UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO
INSTITUTO DE FÍSICA

ANÁLISE DO TEMPO MORTO DA GAMA CÂMARA GE MILLENIUM MG PARA DIFERENTES RADIONUCLÍDEOS.

Flávia Costa Castro Cruz
Orientadora: Luana Soares Jorge

Rio de Janeiro

2025

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO
INSTITUTO DE FÍSICA

Flávia Costa Castro Cruz

ANÁLISE DO TEMPO MORTO DA GAMA CÂMARA GE MILLENIUM ^{TM} MG PARA DIFERENTES RADIONUCLÍDEOS.

Trabalho de conclusão de curso de graduação apresentado ao Instituto de Física da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como requisito para obtenção de título de bacharel em Física Médica.

Orientadora: Dra. Luana Soares Jorge

Rio de Janeiro

2025

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO
INSTITUTO DE FÍSICA
CURSO DE BACHARELADO EM FÍSICA MÉDICA

Flávia Costa Castro Cruz

ANÁLISE DO TEMPO MORTO DA GAMA CÂMARA GE MILLENIUM ^{TM} MG PARA DIFERENTES RADIONUCLÍDEOS.

Trabalho de conclusão de curso de graduação apresentado ao Instituto de Física da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como requisito para obtenção de título de bacharel em Física Médica.

Aprovado em 21 de fevereiro de 2025.

BANCA EXAMINADORA:

Documento assinado digitalmente
JANAINA DUTRA SILVESTRE MENDES
Data: 19/03/2025 18:40:27-0300
Verifique em https://validar.iti.gov.br

Dra. Janaína Dutra - INCA

Documento assinado digitalmente
DANIEL DE MIRANDA SILVEIRA
Data: 21/03/2025 10:07:47-0300
Verifique em https://validar.iti.gov.br

Dr. Daniel Miranda - IF/ UFRJ

Documento assinado digitalmente
LUANA SOARES JORGE
Data: 19/03/2025 08:57:04-0300
Verifique em https://validar.iti.gov.br

Dra. Luana Soares Jorge - EBSERH

AGRADECIMENTOS

Dedico a conclusão desta graduação a diversas pessoas presentes na minha vida. Dedico então algumas palavras de agradecimento a todas essas pessoas que tornaram possível ou me ajudaram nessa trajetória.

Agradeço primeiramente aos meus pais e familiares que me apoiaram do início ao fim.

Agradeço ao meu namorado Matheus, por me ajudar, apoiar e por todo amor e carinho recebido.

À minha orientadora e mentora Luana, por comprar minha ideia, me incentivar e acalmar durante todo esse processo.

Aos meus preceptores de estágio, em especial, o professor e mentor José Augusto, por todos os conselhos, ajudas e conhecimento passado. Ao Rômulo e Pedro por estarem presentes durante os experimentos.

Aos meus grandes amigos Raoni, Fernanda Gouveia, Lucas e Allan que a faculdade me proporcionou e que tornaram essa trajetória mais leve e divertida.

Às minhas grandes amigas/ irmãs que a vida me deu: Vivian, Carolina, Fernanda Rodrigues, Marina, Amanda, Raianne e Milena.

Agradeço por fim, as minhas orientadoras de iniciação científica, Luciana Carvalheira e Viviane Costa por todas as oportunidades e ensinamentos.

Agradeço a todos imensamente.

RESUMO

A gama câmara continua a ser um pilar da medicina nuclear, proporcionando uma janela para o funcionamento interno do corpo humano através da detecção de raios gama emitidos por radiofármacos. Este dispositivo, presente em diversos hospitais, é essencial para o diagnóstico e monitoramento de uma variedade de condições médicas, desde doenças cardíacas a tumores. Possui capacidade de capturar imagens planares, que oferecem uma visão bidimensional da distribuição do radiofármaco, imagens dinâmicas, que revelam as mudanças na distribuição ao longo do tempo e é capaz de adquirir uma série de imagens planares de diferentes ângulos ao redor do paciente, que são então processadas por um computador para reconstruir imagens tomográficas em vários planos, isso torna a gama câmara uma ferramenta versátil na prática clínica.

A gama câmara enfrenta o desafio do "tempo morto", um efeito que ocorre em altas taxas de contagem, quando a eletrônica do sistema precisa de um pequeno intervalo de tempo para processar um evento antes de poder registrar outro. Se um segundo evento ocorre durante este tempo morto, ele é ignorado, levando à perda de contagens e potencialmente afetando a precisão da imagem, especialmente em estudos com alta atividade. Este problema é exacerbado pelo "empilhamento de pulso," onde pulsos de eventos separados se sobrepõem, distorcendo a informação energética e espacial. A magnitude do tempo morto varia dependendo da configuração do sistema, sendo influenciada por fatores como a largura da janela de energia e a presença de radiação espalhada. Diversas técnicas têm sido desenvolvidas para corrigir as perdas por tempo morto e empilhamento de pulso, buscando minimizar a distorção da imagem e garantir a fidelidade das informações quantitativas.

Foram estudadas duas diferentes metodologias para determinação do tempo morto, o método das duas fontes e um que intitulamos de “método da variação da atividade”. Com isso foi possível determinar os valores de tempo morto e comparar com os dados disponiveis na literatura.

Palavras chave: Gama câmara, tempo morto, alta taxa de contagem.

ABSTRACT

The gamma camera remains a cornerstone of nuclear medicine, providing a window into the inner workings of the human body by detecting gamma rays emitted by radiopharmaceuticals. This device, present in various hospitals, is essential for diagnosing and monitoring a wide range of medical conditions, from heart diseases to tumors. It has the ability to capture planar images, which offer a two-dimensional view of radiopharmaceutical distribution, dynamic images, which reveal changes in distribution over time, and its capability to acquire a series of planar images from different angles around the patient later processed by a computer to reconstruct tomographic images in multiple planes makes the gamma camera a versatile tool in clinical practice.

The gamma camera faces the challenge of "dead time," a effect that occurs at high count rates when the system's electronics require a short interval to process one event before it can register another. If a second event occurs during this dead time, it is ignored, leading to count losses and potentially affecting image accuracy, especially in studies with high activity levels. This problem is further exacerbated by "pulse pile-up," where pulses from separate events overlap, distorting energy and spatial information. The magnitude of dead time varies depending on the system configuration and is influenced by factors such as energy window width and the presence of scattered radiation. Various techniques have been developed to correct for dead time and pulse pile-up losses, aiming to minimize image distortion and ensure the fidelity of quantitative information.

Two different methodologies were studied for determining dead time: the two-source method and one that we named the "activity variation method." This made it possible to determine the dead time values and compare them with the data available in the literature.

Keywords: Gamma camera, dead time, high count rate

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Princípios básicos e componentes de uma gama câmara moderna (Sorenson, 2012).

Figura 2: Funcionamento dos diferentes colimadores (Bushberg, 2012).

Figura 3: Diagrama de um tubo fotomultiplicador (PMT) mostrando seus principais componentes (fotocátodo, eletrodo de focagem, dínodos e ânodo), e ilustrando o processo de multiplicação de elétrons. PMT reais normalmente têm de 10 a 12 dínodos (Bushberg, 2012).

Figura 4: Design (esquerda) e imagem da gama câmara (direita) de um *phantom* de barras de quatro quadrantes usado para avaliação de resolução espacial.

Figura 5: Espectro de energia de uma gama câmara usando uma fonte pontual de 99mTc no ar. A resolução de energia a 140 keV neste exemplo é de 10,5%. Uma janela típica de energia de 15% (aproximadamente 130 a 150 keV) é mostrada sobreposta no espectro (Sorenson, 2012).

Figura 6: A, Ilustração de não linearidades em imagens de um padrão de teste de linha reta obtido com uma gama câmara. A imagem demonstra ondulações sutis nas linhas. B, Imagem de campo de Flood obtida pela exposição da mesma câmera a um campo de radiação uniforme. Esta é a imagem obtida na ausência de quaisquer correções para não uniformidades. Observe que o padrão do tubo fotomultiplicador pode ser visto.

Figura 7: Gráfico Taxa de interação X Taxa de contagem que representa o comportamento de sistemas providos de tempo morto paralisável (curva azul), não paralisável (curva verde) e a representação de um sistema ideal (reta laranja).

Figura 8: Gama câmara utilizada para as aquisições deste trabalho.

Figura 9: fontes pontuais de I-131 utilizadas para determinar o tempo morto pelo método das duas fontes.

Figura 10: Fontes pontuais de Lu-177 utilizadas para determinar o tempo morto pelo método das duas fontes.

Figura 11: Fontes pontuais de Tc-99m utilizadas para determinar o tempo morto pelo método das duas fontes.

Figura 12: Seringas posicionadas no FOV de forma que a atividade somada fosse aproximadamente 15,15 mCi.

Figura 13: Aquisição realizada para o método da variação da atividade com as fontes de 26 mCi; 35, 7 mCi; 39 mCi e um frasco de 96,5 mCi.

Figura 14: Resultados das aquisições feitas para o detector 1 utilizando o I-131 para determinar o tempo morto utilizando o método das duas fontes.

Figura 15: Resultados das aquisições feitas para o detector 2 utilizando o I-131 para determinar o tempo morto utilizando o método das duas fontes.

Figura 16: Resultados das aquisições feitas para o detector 1 utilizando o Lu-177 para determinar o tempo morto utilizando o método das duas fontes.

Figura 17: Resultados das aquisições feitas para o detector 2 utilizando o Lu-177 para determinar o tempo morto utilizando o método das duas fontes.

Figura 18: Resultados das aquisições feitas para o detector 1 utilizando o Tc-99m para determinar o tempo morto utilizando o método das duas fontes.

Figura 19: Resultados das aquisições feitas para o detector 2 utilizando o Tc-99m para determinar o tempo morto utilizando o método das duas fontes.

Figura 20: Gráfico referente ao método da variação da atividade para o detector 1 com as atividades corrigidas e o ajuste da curva com sua respectiva função.

Figura 21: Gráfico referente ao método da variação da atividade para o detector 2 com as atividades corrigidas e o ajuste da curva com sua respectiva função.

Figura 22: Gráfico referente ao método da variação da atividade para o detector 1 com as atividades corrigidas, o ajuste da curva e a reta “real”.

Figura 23: Gráfico referente ao método da variação da atividade para o detector 2 com as atividades corrigidas, o ajuste da curva e a reta “real”.

Figura 24 - Gráfico da relação de perda de contagem por tempo morto (%) x atividade (mCi).

LISTA DE SIGLAS E ABREVIAÇÕES

FOV - Campo de visão - *Field of view*

PMT - Tubos fotomultiplicadores - *Photomultiplier tube*

Flood - Fantoma de formato retangular, que pode ser preenchido com água e material radioativo. Muito utilizado em controles de qualidade da gama câmara.

IAEA - Agência Internacional de Energia Atômica - *International Atomic Energy Agency*

IOE - Indivíduo Ocupacionalmente Exposto

NaI(Tl) - Iodeto de Sódio dopado com Tálio

BG - Background

LEHR - Colimador de baixas energias e alta resolução - *Low Energy High Resolution*

HEGP - Colimador de altas energias e propósitos gerais - *High Energy General Purpose*

MEGP - Colimador para médias energias e propósitos gerais - *Medium Energy General Purpose*

UFRJ - Universidade Federal do Rio de Janeiro

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Parâmetros de aquisição utilizados neste trabalho

Tabela 2 - Fontes de Tc-99m utilizadas para a determinação do tempo morto ao variar a atividade.

Tabela 3 - Taxa de contagem e background (em cps) para as aquisições com I-131, Lu-177 e Tc-99m em ambos os detectores.

Tabela 4 - Valores de tempo morto para o método das duas fontes e suas respectivas incertezas.

Tabela 5 - Tabela referente ao gráfico de Atividade x Taxa de contagem (cps), com as atividades corrigidas para os horários de cada aquisição e suas incertezas.

Tabela 6 - Valores estimados para R_o e $R_{tmáx}$ em contagens por segundo, a partir da equação 4.

Tabela 7 - Valores de tempo morto para o método da variação da atividade para cada detector e suas incertezas.

.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....13
1.1 Objetivos.....15
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....16
2.1 Gama Câmara.....17
2.1.1 Colimadores.....19
2.1.2 Cintiladores.....21
2.1.3 Amplificadores e pré amplificadores.....24
2.1.4 Processamento dos sinais.....24
2.2 Parâmetros de aquisição de imagem.....25
2.3 Parâmetros de performance da Gama Câmara.....26
2.3.1 Resolução Espacial.....27
2.3.2 Resolução de Energia.....28
2.3.3 Uniformidade.....28
2.3.4 Linearidade.....29
2.3.5 Sensibilidade.....29
2.3.6 O tempo morto.....30
2.4 Quantificação das imagens.....33
3 METODOLOGIA.....36
3.1 Gama Câmara.....36
3.2 Determinação do tempo morto utilizando o método das duas fontes....36
3.3 Determinação do tempo morto utilizando o método da variação da atividade.....41
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO.....47
4.1 Resultados para o método das duas fontes.....47
4.2 Resultados para o método da variação da atividade.....54
5 CONCLUSÃO.....60
6 BIBLIOGRAFIA.....62

1. INTRODUÇÃO

A gama câmara revolucionou a medicina nuclear ao permitir a visualização da distribuição de radioisótopos dentro do corpo humano. Desde sua invenção, tem sido fundamental para o diagnóstico e acompanhamento de diversas doenças, oferecendo imagens detalhadas de órgãos e tecidos. A gama câmara oferece diferentes tipos de aquisição para capturar imagens, incluindo aquisição planar ou estática, aquisição dinâmica, aquisição gated e aquisição de corpo inteiro. As aquisições planares podem ser realizadas com o colimador ligado (extrínseca) ou desligado (intrínseca), sendo que as imagens intrínsecas avaliam o desempenho da câmara e a uniformidade da fonte. A técnica de aquisição SPECT (tomografia computadorizada de emissão de fóton único), por sua vez, é um método tomográfico que fornece informações tridimensionais sobre a distribuição de um radiofármaco no corpo. A aquisição SPECT envolve parâmetros como tempo de aquisição, janela de energia, ângulo de varredura, tipo de movimento e órbita, e tamanho da matriz, que influenciam a qualidade da imagem final (Manual Millenium MG, 2002).

A gama câmara captura os fótons gama emitidos pelo radiofármaco administrado ao paciente. Esses fótons passam por um colimador, que filtra e direciona a radiação para o cristal de cintilação. O cristal converte os fótons gama em luz visível, que é então detectada e amplificada por tubos fotomultiplicadores. Os sinais dos tubos fotomultiplicadores são processados para determinar a localização e a energia do evento de interação, gerando a imagem final. O Millennium MG, por exemplo, utiliza detectores retangulares de amplo campo de visão, capazes de adquirir imagens em diferentes ângulos (Manual Millenium MG, 2002).

Para a aquisição de imagens em uma gama câmara, é necessário considerar diversos parâmetros que influenciam a qualidade do exame, chamados. Entre eles, destacam-se o tempo de aquisição, a janela de energia, o ângulo de varredura, o número de passos angulares e o tamanho da matriz.

A uniformidade do campo, a linearidade espacial, a resolução espacial intrínseca, a sensibilidade do sistema e a resolução de energia são parâmetros de performance (Manual Millenium MG, 2002). A correção de uniformidade garante uma distribuição homogênea das contagens, enquanto a linearidade espacial minimiza distorções no posicionamento dos eventos, os testes executados avaliam suas performances. A resolução espacial define a nitidez da imagem, e a resolução de energia é a capacidade de distinguir diferentes energias de raios gama. Por fim, o tempo morto é um parâmetro de performance do sistema que se refere ao período durante o qual o sistema não consegue registrar novos eventos (Sorenson J., 2012).

O tempo morto é um aspecto importante a ser considerado no funcionamento da gama câmara. Esse fenômeno pode levar à perda de contagens, especialmente em altas taxas de contagem, afetando a precisão quantitativa das imagens (K.Nakashini, 2024).

O tempo morto do sistema pode ser influenciado por diversos componentes da câmara, como a eletrônica associada aos detectores e os tubos fotomultiplicadores, que afetam o tempo necessário para processar cada evento registrado. O tempo de resolução dos detectores é um fator limitante na capacidade de lidar com altas taxas de contagem. Além disso, o tempo de decaimento do cintilador impacta diretamente essa capacidade, pois tempos mais longos podem aumentar o tempo morto e reduzir a eficiência do sistema.

