas duas regiões de interesse (ROI), uma correspondente a uma região de baixa contagem e outra de alta contagem. A razão

sinal-ruído, SNR, para cada ROI foi obtida pela equação (1) (3).

$$SNR = \frac{S}{\sigma} \tag{1}$$

Onde o valor de S refere-se ao valor médio do pixel em cada ROI, e  $\sigma$  o desvio padrão do valor médio.

O contraste C entre as duas regiões foi calculado pela equação (2) (3):

$$C = \frac{S_a - S_b}{S_b} \tag{2}$$

Onde  $S_a$  e  $S_b$  referem-se aos valores médios dos pixels para as ROIs de alta e baixa contagem, respectivamente.

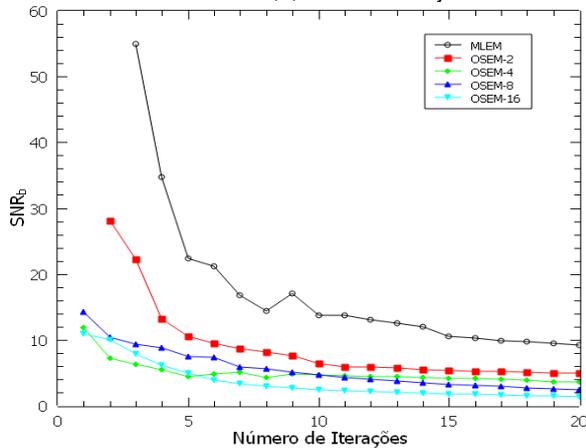
A razão contraste-ruído, CNR entre as ROIs foi obtida pela combinação entre a SNR da ROI de baixa contagem e o contraste, conforme a equação (3) (3):

$$CNR = SNR_b \times C \tag{3}$$

### 3. Resultados

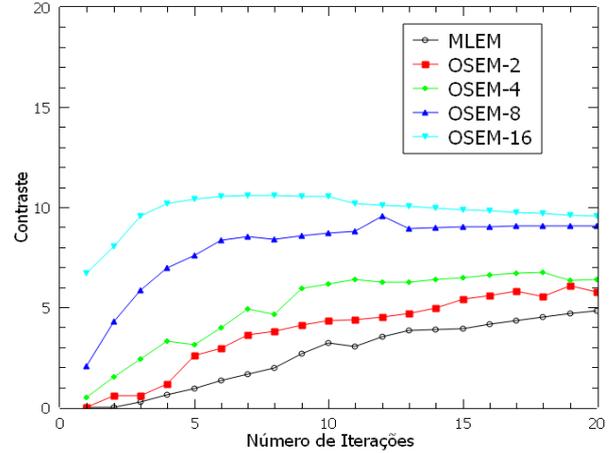
A Figura 1 exibe o valor de SNR para a ROI de baixo contraste, em função do número de iterações, para os métodos MLEM e OSEM para diferentes números de subconjuntos.

**Figura 1.** SNR para região de baixa contagem para as técnicas MLEM e OSEM com 2,4, 8 e 16 subconjuntos.



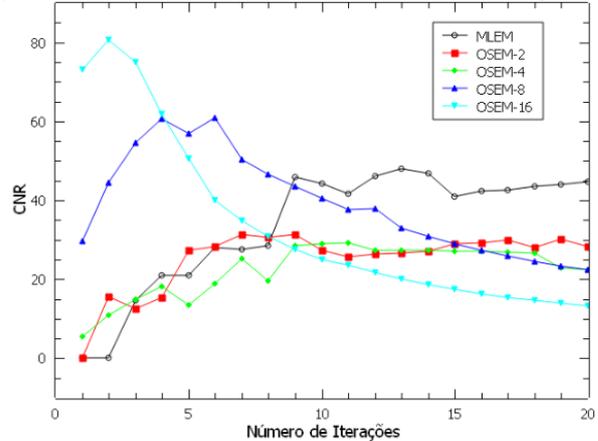
A Figura 2 evidencia os valores de contraste C entre as ROIs de alta e baixa contagem, em função do número de iterações, para os métodos MLEM e OSEM para diferentes números de subconjuntos.

