





Análise Comparativa da Qualidade de Imagem SPECT com ^{177}Lu por Simulação Monte Carlo: Influência do Colimador e da Janela de Energia

Comparative Analysis of SPECT Image Quality with ^{177}Lu Using Monte Carlo Simulation: Influence of Collimator and Energy Window

Fernando K. S. Garcia¹, Wallifer R. de Lima¹, Thamy D. M. Santos¹, Diego M. da Cunha¹

¹Instituto de Física, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil

Resumo

Neste trabalho, foi realizada uma análise comparativa da qualidade de imagem em SPECT com o radionuclídeo ^{177}Lu , utilizando três tipos diferentes de colimadores (LEGP, LEHR e MEGP). Por meio de simulações Monte Carlo com o código SIMIND, associadas à reconstrução de imagens no software CASToR, avaliou-se o impacto da radiação espalhada sobre parâmetros quantitativos como contraste, razão sinal-ruído (SNR) e razão contraste-ruído (CNR). Para cada colimador, foram analisadas três janelas de energia, sendo uma janela de 20% centrada em 113 keV, outra centrada em 208 keV e uma terceira janela que considera as contagens totais das duas primeiras. Os resultados apontaram o colimador de alta resolução LEHR como o mais eficaz para preservar o contraste e a definição de contornos. A janela centrada em 208 keV mostrou-se a mais vantajosa, apresentando o melhor equilíbrio entre sensibilidade e qualidade de imagem, com os maiores valores de contraste e CNR observados. Conclui-se que a escolha adequada do colimador e da faixa energética é decisiva para a obtenção de imagens diagnósticas precisas com ^{177}Lu . Contudo, reforça-se a necessidade de estudos adicionais que incorporem métodos de correção de espalhamento e atenuação, bem como a validação experimental dos resultados observados em simulações.

Palavras-chave: Lutécio-177; Simulação Monte Carlo; Colimadores; SPECT; Contraste; CNR.

Abstract

This study conducted a comparative analysis of image quality in SPECT imaging with the radionuclide ^{177}Lu , using three different collimators (LEGP, LEHR, and MEGP). Monte Carlo simulations with the SIMIND code, combined with image reconstruction in the CASToR software, were employed to assess the impact of scattered radiation on quantitative parameters such as contrast, signal-to-noise ratio (SNR), and contrast-to-noise ratio (CNR). For each collimator, three energy windows were evaluated: a 20% window centered at 113 keV, a second centered at 208 keV, and a combined window including both peaks. Results indicated that the high-resolution LEHR collimator was the most effective at preserving contrast and contour definition. The energy window centered at 208 keV proved most advantageous, offering the best balance between sensitivity and image quality, with the highest contrast and CNR values recorded. The findings emphasize the critical importance of selecting the appropriate collimator and energy window to achieve accurate ^{177}Lu imaging. However, additional studies incorporating scatter and attenuation correction methods, as well as experimental validation of the simulation results, are recommended.

Keywords: Lutetium-177; Monte Carlo simulation; collimators; SPECT; contrast; CNR.

1. Introdução

A teranóstica em Medicina Nuclear refere-se à integração entre diagnóstico molecular e terapia direcionada, geralmente baseada no uso de radiofármacos estruturalmente idênticos ou análogos marcados com diferentes radionuclídeos. Essa abordagem permite identificar a expressão de alvos biológicos específicos por meio de técnicas de imagem e, posteriormente, tratar as mesmas lesões com radionuclídeos terapêuticos direcionados ao mesmo alvo molecular, favorecendo a seleção individualizada de pacientes, o planejamento terapêutico e o monitoramento da resposta ao tratamento (1-2). Nesse contexto, os chamados pares teranósticos consistem em combinações de radionuclídeos diagnósticos e terapêuticos acoplados ao mesmo vetor molecular, permitindo a avaliação prévia da expressão do alvo e a posterior aplicação

terapêutica direcionada (1-3). Exemplos amplamente utilizados na prática clínica incluem os pares $^{68}\text{Ga}/^{177}\text{Lu}$ empregados no manejo de tumores neuroendócrinos e no câncer de próstata metastático, representando uma das principais estratégias de medicina personalizada em oncologia nuclear (2-3).