Não considerar o tempo morto pode levar a uma subestimação significativa da atividade, comprometendo a precisão da dosimetria em procedimentos terapêuticos e diagnósticos. Em casos extremos, a perda de contagem devido ao tempo morto pode chegar a 46% (P. Kumar *et al*, 2020). A correção adequada do tempo morto é essencial para garantir a confiabilidade dos dados quantitativos, crucial para o planejamento preciso do tratamento, avaliação da resposta do paciente e minimização de riscos potenciais à saúde (K.Nakashini *et al*, 2024).

Seria de grande interesse na rotina de um setor de medicina nuclear a

possibilidade de utilizar diferentes métodos ou diferentes radionuclídeos para determinação do tempo morto em uma gama câmara convencional.

1.1 Objetivos

Este estudo tem como objetivo geral analisar o comportamento do tempo morto em sistemas de detecção para diferentes radionuclídeos e técnicas, incluindo o método das duas fontes e o método da variação da atividade.

Especificamente, busca-se avaliar a necessidade de correção das perdas de contagem associadas ao tempo morto em diferentes níveis de atividade, utilizando um sistema equipado com colimador. Além disso, pretende-se determinar a taxa de contagem máxima que o sistema pode suportar antes de atingir a saturação, garantindo a precisão e a confiabilidade das medições em aplicações práticas.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

A prática clínica da medicina nuclear envolve a administração de compostos marcados com radionuclídeos que são usados para fornecer informações fisiológicas utilizando imagens de diagnóstico e para fins terapêuticos (Zeissman, 2006).

A imagem com radionuclídeos é uma das aplicações mais utilizadas na medicina nuclear. Laboratórios de imagem com radionuclídeos realizam centenas e até milhares de procedimentos de imagem por mês em instituições maiores (Sorenson J., 2012). Tais imagens de medicina nuclear podem ser usadas para tarefas de detecção, como identificação de defeitos de perfusão, ou tarefas quantitativas, como estimativa da fração de ejeção, valores de captação padronizados (SUVs) ou absorvida pelo órgão. A obtenção de imagens adequadas para tarefas quantitativas geralmente requer processamento adicional em comparação com aquelas usadas para interpretação visual (IAEA HUMAN HEALTH REPORTS No. 9).

Existem duas grandes classes de imagens de medicina nuclear: imagens de fóton único, que inclui tomografia computadorizada por emissão de fóton único (SPECT) e tomografia por emissão de pósitrons (PET), a qual não é escopo deste trabalho. A imagem de fóton único usa radionuclídeos que decaem por emissão de raios gama. Uma imagem plana é obtida tirando uma foto da distribuição do radionuclídeo no paciente de um ângulo específico. Isto resulta em uma imagem com poucas informações de profundidade, mas que ainda pode ser útil no diagnóstico (por exemplo, em cintilografia óssea, onde não há muita captação do traçador no tecido acima e abaixo dos ossos). Para o modo tomográfico de imagem de fóton único (SPECT), os dados são coletados de vários ângulos ao redor do paciente. Isto permite que imagens transversais da distribuição do radionuclídeo sejam reconstruídas, fornecendo as informações de profundidade que faltam na imagem planar (Wernick, 2004).

Na terapia com radionuclídeos, compostos radioativos, chamados radiofármacos, são administrados para direcionar a radiação a tecidos ou órgãos específicos, tratando doenças como o câncer. A dosimetria precisa é

crucial para garantir que a dose de radiação atinja o alvo, minimizando a exposição de tecidos saudáveis e otimizando os resultados terapêuticos. A gama câmara é utilizada para quantificar a distribuição do radiofármaco, permitindo estimativas individualizadas da dose absorvida e a personalização da terapia (Tauhata *et al,* 2014).

2.1 Gama Câmara

A gama câmara, ou câmara de cintilação, é um dispositivo de imagem que detecta e mapeia a distribuição de radiofármacos emissores de raios gama dentro de um paciente. Esse equipamento de imagem funciona com base no princípio da cintilação, onde um cristal cintilador emite luz quando interage com a radiação ionizante. Esse equipamento de diagnóstico permite que os médicos visualizem e avaliem a função de vários órgãos e sistemas do corpo,formando imagens planares ou tomográficas tridimensionais (SPECT). As aplicações clínicas incluem imagens cardíacas, ósseas, pulmonares, renais e do cérebro, entre muitas outras. (Wernick, 2004)

O raio gama emitido por um radioisótopo dentro do paciente atravessa o colimador, uma estrutura que atua como um filtro, garantindo que apenas os raios gama que viajam perpendicularmente ao cristal sejam detectados, rejeitando aqueles que se espalharam e alteraram sua trajetória. Uma vez que o raio gama atravessa o colimador e interage com o cristal cintilador, ele deposita sua energia no cristal que, através do processo de cintilação, produz fótons no espectro de luz visível e UV. Essa luz é então detectada por uma série de tubos fotomultiplicadores (PMT) acoplados ao cristal, gerando um sinal elétrico que será processado pela eletrônica para obter informações como energia e posição de interação. A intensidade da luz detectada por cada PMT é proporcional à energia depositada pelo raio gama no cristal (Wernick, 2004). Cada fóton detectado é processado e desta forma gera um evento, caracterizado por um sinal digital X, Y e E (Manual Millenium MG, 2002).

O sistema eletrônico do equipamento possui um analisador de energia, que compara a energia (E) do fóton detectado com uma janela de energia pré-definida, centrada na energia esperada do radiofármaco utilizado (Pereira,

2003). Apenas os eventos cuja energia se encontra dentro desta janela são aceitos e utilizados para a formação da imagem, ajudando a rejeitar radiação dispersa ou de outras fontes (Sorenson, 2012).

Os sinais digitais de posição (X e Y) dos fótons aceitos são então enviados para um computador de aquisição. O computador acumula estes eventos para formar uma imagem digital, que consiste numa matriz de pixels. Cada par de coordenadas X e Y corresponde a um pixel específico na matriz da imagem, e cada evento aceito adiciona uma contagem ao pixel correspondente (Bushberg, 2012). Após um período de tempo predefinido ou após o acúmulo de um número suficiente de contagens, a distribuição das contagens nos pixels da matriz forma a imagem. Esta imagem representa a distribuição espacial do radiofármaco dentro do paciente, refletindo assim informações fisiológicas ou patológicas (Bushberg, 2012).

A Figura 1 ilustra os princípios básicos para formação da imagem em uma gama câmara:

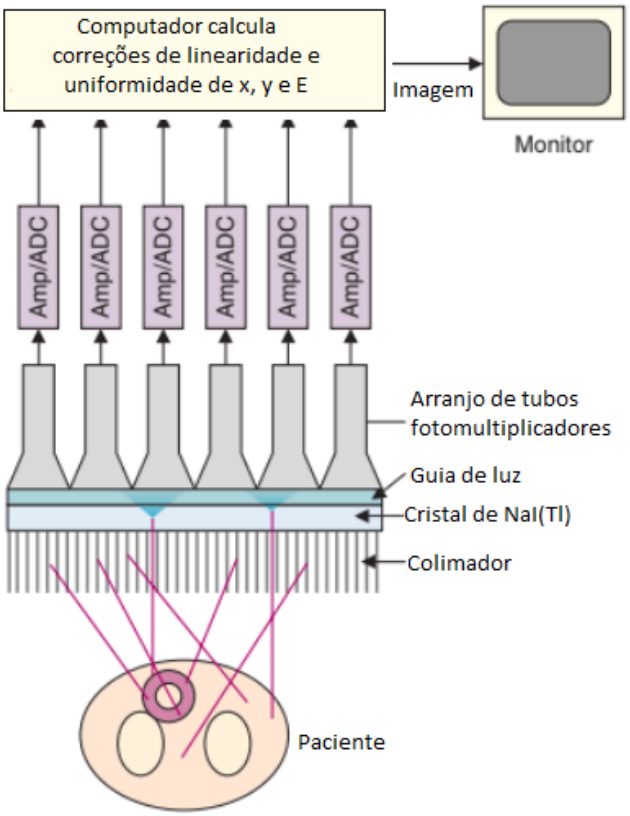

Figura 1 - Princípios básicos e componentes de uma gama câmara moderna.

2.1.1 Colimadores

Um componente chave da gama câmara é o colimador, que é feito de chumbo e possui um padrão de orifícios que permite apenas raios gama com trajetória na direção perpendicular à superfície do detector alcancem o cristal. Isso é crucial para a formação da imagem, pois permite que a câmara rejeite raios gama espalhados, que degradam a qualidade da imagem. Os colimadores influenciam na sensibilidade de uma gama câmara, diminuindo a quantidade de fótons que atingem o cristal cintilador e, consequentemente, a taxa de contagem. Existem diferentes tipos de colimadores, cada um com características específicas que afetam a sensibilidade e a resolução espacial do sistema, entre eles estão:

- **Colimadores de furos paralelos:** Esses colimadores são compostos por uma matriz de furos paralelos que permitem a passagem apenas de fótons que se movem em uma direção perpendicular ao cristal. A sensibilidade desses colimadores é inversamente proporcional à resolução espacial. Colimadores com furos menores e septos mais espessos fornecem melhor resolução espacial, mas menor sensibilidade, pois bloqueiam uma maior quantidade de fótons. Colimadores de furos paralelos são comumente usados em aplicações clínicas, como estudos de perfusão miocárdica e cintilografia óssea (Wernick, 2004).

- **Colimadores convergentes:** Esses colimadores possuem furos que convergem para um ponto focal, aumentando a sensibilidade em relação aos colimadores de furos paralelos. No entanto, a resolução espacial diminui com a distância do ponto focal. Colimadores convergentes são frequentemente utilizados em imagens de órgãos pequenos, como o cérebro, onde a sensibilidade é mais importante do que a resolução espacial. Em algumas situações, a alta sensibilidade pode ser priorizada em detrimento da resolução espacial, especialmente quando se deseja obter imagens de áreas com baixa captação de radiofármaco ou quando o tempo de aquisição é limitado. Por exemplo, em estudos de perfusão miocárdica, a alta sensibilidade é crucial para capturar eventos

transitórios e obter imagens de boa qualidade em um curto período de tempo (Wernick, 2004).

- **Colimadores divergentes:** Esses colimadores possuem furos que divergem a partir de um ponto focal, diminuindo a sensibilidade em relação aos colimadores de furos paralelos. A resolução espacial, por outro lado, aumenta com a distância do ponto focal. Colimadores divergentes são utilizados para obter imagens de órgãos grandes, como o pulmão, onde a resolução espacial é mais importante do que a sensibilidade (Zeissman, 2006).

- **Colimadores pinhole:** Esses colimadores possuem um único furo pequeno que projeta uma imagem invertida do objeto no cristal. A sensibilidade é baixa, mas a resolução espacial é alta em relação a outros tipos de colimadores. Colimadores pinhole são utilizados em imagens de órgãos muito pequenos, como a tireóide, onde a alta resolução espacial é essencial (Sorenson, 2012).

A escolha do colimador depende da aplicação específica e do compromisso desejado entre sensibilidade e resolução espacial, como mostra a figura 2. É importante considerar o tamanho do órgão a ser estudado, a energia dos fótons gama emitidos pelo radioisótopo e a necessidade de resolução espacial. Em geral, aumentar a sensibilidade leva a uma diminuição da resolução espacial e vice-versa.

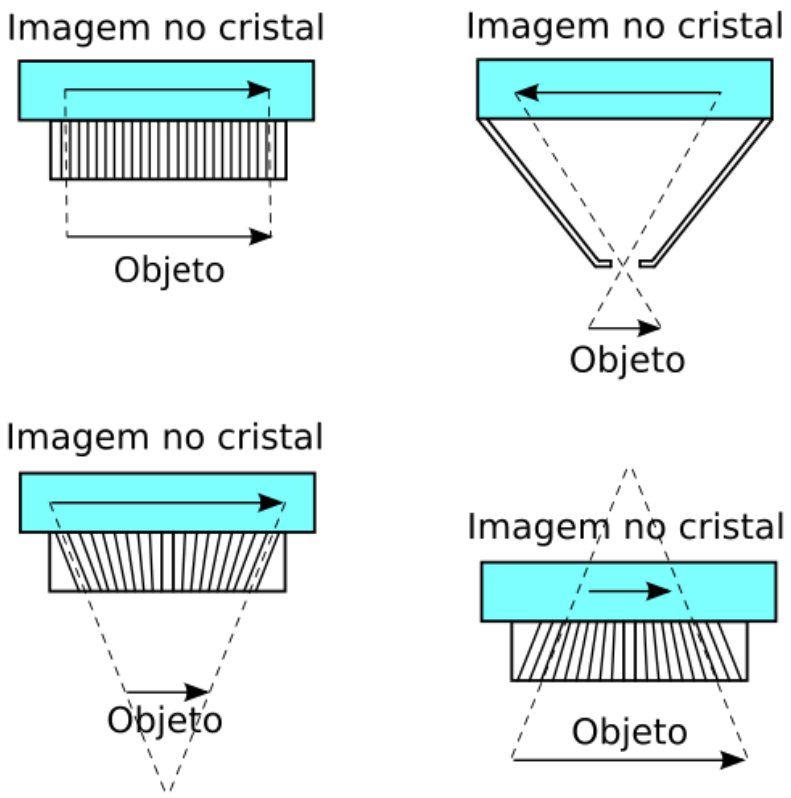

Figura 2 - Funcionamento dos diferentes colimadores (Bushberg, 2012).

2.1.2 Cintiladores

Os cristais cintiladores funcionam com base no princípio da cintilação, ou seja, quando a radiação ionizante interage o cristal, elétrons são excitados para níveis de energia mais altos e ao retornarem ao estado fundamental, esses elétrons emitem fótons de luz visível ou ultravioleta.

A escolha do cristal cintilador ideal depende de vários fatores, como eficiência de conversão de energia em luz, tempo de decaimento, rendimento de fótons e transparência do material. O iodeto de sódio dopado com tálio (NaI(Tl)) é um cristal cintilador amplamente utilizado em gama câmara devido à sua alta eficiência de conversão em luz, boa resolução de energia, sua eficiência de detecção para fótons gama na faixa de energia entre 70 keV e 364 keV (Bushberg, 2012).

A relação entre energia e produção de luz em um cintilador, a eficiência de conversão, é fundamental para sua escolha. A eficiência de cintilação, que descreve a relação entre a energia depositada e a produção de luz visível em um material cintilador, é um fator crítico na seleção de materiais para gama câmaras. A escolha do cintilador é ditada pela necessidade de transformar a energia da radiação em luz detectável, com uma produção de luz proporcional à energia depositada, e que o material seja transparente à luz que produz. Além disso, é ideal que o material tenha boa qualidade ótica e possa ser fabricado em tamanhos adequados para a construção de detectores eficientes (Manual Millenium MG, 2002).

Um fator crucial que influencia o tempo morto é o tempo de decaimento do cintilador. Este se refere ao tempo que o material leva para emitir a luz após a interação da radiação. Cintiladores com tempos de decaimento mais longos contribuem para o aumento do tempo morto, pois o sistema permanece inativo por mais tempo enquanto a luz está sendo processada (Wernick, 2004). Outra característica importante a ser considerada é a eficiência na detecção para as energias de interesse. Essa característica depende da densidade e número atômico do cristal, interferindo no componente do coeficiente de atenuação para efeito fotoelétrico. A eficiência em detecção interfere na sensibilidade e na taxa de contagem do sistema. A escolha da fotomultiplicadora acoplada ao cristal dependerá da compatibilidade de detecção de luz com espectro de emissão e do seu tempo de resposta com o tempo de decaimento do cristal (Tauhata *et al,* 2014).

2.1.3 Tubos fotomultiplicadores

Os tubos fotomultiplicadores (PMT) desempenham um papel crucial na detecção e amplificação dos sinais luminosos gerados em cristais cintiladores, como o NaI(Tl) utilizado em gama câmaras. Um PMT consiste em um tubo de vácuo contendo um fotocátodo, uma série de eletrodos chamados dinodos e um ânodo. O fotocátodo é um eletrodo fino que emite elétrons quando atingido por luz. A eficiência dos fotocátodos é baixa, com aproximadamente um elétron emitido para cada cinco fótons de luz incidentes. Os dinodos são eletrodos dispostos em cascata, cada um com uma voltagem progressivamente maior em

relação ao anterior. Quando um elétron do fotocátodo atinge o primeiro dinodo, ele causa a emissão de vários elétrons secundários, que, então, são acelerados em direção ao próximo dinodo. Esse processo de multiplicação de elétrons ocorre em cada estágio do dinodo, resultando em um ganho de sinal significativo. O número total de elétrons coletados no anodo é proporcional ao número inicial de fótons de luz que atingiram o fotocátodo, mas amplificado por um fator de milhões a bilhões.