**Figura 2.** Contraste entre as ROIs, região de alta e baixa contagem para as técnicas MLEM e OSEM com 2,4, 8 e 16 subconjuntos.



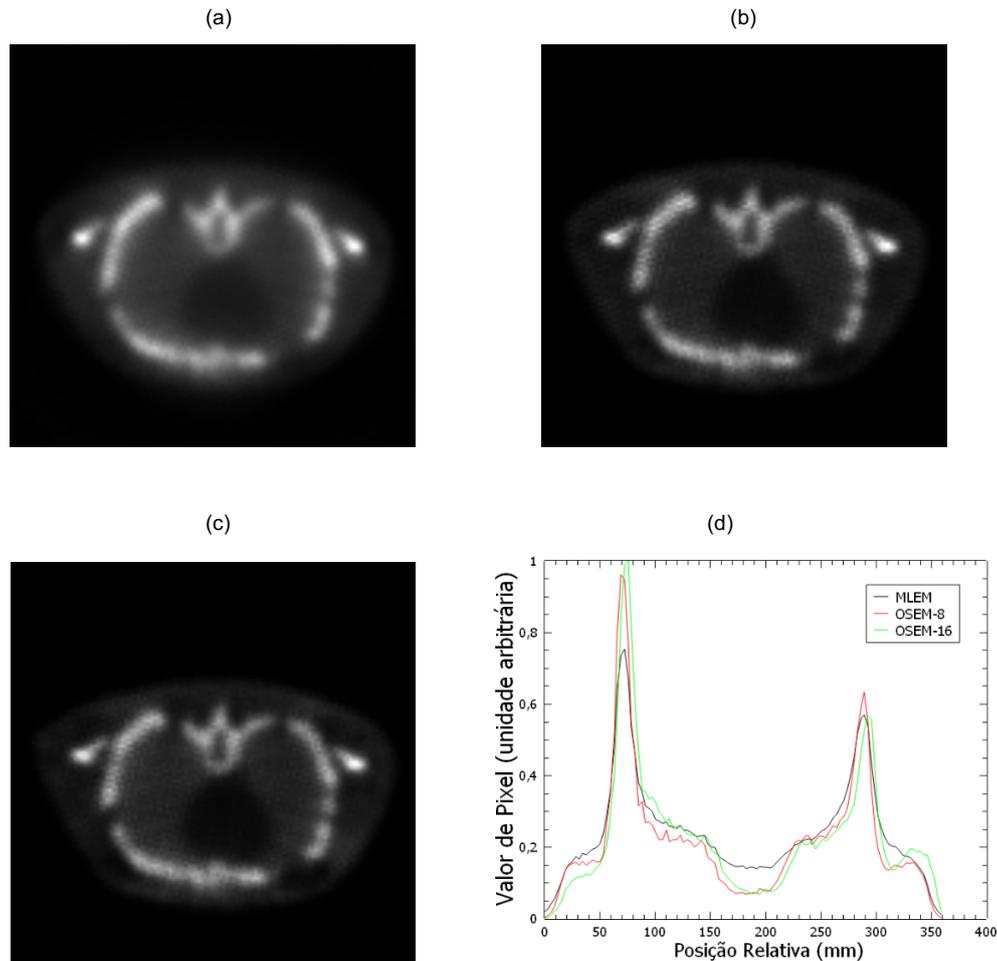
A Figura 3 mostra os valores de razão contraste-ruído entre as ROIs de alta e baixa contagem, em função do número de iterações, para os métodos MLEM e OSEM para diferentes números de subconjuntos.

**Figura 3.** CNR entre as ROIs, região de alta e baixa contagem para as técnicas MLEM e OSEM com 2,4, 8 e 16 subconjuntos.



A Figura 4 mostra o resultado da reconstrução utilizando (a) o método MLEM com 13 iterações (b) e OSEM com 8 subconjuntos e 6 iterações e (c) OSEM com 16 subconjuntos e 2 iterações, correspondentes aos valores máximos de CNR obtidos em cada técnica. Em (d) é mostrado o perfil espacial dos valores de pixel ao longo de uma linha horizontal que atravessa o meio de cada imagem.