Nos últimos anos, o radionuclídeo Lutécio-177 (^{177}Lu) tem se destacado de forma significativa tanto na pesquisa quanto na prática clínica, evidenciando grande potencial para o diagnóstico e o tratamento de diversos tipos de câncer. Sua versatilidade está relacionada às suas propriedades físicas e químicas favoráveis, que possibilitam sua utilização em terapias moleculares direcionadas e em procedimentos de aquisição de imagens médicas. Essa aplicabilidade não se restringe a um único tipo de tumor: estudos demonstram sua eficácia em neoplasias neuroendócrinas, hepáticas e em casos de metástases, consolidando o ^{177}Lu como uma

opção promissora para tratamentos personalizados (4-8). Sua meia-vida de 6,7 dias, associada à emissão de partículas beta (energia máxima de 497 keV) e fótons gama de 113 keV (6,2%) e 208 keV (10,4%), permite não apenas irradiação localizada de tumores, como neuroendócrinos e câncer de próstata metastático, mas também o acompanhamento de tratamentos com imagens em tempo real (7-10). Essa dualidade amplia sua aplicabilidade clínica, integrando tratamento e avaliação em um único agente (7,10). Dessa maneira, o Lutécio-177 se firma como um radionuclídeo estratégico na medicina nuclear, integrando propriedades terapêuticas e diagnósticas.

Atualmente, o método mais avançado para medir com precisão a distribuição de radiação no corpo é a tomografia por emissão de fóton único (SPECT) (9,11-13). Essa técnica é considerada mais precisa do que as imagens planares tradicionais, pois resolve problemas comuns das imagens em 2D. Por exemplo, evita que órgãos sobrepostos atrapalhem a visualização, melhora a identificação de regiões pequenas e fornece detalhes sobre como a radiação é absorvida de forma irregular em diferentes áreas. Essas vantagens permitem avaliar com mais exatidão a captação do radionuclídeo que cada parte do tecido recebe, informação crucial para tratamentos personalizados (9,11-12).

A definição do colimador adequado em exames de imagem envolve otimizar parâmetros que equilibrem a eficiência de detecção do sistema (para preservar a qualidade do sinal e a resolução espacial) com a atenuação eficaz de fótons de energia fora da faixa de interesse (6-7,9-10,12,14-15). Septos excessivamente delgados permitem que partículas atravessem mais facilmente, gerando registros indesejados no detector (6-7,9-10,12,15). Tais contagens provocam redução do contraste da imagem, comprometimento da resolução espacial e surgimento de artefatos, fatores que prejudicam a acurácia na quantificação da distribuição de atividade nos tecidos. Tais efeitos comprometem a confiabilidade dos dados quantitativos, especialmente em análises que demandam maior acurácia (6-7,9-10,14-15).

O presente trabalho utilizou simulações computacionais do tipo Monte Carlo, empregando o código SIMIND (*Simulation of Interaction in Nuclear Detectors*), para reproduzir o funcionamento de um exame de SPECT, utilizando uma câmara gama equipada com um colimador e cristal de lodeto de Sódio dopado com Tálcio (NaI(Tl)). O objetivo foi analisar como a radiação espalhada influencia os sinais captados durante o exame. Assim, diferentes modelos de colimadores foram testados em um cenário simulado com um *phantom Jaszczak* contendo emissores de ^{177}Lu . Foram mensurados parâmetros como nitidez das estruturas nas imagens, chamado de contraste (C), relação entre a

intensidade do sinal útil e as flutuações indesejadas, a razão sinal-ruído (SNR) e a combinação desses dois fatores, conhecida como razão contraste-ruído (CNR) - indicador crítico para a qualidade da imagem.

2. Materiais e Métodos

2.1. Simulação computacional

Neste estudo, foram realizadas simulações utilizando o código Monte Carlo SIMIND, versão 8.0 (64-bit), com o objetivo de modelar um sistema de imagem SPECT clínico para o radionuclídeo ^{177}Lu . O SIMIND é composto por dois programas principais: o CHANGE, responsável pela configuração dos parâmetros do sistema, e o módulo de simulação propriamente dito, SIMIND (16). O código permite a descrição precisa da interação da radiação com diferentes geometrias de *phantoms*, tipos de colimadores e características do detector.

As simulações consideraram uma fonte multi-esférica de ^{177}Lu com emissões principais em 113 keV (abundância relativa de 6,20%) e 208 keV (abundância relativa de 10,38%), distribuída em seis volumes de diferentes formas e tamanhos (caixas horizontais, cilindros e elipsoide), simulando um *phantom* do tipo *Jaszczak* (Figura 1). A atividade total foi de 370 MBq, sendo distribuída conforme tabela 1. Além disso, foram definidas três faixas de energias distintas (W_1 , W_2 , W_3) para análise: a primeira abrangendo uma margem de $\pm 10\%$ ao redor do pico principal de 113 keV; a segunda seguindo o mesmo intervalo percentual centrado no pico de 208 keV; e a terceira correspondendo à integração dos dados captados nas duas janelas anteriores.

O equipamento simulado constituía-se de uma câmara gama com um cristal de NaI(Tl) com espessura de $3/8''$ (0,952 cm) e um colimador paralelo de furos hexagonais. O detector possuía largura de 25 cm e comprimento de 20 cm, posicionado a 20 cm da borda mais próxima do *phantom*. A matriz de detecção foi definida como 128×128 pixels com resolução espacial de 0,448 cm/pixel. A resolução intrínseca era de 0,4 cm e a resolução energética do sistema foi ajustada para 10%.