A amplificação do sinal pelos PMT permite a detecção de sinais luminosos extremamente fracos, tornando-os ideais para aplicações em medicina nuclear, onde a quantidade de luz emitida pelo cristal cintilador pode ser muito pequena (Bushberg, 2012).

A figura 3 mostra um diagrama com as etapas do processo de amplificação do sinal dentro de uma fotomultiplicadora.

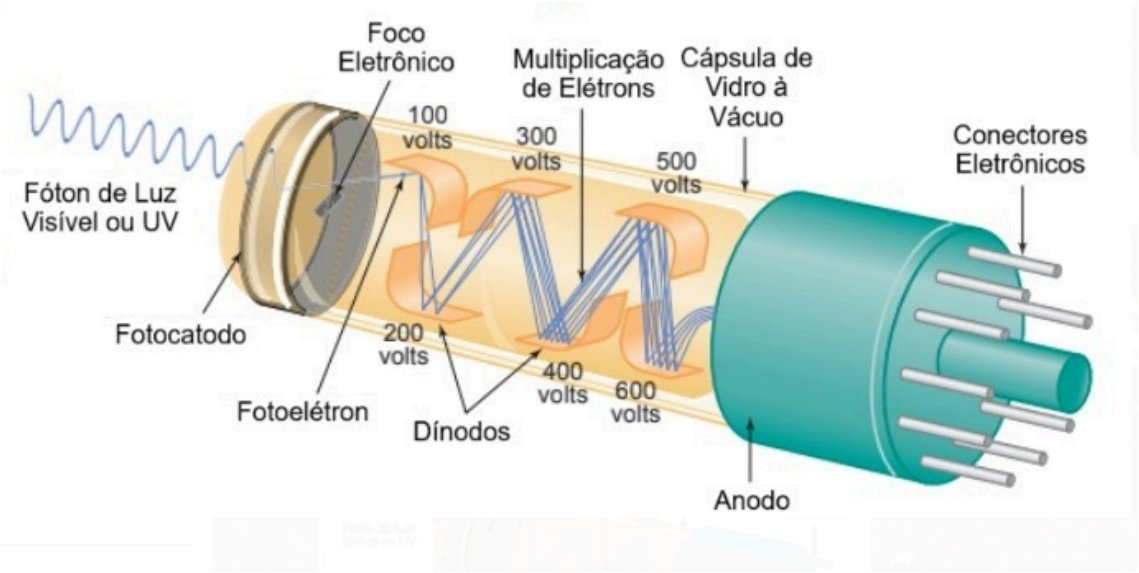

Figura 3 - Diagrama de um tubo fotomultiplicador (PMT) mostrando seus principais componentes (fotocátodo, eletrodo de focagem, dínodos e ânodo), e ilustrando o processo de multiplicação de elétrons. PMT reais normalmente têm de 10 a 12 dínodos (Bushberg, 2012).

Em resumo, os PMT convertem a luz do cristal cintilador em sinais elétricos que contêm informações sobre a posição e a energia da interação do raio gama. A qualidade da imagem depende diretamente do número e do

desempenho dos PMT. Tecnologias de PMT, como os PMT sensíveis à posição, prometem melhorar ainda mais a resolução espacial e a sensibilidade das gama câmaras. (Wernick, 2004)

2.1.3 Amplificadores e pré amplificadores

Os sinais gerados pelo PMT são inicialmente de baixa amplitude e precisam ser amplificados para serem processados pelos circuitos subsequentes. A principal função do pré-amplificador é aumentar a amplitude desses sinais sem introduzir ruído significativo, preservando a informação crucial sobre a energia e a posição da interação do raio gama. Além da amplificação, o pré-amplificador também realiza a adaptação de impedância, garantindo a transferência eficiente do sinal para o amplificador (Zeissman, 2006).

O amplificador, por sua vez, recebe o sinal já amplificado pelo pré-amplificador e o amplifica ainda mais, elevando a amplitude a um nível adequado para ser processado pelos circuitos de análise de altura de pulso e de posicionamento. O amplificador também desempenha um papel importante na modelagem do sinal, ajustando sua forma e duração para otimizar a relação sinal-ruído e minimizar a ocorrência de empilhamento de pulsos. O ganho do amplificador é ajustável, permitindo a calibração do sistema para diferentes energias de raios gama (Sorenson, 2012).

2.1.4 Processamento dos sinais

Após a interação da radiação com o cristal cintilador e a detecção da luz pelos tubos fotomultiplicadores (PMT), os sinais elétricos passam por um processo de amplificação adicional antes de serem convertidos em sinais digitais por meio de conversores analógico-digitais (ADCs). A partir daí, são calculadas a posição (X, Y) de cada evento e a energia (E) depositada, com base na intensidade da luz detectada pelos PMT e em fatores de peso. O analisador de altura de pulso (PHA) desempenha um papel crucial nesta etapa, garantindo que apenas os eventos com energia dentro da janela selecionada sejam aceitos e posicionados corretamente na imagem. O sistema faz correções de uniformidade para compensar pequenas variações na

sensibilidade do cristal e do colimador. Por fim, os dados são convertidos, armazenados e exibidos como uma imagem, representando a distribuição do radiofármaco no paciente (Manual Millenium MG, 2002).

Essa relação entre a posição de captação de luz e a posição correspondente na matriz de cristal é estabelecida através de uma calibração prévia do sistema, mapeando a resposta de cada PMT a eventos em diferentes posições do cristal. A energia do evento é estimada somando-se os sinais de todos os PMT. Com base na energia e posição estimadas, o sistema pode rejeitar eventos espalhados ou com energia fora da faixa de interesse, melhorando a qualidade da imagem final (Wernick, 2004).

2.2 Parâmetros de aquisição de imagem

A aquisição de imagens em uma gama câmara convencional envolve uma série de parâmetros que influenciam diretamente a qualidade e a precisão das imagens obtidas. O ajuste adequado desses parâmetros é necessário para garantir a detecção eficiente dos raios gama emitidos pelo paciente e a formação de imagens. Entre os parâmetros de aquisição disponíveis estão: matriz, tempo de aquisição e janela de energia.

Um dos parâmetros mais importantes é a matriz de aquisição, que define o número de *pixels* que compõem a imagem. Uma matriz maior resulta em uma imagem com maior resolução espacial, permitindo a visualização de detalhes mais finos. A escolha da matriz depende da resolução espacial desejada e da quantidade de memória disponível no sistema de aquisição (Sorenson, 2012).

Outro parâmetro fundamental é o tempo de aquisição, que determina o tempo total durante o qual a câmara coleta dados. Um tempo de aquisição mais longo resulta em uma imagem com maior número de contagens, o que melhora a relação sinal-ruído e a qualidade da imagem. No entanto, tempos de aquisição muito longos podem ser impraticáveis em certos exames, especialmente em pacientes que têm dificuldade em permanecer imóveis (Sorenson, 2012).

Além do tempo como parâmetro de aquisição na gama câmara, a contagem também desempenha um papel fundamental. Ao configurar a gama câmara, pode-se estabelecer um valor pré-definido de contagens totais ou contagens por pixel a serem adquiridas. Esse parâmetro garante que a imagem final tenha um nível adequado de estatística de contagem, impactando diretamente a qualidade e a precisão da imagem. Definir um número de contagens ideal é crucial para alcançar um equilíbrio entre a qualidade da imagem e o tempo de aquisição, levando em consideração a atividade do radiofármaco, o tipo de estudo e as características do paciente (Manual Millenium MG, 2002).

A janela de energia define o intervalo de energias dos eventos que serão aceitos para a formação da imagem. Ajustar a janela de energia corretamente é essencial para minimizar a influência da radiação espalhada, que degrada a qualidade da imagem. Uma janela de energia muito ampla pode incluir fótons espalhados, enquanto uma janela muito estreita pode rejeitar fótons primários, reduzindo a sensibilidade do sistema. A escolha da janela de energia depende do radioisótopo utilizado, da resolução de energia do detector, por exemplo (Sorenson, 2012).

Em resumo, a otimização dos parâmetros de aquisição de imagem em uma gama câmara convencional é essencial para a obtenção de imagens de alta qualidade, que forneçam informações diagnósticas precisas. A escolha adequada da matriz de aquisição, do tempo de aquisição, da janela de energia, juntamente com a correção das inconformidades do sistema, garante a sensibilidade, a resolução espacial e a precisão quantitativa das imagens (Bushberg, 2012).

2.3 Parâmetros de performance da Gama Câmara

O desempenho de uma gama câmara é essencial para a obtenção de imagens de alta qualidade em medicina nuclear. Diversos parâmetros são utilizados para avaliar e caracterizar a performance desses equipamentos, garantindo a precisão, a qualidade e a confiabilidade dos resultados

diagnósticos. Entre os parâmetros de performance estão: resolução espacial, resolução de energia, uniformidade, linearidade e sensibilidade.

2.3.1 Resolução Espacial

A resolução espacial refere-se à capacidade da gama câmara de distinguir dois pontos próximos como elementos separados na imagem. É um dos parâmetros mais importantes, pois determina o nível de detalhe que pode ser visualizado, como podemos observar na figura 4. A resolução espacial é influenciada por diversos fatores, como o tamanho dos *pixels* na matriz de aquisição, o tipo de colimador utilizado, a espessura do cristal cintilador e o desempenho dos PMT. Em geral, câmaras com matrizes de alta resolução, colimadores de alta resolução, cristais finos e PMT de alto desempenho proporcionam melhor resolução espacial. A resolução espacial intrínseca, medida sem o colimador, é um indicador da qualidade do detector e da eletrônica da câmara. Valores típicos de resolução espacial intrínseca para câmaras modernas variam de 2,7 a 4,2 mm FWHM ("full width at half maximum" - largura total à meia altura) para fótons de 140 keV. A resolução espacial extrínseca, medida com o colimador, reflete a resolução combinada do colimador e do sistema de detecção (Bushberg, 2012).

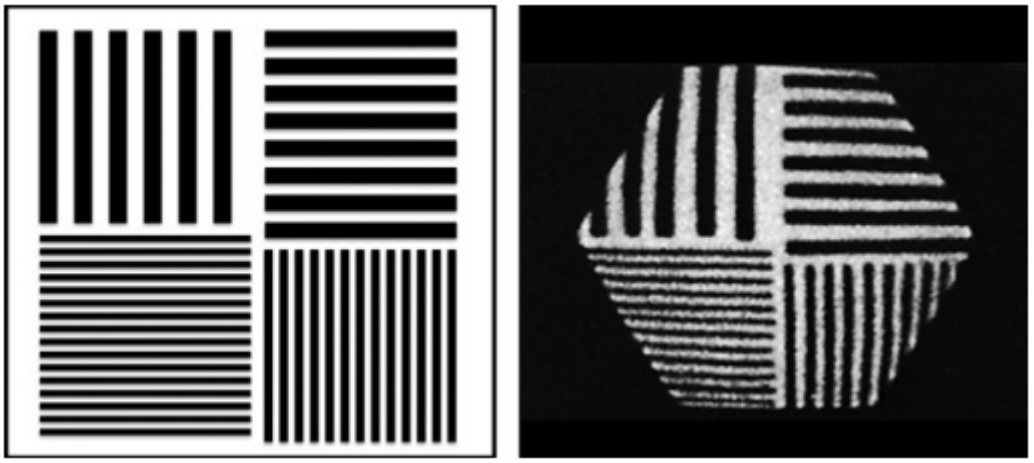

Figura 4 - Design (esquerda) e imagem da gama câmara (direita) de um phantom de barras de quatro quadrantes usado para avaliação de resolução espacial.

2.3.2 Resolução de Energia

A resolução de energia descreve a capacidade da gama câmara de diferenciar fótons de diferentes energias. Uma boa resolução de energia é essencial para rejeitar fótons espalhados, que podem degradar a qualidade da imagem. A resolução de energia pode ser influenciada por diversos fatores, como o sistema de processamento de dados, a homogeneidade do cristal, o ajuste dos tubos fotomultiplicadores, a calibração do sistema, a correção da energia e da linearidade, além de fatores externos como a hidratação do cristal e o estado físico do material, e também pela variação na sensibilidade do detector ao longo de sua superfície e a presença de impurezas no cristal (Pereira, 2003). É normalmente expressa como a porcentagem da largura total à meia altura do fotopico em relação à energia do fotopico como mostra a figura 5. Valores típicos para câmaras modernas variam de 9% a 11% para fótons de 140 keV (Bushberg, 2012).

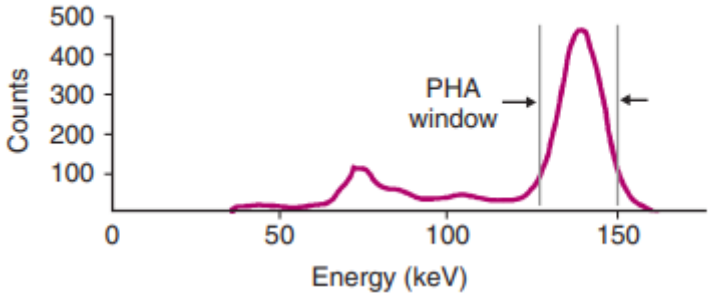

Figura 5 - Espectro de energia de uma gama câmara usando uma fonte pontual de 99mTc no ar. A resolução de energia a 140 keV neste exemplo é de 10,5%. Uma janela típica de energia de 15% (aproximadamente 130 a 150 keV) é mostrada sobreposta no espectro (Sorenson, 2012).

2.3.3 Uniformidade

A uniformidade refere-se à consistência da resposta da câmara em todo o seu campo de visão. A uniformidade é afetada por variações na espessura do cristal, na eficiência dos PMT e na qualidade do sistema de correção de uniformidade. Câmaras com uniformidade inadequada podem apresentar

artificialidades nas imagens, dificultando a interpretação. A uniformidade pode ser avaliada tanto intrinsecamente, sem o colimador, quanto extrinsecamente, com o colimador (Bushberg, 2012).

2.3.4 Linearidade

A linearidade espacial garante que a posição dos eventos detectados seja representada com precisão na imagem. Distorções na linearidade podem resultar em imagens deformadas, comprometendo a localização precisa das estruturas anatômicas, como é demonstrado na figura 6. A linearidade é influenciada principalmente pelo sistema de posicionamento eletrônico da câmara (Bushberg, 2012).

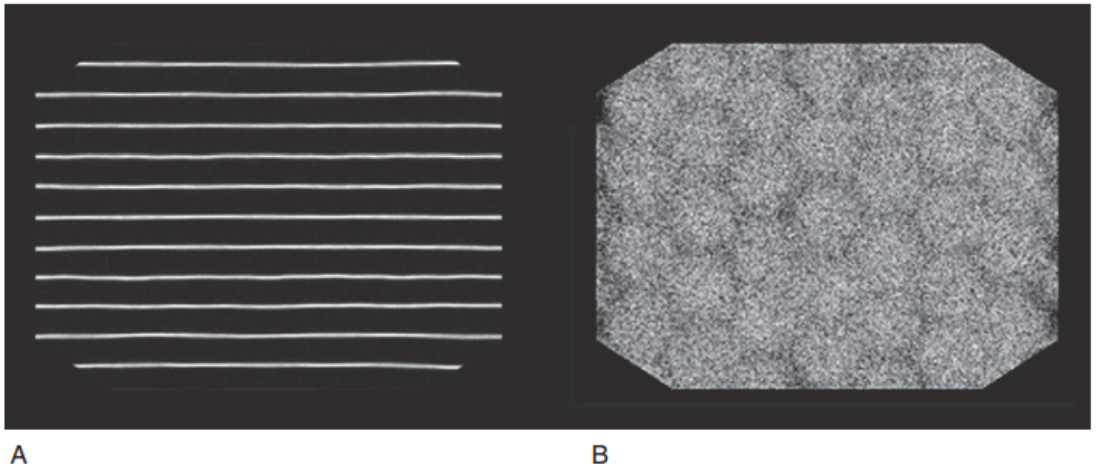

Figura 6 - A, Ilustração de não linearidades em imagens de um padrão de teste de linha reta. A imagem demonstra ondulações sutis nas linhas. B, Imagem de campo de Flood obtida a um campo de radiação uniforme. Esta é a imagem obtida na ausência de quaisquer correções para não uniformidades.

2.3.5 Sensibilidade

A sensibilidade descreve a eficiência da gama câmara em detectar os raios gama emitidos pela fonte. Uma câmara com alta sensibilidade pode adquirir imagens com boa qualidade em um tempo de aquisição menor, reduzindo a atividade do radiofármaco para o paciente ou o tempo de exame.

