

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
INSTITUTO DE FÍSICA

WALLIFER RODRIGUES DE LIMA

Otimização da Qualidade da Imagem de SPECT ósseo utilizando Simulações Monte Carlo e
Técnicas Iterativas de Reconstrução

Uberlândia
2024

Wallifer Rodrigues de Lima

Otimização da Qualidade da Imagem de SPECT ósseo utilizando Simulações Monte Carlo e Técnicas Iterativas de Reconstrução

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Corpo Docente do Instituto de Física da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Bacharel em Física Médica.

Orientador(a):

Prof. Dr. Diego Merigue da Cunha

Uberlândia, MG

2024

*Dedico esse trabalho para os meus familiares
que sempre me apoiaram, para os colegas de
faculdade que tornou esses anos mais leves e ao
meu orientador por me ajudar, muito obrigado.*

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus, por ter me guiado e sustentado pelos caminhos certos e ter me ajudado nas dificuldades que passei por essa trajetória.

À minha família que sempre me apoiou nos meus sonhos, e quem sempre me fortaleceu nos momentos mais difíceis.

Ao meu pai, Ailton Juvêncio, que sempre me apoiou e me ajudou com todas as dificuldades para que eu pudesse focar nos meus estudos, com ele o caminho tornou-se mais fácil. Além dele ter me criado e cuidado de mim, desde os meus 3 anos de idade, e com ele aprendi a me tornar alguém que segue pelos caminhos certos e luta para conquistar os sonhos.

Agradeço profundamente aos meus amigos que estiveram ao meu lado durante essa jornada, me apoiando e mostrando que a faculdade também pode ser um ambiente leve e divertido. Obrigado, Ana Laura Areias, por estar presente nos momentos mais difíceis e por me incentivar a seguir em frente quando tudo parecia desafiador. Minha gratidão também à Giovana Camargo, que tornou os estágios inesquecíveis — sem dúvida, foi o estágio mais divertido que já tive. Igor Pratis e Luis Eduardo, obrigado por serem companheiros incríveis de faculdade, sempre prontos para ajudar e trazer alegria ao meu dia a dia. Sou imensamente grato por todos vocês. Obrigado.

Agradeço ao meu orientador, Prof. Dr. Diego Merigue, que me ensinou muito sobre o curso e que me guiou para que eu pudesse escolher o melhor trajeto. Obrigado por ter me dado força, e ter me ajudado na minha carreira acadêmica.

RESUMO

A cintilografia óssea é frequentemente empregada na análise do sistema esquelético, contribuindo para o diagnóstico e monitoramento de lesões, inflamações, infecções e enfermidades metabólicas ósseas. Para aprimorar a precisão na detecção de irregularidades, pode-se empregar a técnica de SPECT (Tomografia Computadorizada por Emissão de Fóton Único), que possibilita uma avaliação tridimensional e fornece dados minuciosos sobre a distribuição espacial do radiotraçador no tecido ósseo. Contudo, a qualidade da imagem produzida pelo SPECT é influenciada por vários fatores, como o método e os parâmetros de reconstrução utilizados, que afetam diretamente a resolução espacial e a nitidez das imagens. Os métodos iterativos *Maximum Likelihood Expectation Maximization* (MLEM) e *Ordered Subset Expectation Maximization* (OSEM) são os mais frequentemente utilizados. Ambos são amplamente reconhecidos pela sua habilidade de oferecer alta resolução espacial e uma excelente relação contraste-ruído (CNR), fundamentais para a excelência da imagem. O propósito deste estudo é analisar a efetividade dos métodos iterativos MLEM e OSEM na reconstrução de imagens SPECT ósseas, concentrando-se na otimização dos parâmetros de reconstrução para cada técnica. As projeções obtidas através do método Monte Carlo de simulação foram obtidas através do software SIMIND. Este software permite simular a aquisição do sinal numa gama câmara, reproduzindo as condições reais de um exame de cintilografia óssea. A reconstrução das imagens foi feita utilizando os métodos MLEM e OSEM. Para o OSEM, foram analisados os seguintes subconjuntos (2, 4, 8 e 16), utilizando até 20 iterações para ambos os métodos, visando encontrar uma melhora na qualidade da imagem, relacionando o sinal e o ruído. A avaliação das imagens reconstruídas levou em conta três critérios fundamentais: a relação sinal-ruído (SNR), o contraste (C) e a razão contraste-ruído (CNR) entre as áreas de maior e menor captação do radionuclídeo. Os achados indicam que o método OSEM, particularmente com 8 e 16 subconjuntos, alcança os melhores resultados em contraste e CNR, alcançando valores ideais em 7 e 4 iterações, respectivamente. No entanto, notou-se que o crescimento do número de iterações além desses limites resulta em um aumento do nível de ruído, prejudicando a qualidade da imagem. Este fenômeno destaca a necessidade de um balanço meticuloso entre a quantidade de iterações e os subconjuntos para prevenir a deterioração da imagem provocada pelo ruído em excesso. Os resultados alcançados destacam a relevância de aperfeiçoar os parâmetros de reconstrução através de métodos iterativos, particularmente no âmbito da cintilografia óssea por SPECT. A escolha de parâmetros adequados não apenas melhora a resolução e a clareza da imagem, mas também potencializa a capacidade de detecção de lesões e outras alterações ósseas, impactando positivamente na precisão diagnóstica.

Palavras-chave: Cintilografia óssea; SPECT; Monte Carlo; métodos iterativos; otimização de imagem

ABSTRACT

Bone scintigraphy is frequently employed in the analysis of the skeletal system, contributing to the diagnosis and monitoring of lesions, inflammations, infections, and metabolic bone diseases. To enhance the accuracy in detecting irregularities, the SPECT technique (Single Photon Emission Computed Tomography) can be employed, enabling three-dimensional evaluation and providing detailed data on the spatial distribution of the radiotracer in bone tissue. However, the quality of the image produced by SPECT is influenced by several factors, such as the reconstruction method and parameters used, which directly affect the spatial resolution and sharpness of the images. The iterative methods Maximum Likelihood Expectation Maximization (MLEM) and Ordered Subset Expectation Maximization (OSEM) are the most commonly used. Both are widely recognized for their ability to offer high spatial resolution and excellent contrast-to-noise ratio (CNR), fundamental for image excellence. The purpose of this study is to analyze the effectiveness of the iterative MLEM and OSEM methods in reconstructing bone SPECT images, focusing on the optimization of reconstruction parameters for each technique. The projections obtained through the Monte Carlo simulation method were acquired using the SIMIND software. This software allows the simulation of signal acquisition in a gamma camera, reproducing the real conditions of a bone scintigraphy exam. Image reconstruction was performed using the MLEM and OSEM methods. For OSEM, the following subsets (2, 4, 8, and 16) were analyzed, using up to 20 iterations for both methods, aiming to improve image quality by balancing signal and noise. The evaluation of the reconstructed images considered three fundamental criteria: signal-to-noise ratio (SNR), contrast (C), and contrast-to-noise ratio (CNR) between the areas of highest and lowest radionuclide uptake. The findings indicate that the OSEM method, particularly with 8 and 16 subsets, achieves the best results in contrast and CNR, reaching optimal values at 7 and 4 iterations, respectively. However, it was noted that increasing the number of iterations beyond these limits results in an increase in noise level, impairing image quality. This phenomenon highlights the need for a meticulous balance between the number of iterations and subsets to prevent image deterioration caused by excessive noise. The results underscore the relevance of optimizing reconstruction parameters through iterative methods, particularly in the field of bone scintigraphy via SPECT. The selection of appropriate parameters not only improves the resolution and clarity of the image but also enhances the detection capability of lesions and other bone alterations, positively impacting diagnostic accuracy.

