UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

BRENO FILIPE DE ANDRADE

Avaliação de desempenho de um PET elíptico para corpo inteiro por
simulação Monte Carlo usando o programa GATE

RIBEIRÃO PRETO

2020

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE FILOSOFIA, CIÊNCIAS E LETRAS DE RIBEIRÃO
PRETO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FÍSICA APLICADA À
MEDICINA E BIOLOGIA

BRENO FILIPE DE ANDRADE

Versão corrigida

Avaliação de desempenho de um PET elíptico para corpo inteiro por
simulação Monte Carlo usando o programa GATE

Dissertação apresentada à Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, como parte das exigências para obtenção do título de Mestre em Ciências, obtido no programa de Pós-Graduação em Física Aplicada à Medicina e Biologia.

Orientador: Prof. Dr. Eder Rezende Moraes

RIBEIRÃO PRETO

2020

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte. -

Andrade, Breno Filipe de

Avaliação de desempenho de um PET elíptico de corpo inteiro usando o programa GATE / 2020. –

56 p. : il. ; 30 cm.

Dissertação de Mestrado, apresentada à Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto/USP. Área de concentração: Física Aplicada à Medicina e Biologia.

Orientador: Prof. Dr. Moraes, Eder Rezende.

1. Tomografia por emissão de pósitrons. 2. Simulação Monte Carlo. 3. Código GATE. 4. Medicina nuclear. 5. PET elíptico de corpo inteiro.

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

DEFESA DE DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

TÍTULO: "Avaliação de desempenho de um PET elíptico para corpo inteiro por simulação Monte Carlo usando o programa GATE"

BRENO FILIPE DE ANDRADE

Aprovado em: ____/____/____

Banca examinadora

Assinatura

Conceito

Prof(a) .Dr(a)._____

Instituição: _____

Prof(a) .Dr(a)._____

Instituição: _____

Prof(a) .Dr(a)._____

Instituição: _____

Ribeirão Preto, ____ de _____ de 2020

Agradecimentos

Ao professor Eder Rezende Moraes, que me orientou, pela competência e paciência durante a minha formação e por ter me acolhido em seu grupo de pesquisas.

Ao Danny Giancarlo Apaza Veliz e Michel David Raed pela revisão textual e por toda a colaboração.

Ao Ali Faiez Taha por manter o funcionamento dos computadores e auxiliar na resolução de problemas.

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de Financiamento 001.

Resumo

Este trabalho tem como objetivo avaliar a viabilidade de um tomógrafo por emissão de pósitrons (PET) de seção transversal com formato elíptico de corpo inteiro com comprimento de 2,0 m para posterior comparação com o sistema EXPLORER, um PET de corpo inteiro. A geometria elíptica permitiu a redução do número de detectores em 16,67% em comparação com o sistema cilíndrico, o que para um tomógrafo de 2,0 m é ainda mais expressivo. A avaliação foi realizada por meio de simulação de Monte Carlo usando o programa GATE 8.1 e os testes foram idealizados com base no já estabelecido protocolo NEMA para tomógrafos de emissão de pósitrons, o NEMA NU 2-2007. Foram realizados dois testes, o de resolução espacial e de medida de desempenho de contagens. Em geral, a resolução espacial do sistema cilíndrico foi melhor que o sistema elíptico para os pontos em que foram obtidos. É notável que as posições centrais, tanto para o sistema cilíndrico como elíptico se comportam melhor que as posições periféricas, onde há maior degradação da imagem, como esperado. A medida de desempenho de contagens revelou que o sistema elíptico é mais sensível ao efeito do tempo morto.

Palavras-chave: PET, Medicina Nuclear, GATE, Simulação de Monte Carlo.

Abstract

This work aims to evaluate the viability of a total-body positron emission tomography (PET) with 2.0 m long whose the cross-section has an elliptical shape for later comparison with the EXPLORER system. The elliptical geometry allowed the number of detectors to be reduced by 16.67% compared to the cylindrical system, which for a 2.0 m scanner is quite expressive. The performance was measured by Monte Carlo simulation using the GATE v8.1 and the tests were designed based on the already established NEMA protocol for positron emission tomographs, the NEMA NU 2-2007. Two tests were carried out, spatial resolution and measurement of counting performance. In general, the spatial resolution of the cylindrical system was better than the elliptical system for the points at which they were obtained. It is notable that the central positions, both for the cylindrical and elliptical systems, perform better than the peripheral positions, where there is greater image degradation, as expected. The elliptical system has a higher sensitivity to count rate test and hence to dead time effect, as shown by performance measurement of counts rate.

Keywords: PET, Nuclear Medicine, GATE, Monte Carlo Simulation.

Lista de ilustrações

Figura 1 – Decaimento do pósitron e aniquilação do pósitron-elétron	19
Figura 2 – Efeito fotoelétrico	23
Figura 3 – Espalhamento Compton	23
Figura 4 – Diagrama dos níveis de energia em um cristal por cintilação e produção de luz após energia absorvida. Os fótons incidentes possuem energia suficiente para mover um elétron da banda de valência para a banda de condução. Ao retornar para o estado fundamental energia é liberada na forma de fótons.	26
Figura 5 – Tubo fotomultiplicador	27
Figura 6 – Parametrização da linha de resposta para gerar o sinograma	28
Figura 7 – Visão longitudinal de múltiplos anéis de detecção	28
Figura 8 – Eventos de coincidência em tomografia por emissão	30
Figura 9 – função de resposta para determinar graficamente a resolução espacial para uma fonte pontual através da largura a meia altura (FWHM)	35
Figura 10 – Processamento dos Sinogramas. a) Sinograma como foi obtido para determinada fatia; b) Sinograma desprezando região de espalhamento; c) Sinograma alinhado pelo <i>Pixel</i> de máxima intensidade de cada projeção.	36
Figura 11 – Perfil com a integração de contagens. a) soma das projeções; b) centralização das contagens ao redor do pixel máximo com largura de 40 mm	37
Figura 12 – Visão dos sistemas com as geometrias de aquisição dos sistemas tomográficos; a) geometria cilíndrica com base no PET <i>EXPLORER</i> ; b) geometria elíptica.	40
Figura 13 – Visão em perspectiva da geometria de aquisição dos sistemas tomográficos. a) sistema cilíndrico; b) sistema elíptico	40
Figura 14 – Posição das fontes para o teste de resolução espacial.	42
Figura 15 – Objeto simulador de espalhamento.	43
Figura 16 – Imagem reconstruída do sistema elíptico com as esferas do teste de resolução.	45
Figura 17 – Curva de taxa de contagem para os parâmetros mensurados de eventos verdadeiros, aleatórios, espalhados, totais e a curva derivada de taxa de contagem equivalente ao ruído (NEC) para o sistema PET cilíndrico.	48