A sensibilidade está intrinsecamente ligada à sua eficiência absoluta, que, por sua vez, depende de dois componentes principais: a eficiência

geométrica e a eficiência intrínseca (Sorenson, 2012).

A eficiência geométrica representa a fração de fótons emitidos que realmente atingem a superfície do detector. A eficiência intrínseca, por outro lado, relaciona o número de fótons que atingem a superfície do detector e do número de eventos registrados. Esse parâmetro é influenciado pela espessura do detector, pela composição do material e pelo tipo e energia da radiação. A eficiência intrínseca está relacionada apenas ao sistema de detecção e pode ser afetada pelo tempo morto (Sorenson, 2012). O tempo morto representa o período durante o qual o detector fica inativo após registrar um evento, impossibilitando a detecção de novos eventos neste intervalo. Em essência, a eficiência intrínseca descreve a fração de fótons incidentes que são efetivamente detectados e convertidos em sinais pelo sistema, considerando as limitações impostas pelo tempo morto (Bushberg, 2012)

2.3.6 O tempo morto

O tempo morto refere-se ao intervalo de tempo em que a câmara fica inoperante após a detecção de um evento. Um tempo morto excessivo pode resultar em perdas significativas de contagem, especialmente em altas taxas de contagem. O tempo morto é influenciado pelo tempo de decaimento do cristal cintilador, pela complexidade dos circuitos eletrônicos e pelo ajuste da janela de energia (Wernick, 2004).

Uma das características mais importantes é o tempo de decaimento do cristal cintilador. Cristais com tempos de decaimento mais longos, como o NaI(Tl), exigem mais tempo para emitir luz após a interação com o raio gama, o que pode aumentar o tempo morto. O tempo morto também é influenciado pelo design e pela complexidade dos circuitos eletrônicos da câmara, como os circuitos de rejeição de empilhamento de pulsos e de correção de não uniformidade. Esses circuitos realizam processamentos complexos nos sinais dos PMT, o que inevitavelmente aumenta o tempo necessário para processar cada evento.

A energia do raio gama incidente também pode afetar o tempo morto. Fótons de maior energia geralmente produzem mais luz no cristal cintilador, o

que pode levar a um tempo de processamento mais longo. Além disso, o ajuste da janela de energia da câmara também influencia o tempo morto. Uma janela de energia mais estreita pode exigir um processamento mais preciso do sinal para determinar se a energia do fóton está dentro do intervalo aceitável. Este processamento mais preciso, por sua vez, pode aumentar o tempo que o sistema leva para processar cada evento, potencialmente aumentando o tempo morto (Pereira, 2003).

Em sistemas com tempo morto não paralisável, os eventos que chegam durante esse período são simplesmente perdidos, enquanto em sistemas com tempo morto paralisável, a chegada de um novo evento durante o tempo morto estende esse período, podendo levar a uma subestimação significativa da taxa de contagem real em altas atividades. O fenômeno do tempo morto pode afetar diretamente a estatística de contagem (Pereira, 2003).

A correção do tempo morto é crucial para garantir a precisão das medições em estudos de medicina nuclear, especialmente em situações com altas taxas de contagem. Isso se deve ao fato de que o tempo morto, inerente ao sistema de gama-câmara e análise de dados, causa perdas significativas na contagem de eventos radioativos, levando a uma subestimação da atividade real da fonte.

A importância da correção do tempo morto se baseia nos seguintes pontos:

- **Precisão das medições:** A taxa de contagem verdadeira (Rt) reflete a atividade real da fonte radioativa, enquanto a taxa de contagem observada (Ro) é afetada pelo tempo morto do sistema. Ignorar a correção do tempo morto leva a resultados imprecisos.

- **Comparabilidade dos resultados:** A correção do tempo morto permite a comparação de resultados entre diferentes estudos e instituições, garantindo que as diferenças observadas sejam devidas a variações reais na atividade da fonte, e não a variações nos tempos mortos dos sistemas utilizados.

- **Dosimetria precisa:** A correção do tempo morto é fundamental para a dosimetria precisa em pacientes, garantindo que a atividade administrada seja calculada corretamente, levando em conta as perdas por tempo morto (Cranley et al., 1980).

Existem dois métodos principais para realizar a correção de tempo morto: o método paralisável e o método não-paralisável. No método paralisável, o sistema fica totalmente inativo por um período fixo após a detecção de um evento, qualquer evento que ocorra durante esse período será perdido. O método não-paralisável, por outro lado, assume que o sistema não é completamente inativo durante o tempo morto. Se um segundo evento ocorrer durante esse tempo, ele não será registrado, mas estenderá o tempo morto como mostra a figura 7:

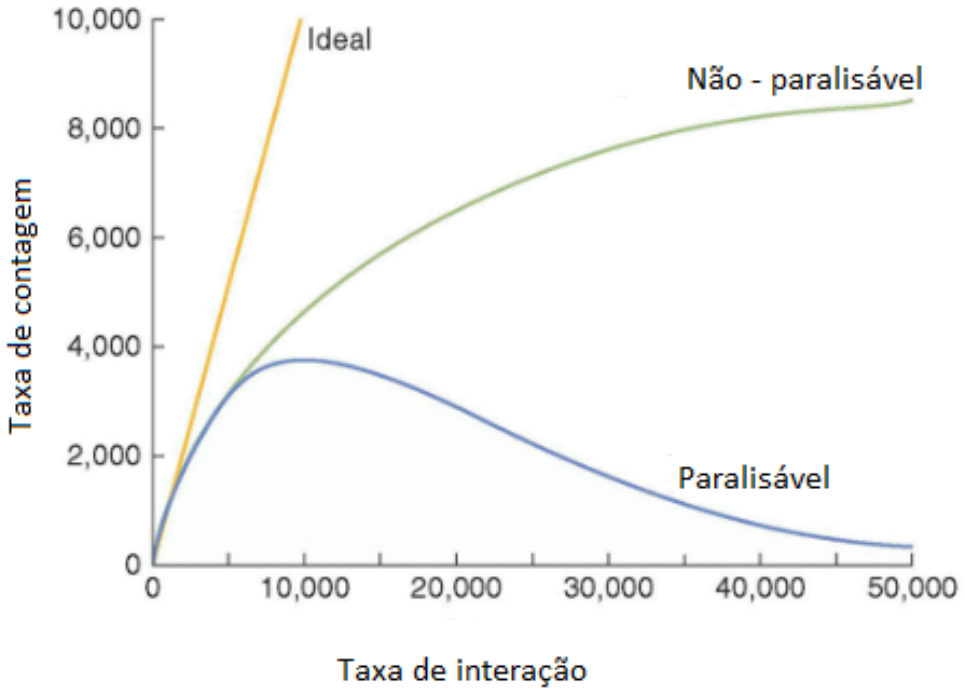

Figura 7: Gráfico Taxa de interação X Taxa de contagem que representa o comportamento de sistemas providos de tempo morto paralisável (curva azul), não paralisável (curva verde) e a representação de um sistema ideal (reta laranja).

A escolha do método de correção depende das características do sistema e da aplicação. O método paralisável é mais simples de implementar,

mas pode ser menos preciso em altas taxas de contagem. O método não-paralisável é mais preciso, mas exige uma implementação mais complexa. Em ambos os casos, o objetivo é compensar a perda de eventos devido às limitações do sistema, garantindo que a atividade medida seja a mais próxima possível da real (Bushberg, 2012).

A otimização desses parâmetros é crucial para garantir a precisão das medições em altas taxas de contagem, minimizando as perdas por tempo morto e garantindo a qualidade das imagens (Sorenson, 2012).

2.4 Quantificação das imagens

A quantificação de imagens em uma gama câmara convencional desempenha um papel crucial na medicina nuclear, permitindo a obtenção de informações a partir das imagens e a avaliação objetiva da função de órgãos e tecidos. Esse processo envolve a estimativa da atividade do radiofármaco em áreas de interesse, fornecendo dados quantitativos que complementam a interpretação visual das imagens. A compreensão dos fatores que influenciam a quantificação e a aplicação correta das técnicas de quantificação são essenciais para a obtenção de resultados precisos e confiáveis, contribuindo para o diagnóstico e acompanhamento de diversas condições médicas (Wernick, 2004).

A primeira etapa para a quantificação das imagens envolve a definição das ROIs nas imagens, delimitando as áreas de interesse para a quantificação. A região de interesse (ROI - “Region of Interest”) é uma área selecionada numa imagem processada por computador definida de forma automática com o auxílio de ferramentas de segmentação automática ou manualmente. São utilizadas para extrair dados numéricos de imagens, permitindo aos utilizadores definirem o tamanho, forma e posição destas regiões, usando formas geométricas pré definidas ou desenhando ROIs irregulares com um cursor.

A precisão na definição das ROIs é crucial para a confiabilidade da quantificação. Após a definição, o sistema de aquisição contabiliza os eventos (fótons detectados) dentro de cada ROI, fornecendo uma medida da atividade total na área delimitada. Diversas correções são aplicadas às contagens brutas

para compensar os efeitos da atenuação, espalhamento, tempo morto e outros parâmetros de performance do sistema. A normalização dos dados é frequentemente realizada para permitir a comparação de resultados entre diferentes pacientes ou estudos. A normalização pode ser feita em relação à atividade do radiofármaco administrada, ao peso do paciente ou a outras medidas de referência (Bushberg, 2012). A correção de tempo morto é apenas um dos muitos fatores a serem considerados ao buscar resultados precisos e confiáveis em estudos de medicina nuclear quantitativa. Resolução espacial, resolução de energia, uniformidade do detector e correção de atenuação também desempenham papéis importantes na precisão da quantificação (Sorenson, 2012).

A resolução espacial da câmara impacta a nitidez das bordas das regiões de interesse (ROIs), afetando a precisão da quantificação. A resolução de energia também pode interferir na quantificação da imagem, pois fótons espalhados podem ser erroneamente incluídos nas ROIs, superestimando a atividade real. A uniformidade da resposta do detector é fundamental para garantir que a mesma atividade do radiofármaco seja representada com a mesma intensidade em diferentes áreas da imagem. Variações na uniformidade podem levar a erros na quantificação, especialmente quando as ROIs estão localizadas em áreas com diferentes respostas do detector. A correção de atenuação dos raios gama pelos tecidos do paciente pode resultar em uma subestimação da atividade real, especialmente em órgãos localizados em profundidade. A correção de atenuação é crucial para compensar esse efeito e garantir a precisão da quantificação. Para compensar esse efeito, é geralmente necessário um mapa de correção de atenuação utilizando-se uma tomografia computadorizada (CT), que fornece informações sobre a densidade dos tecidos (Sorenson, 2012). Alternativamente, o mapa de atenuação pode ser adquirido utilizando-se uma fonte radioativa externa para a aquisição de dados de transmissão (Wernick, 2004). Nessa técnica, a fonte externa emite raios gama que atravessam o paciente, e a atenuação desses raios é medida pelo detector. As informações de atenuação são então usadas para gerar o mapa de correção. Em sistemas SPECT/CT, os dados de atenuação da imagem de CT

podem ser utilizados para corrigir os dados de emissão do radiofármaco (Bushberg, 2012).

O tempo morto, por sua vez, pode afetar a correção de espalhamento de maneira indireta. Como já vimos, o tempo morto refere-se ao intervalo de tempo durante o qual o sistema de detecção fica inativo após registrar um evento. Em altas taxas de contagem, o tempo morto pode levar à perda de eventos, incluindo tanto fótons primários (que não sofreram espalhamento) quanto fótons espalhados (M.J.Guy *et al*, 2000). A correção de tempo morto é um passo essencial na quantificação de imagens de gama câmaras convencionais, especialmente em cenários de alta taxa de contagem, como estudos de perfusão miocárdica.

A quantificação de imagens em gama câmara convencional tem diversas aplicações clínicas, incluindo:

- Cálculo da Fração de Ejeção do Ventrículo Esquerdo (FEVE): A FEVE é um parâmetro importante na avaliação da função cardíaca. A quantificação da atividade do radiofármaco no ventrículo esquerdo em diferentes fases do ciclo cardíaco permite o cálculo da FEVE (Bushberg, 2012).

- Quantificação da Perfusão Miocárdica: A quantificação da atividade do radiofármaco em diferentes regiões do miocárdio permite a avaliação da perfusão sanguínea, auxiliando no diagnóstico de doenças cardíacas.

- Quantificação da Função Renal: A quantificação da atividade do radiofármaco nos rins permite a avaliação da função renal, auxiliando no diagnóstico de doenças renais.

- Quantificação da Captação de Radiofármacos em Tumores: A quantificação da atividade do radiofármaco em tumores permite a avaliação da resposta ao tratamento e o monitoramento da progressão da doença (Wernick, 2004).

3 METODOLOGIA

3.1 Gama Câmara

Todos os testes deste trabalho foram realizados no setor de medicina nuclear do Hospital São Carlos Saúde Oncológica. O equipamento utilizado foi do modelo Millenium MG (H300ZL Aquisition System) do fabricante GE Healthcare que possui um cristal cintilador de NaI(Tl) de dimensões 370 x 520 x 8,5 mm acoplado com 48 tubos fotomultiplicadores (figura 8). De acordo com documento técnico da fabricante, a faixa de energia detectável é de 55 - 540 keV e o tempo morto garantido é de 0.7 milissegundos (GE Healthcare, 2006). A vida útil deste modelo foi até setembro de 2023.

Figura 8 - Gama câmara utilizada para as aquisições deste trabalho.

O Millennium MG acomoda os seguintes conjuntos opcionais de dois colimadores de alta precisão: LEHR e HEGP.

3.2 Determinação do tempo morto utilizando o método das duas fontes

O método das duas fontes é uma técnica estabelecida para determinar o

tempo morto em sistemas de contagem, incluindo gama câmaras. Nesta técnica, duas fontes radioativas de mesmo radioisótopo são utilizadas. É feita uma aquisição de dados para cada fonte individualmente, obtendo as taxas de contagem R1 e R2. Em seguida, a aquisição é feita com as duas fontes, obtendo a taxa de contagem combinada R12. Idealmente, se não houvesse tempo morto, a taxa de contagem combinada seria simplesmente a soma das taxas de contagem individuais (R1 + R2) com variações estatísticas inerentes do processo de detecção. No entanto, devido ao tempo morto, a taxa de contagem combinada observada R12 poderá ser significativamente menor que a soma R1 + R2 (Cranley et al., 1980).

Dessa forma, é possível caracterizar o tempo morto de gama câmaras, que geralmente exibem um comportamento paralisável. As equações matemáticas que relacionam as taxas de contagem individuais (R1 e R2), a taxa de contagem combinada (R12) e o tempo morto (τ) são derivadas com base no modelo de tempo morto escolhido (Cranley et al., 1980).

De acordo com James A Sorenson (2012), a equação relacionando as taxas de contagens individuais e combinadas para definir o tempo morto (τ) para sistemas paralisáveis utilizando o método das duas fontes é:

$$\tau \approx \left[\frac{2.R_{12}}{(R_1+R_2)^2}\right] \cdot ln\left[\frac{(R_1+R_2)}{R_{12}}\right] \qquad \text{Equação (1)}$$

Onde:

- R1 é a taxa de contagem da fonte 1;
- R2 é a taxa de contagem da fonte 2;
- R12 é a taxa de contagem combinada das duas fontes juntas.

É importante notar que a precisão dos resultados depende de vários fatores, incluindo a semelhança das atividades das fontes, a geometria de contagem e a correção adequada para o decaimento radioativo durante as medições (Cranley et al., 1980).

Neste trabalho, o método das duas fontes foi utilizado para três diferentes radionuclídeos: I-131, Lu-177 e Tc-99m. A tabela 1 mostra os

parâmetros de aquisição utilizados:

	Matriz	Zoom	Energia do gama	Largura da janela	Colimador
I-131	256 x 256 pixels	1.0	364 KeV	20%	HEGP
Lu-177	256 x 256 pixels	1.0	113 Kev 208 KeV	20%	HEGP
Tc-99m	256 x 256 pixels	1.0	140 KeV	20%	LEHR

Tabela 1: Parâmetros de aquisição utilizados neste trabalho

Foi realizada a determinação do tempo morto utilizando o I-131, neste caso foi utilizado um colimador para altas energias (HEGP). Foram fracionadas duas fontes de I-131 de 0,997 mCi (fonte 1) e 0,970 mCi (fonte 2) como mostra a figura 9:

Figura 9 - Fontes de I-131 utilizadas para determinar o tempo morto pelo método das duas

fontes.