Tabela 1. Características geométricas dos colimadores da GE disponíveis no SIMIND.

Colim.	Tipo e Formato	Diâmetro do Furo (mm)	Espessura do Septo (mm)	Comprimento (mm)
LEGP	Paralelo e Hexagonal	0,250	0,030	4,100
LEHR	Paralelo e Hexagonal	0,340	0,140	4,200
MEGP	Paralelo e Hexagonal	0,180	0,030	4,000

Fonte: O autor (2026).

Nas simulações, foram avaliados três tipos de colimadores: (i) colimador de propósito geral de baixa energia (LEGP), (ii) colimador de baixa energia e alta resolução (LEHR) e (iii) colimador de propósito geral

de média energia (MEGP). Todos foram configurados de acordo com os parâmetros específicos de cada modelo, como mostra a tabela 1.

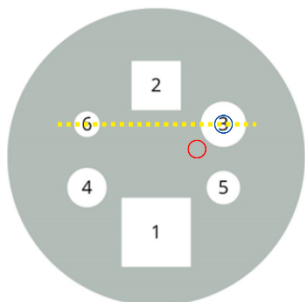


Figura 1. Corte axial do *Phantom* do tipo *Jaszczak*. Os números indicados correspondem às fontes internas detalhadas na Tabela 2. O círculo azul destaca uma região de alta contagem, o vermelho uma região de baixa contagem, e a linha amarela mostra o eixo usado para obtenção dos perfis de intensidade. Fonte: O autor (2026).

Tabela 2. Configuração da fonte multi-esférica

Fonte	Volume (mL)	MBq	MBq/mL	Tipo
1	216,0000	225,6260	1,0446	Caixa Horizontal
2	54,8720	57,3130	1,0445	Caixa Horizontal
3	16,3655	34,1880	2,0890	Elipsoide
4	13,0230	27,1950	2,0882	Cilindro Horizontal
5	4,9728	15,5770	3,1320	Cilindro Horizontal
6	3,2170	10,0640	3,1284	Cilindro Horizontal

Fonte: O autor (2026).

Cada simulação considerou 128 projeções ao longo de uma rotação completa de 360°, com passo angular de 2,8125°, totalizando 100 milhões de fótons por projeção. Para cada colimador e cada janela de energia, foram avaliados o contraste, a razão sinal-ruído e a razão contraste-ruído. Neste trabalho, nenhum método de correção de espalhamento ou atenuação foi empregado na reconstrução das imagens.

As simulações foram executadas em um computador equipado com processador Intel® Core™ i7-4790 (4 núcleos físicos, 8 threads, 3.60 GHz), 8 GB de memória RAM, utilizando o sistema operacional Linux.

2.2. Reconstrução da imagem

Após a geração das projeções simuladas, as imagens foram reconstruídas utilizando o software CASToR (*Customizable and Advanced Software for Tomographic Reconstruction*), versão 3.2 (17). O método escolhido para a reconstrução foi o OSEM (*Ordered Subsets Expectation Maximization*). Foram realizadas 4 iterações com 16 subconjuntos para cada combinação de janela de energia e colimador. A reconstrução das imagens foi realizada sem aplicação de métodos de correção para efeitos de espalhamento, atenuação ou uso de filtros adicionais.

2.3. Análise da qualidade da imagem

A avaliação da qualidade das imagens reconstruídas foi realizada por meio do ImageJ, *software* gratuito de processamento e análise de imagens (versão 1.54g, Java 1.8.0_345, 64-bit) (18). Para cada reconstrução, foi selecionada a imagem da fatia central, garantindo, assim, a visualização completa dos objetos do *phantom*. Após essa seleção, duas regiões de interesse (ROI - *Region of Interest*) foram definidas: uma localizada em uma área de baixa intensidade de contagem (*background* do *phantom*) e outra em uma região de alta intensidade de contagem, conforme indicado na figura 1. Em seguida, avaliou-se em todas as imagens o mesmo perfil linear, extraindo a distribuição de intensidade pixel a pixel para que pudéssemos compará-las por meio de gráficos de perfil de intensidade.

O contraste foi determinado pela equação (1):

$$C = \frac{|R_L - R_0|}{R_0} \quad (1)$$

Onde R_L é a região de alta intensidade de contagem e R_0 é a região de baixa intensidade de contagem (19).

A relação sinal-ruído de cada ROI foi calculada conforme a equação (2):

$$SNR = \frac{N}{\sigma} \quad (2)$$

Onde N é número de contagem médio dos pixels em cada ROI e σ é o desvio padrão na mesma ROI (19).

A razão contraste-ruído foi obtida combinando a razão sinal-ruído e o contraste, conforme a equação (3):

$$CNR = SNR \cdot C \quad (3)$$

Onde SNR é a razão sinal-ruído para baixa contagem e C é o contraste da lesão em relação ao *background* (19).