Keywords: Bone scintigraphy; SPECT; Monte Carlo; iterative methods; image optimization

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Curva de Decaimento.....	12
Figura 2 – Decaimento do Molibdênio.....	13
Figura 3 - Estrutura Química MDP	14
Figura 4 - Diagrama Esquemático Gama Câmara	14
Figura 5 - Colimador Paralelo	15
Figura 6 - Cristal Luminescente	16
Figura 7 - Tubo Fotomultiplicador	17
Figura 8 - Rotação do gantry	18
Figura 9 - Projeções da aquisição SPECT	18
Figura 10 - Retroprojeção.....	20
Figura 11 - Método de <i>backprojection</i> , reconstrução utilizando diferentes números de ângulos.	20
Figura 12 - <i>Low-pass and high-pass filters</i>	21
Figura 13 - Etapas método iterativos.....	22
Figura 14 - Região de baixa captação (a) e alta captação (b).....	24
Figura 15 - SNR para região de baixa contagem para as técnicas MLEM e OSEM com 2, 4, 8 e 16 subconjuntos	26
Figura 16 - Contraste entre as ROIs, região de alta e baixa contagem para as técnicas MLEM e OSEM com 2, 4, 8 e 16 subconjuntos.	26
Figura 17 - CNR entre as ROIs, região de alta e baixa contagem para as técnicas MLEM e OSEM com 2,4, 8 e 16 subconjuntos.	27
Figura 18 - Imagem reconstruída de um corte 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 horizontal que atravessa a região de interesse.	28

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	9
1.1	Objetivos.....	10
2	FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....	11
2.1	Decaimento radioativo	11
2.2	Tecnécio-99 metaestável.....	12
2.2.1	Tecnécio.....	12
2.2.2	Interação do radiotraçador com o tecido ósseo	13
2.3	A gama câmara	14
2.3.1	Princípios básicos	14
2.3.2	Colimador	15
2.3.3	Cristal Cintilador	15
2.3.4	Tubo fotomultiplicador.....	16
2.4	SPECT	17
2.4.1	Aquisição	18
2.4.2	Reconstrução	19
2.4.2.1	Método Analítico.....	19
2.4.2.2	Método Iterativo	21
3	METODOLOGIA.....	22
3.1	Simulação Computacional	22
3.2	Reconstrução da Imagem.....	23
3.3	Avaliação da Qualidade da Imagem	24
4	RESULTADOS.....	25
5	DISCUSSÕES	28
6	CONCLUSÃO.....	30
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	31

1 INTRODUÇÃO

A cintilografia planar óssea é uma técnica de imagem essencial no diagnóstico de patologias esqueléticas, amplamente empregada para a avaliação de diversas condições ósseas. Esse exame utiliza o radionuclídeo tecnécio-99 metaestável (^{99m}Tc), que possui uma meia-vida curta de aproximadamente 6 horas. Durante seu decaimento, o tecnécio-99m emite raios gama e, em seguida, se transforma em tecnécio-99, um isótopo com meia-vida prolongada. Para o exame, o tecnécio-99m é conjugado ao metilenodifosfonato (MDP), um composto contendo fosfato que apresenta alta afinidade pelo tecido ósseo, pois se liga facilmente à hidroxiapatita, o principal mineral presente nos ossos. Dessa forma, a combinação do tecnécio-99m com o MDP permite a visualização precisa de anormalidades ósseas, incluindo lesões infecciosas, traumáticas e neoplásicas. Além disso, a cintilografia óssea oferece uma vantagem diagnóstica significativa em relação às radiografias convencionais, pois é capaz de detectar lesões ou tumores que poderiam passar despercebidos em outros exames, reduzindo, assim, o risco de um diagnóstico falso negativo. Isso ocorre porque doenças esqueléticas frequentemente se correlacionam com áreas de alta remodelação óssea e vascularização, resultando em uma maior absorção do radiotraçador nessas regiões. Com isso, a cintilografia óssea se mostra especialmente eficaz para o diagnóstico de lesões, metástases e outras doenças ósseas, assim como no monitoramento de traumas [1,2,3].

Embora a cintilografia planar óssea seja uma ferramenta amplamente utilizada para o diagnóstico de patologias, ela apresenta limitações consideráveis na identificação detalhada de algumas alterações estruturais. Essa técnica, além de não permitir a aplicação de correções que poderiam aumentar o contraste das imagens, oferece apenas projeções bidimensionais. Isso torna difícil a diferenciação de sobreposições ósseas em áreas complexas do esqueleto, limitando a precisão do diagnóstico. Para superar essas deficiências e proporcionar uma visualização mais clara e tridimensional das estruturas ósseas, recorre-se à Tomografia Computadorizada por Emissão de Fóton Único (SPECT). Esta técnica é particularmente eficaz na detecção precoce de patologias ósseas, pois a captação do radiotraçador tende a ser mais intensa em regiões que apresentam alta remodelação óssea. Portanto, o SPECT é frequentemente utilizado para identificar lesões na coluna lombossacral e em condições específicas, como a espondilólise, que se caracteriza pela alteração estrutural das vértebras. Além disso, durante o processo de reconstrução das imagens, a técnica SPECT permite a aplicação de métodos avançados, como a reconstrução iterativa. Esses métodos melhoram a qualidade das imagens e oferecem uma análise mais precisa da atividade metabólica do tecido ósseo [2,4,5].

Para a reconstrução de imagens tomográficas, é necessária a utilização de algoritmos que melhorem a qualidade das imagens obtidas pela técnica SPECT, uma vez que a escolha do algoritmo é essencial para a produção de imagens com bom contraste, razão sinal-ruído e razão contraste-ruído, o que possibilita um diagnóstico mais preciso e eficaz. Esses métodos de reconstrução são classificados como analíticos e iterativos. Dentre os métodos analíticos, destaca-se a Retroprojeção Filtrada (FBP), amplamente utilizada devido à sua simplicidade computacional, especialmente em um contexto em que não havia computadores com alta capacidade de processamento. No entanto, esse método apresenta limitações que prejudicam a qualidade da imagem, como a propensão a artefatos, alta sensibilidade a ruídos e dificuldades na aplicação de fatores de correção. Assim, embora a retroprojeção filtrada seja comum, a qualidade das imagens pode ser comprometida. Por outro lado, os métodos iterativos, como o *Maximum Likelihood Expectation Maximization* (MLEM), funcionam por meio de tentativas sucessivas de estimativa da imagem, buscando minimizar a diferença entre as projeções adquiridas pela gama câmara e aquelas calculadas pelo algoritmo, oferecendo uma alternativa mais robusta para a reconstrução de imagens. Embora esse método iterativo MLEM ofereça uma estimativa precisa do número médio de desintegrações e permita a adição de efeitos de correção, ele demanda mais tempo para ser processado e convergir a imagem. Para otimizar o tempo de processamento, foi desenvolvido o método *Ordered Subset Expectation Maximization* (OSEM), que pega o conjunto total de projeções adquiridas e o divide em subconjuntos menores, cada um contendo um número equivalente de projeções. Esse método permite que o algoritmo MLEM seja aplicado a cada subconjunto, acelerando o processo de reconstrução da imagem [1,3,4].

1.1 Objetivos

Este estudo visa comparar os métodos iterativos MLEM e OSEM na reconstrução de imagens de SPECT ósseo, buscando identificar os parâmetros de reconstrução otimizados para cada uma das técnicas. Para isso, será realizada uma análise detalhada das métricas de qualidade das imagens obtidas, incluindo a razão sinal-ruído, o contraste e a razão contraste-ruído.

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 Decaimento radioativo

O decaimento radioativo, também conhecido como radioatividade, decaimento nuclear e transformação nuclear, é um processo espontâneo que ocorre em núcleos instáveis (átomos pais) e que necessitam ejetar uma parte do seu núcleo ou emitir fótons de energia para ficarem como núcleos estáveis. Historicamente esse procedimento foi descoberto por Rutherford e Frederick Soddy, que por sua vez ganharam o prêmio Nobel e apresentaram a lei fundamental do decaimento radioativo, representada pela equação 1 [4,7].

$$N(t) = N_o \cdot e^{-\lambda t} \quad (1)$$

Além disso, é importante ressaltar que cada radionuclídeo tem a sua particularidade e tem a possibilidade de decair por emissão de partícula alfa (α), partícula beta (β^+ , β^-) e radiação gama (γ) [8].

Portanto, é correto afirmar que na natureza tem-se tanto os núcleos estáveis quanto os núcleos instáveis, e essa estabilidade é justificada pelo equilíbrio da força nuclear entre os pares p-p, p-n e n-n e da força coulombiana entre os prótons. Essa força nuclear é atrativa e de curto alcance para distâncias em torno de 2 femtometro, enquanto a força coulombiana é repulsiva entre os prótons e tem um alcance maior [7].