Figura 18 – Curva de taxa de contagem para os parâmetros mensurados de eventos verdadeiros, aleatórios, espalhados, totais e a curva derivada de taxa de contagem equivalente ao ruído (NEC) para o sistema PET elíptico.	49
Figura 19 – Comparação entre as curvas NEC dos sistemas PET cilíndrico e elíptico.	49

Lista de tabelas

Tabela 1 – Principais emissores de pósitrons, meia-vida, energia máxima e alcance.	20
Tabela 2 – Propriedades físicas dos cristais cintiladores usados em PET. Resolução energética e Coeficiente linear de atenuação para fótons de 511 keV.	26
Tabela 3 – Parâmetros para a avaliação de desempenho do PET Cilíndrico. . .	39
Tabela 4 – Parâmetros para a avaliação de desempenho do PET Elíptico. . . .	39
Tabela 5 – Parâmetros de configuração do módulo de digitalização.	41
Tabela 6 – Parâmetros para aquisição dos dados do experimento de contagem de eventos espalhados, perdidos e a curva NEC	44
Tabela 7 – Valores de resolução espacial (FWHM) para medidas realizadas no centro do AFOV; Todas as unidades estão em mm.	46
Tabela 8 – Valores de resolução espacial (FWHM) deslocado 1/4 do centro do AFOV; Todos os valores estão em mm.	46
Tabela 9 – Valores de resolução espacial (FWTM) para medidas realizadas no centro do AFOV; Todas as unidades estão em mm.	47
Tabela 10 – Valores de resolução espacial (FWTM) deslocado 1/4 do centro do AFOV; Todos os valores estão em mm.	47

Lista de abreviaturas e siglas

PET	Tomografia por Emissão de Póstrons
SPECT	Tomografia Computadorizada por Emissão de fóton único
PET-CT	Tomografia Computadorizada associada com Tomografia por Emissão de Póstrons
PET-RM	Ressonância Magnética associada com Tomografia por Emissão de Póstrons
MN	Medicina Nuclear
MMC	Método Monte Carlo
GATE	Geant4 Application for Emission Tomography

Sumário

1	INTRODUÇÃO	12
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	14
2.1	Medicina Nuclear	14
2.2	Modelo atômico	15
2.3	Radioatividade	16
2.4	Tipos de decaimentos radioativos	17
2.4.1	Dcaimento α	17
2.4.2	Dcaimento β	18
2.4.2.1	Dcaimento por emissão de elétrons, β^-	18
2.4.2.2	Dcaimento por emissão de pósitrons, β^+	18
2.4.2.3	Dcaimento por captura eletrônica (CE)	20
2.5	Interação da radiação com a matéria	21
2.5.1	Interação de elétrons e pósitrons com a matéria	21
2.5.2	Interação de fótons com a matéria	22
2.5.2.1	Efeito fotoelétrico	22
2.5.2.2	Espalhamento Compton	23
2.6	Detecção da radiação	24
2.6.1	Câmaras de gases ionizáveis	24
2.6.2	Semicondutores	24
2.6.3	Cintiladores	25
2.7	Aquisição do sinal	27
2.7.1	Tipos de eventos detectados em tomografia de pósitrons	28
2.8	Reconstrução de imagens Tomográficas de emissão	30
2.9	Simulação Monte Carlo	31
2.10	Código GATE	32
2.10.1	Geometria de detecção	33
2.10.2	Módulo digitalizador	33
2.11	ROOT Data Analysis	34
2.12	Desempenho em um sistema PET	34
2.12.1	Resolução Espacial	35
2.12.2	Medida de fração de espalhamento, contagens perdidas e taxa de contagem equivalente ao ruído (NEC)	35
3	MATERIAIS E MÉTODOS	38

3.1	Configuração da Simulação	38
3.1.1	Geometria Circular	38
3.1.2	Geometria Elíptica	38
3.1.3	Processos físicos	40
3.1.4	Modulo digitalizador	41
3.2	Pré-processamento	41
3.3	Configuração dos testes de avaliação de desempenho	42
3.3.1	Resolução Espacial	42
3.3.2	Medida de fração de espalhamento, contagens perdidas e taxa de contagem equivalente ao ruído	43
3.4	Análise	43
4	RESULTADOS	45
4.1	Geometria de aquisição	45
4.2	Testes de desempenho	45
4.2.1	Resolução espacial	45
4.2.2	Medida de fração de espalhamento, contagens perdidas e taxa de contagem equivalente ao ruído	46
5	DISCUSSÃO	50
5.1	Simulação	50
5.2	Comparação das geometrias	50
5.3	Resolução espacial	50
5.4	Medida de fração de espalhamento, contagens perdidas e taxa de contagem equivalente ao ruído	51
6	CONCLUSÃO	52
7	PROPOSTAS FUTURAS	53
	Referências	54

1 Introdução

O desenvolvimento tecnológico estimula avanços em diversas áreas, como engenharia e medicina. Assim, novos equipamentos possibilitam o diagnóstico cada vez mais precoce de doenças e com isso, tratamentos mais eficientes, o que leva a melhorias na qualidade de vida dos pacientes. Em Medicina Nuclear (MN), por exemplo, uma nova geração de tomógrafos por emissão de pósitrons (PET, do inglês *Positron Emission Tomography*) em desenvolvimento demonstra melhorias, cujo impacto pode ser visto diretamente nos procedimentos clínicos e na qualidade das imagens. Desde sua criação, o sistema PET passou por várias modificações, como relata Pat Zanzonico ([Zanzonico, 2004](#)), como o aumento no número de detectores, alterações no arranjo de detecção e variações dos cristais de cintilação. Com isso, obtiveram-se melhor qualidade de imagem e menor tempo de exame. Houve também um aumento no número de aplicações e técnicas do mesmo modo que surgiram modalidades mistas como PET-CT (Tomografia Computadorizada associada com PET) e mais recentemente o PET-RM (Ressonância Magnética com PET). Atualmente, os PETs convencionais possuem detectores posicionados em formato cilíndrico ao redor do paciente, porém com um campo de visão axial limitado em até 25 cm ([Poon et al., 2012](#)). O desenvolvimento de um tomógrafo de 2,0 m, como o EXPLORER ([Badawi et al., 2019](#)), traz, além de uma sensibilidade 30 a 40 vezes maior, um incremento nas possibilidades de aplicações.