Inicialmente foi feita uma aquisição para conferir o *background* (BG) de um minuto para cada detector, depois foi realizada uma aquisição a 2,5 metros do FOV utilizando a fonte 1 posicionada paralelamente ao FOV do detector 1, finalizada a aquisição o mesmo foi feito para as duas fontes juntas lado a lado e por fim o mesmo foi feito com a fonte 2, e o processo se repetiu para o detector 2.

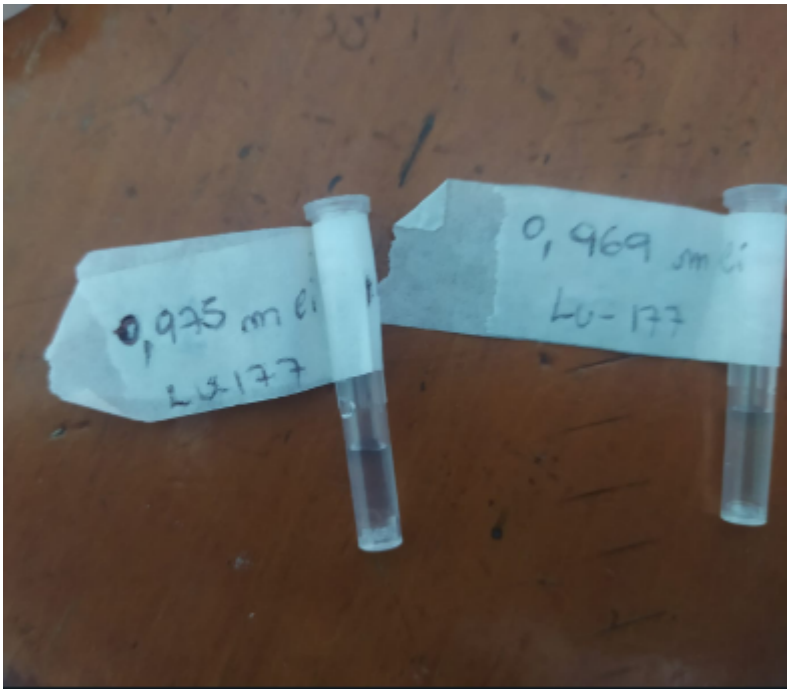

Figura 10 - Fontes de Lu-177 utilizadas para determinar o tempo morto pelo método das duas fontes.

O mesmo procedimento foi realizado para o Lu-177 (figura 10) e Tc - 99m, alterando apenas o colimador para as aquisições com o Tc-99m (LEHR). Foram utilizadas duas fontes pontuais de Tc-99m de 0,893 mCi (fonte 1) e 1,02 mCi (fonte 2) como mostra a figura 11:

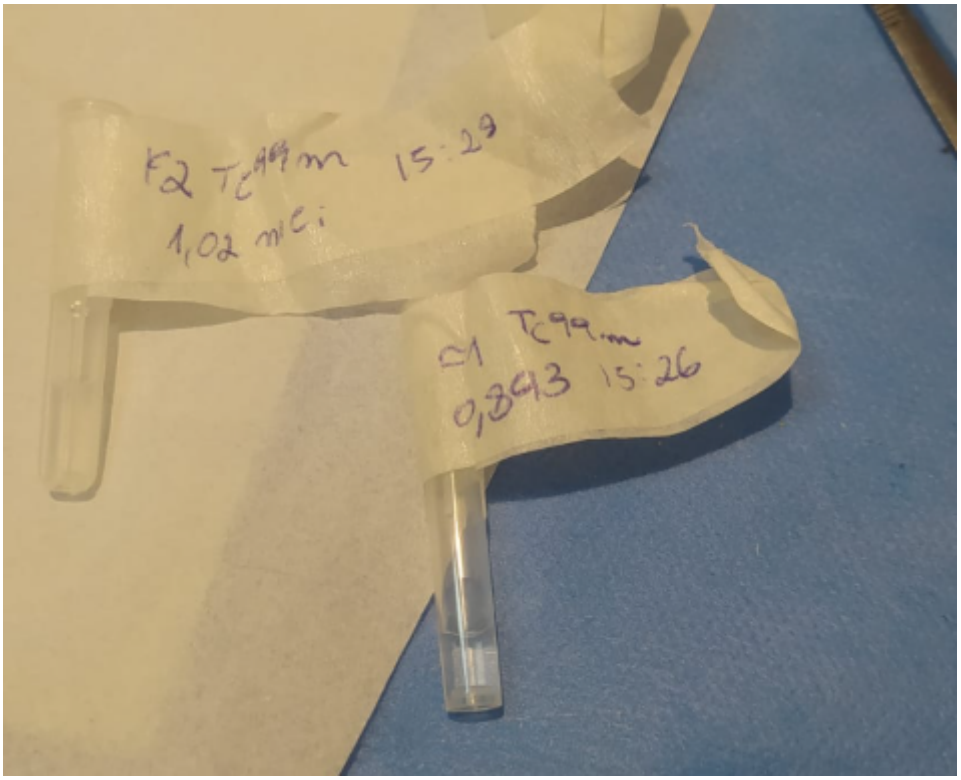

Figura 11 - Fontes pontuais de Tc-99m utilizadas para determinar o tempo morto pelo método das duas fontes.

Para o cálculo da incerteza da estimativa do tempo morto foi utilizada a metodologia de contagem única (Glen F. Knoll, 2000) e foi feita a propagação da incerteza para a taxa de contagem calculada de cada aquisição e posteriormente a do tempo morto As equações 2 e 3 foram usadas para estimativa da taxa de contagem (R) e sua incerteza, respectivamente.

$$R = \frac{Ct - BG}{t}$$ Equação 2

Onde Ct são as contagens totais, t é o tempo de aquisição e BG o valor de background. Então, ao realizar sua propagação:

$$\sigma_R = \frac{\sqrt{Ct + BG}}{t}$$ Equação 3

Com todos os valores obtidos através do método e suas respectivas incertezas, será utilizada a equação 1 para determinar os valores de tempo morto. Ao propagar a equação 1 para determinarmos sua incerteza, temos (Conceitos Básicos para Análise de Dados, UFRJ, 2022):

$$\sigma_{tp} = 2\sqrt{\left(\frac{R_{12}^2(\sigma_1^2+\sigma_2^2)(2ln(\frac{R_1+R_2}{R_{12}})-1)^2+\sigma_{12}^2(R_1+R_2)^2(ln(\frac{R_1+R_2}{R_{12}})-1)^2}{(R_1+R_2)^6}\right)} \quad \text{(Equação 4)}$$

3.3 Determinação do tempo morto utilizando o método da variação da atividade

O teste da taxa máxima de contagem, também conhecido como teste de “count rate performance", em um sistema de imagem como a gama câmara, visa testar a performance intrínseca de contagens para a câmara cintilográfica em resposta ao aumento do fluxo incidente de radiação gama (Norma CNEN NN 3.05, 2013).

O teste geralmente envolve a aquisição de imagens planares com uma fonte radioativa de atividade conhecida, posicionada a uma distância específica do detector. A atividade da fonte é gradualmente aumentada, e a taxa de contagem registrada pelo sistema é monitorada. O procedimento pode variar ligeiramente dependendo do fabricante do equipamento e das normas aplicáveis.

Outra forma de realizar o teste da taxa máxima de contagem, sem o colimador, envolve o uso de uma fonte pontual de um radioisótopo apropriado, como Tc-99m ou I-131. Esta fonte é colocada em um suporte que permite movê-la progressivamente em direção à face do detector. À medida que a fonte se aproxima, as contagens são registradas. A taxa de contagem aumenta até um ponto máximo e, em seguida, começa a diminuir (TECDOC, 1991).

O objetivo do teste de taxa máxima de contagem é determinar a atividade ideal a ser administrada, que proporcione uma taxa de contagem estatisticamente útil com perdas mínimas de taxa de contagem.

Os resultados do teste da taxa máxima de contagens são geralmente apresentados em um gráfico que mostra a taxa de contagem registrada em função da atividade da fonte. A análise do gráfico permite identificar a região de linearidade, o tempo morto e o ponto de saturação (Cranley et al., 1980).

Segundo Cranley et al. (1980) existe um método para estimar e corrigir as perdas por tempo morto em um sistema de gama-câmara/análise de dados. Ele propõe um modelo de dois componentes para o sistema, onde a gama-câmara é considerada um sistema puramente paralisável e o sistema de análise de dados um sistema não paralisável.

Foram utilizadas fontes de Tc-99m em seringas de 3 ml, com 4,87 mCi, 5,09 mCi, 5,19 mCi , 26 mCi, 35, 7 mCi, 39 mCi e um frasco de 96,5 mCi, que eram dispostas na superfície do do colimador LEHR conforme a atividade ia sendo aumentada (tabela 2).

Fonte	**Atividade (mCi)**
Fonte A	4,87
Fonte B	5,09
Fonte C	5,19
Fonte D	26,00
Fonte E	35,70
Fonte F	39,00
Fonte G	96,50

Tabela 2: Fontes de Tc-99m utilizadas para a determinação do tempo morto ao variar a atividade.

Devido à falta de disponibilidade do material, as aquisições foram realizadas em dias distintos, onde as fontes A, B e C foram utilizadas em um dia e a aquisição com outro conjunto de fontes (D, E, F e G) foi realizada posteriormente.

Sendo assim, foi possível obter valores de atividade até a soma das fontes (A + B + C), conforme eram acrescentadas as seringas a cada aquisição, como mostra a figura 12:

Figura 12 - Seringas posicionadas no FOV de forma que a atividade somada fosse aproximadamente 15,15 mCi.

Para realizar as aquisições, os parâmetros foram ajustados para o uso do Tc-99m e um colimador de baixas energias (LEHR) e uma janela energética de 20%. A matriz usada foi 256 x 256 pixels, zoom 1x e as aquisições foram executadas durante um minuto.

As seringas e o frasco (D, E, F, G) somavam aproximadamente 181 mCi. O mesmo procedimento foi realizado: Foram sendo acrescentadas as seringas e o frasco a cada aquisição, como mostra a figura 13:

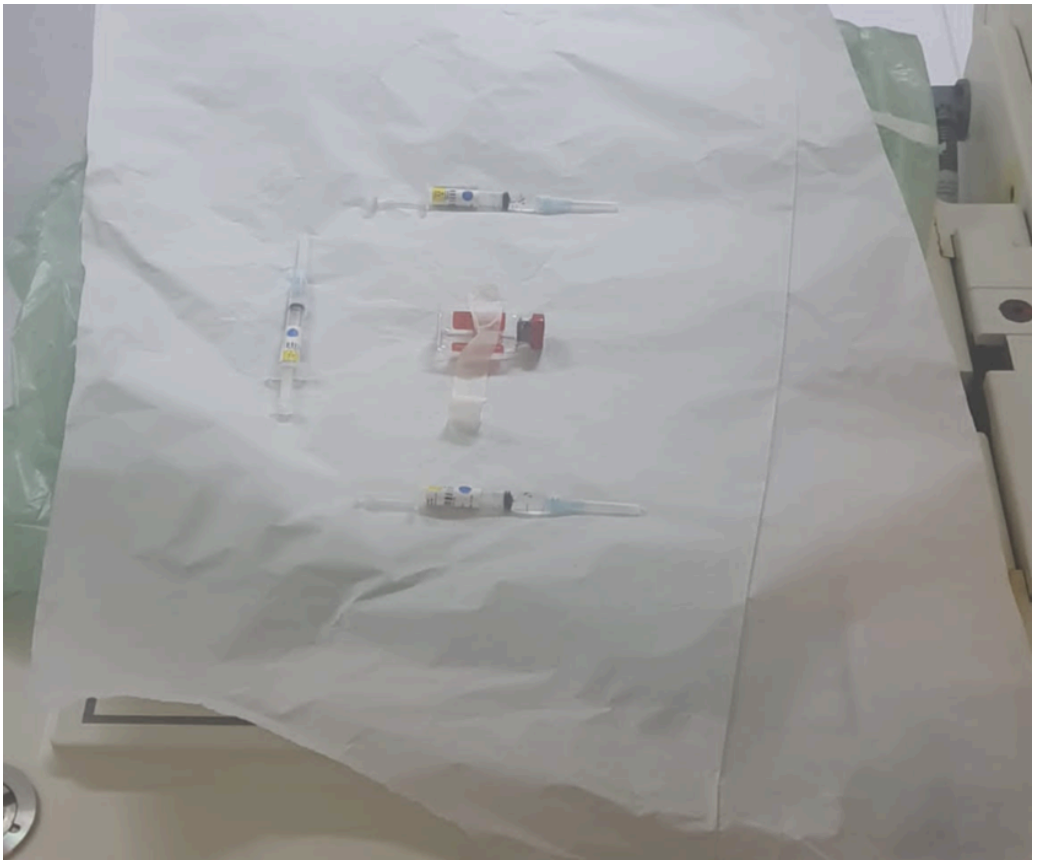

Figura 13 - Aquisição realizada para o método da variação da atividade com as fontes D, E, F e G.

Para análise dos dados experimentais, foi obtida a relação de Atividade (mCi) X Taxa de contagem para ambos os detectores. Após estimar a taxa máxima de contagem observada ($R_{omáx}$), através do ajuste dos dados experimentais, foi calculada a taxa máxima de contagem verdadeira ($R_{tmáx}$) e o tempo morto paralisável (τ_p) utilizando a seguinte equação para um sistema paralisável simples:

$$R_o = R_t . exp\left(- R_t . tp\right) \qquad \text{Equação 5}$$

No ponto máximo da curva, onde a taxa de contagem observada é máxima ($R_{omáx}$), a derivada de R_o em relação a R_t é igual a 1/τp. Portanto, usando a equação derivada, é possível obter $R_{tmáx}$ pela equação 6.

$$t_p = \frac{1}{R_t^{máx}} = \frac{1}{eR_o^{máx}} \qquad \text{Equação 6}$$

Não foram realizados os cálculos de incerteza relativos a esta metodologia, pois a contagem total de eventos para as atividades de aproximadamente 15 mCi (fontes A, B e C juntas) e 35 mCi (fonte E) foram muito próximas. Esse fato pode ter acontecido devido a diferença de geometria entre as fontes em ambas as aquisições, para a atividade de 15 mCi foram utilizadas três seringas, enquanto para a atividade de 35 mCi foi utilizada somente uma seringa. A aquisição com apenas uma seringa pode ter ocasionado perdas significativas de de contagem, devido a saturação do sistema decorrente a uma concentração de eventos em uma área menor. A extensão espacial de uma fonte, seja ela um volume de um radiofármaco distribuído num órgão do paciente ou uma fonte pontual utilizada para testes, afeta a forma como os fotões são projetados através do colimador até o cristal detector (Manual Millenium MG, 2002).

Apesar do ocorrido em relação às contagens totais, as taxas de contagens máximas em cada aquisição registradas pelo sistema eram diferentes e não apresentavam o mesmo padrão. As mesmas foram utilizadas para esse estudo. Então, com o ajuste dos dados experimentais, feito pelo aplicativo Excel, e a partir da estimativa do valor máximo da função, os valores de tempo morto paralisável e $R_{tmáx}$ foram estimados.

A estimativa da perda por tempo morto, em porcentagem, de acordo com o artigo Cranley et al. (1980) foi realizada a partir da equação 7.

Perda por tempo morto (%) = $(\frac{R_t - R_o}{R_t})$. 100 (Equação 7)

Para comparar os resultados obtidos na literatura de referência e neste trabalho será calculada a discrepância relativa entre os valores de tempo morto, segundo Glen F. Knoll (2000):

Discrepância = $|T_e - T_r|$ (Equação 8)

Onde T_e é o valor experimental, e T_r o valor de referência .

Discrepância relativa $= \frac{|T_e - T_r|}{T_r}$ (Equação 9)

O valor encontrado para a discrepância relativa pode ser expresso em porcentagem e nos diz quão exato está o valor experimental em relação ao valor referencial.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo, serão mostrados os resultados obtidos para os diferentes métodos descritos na seção anterior.

4.1 Resultados para o método das duas fontes

A partir das aquisições realizadas, o valor final em contagens é mostrado na tela e é referente ao número de eventos que o detector conseguiu registrar durante a aquisição dentro de um minuto. As figuras 14, 15, 16, 17, 18 e 19, mostram os resultados das aquisições para cada detector utilizando os radionuclídeos I-131, Lu-177 e Tc-99m, respectivamente.