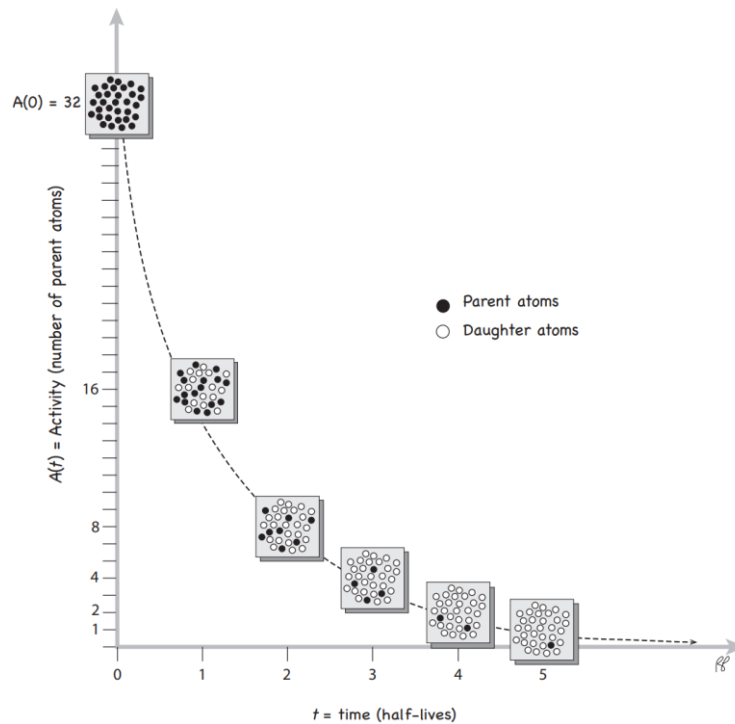
A atividade é a definição que rege sobre o decaimento radioativo, que é definida pela taxa média de decaimento, representada pela equação (2), e é uma medida particular para cada processo de decaimento radioativo. Segundo o sistema internacional de medida a sua unidade é dada em becquerel (Bq) que representa s^{-1} , porém sua antiga unidade e comumente usada na medicina nuclear é curie (Ci), que foi definida inicialmente pela atividade de 1 grama da amostra de ^{226}Ra que equivale a aproximadamente $3,7 \cdot 10^{10} s^{-1}$ [4,7,8].

$$A(t) = \lambda N(t) \quad (2)$$

Ademais, outro conceito importante dentro da área de decaimento radioativo é o tempo de meia-vida de um radionuclídeo, que como o próprio nome diz é o tempo para que metade dos núcleos da amostra decaiam, definida pela equação (3), porém por seguir uma curva exponencial a atividade da amostra eventualmente aproximará de zero, como representado na Figura 1 [9].

$$T_{\frac{1}{2}} = \frac{\ln 2}{\lambda} \quad (3)$$

Figura 1 – Curva de Decaimento



Fonte: Powsner e Powsner (1998) [9].

2.2 Tecnécio-99 metaestável

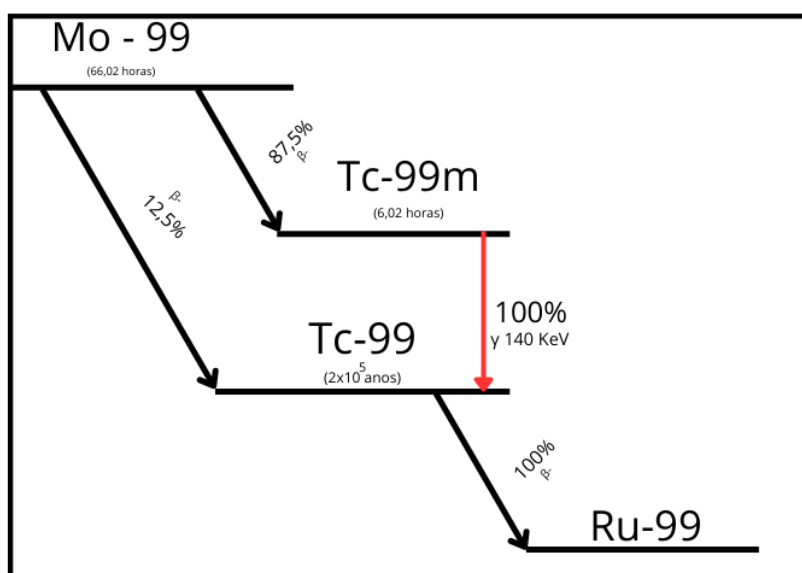
2.2.1 Tecnécio

Quando um núcleo está no estado excitado por um determinado tempo, assume-se que ele está em um estado isomérico (metaestável) [8]., sendo o mais conhecido na medicina nuclear o tecnécio-99 metaestável (^{99m}Tc) que possui um tempo de meia-vida físico de 6,01 horas. Esse radionuclídeo emite raios γ com fotopico de 140 keV de energia, o que favorece o uso desse nas gama câmaras, uma vez que essa energia é suficiente para penetrar os tecidos do corpo e ser detectado pelo equipamento e podendo ser absorvidos por cintiladores densos. Além disso, devido a sua baixa energia é possível atenuar a radiação usando espessuras razoáveis de chumbo, com a finalidade de proteger indivíduos ocupacionalmente expostos (IOE) [4].

O ^{99m}Tc é o produto do decaimento radioativo do molibdênio-99 (^{99}Mo). Os átomos de ^{99}Mo tem uma probabilidade de 87,5% de se desintegrar por emissão de radiação β^- e originar radionuclídeos de ^{99m}Tc , que conseguem desintegrar-se por emissão de radiação gama e originam o ^{99}Tc , o qual tem

um tempo de meia-vida físico de 2×10^5 anos, e após esse tempo ele se desintegra emitindo radiação β^- e transforma-se em um elemento estável, Rutênio 99, como é representado pela Figura 2 [10].

Figura 2 – Decaimento do Molibdênio



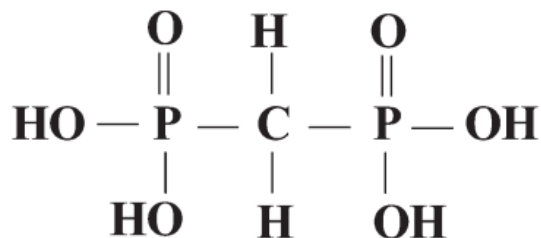
Fonte: autoria própria

2.2.2 Interação do radiotraçador com o tecido ósseo

O $^{99\text{m}}\text{Tc}$ metilenodifosfonato ($^{99\text{m}}\text{Tc-MDP}$) é uma ferramenta importante para o diagnóstico de uma variedade de condições ósseas, incluindo metástase ósseas de neoplasias e doenças benignas como osteoporose. Sua sensibilidade excepcional para detectar alterações ósseas o torna um recurso útil na prática clínica [11].

No processo de injeção intravenosa, cerca de 45-50% desse radiofármaco é depositado nos tecidos ósseos, no entanto a maior parte irá para os rins e depois ser excretado junto com a urina. O tempo necessário para esse radiotraçador ter o máximo de acumulação é de 1 hora após a aplicação e permanece constante durante 72 horas [12]. A estrutura do MDP, representada pela figura 3, permite que ela se fixe seletivamente no osso por meio dos bisfosfonato, uma classe de substâncias que imitam o pirofosfonato endógeno, uma molécula que está naturalmente presente no tecido ósseo. Essa afinidade pelos cristais de hidroxiapatita, que estão presente em maior quantidade em regiões com alto metabolismo, como por exemplo tornozelos, joelhos, cotovelos e pulsos, articulações, faz com que elas sejam captadas mais facilmente [11,12].

Figura 3 - Estrutura Química MDP



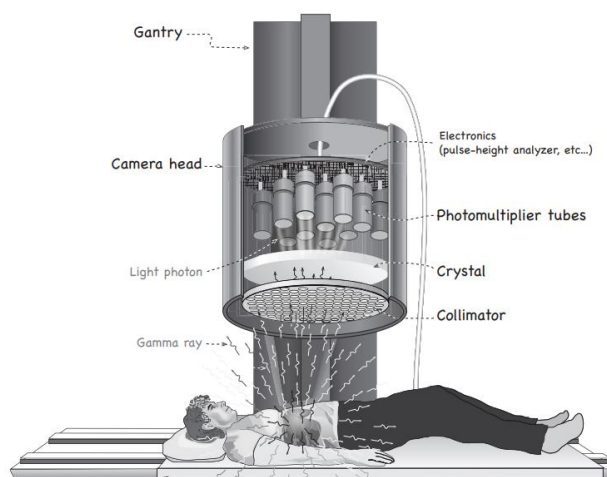
Fonte: Ilse Zolle (2007) [12].

2.3 A gama câmara

2.3.1 Princípios básicos

Desenvolvido em meados da década de 50 por Hal Anger, a gama câmara é um equipamento fundamental para a medicina nuclear, pois pode detectar raios γ emitidos pelo radiotraçador que está presente no corpo do paciente. Ela possui componentes principais que desempenham um papel crucial na aquisição da imagem, sendo eles o colimador, cristal de cintilação e o tubo fotomultiplicador, como é representado pela figura 4 [4,8].

Figura 4 - Diagrama Esquemático Gama Câmara

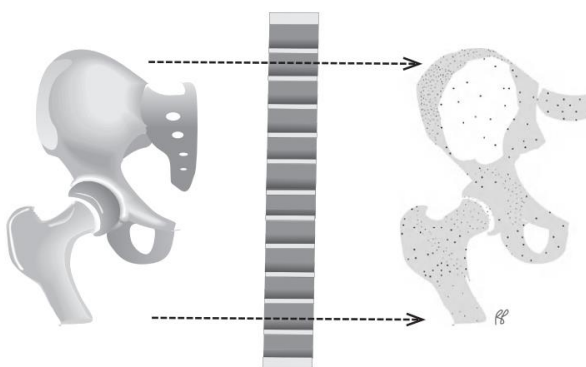


Fonte: Powsner e Powsner (1998) [9].