3. Resultados

A Figura 2 ilustra os espectros de energia simulados para os colimadores (a) LEGP, (b) LEHR e (c) MEGP, evidenciando as contagens totais, de fótons primários e de fótons espalhados. Os espectros foram normalizados pelo valor máximo de contagem de cada colimador e apresentados em unidades arbitrárias (u. a.). A Figura 3 ilustra as imagens reconstruídas do *phantom Jaszczak* na janela W_2 (208 keV) para os colimadores (a) LEGP, (b) LEHR e (c) MEGP. A Figura 4-a exibe os perfis de intensidade (valor de pixel) extraídos das imagens ao longo da mesma linha reta para as três janelas de energia, mantendo-se o colimador LEHR, o que

permite avaliar comparativamente o contraste e a definição dos contornos em cada faixa dessa linha. Já a Figura 4-b apresenta os perfis de intensidade correspondentes aos colimadores LEGP, LEHR e MEGP, ambos na janela W_2 (208 keV), possibilitando uma comparação direta do desempenho de cada colimador em termos de contraste e nitidez da

imagem ao longo do mesmo traçado. Os dados da Figura 4-a e 4-b foram normalizados e apresentados em unidades arbitrárias (u. a.).

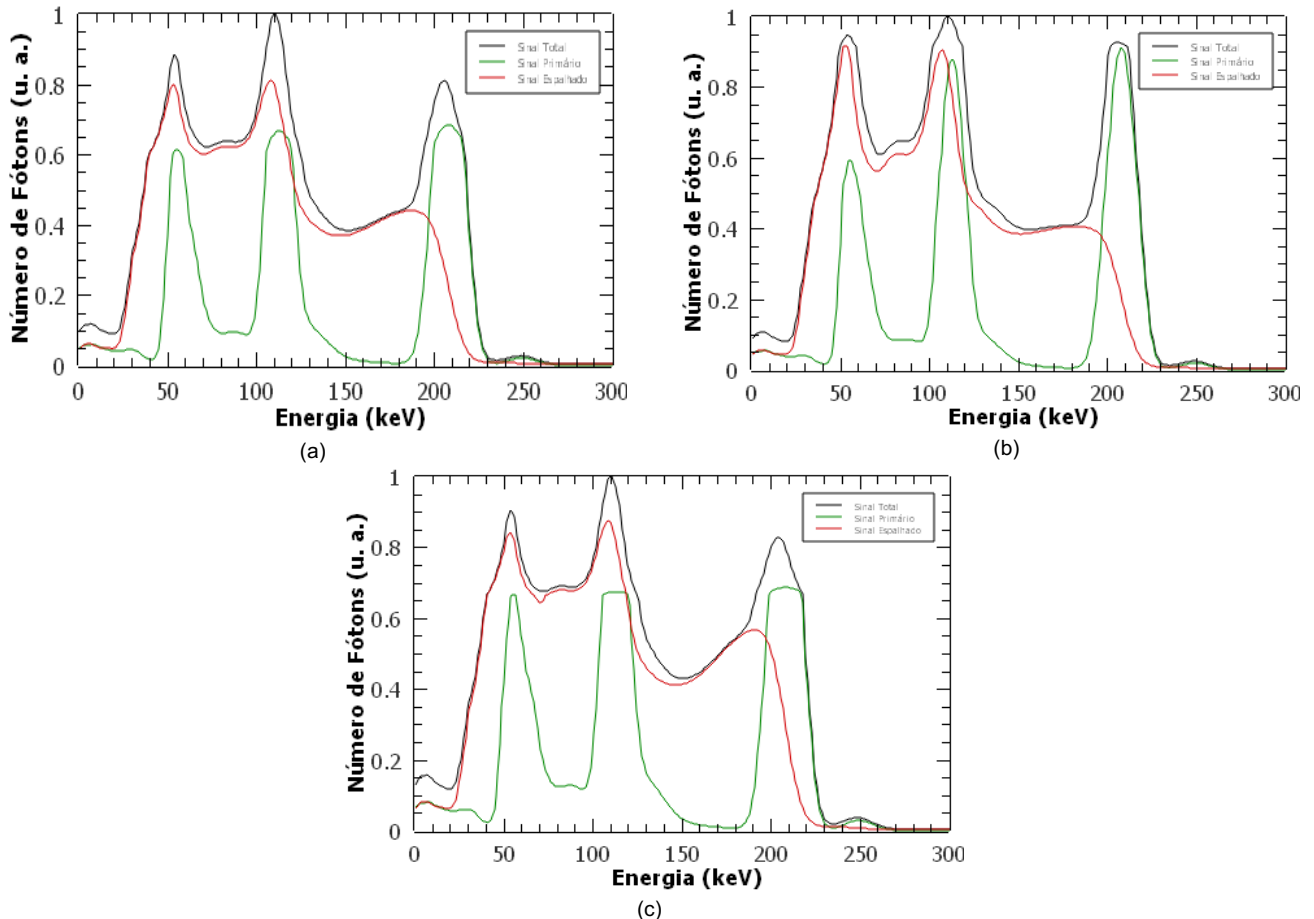


Figura 2. Espectros de energia do ^{177}Lu obtidos com (a) o colimador de propósito geral e baixa energia (LEGP), (b) o colimador de baixa energia e alta resolução (LEHR) e (c) o colimador de propósito geral e média energia (MEGP), evidenciando as contribuições de fótons totais, primários e espalhados.