A Medicina nuclear é uma especialidade médica que realiza diagnósticos e tratamentos por meio de compostos ligados à isótopos radioativos, que são administrados ao paciente. Esses compostos recebem o nome de radiofármacos ([Vermeulen, Vandamme, Bormans, & Cleeren, 2019](#)). As etapas de todo o processo, desde a administração do radiofármaco até a finalidade desejada, seja ela a imagem diagnóstica ou a terapia envolvem diversos processos que podem ser somente físicos, como decaimento radioativo e interação da radiação com um meio material, como também processos químicos e biológicos, devido a afinidade do radiofármaco por uma estrutura tecidual ou caminho metabólico. A vantagem dessa especialidade é que muitas vezes alterações anatômicas que podem ser visualizadas por meio de exames de radiografia convencional, tomografia computadorizada, ultrassom ou técnicas anatômicas de imagem de ressonância magnética são precedidas por alterações moleculares que encontram-se na base dos processos fisiológicos, sejam eles normais ou patogênicos e podem ser diagnosticadas por meio de imagens em MN, tornando assim o diagnóstico mais precoce e exato ([Simal, 2011](#)).

Uma ferramenta amplamente utilizada em Medicina Nuclear para otimizar parâmetros e técnicas de imagem é o Método Monte Carlo ([Harrison, 2009](#)) e tem demonstrado

papel fundamental no desenvolvimento de equipamentos médicos (Buvat & Lazaro, 2006). O método Monte Carlo possui diversos códigos computacionais, dentre os mais utilizados encontram-se o *EGS4* (Nelson, Hirayama, & Rogers, 1985), *MCNP-4C* (Waters et al., 2007), *PENELOPE* (Salvat, 2013) e o *GEANT4* (Agostinelli et al., 2003), sendo este último o código sobre o qual foi desenvolvido o *GATE* (Santin et al., 2002). *GATE* é uma ferramenta com funções que possibilitam a criação de um ambiente virtual com detectores, fontes radioativas e objetos simuladores, assim como os demais códigos, além de simulações que envolvem geração, transporte e interação da radiação com dependência temporal por meio de macros que facilitam a aprendizagem e utilização do programa.

Mediante os resultados apresentados para o *EXPLORER* com aumento da sensibilidade comparada aos tomógrafos convencionais e dando seguimento em trabalhos realizados pelo grupo acerca de PET com geometria elíptica (Bertolo, 2014), o objetivo desse trabalho é avaliar a viabilidade de um tomógrafo elíptico de corpo inteiro em comparação ao sistema de geometria cilíndrica.

O presente texto foi organizado em capítulos. No primeiro capítulo é apresentado o problema, as motivações e as propostas do trabalho. No segundo capítulo são apresentadas as bases teóricas para o entendimento do trabalho. O leitor mais familiarizado com os princípios físicos para formação de imagens em tomografia de emissão pode ir direto para o próximo capítulo. No capítulo três eu descrevo como foi realizado o trabalho e quais ferramentas foram utilizadas. No capítulo quatro eu apresento os resultados. O capítulo cinco traz as discussões do trabalho. O capítulo seis apresenta as conclusões. Um sétimo capítulo foi adicionado para propostas futuras.

2 Fundamentação teórica

2.1 Medicina Nuclear

Tanto a ciência quanto a prática clínica dentro do alcance da medicina nuclear envolvem a administração, ao paciente, de um composto marcado com material radioativo que pode ser usado para fornecer informações diagnósticas de uma ampla variedade de doenças em diversos estágios ou então para tratar determinadas lesões (Cherry, Sorenson, Phelps, & Methé, 2004). Os compostos marcados com emissores de radiação são chamados de radiofármacos e são divididos em dois grupos, os que são usados para fazer imagem e neste caso são chamados de radiotraçadores, os quais emitem radiação eletromagnética penetrante, e os que são utilizados para terapia.

Há duas classes de imagens em medicina nuclear: Imagens de fóton único, que são emitidos pela desintegração ou desexcitação nuclear e imagens de pósitrons, que se baseia na detecção em coincidência dos fótons de aniquilação. Uma imagem plana de fóton único pode ser obtida através da captação dos fótons emitidos pelo paciente com um detector estático, enquanto que uma imagem tomográfica, obtida por SPECT (do inglês, *Single Photon Emission Tomography*) é feita pela detecção das projeções em ângulos diferentes ao redor do paciente. A obtenção de imagens de pósitrons utiliza radionuclídeos que decaem por emissão de pósitrons com energia cinética proveniente da desintegração nuclear. O pósitron, após sucessivas interações nas quais parte de sua energia é cedida ao material aniquila-se com um elétron local que resulta geralmente em dois fótons emitidos na mesma direção, porém em sentidos opostos e com energia de mesmo valor à energia da massa de repouso do elétron e do pósitron. Os pares de fótons são então detectados, armazenados e processados por circuitos eletrônicos e, se cumprir os requisitos definidos como janela temporal de coincidências, janela energética e distância mínima de aceitação de coincidências entre detectores vizinhos, então é formada uma linha de resposta e armazenada em um sinograma ou arquivo de lista para posterior reconstrução de uma imagem.

A vantagem das imagens em MN é a capacidade de obter informações qualitativas e, em alguns casos quantitativas, a respeito de processos biológicos no corpo (Hubelé, Blondet, & Imperiale, 2019) tais como, a origem de uma desordem gastrointestinal, diagnóstico de viabilidade cardíaca e investigação tumoral. Portanto, as imagens em MN são classificadas como imagens funcionais.

2.2 Modelo atômico

Um átomo é composto por prótons e nêutrons em um núcleo que ocupa uma região 10^4 vezes menor que o diâmetro do átomo e elétrons, que descrevem órbitas circulares ao redor do núcleo. Esse modelo planetário para o átomo foi proposto pelo físico neozelandês Ernest Rutherford em 1911 e, juntamente com descrições fornecidas por Albert Einstein e Max Planck sobre a quantização da radiação eletromagnética, serviu de base para o modelo do átomo proposto pelo físico dinamarquês Niels Henrik David Bohr em 1913 cujos resultados teóricos possuem um elevado grau de concordância com os dados experimentais da época para o átomo de hidrogênio, como as linhas espectrais observadas por Balmer ([Eisberg & Resnick, 1974](#)). Segundo Bohr, um átomo em seu estado fundamental possui elétrons que ocupam uma órbita de menor energia. Ao receber um estímulo com a quantidade de energia necessária, os elétrons passam a ocupar uma órbita mais afastada do núcleo, numa configuração atômica chamada de estado excitado e ao retornarem para o estado fundamental ocorre a emissão de um fóton com energia igual a diferença de energia entre os dois níveis.