2.3.2 Colimador

A radiação gama é emitida em várias direções, impossibilitando uma aquisição precisa da imagem, sendo assim o colimador restringe a quantidade e a direção dos raios γ para cada ponto na imagem. Ademais, há 4 principais tipos de colimadores, sendo eles o convergente, divergente, paralelo e *pinhole* (furo único), que definem a direção em que os raios γ são detectados. Porém, o mais utilizado é o colimador paralelo, como mostra a figura 5, uma vez que ele consegue obter uma razão da imagem e do objeto de 1 para 1 [4,9].

Figura 5 - Colimador Paralelo



Fonte: Powsner e Powsner (1998) [9].

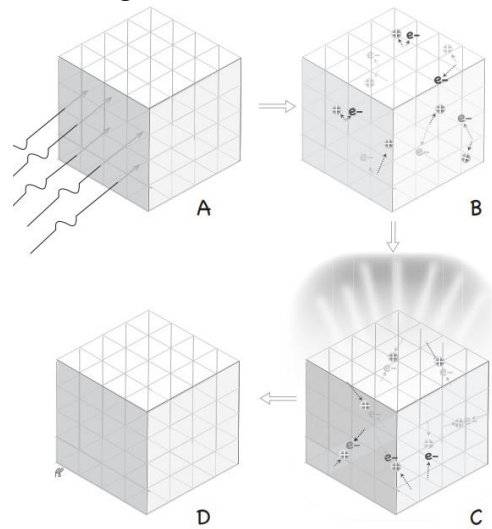
Para que haja restrição dos raios gama emitidas em direções aleatórias pela fonte, é necessário que o septo dos colimadores seja feito de materiais que possam atenuar eficientemente essa radiação, sendo chumbo o principal material usado. Porém, há a possibilidade dessa radiação passar do septo e causar um evento chamado de penetração e dispersão septal, que prejudica a qualidade da imagem [8].

2.3.3 Cristal Cintilador

O cristal cintilador mais utilizado na medicina nuclear é o Iodeto de Sódio ativado com Tálcio, pois tem o maior rendimento na produção dos fótons comparado com outros cristais. Além disso, esse cristal possui uma área com tamanho de 60×40 centímetros² e com uma espessura que varia entre 6 a 12,5 milímetros [4].

Após a deposição da radiação gama nesse cristal, os elétrons presentes nessa rede cristalina são excitados e saltam para uma camada equivalente de maior energia, porém quando esses elétrons voltam para a sua camada equivalente anterior, há a emissão dessa diferença de energia entre camadas em forma de luz e o cristal volta ao seu estado estável, esse processo é conhecido como cintilação, sendo representado pela figura 6 [9].

Figura 6 - Cristal Luminescente



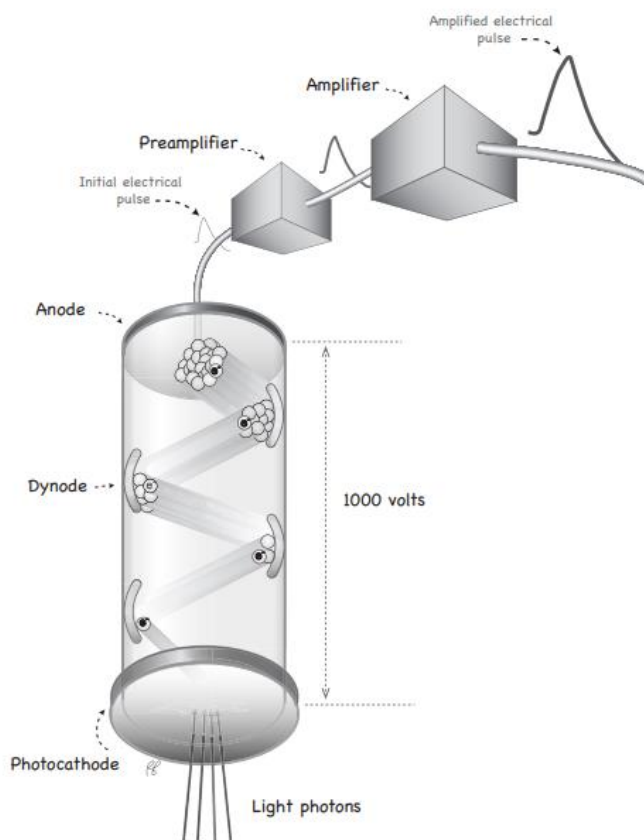
(a) Incidência dos raios gama; (b) excitação dos elétrons; (c) emissão de luz; (d) retorno ao estado estável

Fonte: Powsner e Powsner (1998) [9].

2.3.4 Tubo fotomultiplicador

O tubo fotomultiplicador é um tubo eletrônico que produz um pulso de corrente elétrica quando estimulado por sinais de luz com baixa intensidade. Para essa produção de pulso de corrente, a luz que chega do cristal cintilador passa por um fotocátodo e sofre efeito fotoelétrico, emitindo fotoelétrons que são atraídos pelo dinodo, assim atingindo a superfície do dinodo e emitindo elétrons secundários, após essa multiplicação dos fotoelétrons eles chegam ao anodo e são transformados em pulsos elétricos [4]. Porém a corrente que passa pelo anodo ainda é insuficiente para a chegada ao sistema computacional, sendo assim é necessário o uso de um pré-amplificador para aumentar o número de cargas, e conseguinte passa para um amplificador que aumenta essa corrente do pulso elétrico em até mil vezes, com a finalidade de conseguir obter a imagem no sistema computacional [9]. Esse esquema do tubo fotomultiplicador está sendo representado pela figura 7.

Figura 7 - Tubo Fotomultiplicador

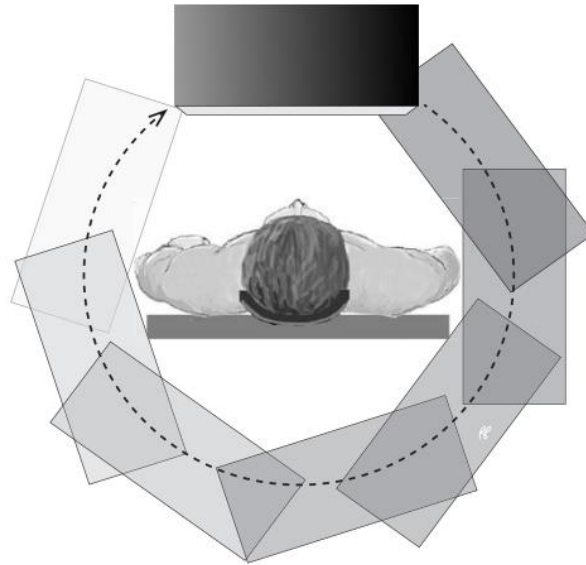


Fonte: Powsner e Powsner (1998) [9].

2.4 SPECT

Na tomografia por emissão de fóton único (SPECT) são adquiridas múltiplas imagens planas, que dependem especificamente da captação da radiação γ emitida pelos radionuclídeos. Ademais, a gama câmara foi projetada para que o *gantry* gire ao redor do paciente, como destaca a figura 8, sendo essa rotação fundamental para obter um maior detalhamento da imagem a ser analisada. Após a aquisição ter sido realizada, é feita a reconstrução das imagens tomográficas por dois métodos principais, chamados de método iterativo e método analítico [4,8,9].

Figura 8 - Rotação do gantry

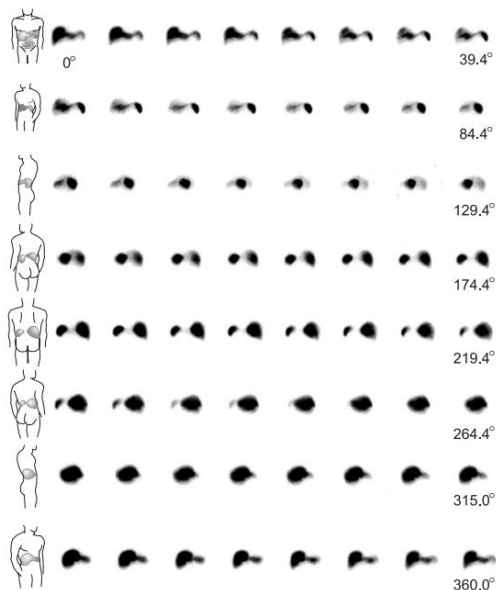


Fonte: Powsner e Powsner (1998) [9].

2.4.1 Aquisição

Várias imagens planares sequenciais são adquiridas durante a rotação do *gantry*, e essas são usadas para construir imagens tomográficas, como representado pela figura 9. Ademais, as projeções tomográficas são adquiridas em um arco de 360° ou 180° dependendo do exame a ser realizado, como por exemplo para o coração é viável usar a projeção de 180° , pois visa evitar a atenuação de fótons pelos tecidos [9].