**Figura 4.** Imagem reconstruída de uma fatia utilizando (a) MLEM com 13 iterações, (b) OSEM com 8 subconjuntos e 6 iterações, (c) OSEM com 16 subconjuntos e 2 iterações e (d) gráfico do valor de pixel ao longo de uma linha relativa.



#### 4. Discussão

A Figura 1 mostra uma tendência de diminuição do valor da razão sinal-ruído com o aumento do número de iterações, o que está relacionado com o fato de que as imagens ainda são bastante uniformes nas primeiras iterações. Para cada iteração, a técnica MLEM apresentou valores de SNR maiores que para a OSEM, ao passo que para essa última, observou-se uma redução na SNR com o aumento do número de subconjuntos.

Na Figura 2 observa-se que, para todos os métodos de reconstrução avaliados, o contraste entre as regiões de baixa e alta captação de atividade aumenta nas iterações iniciais, e então tende a assumir um valor assintótico constante. Vale ressaltar que, para a técnica MLEM e OSEM com 2 e 4 subconjuntos, o valor do contraste ficam próximos de zero para as 4 primeiras iterações. Também é possível observar que há uma tendência de aumento de contraste com o aumento do número de subconjuntos. Assim, ao se comparar os valores assintóticos de contraste para as diferentes técnicas de reconstrução, nota-se que a OSEM com 8 e 16 subconjuntos forneceram os maiores valores de contraste, enquanto o menor valor foi obtido com a MLEM. Entretanto para esta última, é possível observar uma tendência de crescimento lento do

contraste com o aumento do número de iterações. Aumentando-se o número de iterações para além dos valores mostrados no gráfico, observou-se que são necessárias aproximadamente 50 iterações para que o contraste fornecido pela técnica MLEM atinja os mesmos níveis que foram possíveis de se obter em poucas iterações para a OSEM com 8 ou 16 subconjuntos. De fato, comparando-se a técnica MLEM e a OSEM, o uso de subconjuntos permite acelerar a convergência do processo de reconstrução de imagens por um fator equivalente ao número de subconjuntos utilizados (14).

A Figura 3 mostra que a técnica OSEM apresentou maior CNR comparada a técnica MLEM, além disso percebe-se que quanto maior o número de subconjuntos maior é a razão contraste-ruído apresentada. Ademais, é possível notar que há um número de iterações que fornece o maior valor de CNR, a partir do qual ela começa a diminuir. Esta redução da CNR está relacionada com a redução na SNR apresentada na Figura 1. Também é possível observar que o número de iterações para se alcançar a máxima CNR diminui com o aumento do número de subconjuntos. A CNR máxima obtida com a OSEM para 16 subconjuntos foi aproximadamente 33% maior que para 8 subconjuntos, ao passo que essa

foi cerca de 33% maior que a obtida com a MLEM em 20 iterações.

A Figura 4 mostra que a imagem reconstruída fornecida pela MLEM em 20 iterações apresenta menor contraste e maior grau de borramento comparada às imagens obtidas com a OSEM para 16 subconjuntos (2 iterações) e para 8 subconjuntos (6 iterações), ao passo que as imagens obtidas com essas duas últimas são bastante similares visualmente. Esses resultados estão de acordo com o relatado na literatura. Em seu trabalho, Seret (7) relata que, para imagens de SPECT cardíaco, o uso da técnica OSEM 8 ou 16 subconjuntos e 2 iterações é mais adequado, considerando que o número de projeções seja maior que 32. Barros *et al.* (5), mostraram que, considerando-se também imagens cardíacas, o uso de 4 subconjuntos e 4 iterações fornece a melhor qualidade de imagem, de acordo com os especialistas consultados. Para imagens de SPECT óssea, Fukami *et al.* (15) mostraram que, o uso de 10 subconjuntos e 10 iterações permite obter a melhor precisão na estimativa de valores de SUV (*Standardized Uptake Value*) em imagens quantitativas.