Posteriormente, a evolução dos equipamentos trouxe maior poder de resolução para os espectrômetros, e com eles evidências de que o modelo atômico de Bohr não era capaz de fornecer explicações completamente satisfatórias para o átomo, pois não contemplava os subníveis de energia observados, estes só puderam ser explicados a partir de uma teoria formulada pelo físico Erwin Schrödinger. O que promove o prestígio da teoria proposta por Bohr é o fato de que os níveis de energia coincidem com os níveis de maior probabilidade de se encontrar um elétron proposto pela teoria de Schrödinger e o formalismo matemático é inquestionavelmente mais simples.

Para descrever o átomo, é necessário adotar uma nomenclatura. Considere um átomo com massa atômica A dado pela soma das massas dos Z prótons com carga elétrica positiva e dos N nêutrons com carga elétrica nula, onde $N = A - Z$, em um determinado núcleo. O número de elétrons em um átomo neutro é igual ao número de prótons desse átomo, por possuírem mesma carga elétrica, em módulo igual a $1,6 \times 10^{-19} \text{C}$, mas com sinais opostos.

Um nuclídeo, caracterizado pelo número de prótons e nêutrons e pelo seu estado energético, pode ser classificado como isótopo quando apresentar diferentes número de massa, porém mesmo número de prótons formando assim uma família de isótopos na qual um ou mais deles são estáveis. Um isótopo instável passará por um processo chamado decaimento radioativo.

2.3 Radioatividade

Radioatividade é um processo que pode ser natural ou artificial, na qual um núcleo sofre uma transformação devido à sua instabilidade e como resultado há emissão de partículas e/ou fótons, com liberação de energia no processo. Não há como prever quando um núcleo passará pelo processo de decaimento radioativo, mas pode-se prever o comportamento médio ao longo do tempo de uma amostra com um grande número de partículas, como descrito matematicamente a seguir,

$$\frac{\Delta N}{\Delta t} = -\lambda N \quad (2.1)$$

onde λ é chamado de constante de decaimento e possui um valor característico para cada radionuclídeo. O sinal negativo indica que a quantidade de partículas diminui com o tempo. Também podemos escrever a Eq. (2.1) em sua forma diferencial,

$$\frac{dN}{dt} = -\lambda N \quad (2.2)$$

e reescrevendo a equação 2.2 como

$$\frac{dN}{N} = -\lambda dt \quad (2.3)$$

pode-se integrar, como segue,

$$\int_{N_0}^N \frac{dN}{N} = - \int_0^t \lambda dt \quad (2.4)$$

e obtém-se o número de partículas em função do tempo:

$$N(t) = N(0)e^{-\lambda t} \quad (2.5)$$

O produto λN representa a taxa com que uma quantidade de um determinado nuclídeo varia e recebe o nome de atividade, denotado pela letra A .

$$A = \lambda N \quad (2.6)$$

a atividade de um isótopo representa o número de desintegrações que uma amostra desse isótopo realiza por unidade de tempo. Matematicamente, pode-se descrever a atividade em função do tempo pela seguinte expressão:

$$A(t) = A(0)e^{-\lambda t} \quad (2.7)$$

A unidade de medida da atividade de uma amostra no sistema internacional (SI) é o **becquerel** (Bq), que representa o número de desintegrações por unidade de tempo, ou seja, $1 \text{ Bq} = 1 \text{ s}^{-1}$. Também é comum encontrar para a atividade outra unidade de medida, o **curie** (Ci), cuja importância histórica se dá por ser esta a primeira

unidade adotada para quantificação da atividade, mais especificamente a taxa de desintegrações de 1g de rádio-226, motivo do nome radioatividade. A relação entre o curie e o bequerel é dada por $1 \text{ Ci} = 3,7 \times 10^{10} \text{ Bq}$.

Outra grandeza muito frequente é a meia-vida de um isótopo radioativo, definida como o tempo necessário para a atividade de uma amostra ser exatamente a metade da atividade dessa amostra no tempo inicial. Para calcular esse valor é preciso utilizar a Eq. (2.7)

$$A(T_{1/2}) = A(0)e^{-\lambda T_{1/2}} \quad (2.8)$$

mas como $A(T_{1/2}) = A(0)/2$, resulta que:

$$T_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda} \quad (2.9)$$

da Eq. (2.9) é fácil ver que o fator de decaimento radioativo pode ser obtido pela seguinte expressão:

$$\lambda = \frac{\ln 2}{T_{1/2}} \quad (2.10)$$

2.4 Tipos de decaimentos radioativos

Um isótopo instável pode decair por emissão α , emissão β , emissão de raios gama, transição isomérica, captura eletrônica ou conversão interna. A seguir está a explicação e descrição matemática de cada processo de decaimento:

2.4.1 Decaimento α

A desintegração alfa é comum em núcleos pesados ($Z \geq 83$) (Okuno & Yoshimura, 2016), ou seja, é uma forma do átomo de perder massa para atingir a estabilidade nuclear e está descrito a seguir:

trata-se de um caso de fissão espontânea, na qual um núcleo se separa em núcleos mais leves. Pode-se compreender tal desintegração como a formação prévia de uma partícula α que se encontra confinada em um potencial com energia $E_\alpha > 0$, devido à forças eletrostáticas, porém com energia inferior para romper a energia de ligação com o núcleo, na qual a partícula pode ser emitida através de um efeito de tunelamento (Basdevant & Rich, 2005). A partícula α é semelhante a um núcleo de He , em sua estrutura atômica, por ser composta de 2 prótons e 2 nêutrons, mas duplamente ionizado.

2.4.2 Decaimento β

Os prótons e nêutrons permanecem unidos no núcleo atômico devido à força nuclear forte, uma interação muito mais intensa que a força eletromagnética que repele cargas elétricas de mesmo sinal como os prótons. Ela atua sobre os quarks, partículas elementares que constituem os prótons e os nêutrons. Contudo o decaimento nuclear por emissão de elétrons (ou pósitrons) é devido à interação fraca do neutrino com o quark. As partículas elementares e as forças da natureza são assuntos tratados no Modelo padrão da física de partículas. Aqui basta-nos descrever como os decaimentos ocorrem.