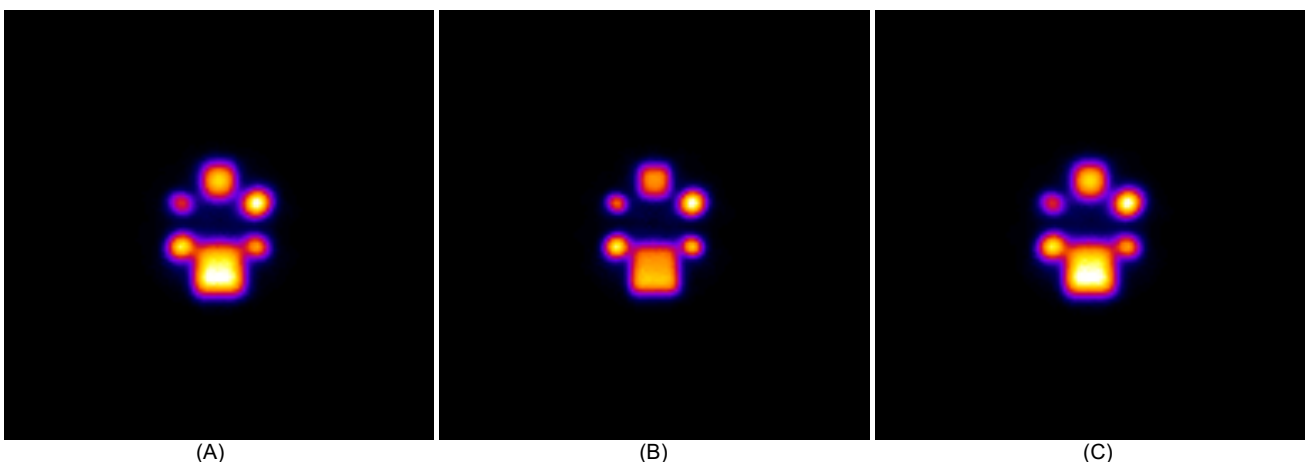


Figura 3. Reconstruções do *phantom Jaszczak* na janela de energia W_2 (208 keV) usando os colimadores (A) LEGP, (B) LEHR e (C) MEGP.

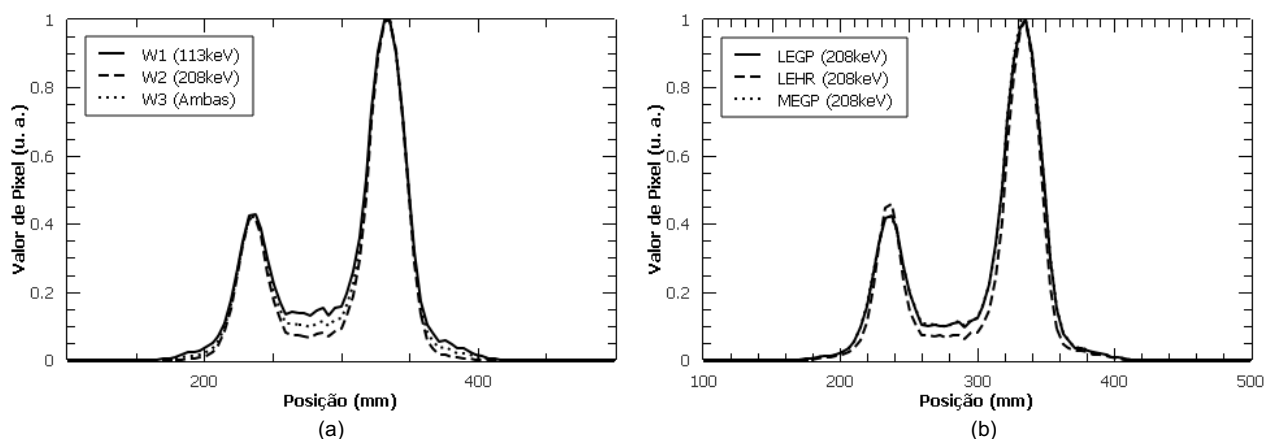


Figura 4. (a) Perfis de intensidade extraídos ao longo de uma mesma linha reta nas imagens reconstruídas do *phantom Jaszczak* com o colimador LEHR para as janelas W_1 (113 keV), W_2 (208 keV) e W_3 (113 + 208 keV). (b) Perfis de intensidade ao longo do mesmo traçado no *phantom Jaszczak* comparando os colimadores LEGP, LEHR e MEGP na janela W_2 (208 keV).