Figura 9 - Projeções da aquisição SPECT



Fonte: Powsner e Powsner (1998) [9].

2.4.2 Reconstrução

Johann Radon, em 1917, publicou pela primeira vez um método matemático que se refere à reconstrução de imagens tomográficas [4]. A reconstrução é feita por algoritmos que calculam de forma precisa a distribuição dos fótons γ emitidos pelo radiotraçador a partir das projeções adquiridas, com o objetivo de criar cortes transaxiais. Ademais, vale ressaltar que os dois métodos principais na utilização na reconstrução de imagens são o método analítico e o método iterativo, porém a escolha de cada um depende da análise clínica proposta e do sistema computacional oferecido pelos fabricantes [8,9].

2.4.2.1 Método Analítico

No método analítico o modelo matemático mais comum para a reconstrução da imagem é o método da retroprojeção filtrada, que oferece uma solução matemática direta para a formação da imagem [13]. Ademais, nesse método, são criados múltiplos cortes transaxiais, com o objetivo de criar um sinograma com as linhas obtidas por esses cortes. Portanto, a retroprojeção é feita por uma distribuição uniformes dos valores de atenuação adquiridos pelo detector, em que primeiramente são somados os valores de pixels atenuados em cada coluna e linha da matriz de imagem, e após essa soma são redistribuídos esses valores uniformemente para toda a linha e coluna dessa matriz, porém é obtida uma imagem com alto borramento. A Figura 10, representa o processo da retroprojeção feita em um *phantom* cilíndrico, e pode-se perceber que ao final do processo a imagem obtida está com borramento, o que dificultaria numa análise clínica precisa, sendo assim a importância da adição de um filtro para melhorar a qualidade da imagem [4,9].

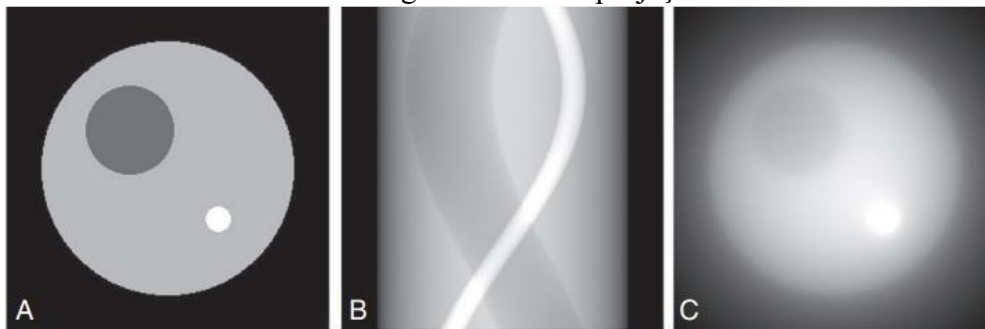
Para melhorar a qualidade da imagem, é adicionada uma técnica matemática durante a reconstrução, chamada de filtro, que tem como objetivo a redução dos efeitos decorrentes da retroprojeção simples, como o "borramento", embora tende a aumentar o nível de ruído da imagem. Com a retroprojeção filtrada, é viável a melhora na qualidade da imagem com o aumento do número de ângulos, porém a imagem continuará com ruídos, pois esse método sempre apresentará locais de atividade fora da localização da fonte, como representado pela Figura 11. Consequentemente, são adicionados filtros que ajudam na melhora da qualidade da imagem. Entre esses filtros, destacam-se o *Ramp Filter*, que é um *High Pass Filter*, e o *Butterworth Filter*, um *Low Pass Filter*. A escolha de cada filtro é condicionada a diferentes situações, como a redução de ruído, a melhoria do contraste e a supressão de detalhes finos, como demonstrado na Figura 12 [9,14,15].

O *Ramp Filter* permite apenas a passagem de frequências altas, reduzindo as frequências baixas, responsáveis pelo borramento da imagem. Esse filtro, considerado compensatório, torna as

bordas das imagens mais nítidas e melhora as informações de contorno do objeto. No entanto, apresenta a desvantagem de amplificar o ruído estatístico presente na imagem [14,15].

Já o *Butterworth Filter* permite a passagem de frequências baixas e é caracterizado pela frequência crítica, que marca o ponto onde o filtro começa a decair para zero, além de sua ordem (determina a taxa de atenuação de altas frequências) ou potência (oferece maleabilidade na forma do filtro atuar no domínio espacial). Esse filtro suaviza a qualidade da imagem ao limitar a amplificação de componentes de alta frequência, que não contribuem para a melhoria da resolução da imagem [14,15].

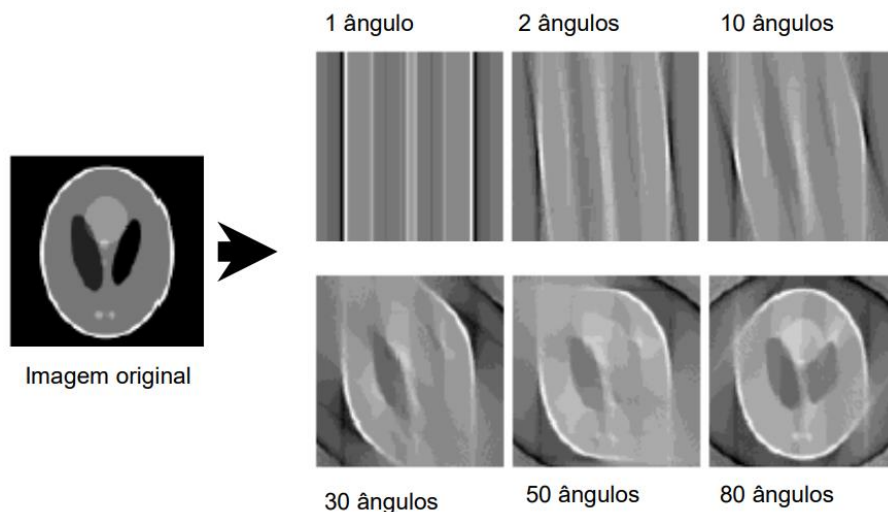
Figura 10 - Retroprojeção



A) Simulação Computacional do *phantom* B) Sinograma C) Imagem obtida pela retroprojeção simples.

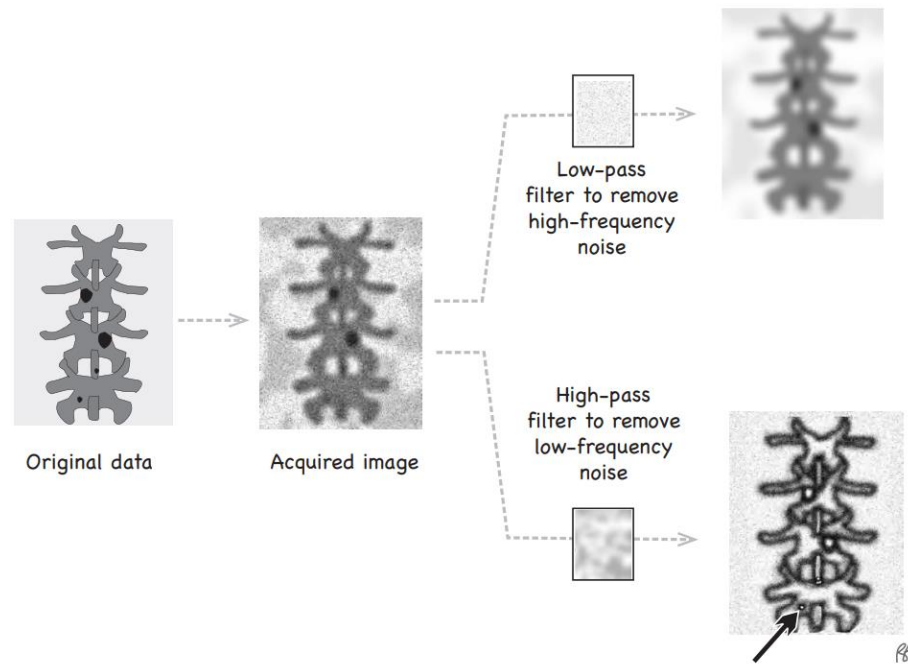
Fonte: Cherry (2012) [4].

Figura 11 - Método de *backprojection*, reconstrução utilizando diferentes números de ângulos.



Fonte: Wiecek (2007) [21].

Figura 12 - *Low-pass and high-pass filters.*



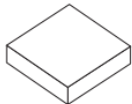
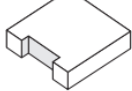
Fonte: Powsner e Powsner (1998) [9].