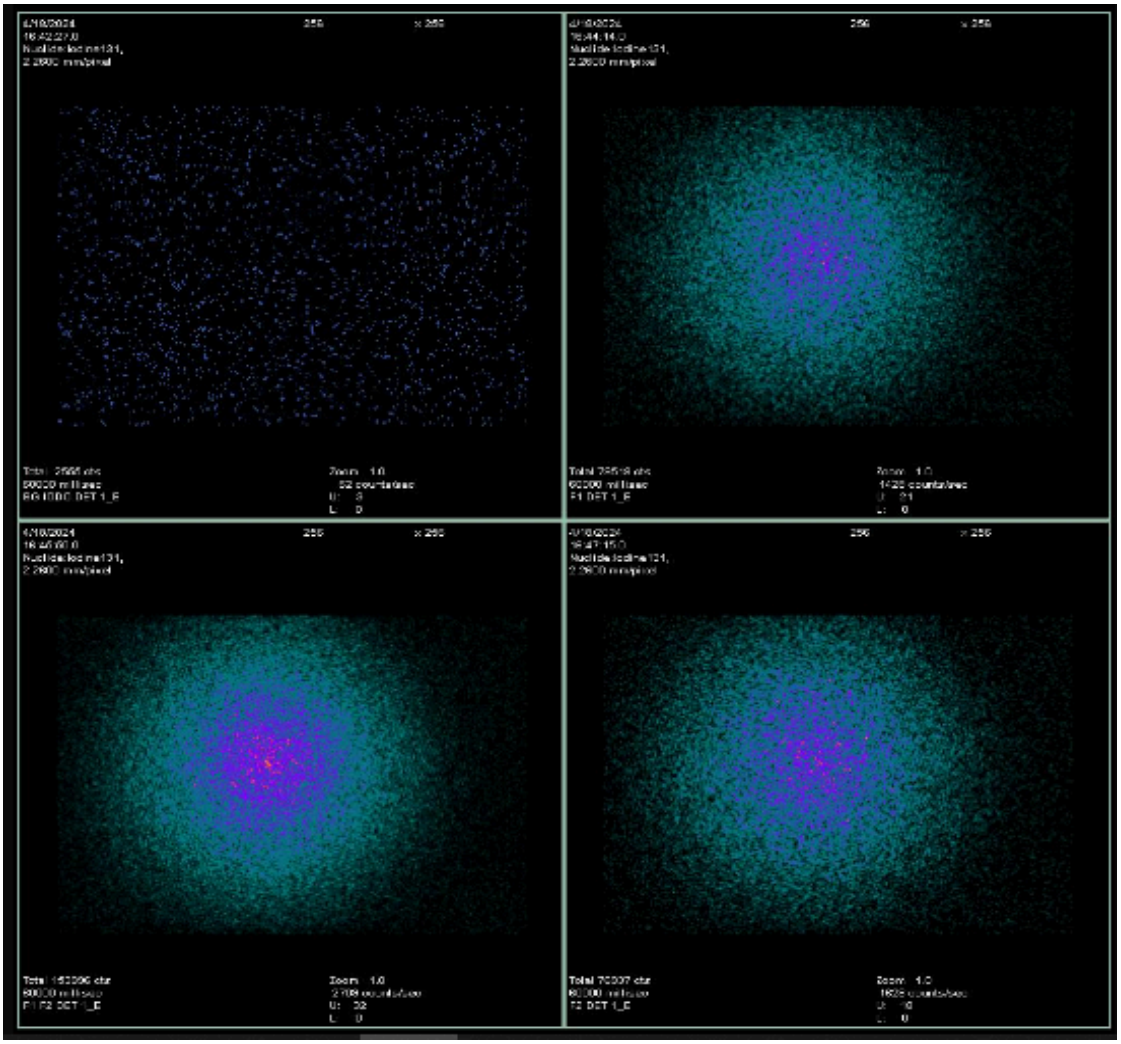

Figura 14 - Resultados das aquisições feitas para o detector 1 utilizando o I-131 para determinar o tempo morto utilizando o método das duas fontes.

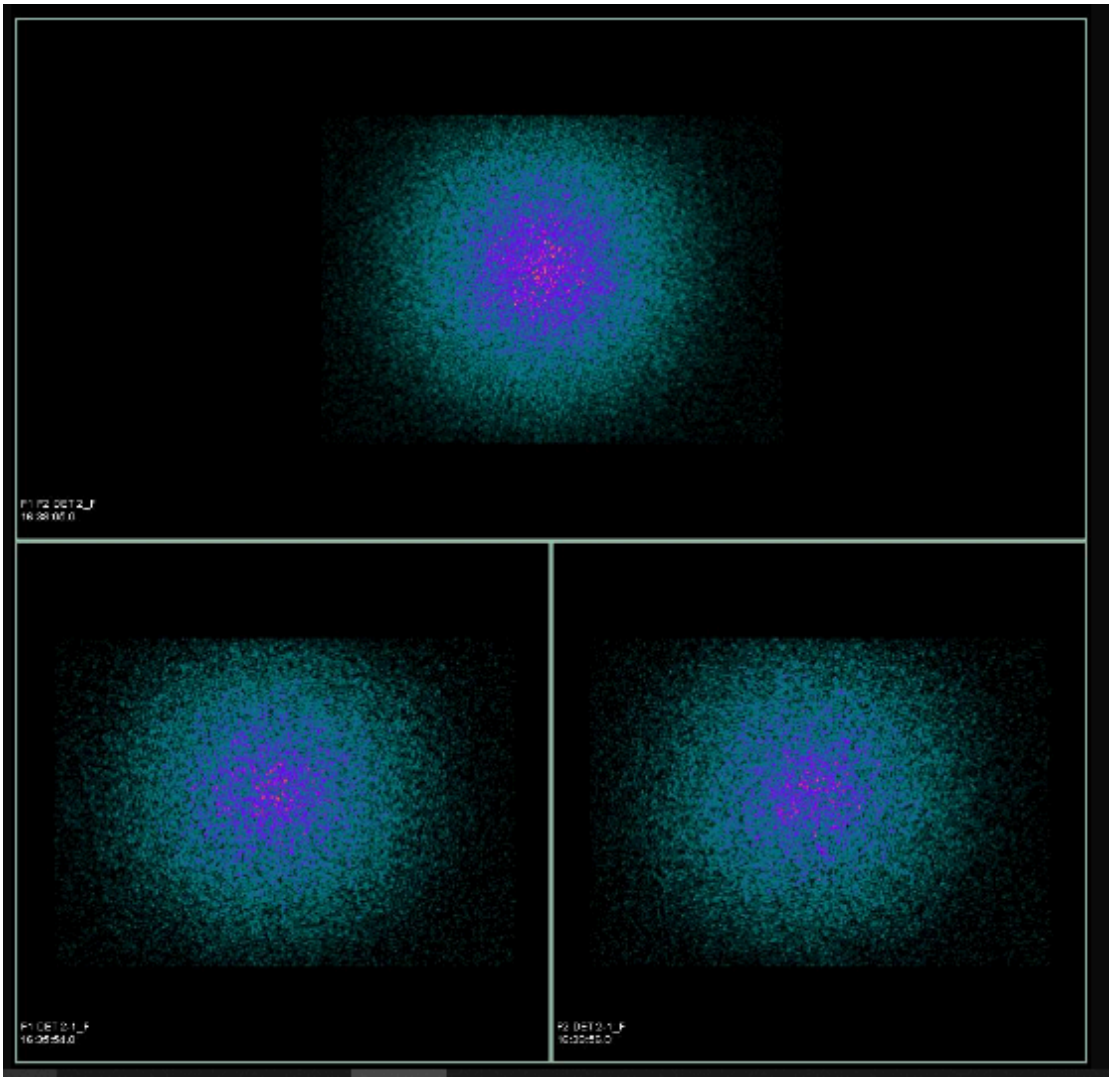

Figura 15 - Resultados das aquisições feitas para o detector 2 utilizando o I-131 para determinar o tempo morto utilizando o método das duas fontes.

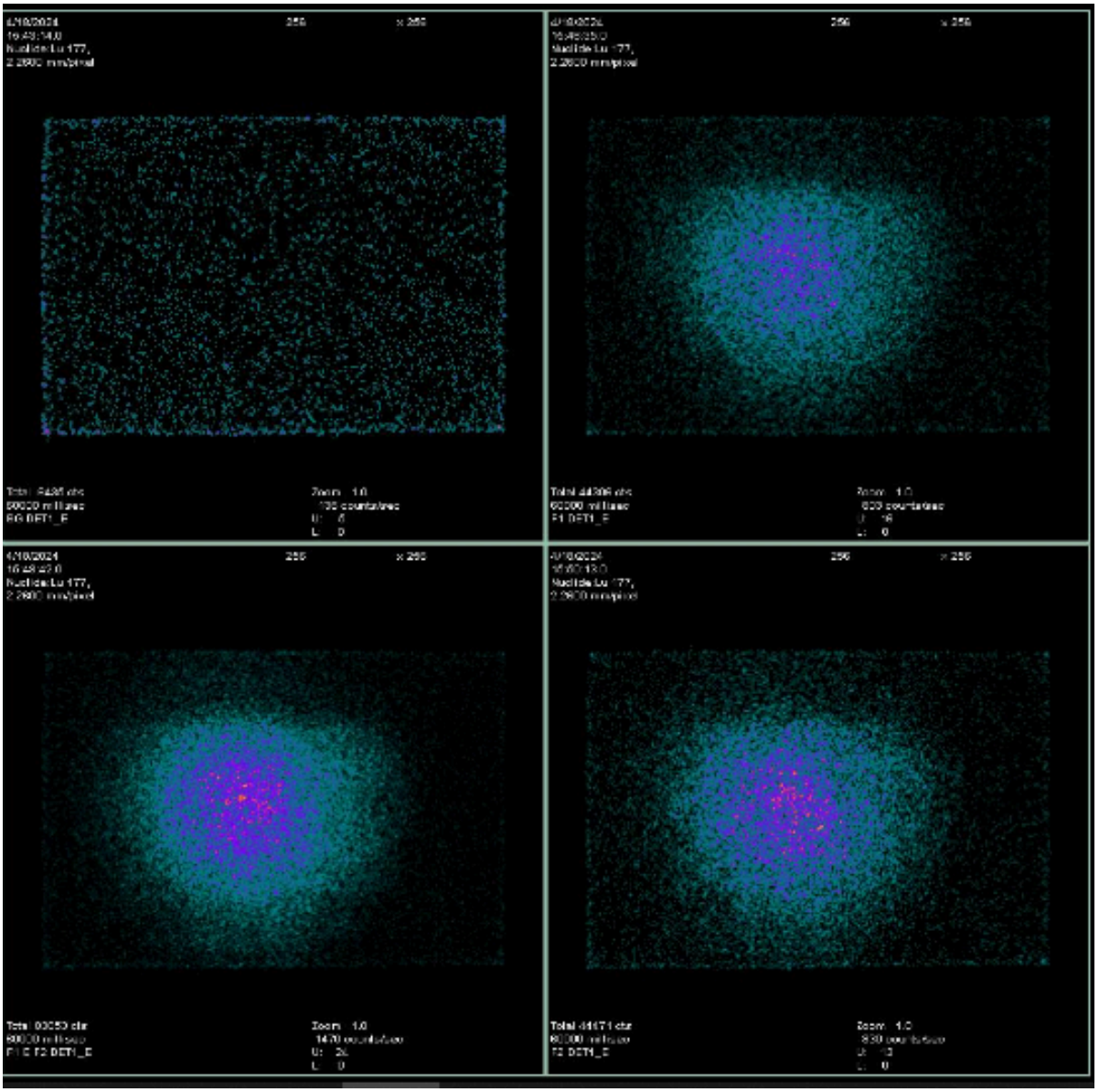

Figura 16 - Resultados das aquisições feitas para o detector 1 utilizando o Lu-177 para determinar o tempo morto utilizando o método das duas fontes.

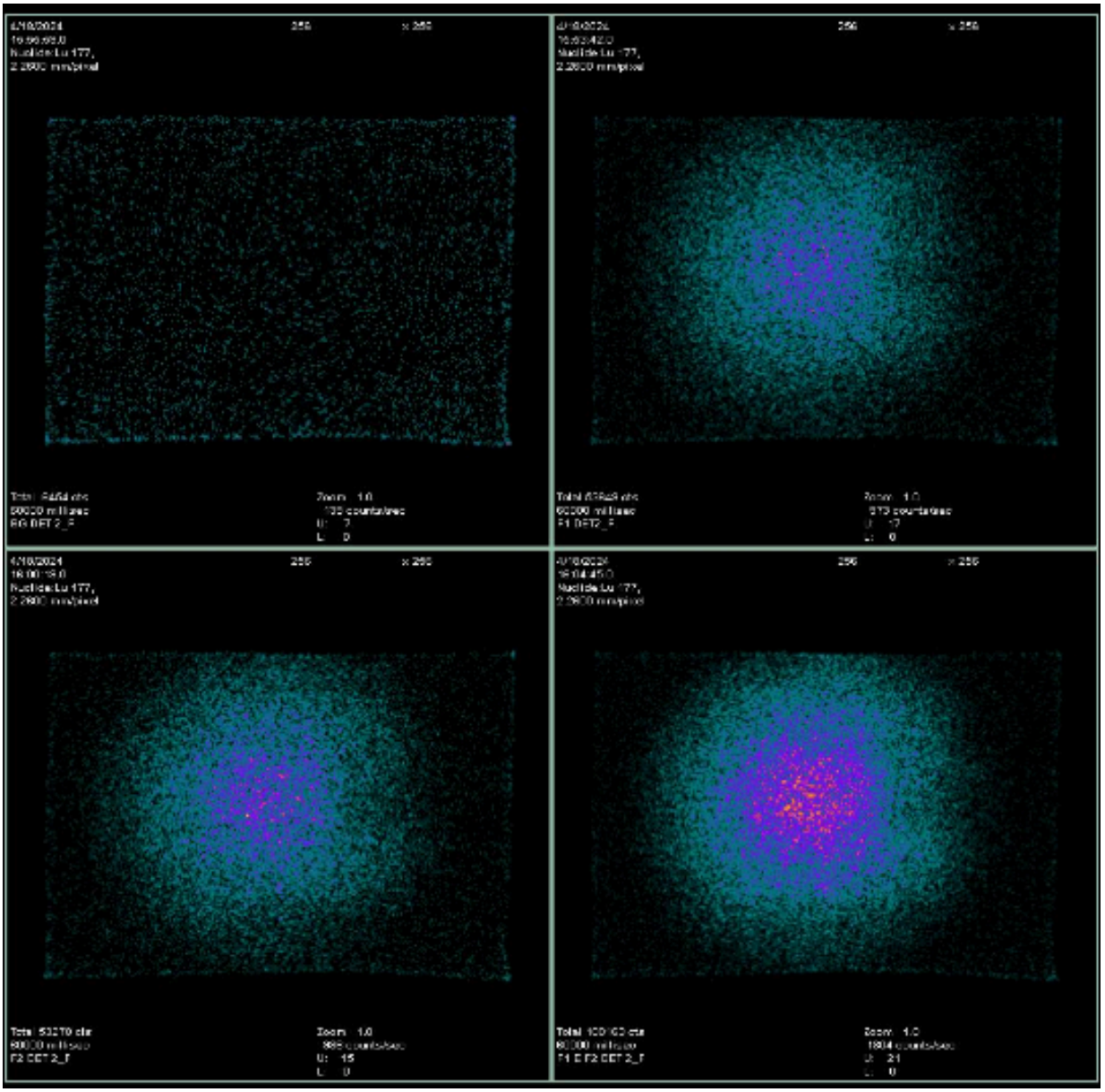

Figura 17 - Resultados das aquisições feitas para o detector 2 utilizando o Lu-177 para determinar o tempo morto utilizando o método das duas fontes.