As Tabelas 2 a 4 resumem, para cada colimador e cada uma das três janelas de energia estudadas, respectivamente, os valores de contraste (Tabela 2), razão sinal-ruído no *background* (Tabela 3) e razão contraste-ruído no *background* (Tabela 4). Essas métricas permitem avaliar não apenas a intensidade do sinal detectado, mas também sua qualidade e distinção em relação ao *background*.

Tabela 2. Valores de contraste obtidos para os colimadores LEGP, LEHR e MEGP nas três janelas de energia: W_1 (113 keV), W_2 (208 keV) e W_3 (combinada $W_1 + W_2$).

Colimadores	C		
	W_1	W_2	W_3
LEGP	12,1357	57,7500	19,6754
LEHR	18,3544	100,4976	30,7003
MEGP	12,1041	58,4205	19,6285

Fonte: O autor (2026).

Tabela 3. Razão sinal-ruído medida no *background* para os colimadores LEGP, LEHR e MEGP nas janelas de energia W_1 , W_2 e W_3 .

Colimadores	SNR		
	W_1	W_2	W_3
LEGP	3,9114	1,5676	3,0694
LEHR	5,0205	2,7632	4,1380
MEGP	4,1549	1,6836	3,2381

Fonte: O autor (2026).

Tabela 4. Razão contraste-ruído no *background* para os colimadores LEGP, LEHR e MEGP, nas janelas de energia W_1 , W_2 e W_3 .

Colimadores	CNR		
	W_1	W_2	W_3
LEGP	47,4681	90,5291	60,3908
LEHR	92,1483	277,6974	127,0375
MEGP	50,2911	98,3556	63,5590

Fonte: O autor (2026).

A análise conjunta dessas tabelas possibilita uma comparação quantitativa do desempenho dos colimadores em diferentes condições espectrais.

4. Discussão

Na análise dos espectros (Figura 2), observa-se que a contribuição de fótons espalhados é significativamente maior na janela de 113 keV (W_1) do que na de 208 keV (W_2), comportamento verificado nos três colimadores analisados. Esse perfil é originado pelo processo de espalhamento Compton: quando fótons de 208 keV interagem no *phantom* ou nas estruturas do equipamento, eles perdem parte de sua energia e muitos deles são então contados em W_1 . Já na janela de 208 keV, a maior parte dos eventos corresponde a fótons primários que preservaram energia próxima ao fotopico, resultando em menor fração de espalhamento e, conseqüentemente, em melhor contraste e menor ruído. Essa migração energética dos fótons de alta para baixa energia evidencia a importância de se escolher cuidadosamente a largura e o posicionamento das janelas de energia para minimizar a contaminação do sinal e otimizar a qualidade da imagem.

A comparação dos três colimadores (Figura 3) deixa clara a influência do tipo de colimador na qualidade da imagem. A princípio, é importante destacar que o desempenho superior do colimador MEGP em relação ao LEGP já era esperado. Isso se deve à sua construção com septos de chumbo mais espessos, que proporcionam maior atenuação de fótons provenientes de ângulos oblíquos e de maior energia. Essa característica reduz a penetração indesejada de fótons espalhados, melhorando a qualidade da imagem e diminuindo o halo de espalhamento observado nas reconstruções com o colimador de baixa energia (LEGP), cujos septos mais finos e furos mais largos permitem a entrada de

uma quantidade significativamente maior de radiação secundária.

Entretanto, a comparação entre os colimadores MEGP e LEHR revela uma discussão mais sutil e tecnicamente interessante. O colimador MEGP, de média energia, possui septos espessos, o que o favorece no quesito absorção de fótons, especialmente os de maior energia, como os de 208 keV. Por outro lado, o LEHR, embora apresente septos mais finos (por ser projetado para baixa energia), compensa essa limitação estrutural com uma menor abertura angular dos furos, ou seja, um ângulo de aceitação mais estreito. Essa característica restringe a entrada de fótons não paralelos, contribuindo para a formação de imagens com melhor resolução espacial e contornos mais bem definidos, ainda que com maior susceptibilidade a efeitos de penetração septal, conforme observado por Asmi et al. (15).

4.1. Comparação entre janelas de energia fixando o colimador LEHR

Ao fixarmos o colimador LEHR e variarmos a janela de energia (Figura 4-a), observou-se que a janela centrada em 208 keV (W_2) apresentou os melhores resultados de contraste e de razão contraste-ruído. Esse desempenho superior em contraste pode ser identificado como maior diferença entre a crista e o vale no perfil linear da imagem, indicando uma distinção mais acentuada entre as regiões de interesse e o *background*, o que favorece a detecção de lesões.