2.4.2.1 Decaimento por emissão de elétrons, β^-

Os núcleos que decaem por emissão de elétrons possuem um excesso de nêutrons em relação aos átomos estáveis. Assim faz-se necessário a transformação de um nêutron em um próton no núcleo para alcançar a estabilidade, como descrito a seguir:

$$n \longrightarrow p^+ + e^- + \bar{\nu}_e \quad (2.12)$$

observa-se a conservação de carga, que inicialmente era nula e o somatório de cargas posterior ao decaimento continua nulo, a conservação do número de partículas, sendo o antineutrino do elétron, $\bar{\nu}_e$ contado com elemento oposto, por se tratar da antipartícula do ν_e e a conservação de energia total.

2.4.2.2 Decaimento por emissão de pósitrons, β^+

Quando o núcleo de um átomo possui excesso de prótons ou falta de nêutrons quando comparado ao isótopo estável, pode ocorrer decaimento por emissão de pósitrons. O pósitron, ou elétron positivo, é uma partícula que possui a mesma massa do elétron, mesmo número de spin, contudo diferentemente do elétron, sua carga apresenta valor positivo e, portanto é chamado de antipartícula do elétron.

No decaimento radioativo por emissão de pósitrons (β^+), um próton no núcleo se transforma em um nêutron e ocorre a emissão de um pósitron e um neutrino. Para isso, é necessário que o nuclídeo instável tenha massa superior a do nuclídeo que se originou em seu lugar acrescido de duas vezes a massa de repouso do elétron, para compensar o surgimento de um pósitron que é emitido e do elétron de valência que é desligado do átomo após o decaimento para manter a neutralidade atômica. O decaimento por emissão de pósitrons está descrito logo abaixo e representado esquematicamente na Fig. (1),

$$p^+ \longrightarrow n + e^+ + \nu_e \quad (2.13)$$

Figura 1 – Decaimento do pósitron e aniquilação do pósitron-elétron

Fonte: imagem adaptada de (Bailey, Townsend, Valk, & Maisey, 2005)

O pósitron é emitido pelo núcleo com certa quantidade de energia cinética suficiente para se deslocar pelo meio material e experimentar inúmeras interações com os átomos nas vizinhanças para os quais transfere sua energia por meio de colisões do tipo elástica e inelástica, tanto com os núcleos quanto com os elétrons atômicos. Ao encontrar-se com um elétron presente na matéria formam um átomo com tempo de meia-vida de cerca de $10^{-10} s$, conhecido por *positrônio*. Estes aniquilam-se mutuamente formando um par de fótons que são emitidos na mesma direção, mas em sentidos opostos, condição necessária para que haja a conservação do momento linear. Contudo, dependendo do momento remanescente no pósitron no instante anterior à interação com o elétron, esse ângulo entre os fótons pode ser ligeiramente diferente do ideal (Cherry et al., 2004). Raro, mas possível é o surgimento de três fótons dessa interação, que ocorre em até 2% dos casos quando o pósitron e o elétron possuem spins paralelos numa configuração conhecida como tripleto (Okuno & Yoshimura, 2016).

A seguir, podemos ver na Tab. (1) os principais emissores de pósitrons que podem ser utilizados na clínica ou em pesquisas, com suas respectivas meia-vida física, energia máxima do pósitron e o alcance na água, que embora não seja equivalente à composição do corpo humano é uma boa aproximação.

O radionuclídeo Flúor-18 apresenta características que são interessantes tanto do ponto de vista clínico quanto comercial, uma vez que o alcance máximo na água é de alguns milímetros, o que contribui minimamente para o borramento da imagem, já que esse é um aspecto inerente da técnica, além de uma meia-vida intermediária comparada aos outros traçadores, o que favorece a produção, transporte, uso e gerência de rejeitos radioativos.

Tabela 1 – Principais emissores de pósitrons, meia-vida, energia máxima e alcance.

Radionuclídeo	Meia-vida	E máx. β^+ (MeV)	Alcance máx. na água (mm)	
			R_e	R_{rms}
Carbono-11	20,4 min	1,0	3,9	0,4
Nitrogênio-13	10,0 min	1,2	5,1	0,6
Oxigênio-15	2,1 min	1,7	8,0	0,9
Flúor-18	1,8 h	0,6	2,3	0,2
Cobre-62	9,7 min	2,9	15,0	1,6
Cobre-64	12,7 h	0,6	2,0	0,2
Gálio-66	9,5 h	3,8	20,0	3,3
Gálio-68	1,1 h	1,9	9,0	1,2
Bromo-76	16,1 h	3,7	19,0	3,2
Rubídio-82	1,3 min	3,4	18,0	2,6
Ytrio-86	14,7 h	1,4	6,0	0,7
Iodo-124	4,2 h	1,5	7,0	0,8

Fonte: Tabela adaptada de Positron Emission Tomography: A Review of Basic Principles, Scanner Design and Performance, and Current Systems ([Zanzonico, 2004](#))

2.4.2.3 Decaimento por captura eletrônica (CE)

Um átomo com excesso de prótons em relação ao isótopo estável ainda pode sofrer uma transformação nuclear de um próton em um nêutron por captura eletrônica. Esse mecanismo é concorrente com a emissão de pósitrons e ocorre quando um elétron orbital, geralmente da camada mais interna é capturado pelo núcleo e um próton é convertido em nêutron. A vacância deixada pelo elétron que foi capturado é então preenchida por outro elétron de uma órbita mais afastada do núcleo com emissão de um fóton cuja energia é de valor igual à diferença entre os dois níveis de energia em que o elétron ocupava e que passou a ocupar, ou sucessivas emissões em uma sequência de desexcitações ou ainda a emissão de outros elétrons secundários e subsequente emissão de fótons quando ocorrer o preenchimento desses orbitais por

novos elétron. Os elétrons emitidos por esse processo recebem o nome de elétron *Auger* e ocorrem quando a energia entre dois níveis é suficiente para romper a ligação do elétron e fornecer energia cinética a eles.

2.5 Interação da radiação com a matéria

Entende-se por radiação o transporte de energia, através do espaço ou da matéria, na forma de ondas eletromagnéticas ou partículas com massa de repouso ([Bushberg, Seibert, Leidholdt, Boone, & Goldschmidt, 2003](#)). A energia da radiação pode ser totalmente ou parcialmente cedida ao meio material, devido às interações da radiação com a matéria e provocar dois efeitos: Excitação ou ionização. Excitação é o efeito da ação da radiação sobre os orbitais do átomo, na qual um elétron adquire energia e é promovido para uma órbita mais afastada do núcleo. Ao retornar para sua órbita um fóton é emitido com energia igual à diferença entre os níveis energéticos das duas órbitas. Ionização, por sua vez, é a remoção de um elétron do átomo pela absorção da energia da radiação e formação de íons, um elétron livre de alta energia e um átomo ionizado pela falta de elétron. Neste caso, a radiação é dita ionizante pelo potencial de provocar ionizações no material absorvedor. Pode-se ainda classificar a radiação como diretamente ou indiretamente ionizante, pela presença ou não de cargas, respectivamente.