2.4.2.2 Método Iterativo

A reconstrução iterativa utiliza um cálculo matemático que encontra soluções por meio de tentativas e estimativas sucessivas da imagem reconstruída, com a finalidade de minimizar a diferença entre as projeções obtidas pelo algoritmo. Esse método permite estimar o número de desintegrações médias, levando em conta as estatísticas de Poisson. Dessa forma, o processo iterativo é repetido até que as diferenças encontradas entre os dados calculados seja a menor, visando uma imagem com alta qualidade. Ademais, essa técnica de reconstrução inclui métodos algébricos como maximização da expectativa de máxima verossimilhança (MLEM) e maximização da expectativa de subconjuntos ordenados (OSEM) [14].

Na figura 13, pode-se perceber que uma estimativa inicial é feita e as projeções que foram registradas por meio das estimativas iniciais são calculadas por projeções futuras. Essas projeções calculadas são relacionadas com os perfis realmente guardados a partir do objeto e a desigualdade encontrada é feita para alterar a imagem estimada e assim encontrar uma equivalência aproximada [4].

Figura 13 - Etapas método iterativos

Iteration	Estimated slice	Projection views of estimate	Projection views of original	Process complete?
1			= 	? NO
2			= 	? NO
3			= 	? NO
4			= 	? NO
5			= 	? YES

Fonte: Powsner e Powsner (1998)

3 METODOLOGIA

3.1 Simulação Computacional

Para obter as projeções das imagens, foi utilizado uma simulação Monte Carlo usando o *software* *SIMIND* [16], que descreve o processo padrão de uma gama câmara, e que se pode modificar facilmente alguns parâmetros para a obtenção da simulação. Nesse *software* foram adquiridas simulações planares de uma gama câmara clínica, realizando essas aquisições variando os parâmetros do *software*, como o filtro e o tipo método de reconstrução da imagem. Para a realização desta simulação foi utilizado um *phantom* antropomórfico Zubal [17]. que simula um paciente homem com, aproximadamente, 1,78 metros de altura e com 70,3 quilogramas.

Nessa simulação foram captadas radiações gama emitidas pelo radiofármaco ^{99m}Tc-MDP presente no *phantom*, usando um cristal de cintilação de Iodeto de Sódio ativado com Tálcio [NaI(Tl)]. com uma espessura de 0.953 centímetros e dimensões de 40 x 40 cm² e um colimador de baixa energia e alta resolução, recomendado para exames de SPECT que requerem maior detalhamento e utilizam o radioisótopo ^{99m}Tc, como é o caso do SPECT cardíaco e do SPECT ósseo, conforme orientado pela

GE HealthCare. Esse colimador proporciona imagens com melhor resolução devido à estrutura dos seus furos, que são menores e mais profundos. Além disso, ele permite a detecção apenas dos fótons com pequenos ângulos de espalhamento, o que contribui para uma maior nitidez na imagem final [4,18].

A resolução intrínseca está diretamente relacionada com a espessura do cristal, pois ela aumenta com a eficiência da coleta de fótons de cintilação, ela representa o limite alcançável pelo detector e pela eletrônica, diante disso foi usada uma resolução intrínseca de 3,8 mm, pois estava definido como padrão no *software*. Ademais, sabe-se que a resolução energética é outro fator importante para determinar a eficiência da detecção de fótons de luz coletados do cristal cintilador. A resolução de energia de uma gama câmara varia entre 9% a 11%, e nesse trabalho foi utilizado uma resolução energética de 10% [4].

Foi considerado uma janela energética de 20%, ficando entre 126 keV e 154 keV, centrada num fotopico de 140 keV, esse fotopico é onde o raio γ depositou grande parte de sua energia no detector por meio de uma ou mais interações [8]. Além disso, foram feitas 64 projeções para aquisição de imagens SPECT, utilizando uma rotação de 360° do *gantry*, considerando uma matriz de imagem 128x128 *pixels*.

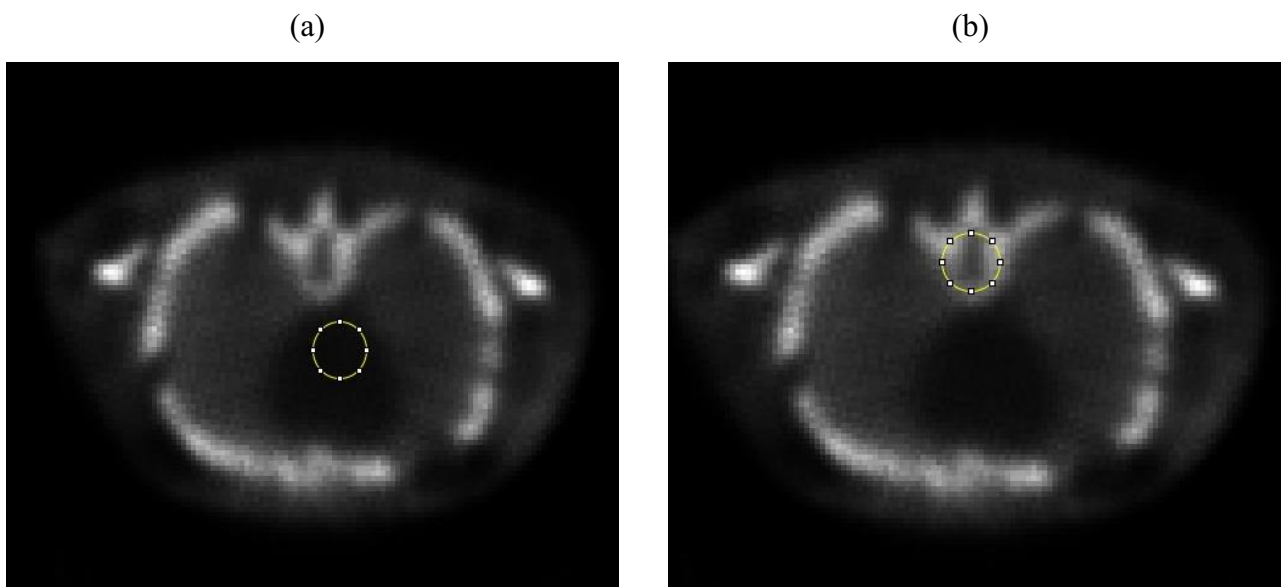
3.2 Reconstrução da Imagem

Para a reconstrução das imagens, foram utilizados os métodos iterativos MLEM (*Maximum Likelihood Expectation Maximization*) e OSEM (*Ordered Subsets Expectation Maximization*) por meio do software CASToR (*Customizable and Advanced Software for Tomographic Reconstruction*). O CASToR é um *software* de código aberto escrito em C++ que permite a reconstrução de imagens tomográficas de forma flexível e modular. Ele utiliza algoritmos de otimização iterativos para resolver problemas matemáticos associados à reconstrução, e seu código é estruturado em componentes principais, como processamento de imagens e algoritmos de otimização, o que facilita a customização e adaptação para diferentes configurações de scanner e modalidades de imagem [19]. Ademais, para ambas as técnicas utilizadas, considerou-se o número máximo de 20 iterações, e para técnica OSEM foram avaliados os subconjuntos iguais a 2, 4, 8 e 16.

3.3 Avaliação da Qualidade da Imagem

A avaliação da qualidade das imagens reconstruídas foi realizada utilizando o *software ImageJ*, uma ferramenta amplamente utilizada para análise de imagens adquiridas pela técnica SPECT. O *ImageJ*, desenvolvido pelo *National Institutes of Health* (NIH), permite calcular com precisão parâmetros como área e valor de pixel, oferecendo recursos para a quantificação e análise detalhada das imagens [20]. Para a análise das imagens reconstruídas, foram selecionadas fatias específicas, nas quais foram definidas regiões de interesse (ROIs), desenhadas manualmente em formato circular conforme indicado na figura 14. Uma dessas regiões corresponde a uma área de baixa contagem e a outra a uma área de alta contagem, permitindo a comparação e avaliação da qualidade da reconstrução em diferentes níveis de intensidade.

Figura 14 - Região de baixa captação (a) e alta captação (b)



Fonte: O autor (2024).