Por outro lado, a janela centrada em 113 keV (W_1) foi a que apresentou o pior desempenho em contraste e razão contraste-ruído, o que pode ser explicado pela maior influência da radiação espalhada nessa faixa de energia.

A janela W_3 , que representa a soma das janelas W_1 e W_2 , de fato acumula um maior número de contagens totais, pois soma os sinais de ambas as faixas energéticas. Porém, esse ganho de sensibilidade vem acompanhado de um acréscimo significativo de fótons espalhados, reduzindo a nitidez do perfil. Como resultado, W_3 alcançou valores intermediários de contraste e razão contraste-ruído, refletindo tanto o aumento de sinal quanto o aumento de ruído. Assim, verifica-se que, apesar do maior volume de contagens, a maior contagem de fótons espalhados compromete a qualidade da imagem. Portanto, reforça-se que a janela centrada em 208 keV (W_2) foi a que apresentou os melhores resultados, em concordância com estudos anteriores da literatura, os quais também apontam essa faixa energética como a mais adequada para a obtenção de imagens com o radionuclídeo ^{177}Lu (11,20).

4.2. Comparação entre colimadores na mesma janela de energia (W_2)

Ao analisarmos os três colimadores utilizando a mesma janela de energia (W_2) (Figura 4-b), constatou-se que o colimador LEHR apresentou o maior contraste, razão sinal-ruído e razão contraste-ruído dentre os colimadores testados. Este resultado evidencia a capacidade do colimador de alta resolução (LEHR) de preservar a nitidez da imagem e acentuar a separação entre as regiões de interesse.

Os colimadores LEGP e MEGP apresentaram contraste, razão sinal-ruído e razão contraste-ruído significativamente menores em relação ao LEHR. Isso sugere que colimadores de propósito geral tendem a comprometer a resolução espacial e, por consequência, o contraste da imagem.

Deve-se destacar que o resultado obtido neste trabalho, que mostra um desempenho superior do LEHR pode ser atribuído, em parte, à ausência de qualquer método de correção de espalhamento ou atenuação na reconstrução das imagens realizadas neste estudo. Em investigações anteriores da literatura, nas quais foram empregados métodos como TEW (*Triple Energy Window*), DEW (*Dual Energy Window*) ou ESSE (*Effective Scatter Source Estimation*), frequentemente observou-se a recomendação do uso de colimadores de média energia (9-12). Quando tais correções não são aplicadas, as propriedades geométricas intrínsecas dos colimadores de alta resolução, incluindo menor diâmetro dos furos e maior comprimento dos canais, podem resultar em melhora do contraste e da resolução espacial, apesar da menor espessura septal. Esse comportamento foi observado no presente trabalho e também relatado na literatura (15, 20).

5. Conclusões

Os resultados obtidos neste trabalho evidenciam a influência significativa da escolha do colimador e da janela de energia na qualidade das imagens SPECT com ^{177}Lu , em especial no que diz respeito à relação entre contraste, razão sinal-ruído e razão contraste-ruído. Nesse sentido, ao comparar as três janelas de energia analisadas, sendo elas W_1 ($\pm 10\%$ em torno de 113 keV), W_2 ($\pm 10\%$ em torno de 208 keV) e W_3 (integração das duas anteriores), observou-se que a janela W_2 apresentou os melhores resultados em contraste, razão contraste-ruído e definição de contornos, destacando-se como a mais eficaz para a obtenção de imagens diagnósticas com ^{177}Lu . Além disso, dentre os colimadores testados, o LEHR apresentou o melhor desempenho em termos de contraste, razão sinal-ruído e razão contraste-ruído. Entretanto, ainda são necessários mais estudos que explorem o desempenho desses colimadores em contextos mais completos, incorporando, por exemplo, rotinas de correção de espalhamento e de atenuação adequadas, além da validação

experimental das simulações. Isso permitirá avaliar de forma mais precisa o potencial de cada colimador na geração de imagens quantitativas e de alta qualidade, contribuindo para um planejamento terapêutico mais eficaz na medicina nuclear.