2.5.1 Interação de elétrons e pósitrons com a matéria

Partículas carregadas como os elétrons ou pósitrons ao atravessarem um meio absorvedor, diferentemente dos fótons, experimentam um grande número de interações pela ação da força coulombiana entre elas e os átomos presentes na matéria. Assim sendo, partículas carregadas perdem energia através de interações locais, e como resultado dessas interações ocorre ionizações, quebras de ligações químicas e elevação da energia de átomos que estão localizados na vizinhança da trajetória de partículas carregadas de alta energia ([Hobbie & Kahn, 1999](#)).

A trajetória dessas partículas é incerta, pois suas massas são pequenas em relação às dos átomos que compõem o material e em decorrência disso a trajetória é alterada sempre que uma nova interação ocorre cedendo energia em cada colisão até que a partícula seja totalmente freada ([Knoll, 2010](#)). Se a interação ocorrer entre elétron e elétron pode-se transferir até metade de sua energia cinética na colisão. Isso se deve ao fato de ser impossível distinguir entre os elétrons envolvidos na interação, então assume-se que o elétron que possui a maior energia após a colisão é o elétron que cedeu a energia, enquanto o de menor energia é o que a recebeu. Por outro lado, se a interação ocorrer entre pósitron e elétron o resultado é a aniquilação do par.

O alcance dos elétrons (ou pósitrons) em um meio material está relacionado ao poder de freamento e possui uma componente colisional e uma radiativa, devido aos processos de transferência de energia que essas partículas sofrem até que suas energias cinéticas entrem em equilíbrio térmico com as partículas do meio. Embora o caminho percorrido pelo elétron seja maior que seu alcance no material, é possível estabelecer o valor do alcance como a maior distância que uma partícula atinge.

2.5.2 Interação de fótons com a matéria

A radiação eletromagnética, ao atravessar um meio material, tem uma probabilidade de interagir com os átomos do meio e como resultado, diversos fenômenos são observados, tais como efeito fotoelétrico, espalhamento Rayleigh, espalhamento Compton e produção de pares, dependendo da energia dos fótons e de características do meio absorvedor, como número atômico e densidade.

Dizemos que ondas eletromagnéticas são indiretamente ionizantes, pois interagem com um átomo e transferem sua energia para partículas carregadas na forma de energia cinética, estas por sua vez depositam energia no meio material através de muitas interações, como já foi falado. Além disso, fótons podem atravessar grandes distâncias sem sofrer interação. Por conta dessa característica não é conceitualmente correto falar em alcance de um campo de fótons, mas sim da atenuação de um feixe de radiação monoenergético dado pela relação exponencial,

$$I(x) = I(x_0)e^{-\mu x} \quad (2.14)$$

onde I representa a intensidade do feixe, x e x_0 as posições final e inicial no material absorvedor, respectivamente e μ é o coeficiente de atenuação linear do meio, que varia de um material para o outro.

2.5.2.1 Efeito fotoelétrico

O efeito fotoelétrico caracteriza-se pela interação de um fóton com um átomo, na qual o fóton desaparece completamente (Knoll, 2010). Um elétron é emitido com energia cinética igual a energia do fóton absorvido subtraído da função trabalho, que corresponde à energia fornecida para romper a ligação do elétron com o núcleo desse átomo, como descrito a seguir:

$$h\nu = w + K \quad (2.15)$$

sendo h a constante de Planck, ν a frequência do fóton incidente, w a função trabalho característica de cada átomo e K a energia cinética do elétron emitido.

Além disso, a vacância gerada pela emissão do elétron é preenchida rapidamente por um elétron livre e/ou por rearranjo dos elétrons de outros orbitais atômicos produzindo raios-x característico.

Figura 2 – Efeito fotoelétrico

Fonte: imagem adaptada de Positron Emission Tomography (Bailey et al., 2005)

O efeito fotoelétrico tem probabilidade de ocorrência proporcional ao número atômico do material absorvedor elevado à quarta ou à quinta potência, variando com a energia e predomina sobre os demais efeitos para fótons de energia até centenas de keV.

2.5.2.2 Espalhamento Compton

O espalhamento Compton é caracterizado pela interação de um fóton com um elétron fracamente ligado ao núcleo, de tal maneira que é possível dizer que o elétron encontra-se essencialmente livre. A energia transferida pelo fóton incidente é dividida entre a energia transferida ao elétron e a energia que o fóton possui após o espalhamento.

Figura 3 – Espalhamento Compton

Fonte: imagem adaptada de Positron Emission Tomography (Bailey et al., 2005)

A energia do fóton espalhado pode ser obtida pela relação,

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \alpha(1 - \cos \phi)} \quad (2.16)$$

onde α é,

$$\alpha = \frac{h\nu}{m_0 c^2} \quad (2.17)$$

em que a massa de repouso do elétron é $m_0 = 9,1091 \times 10^{-28}$ g e a velocidade da luz no vácuo dada por $c = 299.792.458$ m/s.

2.6 Detecção da radiação

Um detector é um instrumento que acusa a presença da radiação, permitindo identificar ou quantificá-la através de uma característica que é a capacidade que a radiação possui de provocar ionização ou excitação no meio material (Knoll, 2010). O sinal deve guardar uma relação unívoca com as grandezas físicas que são alteradas quando ocorre uma interação, como a elevação da temperatura, danos cromossômicos, emissão de luz ou surgimento de íons, por isso que a interação da radiação é a base dos detectores (Okuno & Yoshimura, 2016). Existem algumas características que tornam um detector mais atrativo para certos tipos de aplicações que outros, como a eficiência, exatidão, sensibilidade, linearidade da resposta, resolução em energia ou tempo morto.

2.6.1 Câmaras de gases ionizáveis

Os detectores a gás são constituídos por dois eletrodos em potenciais elétricos diferentes e um gás isolante ionizável que compõe o volume sensível do detector que fornece as cargas quando ocorre a interação da radiação ionizante com as moléculas do gás. As cargas elétricas se movimentam sob a ação do campo elétrico e são coletadas pelos eletrodos. Isso pode variar de acordo com o potencial elétrico aplicado, desde uma alta taxa de recombinação com pouco ou nenhum sinal para pequenas diferenças de potencial elétrico até uma avalanche de cargas para um potencial muito alto quando as cargas são aceleradas a ponto de provocar novas ionizações pelas colisões com outros átomos. Para uma faixa intermediária o sinal elétrico é proporcional à quantidade de elétrons produzidos.