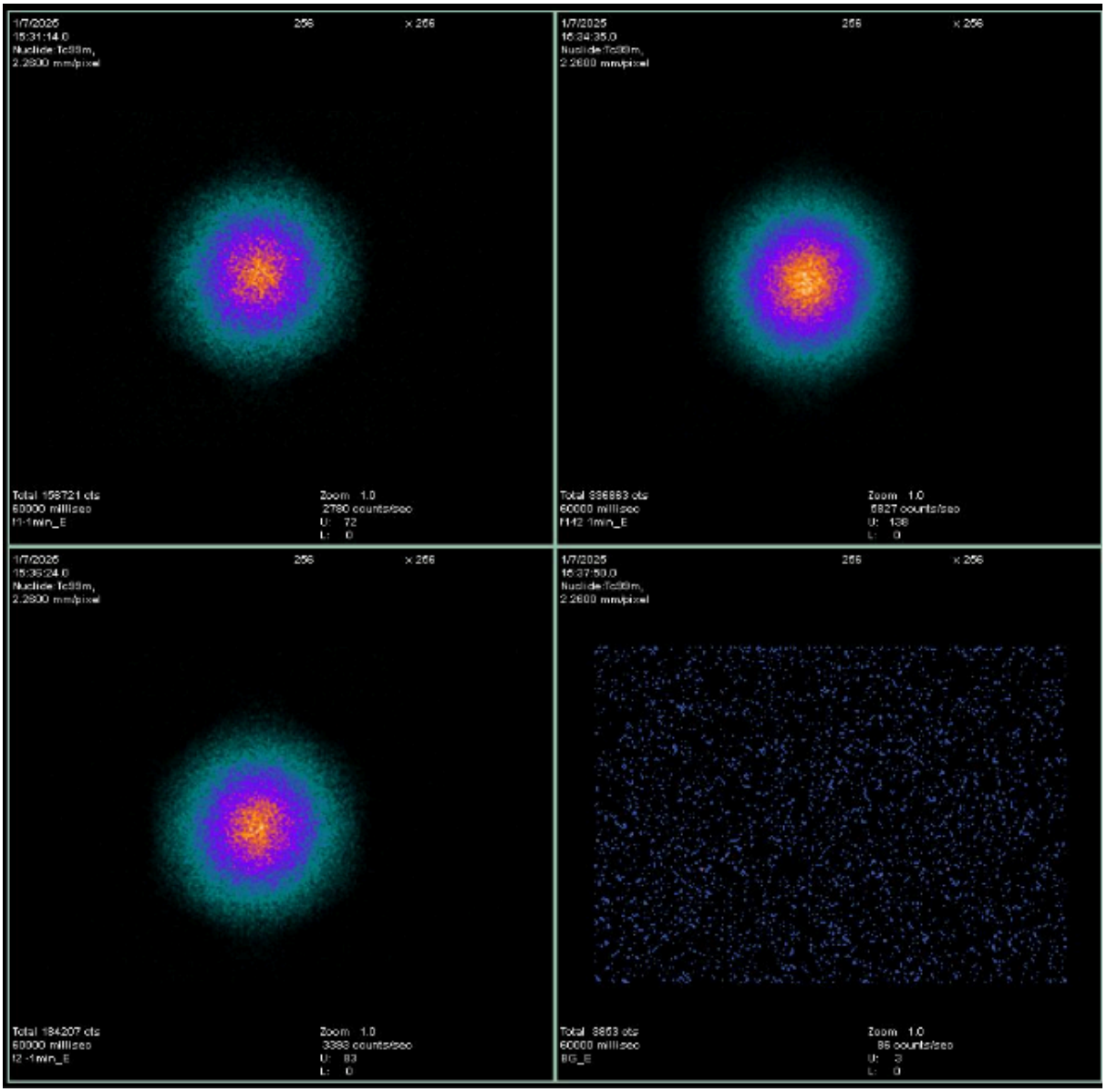

Figura 18 - Resultados das aquisições feitas para o detector 1 utilizando o Tc-99m para determinar o tempo morto utilizando o método das duas fontes.

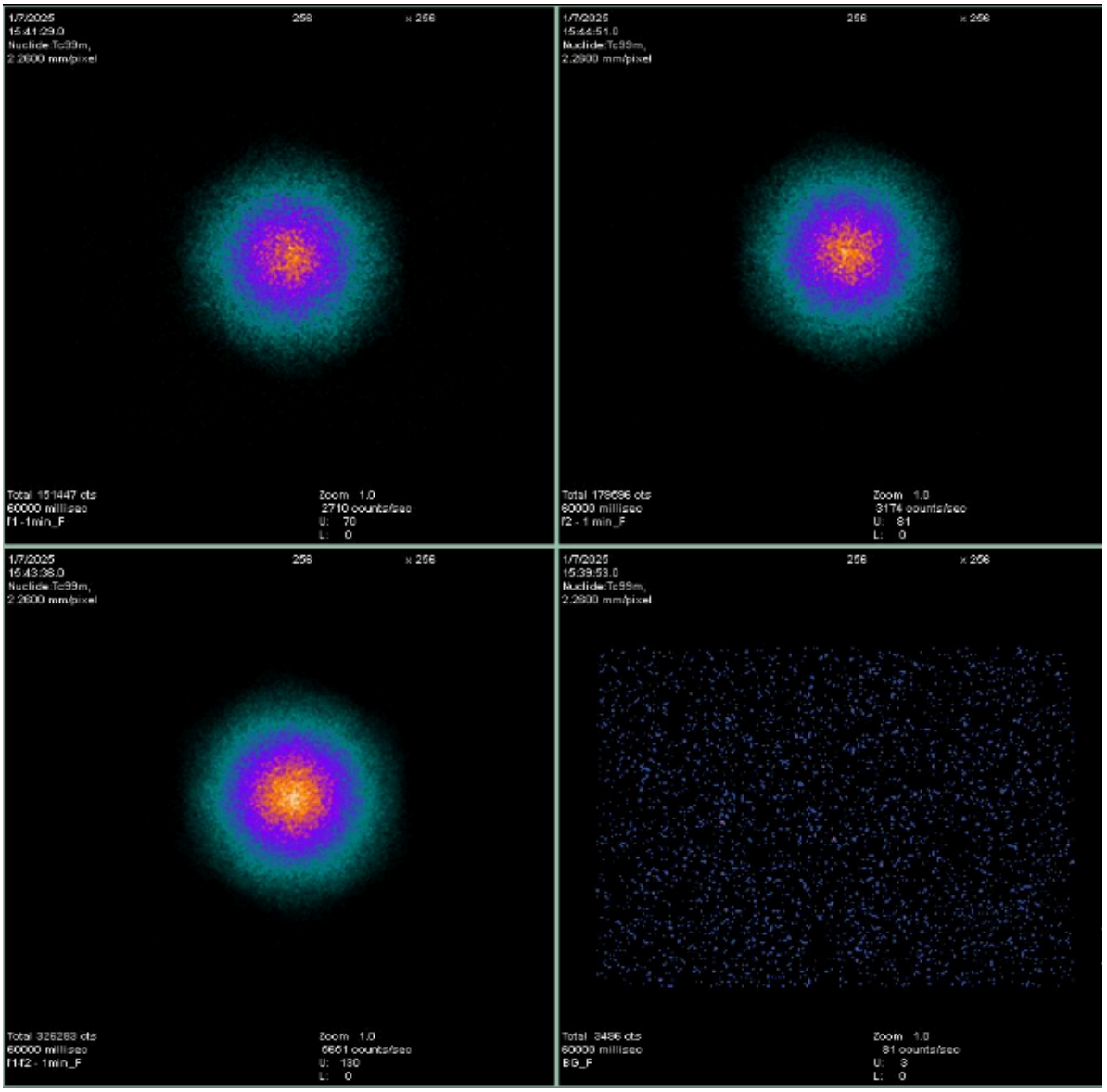

Figura 19 - Resultados das aquisições feitas para o detector 2 utilizando o Tc-99m para determinar o tempo morto utilizando o método das duas fontes.

A Tabela 3 mostra os resultados, em contagens por segundo (cps), das aquisições realizadas, com o valor de background e suas incertezas.

	I-131		Lu-177		Tc-99m	
	Det 1	**Det 2**	**Det 1**	**Det 2**	**Det 1**	**Det 2**
BG (cps)	43 ± 1	48 ± 1	107 ± 1	108 ± 1	64 ± 1	58 ± 1
R1 (cps)	1283 ± 5	1299 ± 5	631 ± 4	787 ± 4	2548 ± 7	2466 ± 7
R2 (cps)	1290 ± 5	1248 ± 5	634 ± 4	780 ± 4	3006 ± 7	2935 ± 7
R12 (cps)	2524 ± 7	2540 ± 7	1277 ± 5	1562 ± 5	5550 ± 10	5380 ± 10

Tabela 3: Taxa de contagem e background (em cps) para as aquisições com I-131, Lu-177 e Tc-99m em ambos os detectores.

Os valores de tempo morto estimado pela equação (1) para os diferentes radionuclídeos e detectores podem ser encontrados na Tabela 4, assim como suas incertezas.

Tempo Morto (us)			
	I-131	**Lu-177**	**Tc-99m**
Detector 1	14,7 ± 2,9	15,1 ± 9,6	0,259 ± 0,911
Detector 2	2,2 ± 3,1	4,1 ± 6,1	1,437 ± 0,957

Tabela 4: Valores de tempo morto para o método das duas fontes e suas respectivas incertezas.

O tempo morto do equipamento garantido pelo fabricante é de até 0,7 milissegundos (GE Healthcare,2006). Entretanto, estudos experimentais mostram que os valores obtidos para o método das duas fontes utilizando o radionuclídeo Tc-99m para o equipamento Millennium MG é de 0,909 μs e 0,956 μs para os detectores 1 e 2, respectivamente (Silosky et al. 2013). A discrepância dos valores encontrados neste trabalho e na literatura de

referência citada acima, é maior que 100% para ambos os detectores. Na literatura de referência a atividade utilizada foi de 3mCi a 10 mCi e a aquisição foi realizada sem colimadores, aumentando significativamente a sensibilidade do sistema e consequentemente a taxa de contagem em relação a encontrada neste trabalho.

Segundo o NEMA (National Electrical Manufactures Association, 2023), em baixas taxas de contagem (tipicamente menos de 4.000 cps), presume-se que a perda de contagem devido ao tempo morto do sistema é insignificante.

Para esta metodologia, o ideal seria ter feito aquisições com maiores atividades para obtermos taxas de contagem acima de 4000 cps, pois segundo o Sorenson J., (2012), as perdas por tempo morto esperadas ficariam entre 10 e 20%. Apesar da taxa de contagem combinada (R_{12}) utilizando Tc-99m estar acima do valor mencionado pelo NEMA, o resultado não se apresentou confiável. Assim a perda na taxa de contagem combinada observada pode estar relacionada a variações estatísticas do processo de emissão e detecção do sistema.

Para os outros radionuclídeos, Lu-177 e I-131, apesar da atividade estar próxima do Tc-99m, não foi possível ter uma taxa combinada acima do valor exigido devido a sensibilidade do sistema diminuir com o aumento da energia do raio gama emitido. Para uma análise mais exata do tempo morto, deverá ser realizado em trabalhos futuros a relação de perda de contagem com a variação da atividade utilizada para que possa ser estipulado, para cada radionuclídeo de interesse, a porção de atividade necessária para que obtenha uma perda de contagem por tempo morto entre 10% e 20%.

4.2 Resultados para o método da variação da atividade

Os gráficos que relacionam a atividade com a contagem por segundo são apresentados nas figuras 20 e 21. As atividades em cada ponto foram corrigidas para a hora de cada aquisição em ambos os detectores:

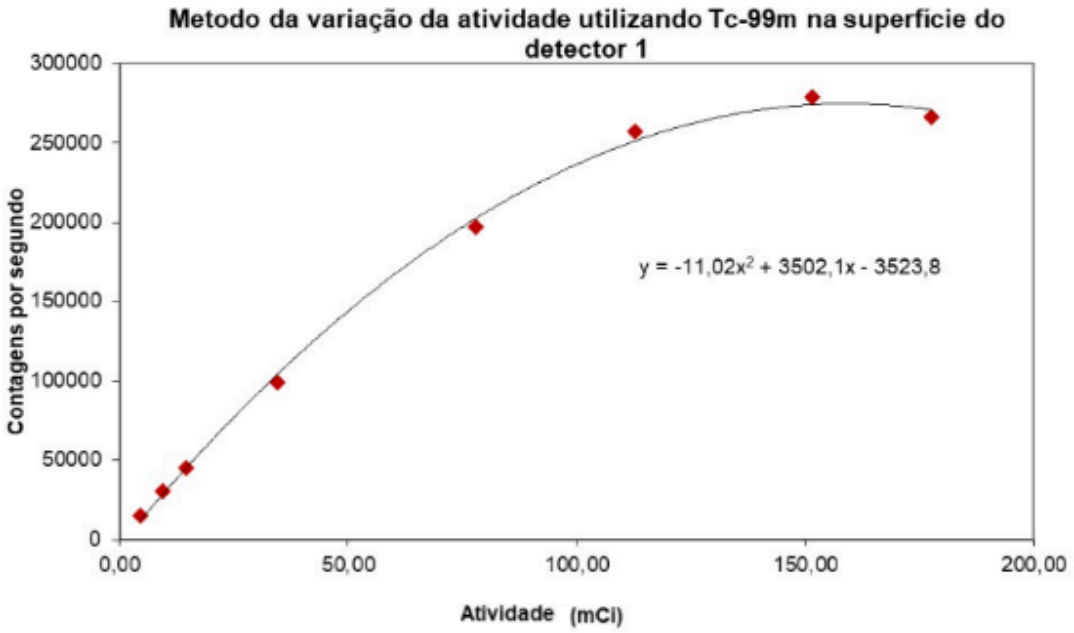

Figura 20 - Gráfico referente ao método da variação da atividade para o detector 1 com as atividades corrigidas e o ajuste da curva com sua respectiva função.

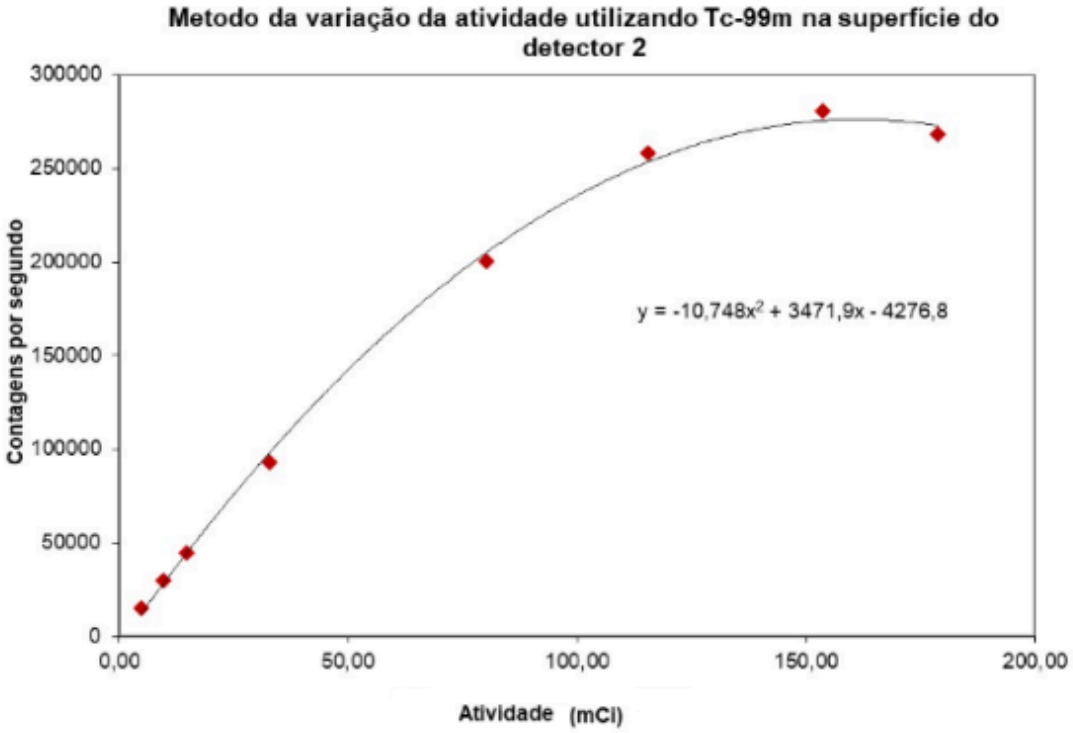

Figura 21 - Gráfico referente ao método da variação da atividade para o detector 2 com as atividades corrigidas e o ajuste da curva com sua respectiva função.

Os dados utilizados para obtenção dos gráficos estão apresentados na tabela 5:

Detector 1			Detector 2		
atividade na superficie (mCi)	cps	incerteza cps	atividade na superficie (mCi)	cps	incerteza cps
4,68	15214	123	4,86	15018	123
9,53	30477	175	9,65	29739	172
14,49	45417	213	14,62	44454	211
34,55	98878	314	32,86	93102	305
77,86	196958	444	80,14	200196	447
112,76	257074	507	115,55	258370	508
151,44	279215	528	153,80	280648	530
177,53	266033	516	178,91	268028	518

Tabela 5 - Tabela referente ao gráfico de Atividade x Taxa de contagem (cps), com as atividades corrigidas para os horários de cada aquisição e suas incertezas.