Na análise da qualidade da imagem, foram considerados três fatores que influenciam diretamente a qualidade, sendo eles a razão sinal-ruído (SNR), o contraste (C) e a razão contraste-ruído (CNR). O sinal é definido como a parte da informação responsável pela formação da imagem real, enquanto o ruído refere-se à flutuação de sinal, representado pelo desvio padrão, que podem não ter relação direta com a imagem [9]. Para a realização do cálculo da razão sinal-ruído, é necessário determinar o valor médio dos pixels (S) em cada região de interesse (ROI) e o desvio padrão desse valor médio (σ), conforme indicado na equação (4) [4].

$$SNR = \frac{S}{\sigma} \quad (4)$$

O contraste refere-se às diferentes intensidades nas regiões de uma imagem de medicina nuclear, que correspondem a distintos níveis de captação do radiotraçador no paciente. Para calcular o contraste, é necessário obter a razão entre a diferença dos valores de contagem alta e baixa e o valor de baixa contagem. Neste caso, "alta contagem" e "baixa contagem" referem-se às áreas de maior e menor absorção do radiotraçador, como mostrado na figura 14, respectivamente, permitindo uma avaliação quantitativa da distribuição e captação diferencial na imagem. O cálculo supracitado será determinado pela equação (5) [4].

$$C = \frac{S_a - S_b}{S_b} \quad (5)$$

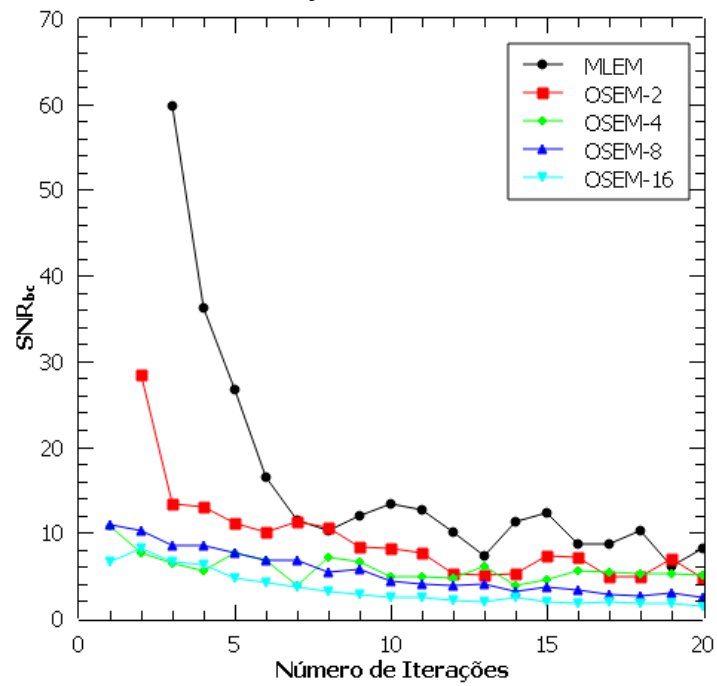
A razão contraste-ruído (CNR) é um fator determinante na análise da qualidade da imagem em medicina nuclear, sendo o ruído caracterizado por uma alteração, presente em toda a imagem. Para calcular o CNR, utiliza-se a fórmula apresentada na equação (6) [4].

$$CNR = SNR \times C \quad (6)$$

4 RESULTADOS

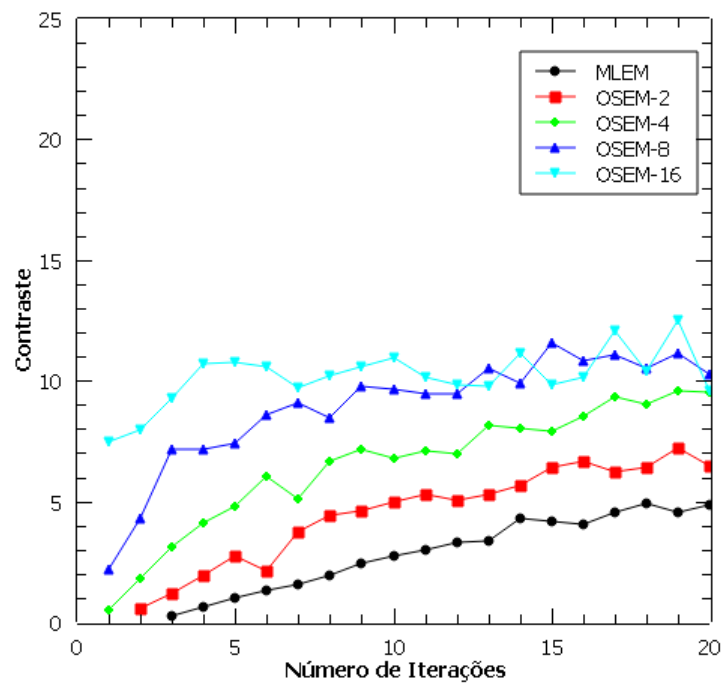
Para analisar a melhoria na qualidade da imagem ao utilizar o método iterativo OSEM em vez do MLEM, é essencial comparar a razão sinal-ruído (SNR) das imagens em uma região de interesse (ROI), mostrado na figura 15, analisar os valores de contraste (C) entre as regiões de alta e baixa contagem (ROIs), em função do número de iterações, indicado na figura 16, e comparar a razão contraste-ruído (CNR) entre essas regiões, como ilustra a figura 17. Todas as figuras supracitadas foram elaboradas para ilustrar a comparação do SNR, C e CNR na região de baixa contagem entre as técnicas MLEM e OSEM, utilizando 2, 4, 8 e 16 subconjuntos.

Figura 15 - SNR para região de baixa contagem para as técnicas MLEM e OSEM com 2, 4, 8 e 16 subconjuntos



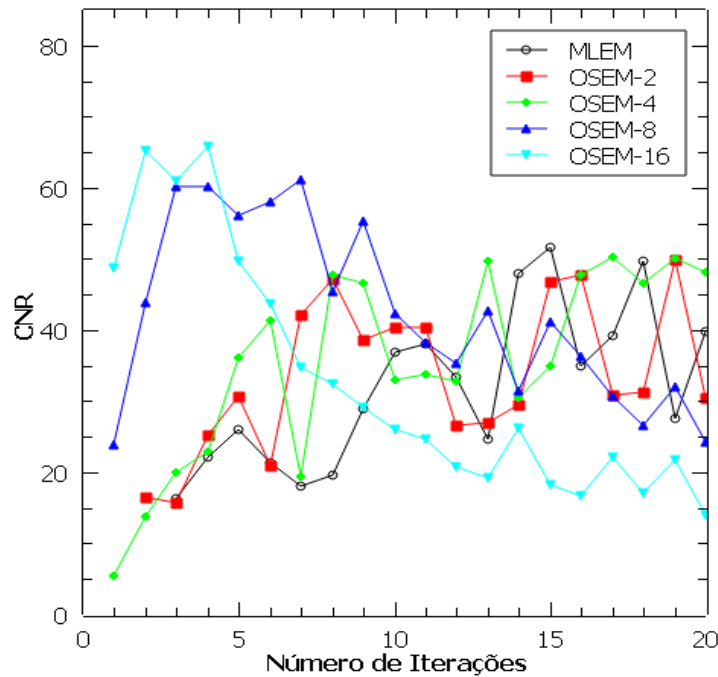
Fonte: O autor (2024).

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



Fonte: O autor (2024).

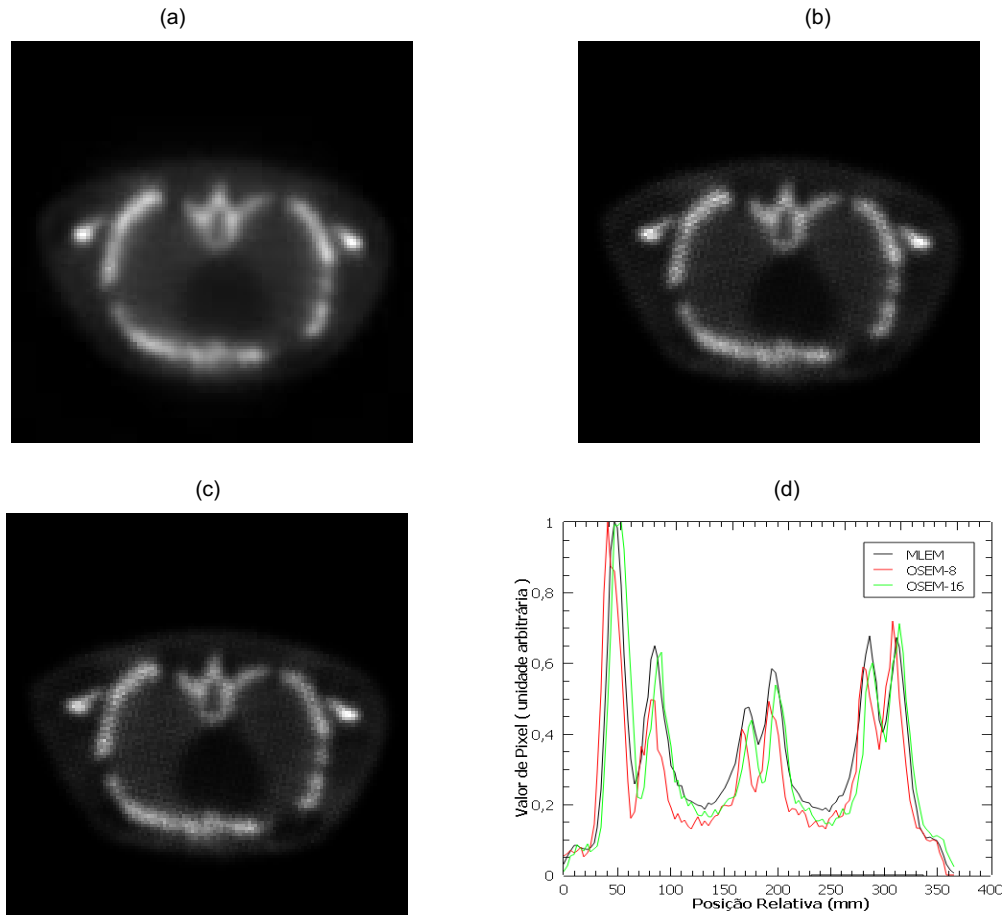
Figura 17 - CNR entre as ROIs, região de alta e baixa contagem para as técnicas MLEM e OSEM com 2,4, 8 e 16 subconjuntos.