Agradecimentos

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

Referências

1. Weber WA, Barthel H, Bengel F, Eiber M, Herrmann K, Schäfers M. What Is Theranostics? *J Nucl Med*. 2023 May;64(5):669-670. doi: 10.2967/jnumed.123.265670. Epub 2023 Apr 13. PMID: 37055220.
2. Weineisen M, Schottelius M, Simecek J, Baum RP, Yildiz A, Beykan S, Kulkarni HR, Lassmann M, Klette I, Eiber M, et al: 68Ga- and 177Lu-labeled PSMA I&T: Optimization of a PSMA-targeted theranostic concept and first proof-of-concept human studies. *J Nucl Med* 56: 1169-1176, 2015.
3. Herrmann K, Schwaiger M, Lewis JS, Solomon SB, McNeil BJ, Baumann M, Gambhir SS, Hricak H, Weissleder R. Radiotheranostics: a roadmap for future development. *Lancet Oncol*. 2020 Mar;21(3):e146-e156. doi:10.1016/S1473-2045(19)30821-6. PMID: 32135118; PMCID: PMC7367151.
4. Dash A, Pillai MR, Knapp FF Jr. Production of (177)Lu for targeted radionuclide therapy: available options. *Nucl Med Mol Imaging*. 2015 Jun;49(2):85-107. doi:10.1007/s13139-014-0315-z.
5. Niu T, Fan M, Lin B, Gao F, Tan B, Du X. Current clinical application of lutetium-177 in solid tumors: review. *Exp Ther Med*. 2024;27(225). doi:10.3892/etm.2024.12514.
6. Garkavij M, Nickel M, Sjogreen-Gleisner K, Ljungberg M, Ohlsson T, Wingårdh K, et al. 177Lu-[DOTA0,Tyr3]octreotate therapy in patients with disseminated neuroendocrine tumors: analysis of dosimetry with impact on future therapeutic strategy. *Cancer*. 2010;116(4):1084-1092.
7. Ljungberg M, Celler A, Konijnenberg MW, Eckerman KF, Dewaraja YK, Sjogreen-Gleisner K, et al. MIRD pamphlet no. 26: joint EANM/MIRD guidelines for quantitative 177Lu SPECT applied for dosimetry of radiopharmaceutical therapy. *J Nucl Med*. 2016;57(1):151-162.
8. Sekikawa Y, Funada K, Akamatsu G, et al. Monte Carlo simulation of the acquisition conditions for 177Lu molecular imaging of hepatic tumors. *Ann Nucl Med*. 2021;35(8):917-926.
9. Ramonaheng K, van Staden JA, du Raan H. Validation of a Monte Carlo modelled gamma camera for lutetium-177 imaging. *Appl Radiat Isot*. 2020;166:109385.
10. de Nijs R, Lagerburg V, Klausen TL, Holm S. Improving quantitative dosimetry in 177Lu-DOTATATE SPECT by energy window-based scatter corrections. *Nucl Med Commun*. 2014;35(5):522-533. <https://doi.org/10.1097/MNM.0000000000000079>.
11. Beauregard JM, Hofman MS, Pereira JM, Eu P, Hicks RJ. Quantitative 177Lu SPECT (QSPECT) imaging using a commercially available SPECT/CT system. *Cancer Imaging*. 2011;11(1):56-66.
12. D'Arienzo M, Cazzato M, Cozzella ML, Cox M, D'Andrea M, Fazio A, et al. Gamma camera calibration and validation for quantitative SPECT imaging with 177Lu. *Appl Radiat Isot*. 2016;112:156-164. <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2016.03.007>.
13. Shcherbinin S, Piwowska-Bilska H, Celler A, Birkenfeld B. Quantitative SPECT/CT reconstruction for 177Lu and 177Lu/90Y targeted radionuclide therapies. *Phys Med Biol*. 2012;57(18):5733-5747.
14. Ljungberg M, Sjogreen-Gleisner K. The accuracy of absorbed dose estimates in tumours determined by quantitative SPECT: a Monte Carlo study. *Acta Oncol*. 2011;50:981-989.
15. Asmi H, Bentayeb F, Bouzekraoui Y, Bonutti F, Douama S. Energy Window and Collimator Optimization in Lutetium-177

- Single-photon Emission Computed Tomography Imaging using Monte Carlo Simulation. *Indian J Nucl Med*. 2020 Jan-Mar;35(1):36-39. doi: 10.4103/ijnm.IJNM_121_19.
16. Ljungberg M. The SIMIND Monte Carlo Program. In: Monte Carlo Techniques in Radiation Therapy. Boca Raton: CRC Press; 2012. p. 111-128.
 17. 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. *Phys Med Biol*. 2018;63(18):185005.
 18. Rasband WS. ImageJ [software on the Internet]. Bethesda, MD: U.S. National Institutes of Health; 1997-2018 [cited 2025 Apr 22]. Available from: <https://imagej.net/ij/>.
 19. Cherry SR, Sorenson JA, Phelps ME. Physics in nuclear medicine. 4th ed. Philadelphia: Elsevier/Saunders; 2012.
 20. Huizing, D.M.V., Sinaasappel, M., Dekker, M.C., Stokkel, M.P.M. and de Wit - van der Veen, B.J. (2020), 177LuSPECT/CT: Evaluation of collimator, photopeak and scatter correction. *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, 21: 272-277. <https://doi.org/10.1002/acm2.12991>.

Contato:

Fernando Kleber dos Santos Garcia
Universidade Federal de Uberlândia
Av. João Naves de Ávila, 2121 – Santa Mônica,
Uberlândia – MG, 38408-100
fklebers@ufu.br