## 5. Conclusões

Neste trabalho, investigou-se a diferença na qualidade da imagem de SPECT considerando os métodos de reconstrução iterativos MLEM e OSEM. Os resultados mostram que a técnica OSEM é capaz de fornecer resultados superiores aos obtidos com a MLEM, em menor número de iterações. A quantidade de subconjuntos na OSEM é um fator determinante para obtenção de valores máximos de CNR. Os maiores valores de CNR foram obtidos para a OSEM com 8 e 16 subconjuntos, utilizando 6 e 2 iterações respectivamente. O aumento do número de iterações, a partir desses valores tende a reduzir a qualidade da imagem, pelo aumento do nível de ruído. Os resultados obtidos estão de acordo com o relatado na literatura. Trabalhos futuros ainda poderão ser realizados, por exemplo, avaliando o efeito desses parâmetros na resolução espacial da imagem, bem como aplicando esses diferentes métodos em imagens de pacientes reais, e identificando-se os parâmetros ótimos a partir da avaliação médica das imagens.

## Agradecimentos

Os autores agradecem ao Programa de Educação Tutorial (PET/PROGRAD/UFU) pelo apoio financeiro.

## Referências

1. Van den Wyngaert T, Strobel K, Kampen WU, Kuwert T, van der Bruggen W, Mohan HK, et al. The EANM practice guidelines for bone scintigraphy. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*. 2016 Jun 4;43(9):1723–38.
2. Müller V, Steinhagen J, De Wit M, Bohuslavizki K. Introduction Bone scintigraphy in clinical routine. *Radiol Oncol*. 2001;35(1):21–30.
3. Cherry SR, Sorenson JA, Phelps ME. *Physics in nuclear medicine*. 4th ed. Philadelphia: Elsevier/Saunders; 2012.
4. Sarikaya I, Sarikaya A, Holder LE. The role of single photon emission computed tomography in bone imaging. *Seminars in Nuclear Medicine*. 2001 Jan;31(1):3–16.
5. Barros PP de, Metello LF, Camozzato TSC, Vieira DM da S. Optimization of OSEM parameters in myocardial perfusion imaging reconstruction as a function of body mass index: a clinical approach. *Radiologia Brasileira*. 2015 Oct;48(5):305–13.
6. Bruyant PP. Analytic and iterative reconstruction algorithms in SPECT. *J Nucl Med*. 2002;43:1343–1358
7. Seret A. The number of subsets required for OSEM reconstruction in nuclear cardiology. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*. 2005 Nov 12;33(2):231–1.
8. Ljungberg M, Strand SE. A Monte Carlo program for the simulation of scintillation camera characteristics. *Comput Methods Programs Biomed*. 1989 Aug;29(4):257–72.
9. Zubal IG, Harrell CR, Smith EO, Rattner Z, Gindi G, Hoffer PB. Computerized three-dimensional segmented human anatomy. *Medical Physics*. 1994 Feb;21(2):299–302.
10. Ivón Oramas Polo. Evaluation of the scattered radiation components produced in a gamma camera using Monte Carlo method. *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*. 2014 Jun 1;30(2):179–88.
11. Gustafsson A, Örndahl E, Minarik D, Cederholm K, Frantz S, Hagerman J, et al. A multicentre simulation study of planar whole-body bone scintigraphy in Sweden. *EJNMMI Physics*. 2022 Feb 14;9(1).
12. Merlin T, Stute S, Benoit D, Bert J, Carlier T, Comtat C, et al. CASToR: a generic data organization and processing code framework for multi-modal and multi-dimensional tomographic reconstruction. *Physics in Medicine & Biology*. 2018 Sep 10;63(18):185005.
13. Rasband, W.S., ImageJ, U.S National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, USA, <https://imagej.net/ij/>, 1997-2018.
14. Bruyant PP. Analytic and Iterative Reconstruction Algorithms in SPECT. *Journal of Nuclear Medicine*. 2002; 1;43(10):1343–58.
15. Fukami M, Matsutomo N, Yamamoto T. Optimization of Number of Iterations as a Reconstruction Parameter in Bone SPECT Imaging Using a Novel Thoracic Spine Phantom. *Journal of Nuclear Medicine Technology*. 2021; 49(2):143–9.

## Contato:

Wallifer Rodrigues de Lima  
Universidade Federal de Uberlândia  
Avenida João Naves de Ávila ,2121 – Santa Mônica  
– Uberlândia - MG  
[wallifer.lima@ufu.br](mailto:wallifer.lima@ufu.br)