Os detectores a gás não são mais utilizados em tomógrafos de emissão devido a sua baixa eficiência de detecção para as energias em MN, principalmente pela densidade baixa dos detectores que resulta em taxas de eventos perdidos indesejável (Bailey et al., 2005).

2.6.2 Semicondutores

Os dispositivos semicondutores são detectores de estado sólido que possuem em sua composição átomos que se comportam como isolantes em determinadas ocasiões e como condutores em outras, dependendo de certas condições. Para um material ser considerado condutor elétrico ele deve possuir elétrons livres para se moverem sob a ação de um campo elétrico. Os elétrons são fornecidos pelos átomos que compõe o material e em geral estão ligados a eles no estado fundamental. Os elétrons mais afastados do núcleo recebem o nome de elétrons de valência e podem ser excitados passando da banda de valência para a banda de condução por determinados estímulos, como a radiação ionizante. Em materiais isolantes ou semicondutores os elétrons não

saltam espontaneamente da banda de valência para a banda de condução, pois há um intervalo de energia no qual os elétrons são proibidos. Este intervalo deve ser superado para que a transição ocorra. Quando a radiação ionizante interage com o material semicondutor um elétron é promovido para a banda de condução e no lugar dele fica um buraco. O par elétron-buraco constitui cargas elétricas que podem ser coletadas e fornecem um sinal resposta à radiação incidente. É possível introduzir determinadas impurezas no material, com o intuito de criar níveis intermediários na região proibida para portadores de cargas elétricas para facilitar a transição de elétrons entre as bandas de energia e aumentar a sensibilidade do detector.

A vantagem dos semicondutores é que a densidade desses materiais é maior comparando-os com os detectores a gás, o que aumenta a probabilidade de interação dos fótons, sendo assim necessário poucos elétron-volts para criar cargas que resulta numa melhor razão entre o sinal e o ruído, contudo seu uso não se popularizou, pelo menos inicialmente, no desenvolvimento de equipamentos PET devido à baixa resolução energética para fótons de 511 keV. Atualmente, os fotodiodos de avalanche (APD, do inglês *avalanche photodiodes*) apresentam o mesmo desempenho que os tubos fotomultiplicadores e outro semicondutor chamado de fotomultiplicador de silício (SiPM, do inglês *Silicon photomultiplier*) apresentam vantagens quanto ao ganho, rápido tempo de resposta e baixo custo de produção (Otte et al., 2006).

2.6.3 Cintiladores

Os cintiladores são materiais que, ao serem expostos à radiação emitem luz visível, processo conhecido como luminescência. Há dois tipos de detectores cintiladores, os orgânicos e os inorgânicos. Atualmente os detectores mais utilizados em sistemas PET são os inorgânicos, também conhecidos como cristais de cintilação.

A interação da radiação eletromagnética com o material cintilador produz ionizações e estas, por sua vez, provocam novas ionizações e excitações do material com transições de elétrons da banda de valência para a banda de condução, conforme mostrado na Fig. (4). Após um breve intervalo chamado de tempo decaimento luz é emitida pela desexcitação dos átomos da rede que compõe o material cristalino.

As características de um cintilador ideal incluem converter energia cinética das partículas carregadas em luz detectável com alta eficiência, linearidade da conversão, ou seja, a intensidade da luz liberada deve ser proporcional à energia depositada, o meio deve ser transparente ao comprimento de onda de sua própria emissão, o tempo de decaimento deve ser curto para que os pulsos de sinal possam ser gerados, o material deve ser de boa qualidade óptica e possível de ser fabricado em tamanho grande o suficiente para ser usado como detector e seu índice de refração deve ser próximo ao do vidro ($n \approx 1,5$) para permitir acoplamento óptico. Na tab. (2) está uma

Figura 4 – Diagrama dos níveis de energia em um cristal por cintilação e produção de luz após energia absorvida. Os fótons incidentes possuem energia suficiente para mover um elétron da banda de valência para a banda de condução. Ao retornar para o estado fundamental energia é liberada na forma de fótons.

Fonte: imagem adaptada de *Positron Emission Tomography* (Bailey et al., 2005)

relação dos principais cristais de cintilação usados para detecção em MN para a faixa de energia utilizada em sistemas PET.

Tabela 2 – Propriedades físicas dos cristais cintiladores usados em PET. Resolução energética e Coeficiente linear de atenuação para fótons de 511 keV.

características do cristal	Nal(Tl)	BGO	GSO	LSO	LYSO
Densidade, ρ (g/cm^3)	3,7	7,1	6,7	7,4	7,1
Num. Atômico efetivo, Z_{eff}	71	74	59	66	60
Coef. linear atenuação (cm^{-1})	0,34	0,92	0,62	0,87	0,86
Resposta luminosa	100	15	30	75	75
Tempo de decaimento (ns)	230	300	65	40	41
Comprimento de onda, λ (nm)	410	480	430	420	420
Índice de refração	1,85	2,15	1,85	1,82	1,81
Higroscópico	Sim	Não	Não	Não	Não

Fonte: Tabela adaptada de *Positron Emission tomography* (Bailey et al., 2005) e (Du et al., 2009)

Os detectores por cintilação, em sua maioria, são constituídos por um cristal que é responsável pela luminescência e um tubo fotomultiplicador (PMT, do inglês *photomultiplier tube*) acoplado ao cristal responsável por gerar um sinal elétrico mensurável a partir da luz produzida por este cristal. O ganho do sinal em decorrência do uso dos

PMT é da ordem de 10^7 (Cherry et al., 2004) e seu funcionamento está esquematizado na Fig. (5).

Figura 5 – Tubo fotomultiplicador

Fonte: Imagem adaptada de Positron Emission tomography (Bailey et al., 2005)

Um fóton emitido pelo cristal cintilador é coletado na entrada do tubo e convertido em elétron, que é então acelerado pelo tubo contra dinodos em diferentes potenciais elétricos, nos quais ocorre a multiplicação da quantidade de elétrons. A proporcionalidade é mantida em todas as etapas, ou seja, a quantidade de elétrons no final do tubo é proporcional à quantidade de elétrons convertidos na entrada, que por sua vez é proporcional à luz produzida pelo cristal e, finalmente proporcional à radiação incidente no cristal cintilador.