Fonte: O autor (2024).

Para analisar os resultados da reconstrução, como mostra na figura 17, foram utilizados (a) o método MLEM com 15 iterações, (b) o método OSEM com 8 subconjuntos e 7 iterações, e (c) o OSEM com 16 subconjuntos e 4 iterações, correspondendo aos valores máximos de CNR obtidos em cada técnica, para uma determinada ROI. Em (d), é apresentado o perfil espacial dos valores de pixel ao longo de uma linha horizontal que atravessa o centro de cada imagem, o que possibilita analisar as diferenças entre os contrastes das imagens, vendo a diferença nas suavizações das curvas.

Figura 18 - Imagem reconstruída de um corte 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 horizontal que atravessa a região de interesse.



5 DISCUSSÕES

Na análise da razão sinal-ruído (SNR), conforme demonstrado na Figura 15, observa-se que, nas primeiras iterações, os valores são significativamente elevados, principalmente para a técnica MLEM, pois as imagens ainda estão sendo processadas e calculadas pelos algoritmos com o objetivo de maximizar as expectativas. À medida que as iterações avançam, esses valores começam a decrescer de forma direta, refletindo o aumento do contraste das imagens e uma SNR mais uniforme. Para cada iteração, a técnica MLEM apresentou um SNR muito para as primeiras iterações, comparada ao método OSEM, enquanto que com o aumento do número de subconjuntos, conseguimos reparar numa diminuição do SNR.

Na figura 16, é observável que há um padrão nos valores de contraste entre as regiões de alta e baixa contagem da atividade do radiotraçador, que aumenta nas primeiras iterações e, em seguida, tende a seguir uma curva assintótica. Ademais, para as técnicas MLEM e OSEM com 2 e 4 subconjuntos, o valor do contraste permanece próximo de zero nas três primeiras iterações, uma vez que as imagens ainda não foram reconstruídas. Além disso, o contraste das imagens aumenta com a quantidade de iterações, pois as imagens calculadas pelo algoritmo utilizam o princípio de *Maximization Expectation*, o que tende a melhorar o contraste da imagem. Quando se alcança uma certa iteração, esse parâmetro tende a se manter constante. Com isso em mente, para a técnica OSEM com 16 subconjuntos, percebe-se que foi obtido o maior valor de contraste em comparação aos outros métodos. Além disso, nota-se que o método OSEM se sobressai em relação ao método MLEM, uma vez que o contraste obtido para OSEM com 2, 4, 8 e 16 subconjuntos supera o contraste da técnica MLEM. No entanto, é notório que, na técnica MLEM, o contraste tende a crescer de forma lenta em relação ao número de iterações. Isso é evidenciado ao se analisar a reconstrução de uma imagem com 80 iterações utilizando o método MLEM, em que, após essas iterações, a curva do contraste tende a se estabilizar, alcançando um valor considerável quando comparado aos métodos OSEM com 8 e 16 subconjuntos.

A Figura 17 mostra que a razão contraste-ruído (CNR) para as técnicas OSEM com 8 e 16 subconjuntos é maior do que para as técnicas MLEM e OSEM com 2 e 4 subconjuntos. Além disso, as técnicas OSEM com 8 e 16 subconjuntos convergem para uma imagem com maior CNR em menos iterações, facilitando o processamento de imagem na clínica. Vale destacar que a redução do CNR ao longo das iterações está diretamente relacionada à diminuição do SNR, como mostrado na figura 15. Observa-se que o maior CNR para a OSEM com 16 subconjuntos é de 65,79 com 4 iterações, enquanto, para o MLEM, o valor máximo é de 51,62, alcançado com 15 iterações. Isso reforça a importância do uso do método iterativo OSEM, que melhora a qualidade da imagem e permite obter altos valores de CNR com menos iterações, uma vez que o OSEM divide a imagem em subconjuntos para análise.

A figura 18, ressalta que as imagens reconstruídas pela técnica MLEM com 25 iterações possui um contraste muito menor do que as obtidas com a técnica OSEM com 8 e 16 subconjuntos, o que enfatiza a melhora na qualidade da imagem. Ademais, é válido ressaltar a diferença no contraste analisando a Figura 13 (d) em que a suavização significa um contraste menor, uma vez que não é possível identificar precisamente a mudança da região de alta e baixa contagem.

6 CONCLUSÃO

Este trabalho permitiu analisar a otimização da qualidade da imagem usando métodos iterativos MLEM e OSEM, possibilitando comparar o SNR, contraste e a razão contraste-ruído de todas as imagens obtidas para as 20 iterações usando as técnicas MLEM e OSEM com 2, 4, 8, e 16 subconjuntos. Nota-se que houve uma melhora significativa na qualidade da imagem com menos iterações usando o método OSEM, como foi demonstrado nos resultados supracitados. O que justifica a quantidade de subconjunto ser um fator decisivo para a obtenção de valores máximos de CNR, como demonstra que para OSEM com 8 subconjuntos foi encontrado um CNR máximo de 61,16 e para 16 subconjunto de 65,79, enquanto para apenas 1 subconjunto que seria a técnica MLEM foi de apenas 51,62. No entanto, se houver um aumento no número de iterações após a obtenção de um CNR máximo, esse valor tende a diminuir, devido ao nível de ruído presente nas imagens.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

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. Rodrigues W, Kleber F, Santos, Merigue D. Avaliação dos Métodos Iterativos MLEM e OSEM para Reconstrução de Imagens de SPECT Ósseas Utilizando Simulações Monte Carlo. *Revista Brasileira de Física Médica*. 2024 Sep 30; 18:806–6.
4. Cherry SR, Sorenson JA, Phelps ME. *Physics in nuclear medicine*. 4th ed. Philadelphia: Elsevier/Saunders; 2012.
5. 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.
6. Barros PP de, Metello LF, Camozzato TSC, Vieira DM da S. Optimization of OSEM parameters in myo-cardial perfusion imaging reconstruction as a function of body mass index: a clinical approach. *Radi-ologia Brasileira*. 2015 Oct;48(5):305–13.
7. Física das radiações. E. Okuno e E.M. Yoshimura. *Oficina de Textos*, S. Paulo (2010).
8. Bailey DL, Medicine I. *Nuclear medicine physics a handbook for teachers and students*. Vienna International Atomic Energy Agency; 2014.
9. Powsner RA, Powsner ER. *Essential nuclear medicine physics*. Malden, Mass.: Blackwell Pub; 2006.
10. Araújo, E. B. de (2005). A utilização do elemento tecnécio-99m no diagnóstico de patologias e disfunção dos seres vivos. *Química Nova na Escola*, v.6, p-31-35.
11. Mello ME, Flamini R de C, Lacerda S, Mamede M. Alteração da Biodistribuição do MDP-99mTc na Cintilografia Óssea após o Uso de Pamidronato: Relato de Caso. *Rev. Bras. Cancerol*. 31º de março de 2010;56(1):61-4.
12. Zolle I. *Technetium-99m pharmaceuticals : preparation and quality control in nuclear medicine* ; 29 Tab. Berlin: Springer; 2007.
13. Asl MN, Sadremomtaz A. Analytical image reconstruction methods in emission tomography. *Journal of Biomedical Science and Engineering*. 2013;06(01):100–7.
14. Lyra M, Ploussi A. Filtering in SPECT Image Reconstruction. *International Journal of Biomedical Imaging*. 2011.

15. Abe R. Otimização dos parametros do filtro butterworth na reconstrução tomografica em spect cardiaco. LA Referencia (Red Federada de Repositorios Institucionales de Publicaciones Científicas). 1999 Feb 7;
16. 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.
17. 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.
18. Bárbara A, Amorim J, Quartim R, Altino S, Bortoleti De Araújo E, Kubo T, et al. GUIDELINE PARA CINTILOGRAFIA ÓSSEA E CINTILOGRAFIA ÓSSEA TRIFÁSICA.2015.
19. 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.
20. Rasband, W.S., ImageJ, U.S National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, USA, <https://imagej.net/ij/>, 1997-2018.
21. WIECEK, D.P. Instrumentação em medicina nuclear, 2007. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharelado – Física Médica) – Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista, Botucatu.