Os valores de $R_{omáx}$ e R_{tmax} estimados a partir da equação 6 são mostrados na tabela 6:

	$R_{omáx}$ (CPS)	**R_{tmax} (CPS)**
Detector 1	274713	746747
Detector 2	276103	750525

Tabela 6: Valores estimados para R_o e $R_{tmáx}$ em contagens por segundo, a partir da equação 6.

Com os valores para Rmáx, foi possível traçar uma reta do que seria o real caso não houvesse perda por tempo morto, como mostram as figuras 22 e 23:

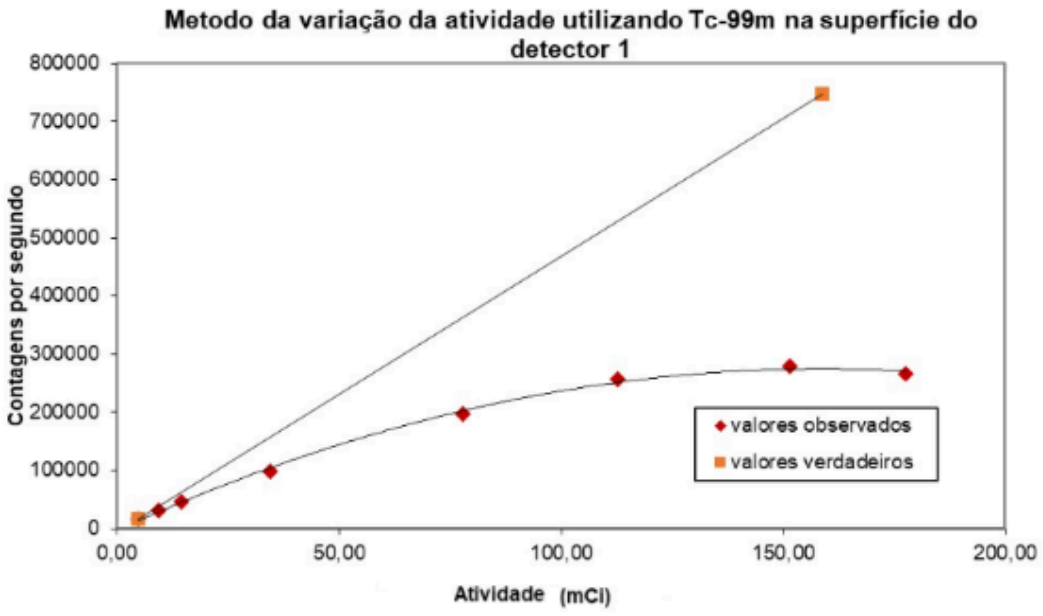

Figura 22 - Gráfico referente ao método da variação da atividade para o detector 1 com as atividades corrigidas, o ajuste da curva e a reta “real”.

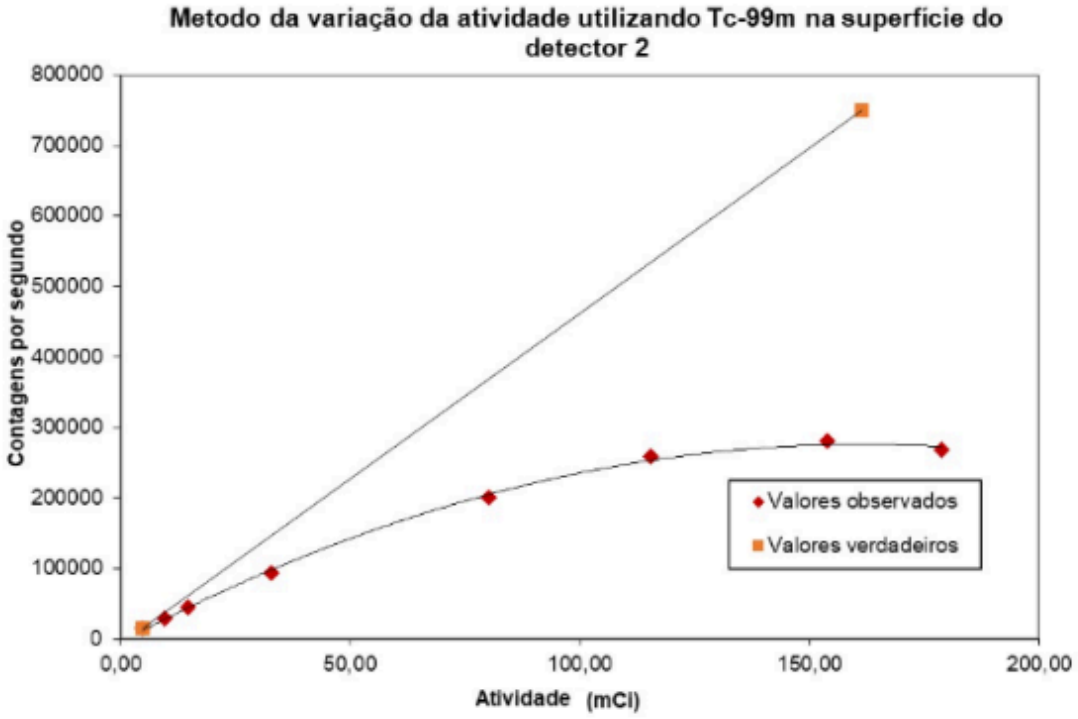

Figura 23 - Gráfico referente ao método da variação da atividade para o detector 2 com as atividades corrigidas, o ajuste da curva e a reta “real”.

Usando a equação 6, encontramos o valor do tempo morto paralisável (tp) para os dois detectores, apresentados na tabela 7.

Tempo Morto e suas incertezas (μs)	
Detector 1	1,339
Detector 2	1,332

Tabela 7: Valores de tempo morto para o método da variação da atividade para cada detector e suas incertezas.

Os valores obtidos para o método da variação da atividade para o equipamento Millennium MG encontrados na literatura de referência é de 1,29 μs e 1,25 μs para os detectores 1 e 2, respectivamente. As discrepâncias relativas considerando a literatura de referência (Silosky et al. 2013) são de 4,2% e 6,3% para os detectores 1 e 2, respectivamente. Ambos os valores encontrados neste trabalho possuem exatidão abaixo de 10% em relação à literatura. Com isso, as perdas por tempo morto podem ser estimadas para diferentes atividades e são mostradas na figura 24. Para a estimativa da porcentagem foram utilizadas as curvas de ajustes.

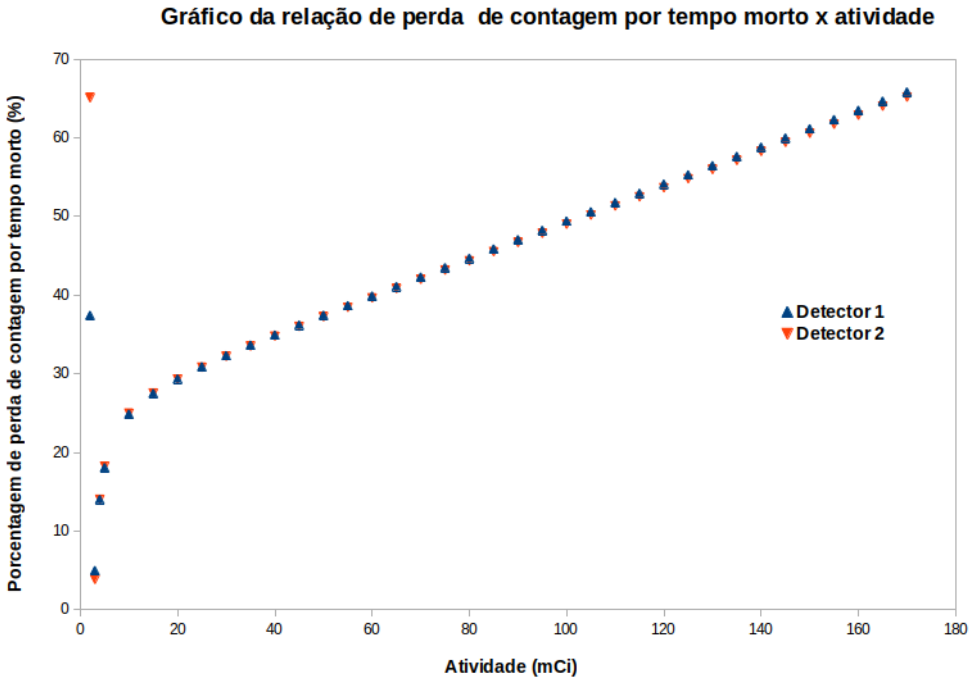

Figura 24 - Gráfico da relação de perda de contagem por tempo morto (%) x atividade (mCi).

Analisando o gráfico, há uma variação de perda de aproximadamente 5% a 65% para o detector 1 e de 4% a 65% para o detector 2, considerando o intervalo de atividade entre 3 mCi a 170 mCi, usando a interpolação de dados com as curvas de ajuste. Para atividade menores que 3 mCi foi observada um aumento da perda de contagem ao contrário do esperado, uma vez que em baixas contagens a perda de contagem por tempo morto é insignificante. Essa tendência pode estar relacionada à ausência de dados experimentais nessa região do gráfico, ou seja, com atividade menores de 5 mCi. Para melhorar a confiabilidade dos dados na região citada, deverá ser feita novas medidas com pontos entre 0,5 mCi e 5 mCi, tendo um ajuste mais preciso e consequentemente, melhorando a estimativa de perda de contagem nesta região. Apesar de terem sido utilizadas baixas atividades para o método das duas fontes, não foi possível utilizar os valores obtidos nesta análise pois para o método da variação da atividade as aquisições foram feitas na superfície dos detectores, enquanto para o método das duas fontes as aquisições foram feitas a 2,5m dos detectores.

5 CONCLUSÃO

Foram utilizadas duas metodologias para determinação do tempo morto, porém, não foi possível determinar o tempo morto de forma efetiva pelo método das duas fontes, pois o resultado se encontra muito discrepante do valor da literatura de referência para o radionuclídeo Tc-99m. Isso pode ser devido ao fato da taxa de contagem estar próxima ou abaixo de 4000 cps (segundo o NEMA), e para essa metodologia o ideal seria que as fontes tivessem atividades suficientes para que as perdas por tempo morto ficassem entre 10% e 20%. Este trabalho foi realizado na Clínica São Carlos, a qual os insumos para exame, ou seja, os radiofármacos são fornecidos individualmente para cada paciente através de uma radiofarmácia centralizada, assim o trabalho foi realizado através de resíduos excedentes ou das atividades utilizadas para terapias e/ou diagnósticos. Com isso, as medidas não puderam ser refeitas dentro do prazo estipulado para a finalização deste trabalho.

Alguns pontos não podem deixar de ser comentados, como por exemplo, a incerteza para o método das duas fontes ter ficado alta do ponto de vista estatístico. Incertezas maiores ou iguais que os valores calculados indicam que as flutuações estatísticas no processo de medição são significativas e podem comprometer a precisão dos resultados, neste caso, a confiança nos resultados pode ser reduzida. Alguns fatores que podem ter afetado as incertezas das medidas para este estudo são, por exemplo: baixo tempo de aquisição, geometria das fontes utilizadas, assim como suas atividades, ou inconsistências nos protocolos de aquisição. Seria interessante realizar mais aquisições, sob os mesmos parâmetros, como uma maneira de diminuir possíveis flutuações estatísticas. Para estudos futuros, seria interessante refazer a metodologia com maiores e menores atividades para todos os radionuclídeos de interesse, certificar que a taxa de contagem está acima de 4000 cps e realizar a metodologia para o Lu-177 com o colimador MEGP.

Para a metodologia de variação da atividade para obtenção do tempo morto, foram utilizadas as fontes de Tc-99m preparadas para diagnóstico antes da realização dos exames, com isso foi possível fazer aquisições com

atividades maiores. Com essa metodologia a estimativa do tempo morto do equipamento utilizado neste trabalho teve uma exatidão menor que 10% para ambos os detectores em relação ao estudo feito por Silosky et al. (2013). A partir da validação do método, foi possível estimar a perda de contagens por tempo morto para cada atividade, que como observado, pode variar de 5% a 65% entre as atividades de 5 mCi a 170 mCi.

Segundo Shahzad A. (2019), existe um nível de referência de diagnóstico (DRL) para os exames de Medicina Nuclear nos Estados Unidos e Reino Unido, cada exame possui uma média de atividade de Tc-99m administrada. Para exames cardíacos, tanto em estresse quanto em repouso, a atividade pode variar entre 37- 40 mCi, enquanto para exames que avaliam função renal ou scan ósseo as atividades podem variar entre 27 - 30 mCi para adultos. Para esses valores de atividade de Tc-99m, a perda por tempo morto nesses exames pode passar de 30%, o que pode gerar uma degradação nas imagens. Seria interessante realizar uma análise futura comparando com os níveis de referência de diagnóstico utilizados em exames no Brasil.

Para trabalhos futuros, esta metodologia pode ser aperfeiçoada para aquisições com atividades menores que 5 mCi, pois como observado na análise dos resultados, houve uma tendência de aumento de perdas por tempo morto não esperada, devido a falta de pontos experimentais nesta região.

6 BIBLIOGRAFIA

CNEN, Comissão Nacional de Energia Nuclear. Norma CNEN NN 3.05: Requisitos de segurança e proteção radiológica para serviços de medicina nuclear. Rio de Janeiro, RJ, 2013.

BUSHBERG, Jerrold T. *et al*. *The Essential Physics of Medical Imaging*. 3. ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2012.

CRANLEY, K.; MILLAR, R.; BELL, T. K. Correction for Deadtime Losses in a Gamma Camera/Data Analysis System. *European Journal of Nuclear Medicine*, v. 5, n. 4, p. 377-382, 1980.

UFRJ, Universidade Federal do Rio de Janeiro. Conceitos Básicos, Física Experimental I. Rio de Janeiro: Instituto de Física -, 2022. p 40

GE HEALTHCARE. Millennium® MG Multi-Geometry Digital CSE™ Dual Detector Gamma Camera H3000ZL Acquisition System. Rev 3, junho de 2006

GE MEDICAL SYSTEMS. Guia do operador do Millennium MG Direção 2363775-127 Rev. 0 10 de Dezembro de 2002.

GE MEDICAL SYSTEMS. MG ATC Option for the Millennium MG: Operation Manual. Milwaukee: GE Medical Systems, 1999.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Quality control of nuclear medicine instruments 1989. Vienna: IAEA, 1989. (IAEA-TECDOC-602).

KNOLL, Glenn F. *Radiation Detection and Measurement*. 3. ed. New York: John Wiley & Sons, 2000.

KUMAR, P.; BAL, C.; DAMLE, N. A.; DWIVEDI, S. N.; AGARWALA, S. *Does Loss of 131I Counts Need Correction in Gamma-Camera Imaging in Children and Young Adults in Post-Therapeutic Scans? Comparison of Phantom Versus Patient Study. Radiation Protection Dosimetry*, v. 189, n. 3, p. 312–317, 2020.

NAKASHINI, K. *et al. A simple method to shorten the apparent dead time in the dosimetry of Lu-177 for targeted radionuclide therapy using a gamma camera.* Physica Medica. 2024;119:103298.

NATIONAL ELECTRICAL MANUFACTURERS ASSOCIATION. *Performance Measurements of Gamma Cameras*, seção 2.1. Rosslyn, VA: NEMA, 2023.

PEREIRA, Jucilene Maria. *Avaliação da influência do percentual de marcação do 99mTc-MIBI em procedimentos de medicina nuclear em Recife*. 2003. 92 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) - Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2003.

SHAHZAD, Aamir *et al. Nuclear Medicine Physics.* 1. ed. London, United Kingdom: IntechOpen, 2019.

SILOSKY, M.; JOHNSON, V.; BEASLEY, C.; KAPPADATHA, S. C. *Characterization of the count rate performance of modern gamma cameras.* Medical Physics, 27 fev. 2013.

SORENSON, James A.;CHERRY, Simon R.; *Physics in nuclear medicine*. 4. ed. Filadélfia: Elsevier, 2012.

Tauhata, L., Salati, I. P. A., Di Prinzio, R., Di Prinzio, M. A. R. R. Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos - Rio de Janeiro - IRD/CNEN. 344 p. - 10ª revisão, abril/2014

WERNICK, M. N.; AARSVOLD, J. N. *Emission Tomography: The Fundamentals of PET and SPECT*. San Diego: Elsevier Academic Press, 2004.

ZEISSMAN, Harvey A.; O'MALLEY, James P.; THRALL, James H. *Nuclear Medicine: The Requisites in Radiology*. 3. ed. Philadelphia: Elsevier Mosby, 2006.