2.7 Aquisição do sinal

A formação de imagens bidimensionais como função do espaço $f(x, y)$ em sistemas PET baseia-se na detecção de eventos em coincidência por pares de detectores através de uma estimativa da posição onde originou-se o evento de aniquilação. O sinal é processado e então é gerada uma imagem que representa a distribuição do radiofármaco no interior do paciente.

Define-se a linha que une os centros dos pares de detectores como linha de resposta (LOR, do inglês *Line Of Response*) e os detectores associados com a LOR como d_a e d_b , como pode ser observado na Fig.(6). Os dados de cada evento registrado no PET são armazenados num sinograma $p(s, \phi, z)$ por meio da parametrização da LOR em coordenadas polares (s, ϕ) na qual s representa a distância radial da reta ao centro do sistema de coordenadas, que coincide com o centro do tomógrafo, ϕ representa a orientação angular dessa reta no intervalo de 0 a π radianos e z um determinado plano ao longo do eixo axial do tomógrafo para uma dada aquisição.

Um tomógrafo com N_R anéis de detecção enumerados de modo que seja r o endereço de um detector ao longo do eixo principal, temos que $r = 0, 1, \dots, N_R - 1$ e o espaçamento entre dois detectores axialmente posicionados é Δz . A aquisição do sinal pode ocorrer tanto dentro de um mesmo anel, como explicado anteriormente, como

Figura 6 – Parametrização da linha de resposta para gerar o sinograma

Fonte: Imagem adaptada de Positron Emission tomography (Bailey et al., 2005)

também entre anéis adjacentes. Quando os detectores pertencentes ao mesmo anel de detecção registra uma coincidência, os dados são armazenados num sinograma $p(s, \phi, z = r\Delta z)$ formado pelo plano transaxial que contém os dois detectores e é chamado de plano direto, porém se a coincidência for registrada entre detectores localizados em anéis diferentes, então é formado um plano cruzado que será projetado no plano transaxial cuja posição do sinograma é a média do endereço dos detectores. Por exemplo, se uma LOR é formada com o detector d_a no anel r e o detector d_b no anel $r+1$, então temos um sinograma $p(s, \phi, z = (r + 1/2)\Delta z)$.

Um efeito de se introduzir sinogramas formados por planos cruzados é o incremento na taxa de amostragem na direção axial. Dessa maneira um tomógrafo com N_R anéis de detecção, ao invés de reconstruir N_R sinogramas com espessura Δz irá reconstruir $2N_R - 1$ fatias de sinograma com espessura $\Delta z/2$.

Figura 7 – Visão longitudinal de múltiplos anéis de detecção

Fonte: Imagem adaptada de Positron Emission Tomography (Bailey et al., 2005)

2.7.1 Tipos de eventos detectados em tomografia de pósitrons

Os eventos detectados pelos cristais são processados por circuitos eletrônicos e são considerados válidos se:

- i Dois fótons são detectados dentro de um intervalo definido como janela temporal de coincidências;
- ii A Linha de resposta é formada por dois detectores distantes de um ângulo mínimo de aceitação;
- iii A energia depositada no cristal pelos fótons de aniquilação está dentro da janela energética de aceitação.

Esses fótons por sua vez são divididos em categorias, conforme o efeito sofrido pelos fótons durante o caminho percorrido e estão classificados a seguir.

1. **Evento singular:** um evento é considerado Singular quando um único fóton é absorvido pelo detector;
2. **Coincidência verdadeira:** uma coincidência verdadeira é registrada quando dois fótons provenientes de um mesmo evento de aniquilação são coletados em detectores localizados em lados opostos do tomógrafo sem que tenham sofrido nenhum espalhamento;
3. **Coincidência aleatória:** já uma coincidência aleatória ocorre quando dois núcleos decaem aproximadamente ao mesmo tempo, de modo que um fóton de uma aniquilação forma uma linha de coincidência com o fóton de outra aniquilação e os outros dois fótons são perdidos. Apesar de inicialmente considerados válidos, tais fótons produzem uma linha de resposta que não tem relação com a distribuição espacial do traçador e contribuem apenas para ruído na imagem. Eventos como esse são dependentes da taxa de desintegrações do radionuclídeo;
4. **Coincidência múltipla:** Coincidências múltiplas, assim como as aleatórias, ocorrem quando há mais de uma aniquilação em intervalos muito próximos, contudo são detectados vários fótons na mesma janela temporal de coincidências, o que pode levar a várias linhas de resposta equivocadas. Eventos como este podem ser desconsiderados;
5. **Coincidência espalhada:** Finalmente, coincidências espalhadas ocorrem quando um ou os dois fótons provenientes de uma mesma aniquilação sofrem espalhamento Compton no caminho percorrido e são detectados em posições diferentes da trajetória em que foram emitidos, provocando um deslocamento da linha de resposta e conseqüentemente, um ruído na imagem.

Figura 8 – Eventos de coincidência em tomografia por emissão

Fonte: imagem adaptada de Positron Emission Tomography (Bailey et al., 2005)

2.8 Reconstrução de imagens Tomográficas de emissão

Finalizada a aquisição dos dados é necessário processá-los a fim de se obter uma imagem. Esse processamento chama-se reconstrução de imagens tomográficas de emissão e pode ser feito por métodos analíticos ou iterativos.

O método analítico consiste em simplesmente retroprojetar os dados de cada perfil de emissão nos respectivos ângulos em que foram gerados pelos pares de eventos registrados nos detectores através dos fótons de 511 keV. Entretanto, um problema surge ao se utilizar esse método pelo ruído inserido na imagem e como resultado, tem-se uma imagem borrada que a torna de pouca ou nenhuma utilidade. O motivo desse efeito é que a retroprojeção simples assume que os dados são amostrados de forma contínua no perfil em que foram adquiridos. Para corrigir esse problema é necessário realizar uma filtragem dos sinogramas antes da retroprojeção, que por conveniência é feita no espaço das frequências com o auxílio de uma ferramenta matemática conhecida como transformada de Fourier. A seguir apresentaremos os conceitos básicos para a compreensão da transformada de Fourier e o seu uso (Bailey et al., 2005).

Considere uma função $f(x, y)$ que representa a distribuição dos valores de intensidade em uma matriz, formando uma imagem. A transformada de Fourier dessa função é obtida pela seguinte equação:

$$(\mathcal{F}f)(\nu_x, \nu_y) = F(\nu_x, \nu_y) = \int_{\mathbb{R}^2} dx dy f(x, y) e^{-2\pi i(x\nu_x + y\nu_y)} \quad (2.18)$$

e sua transformada inversa é,

$$(\mathcal{F}^{-1}F)(x, y) = f(x, y) = \int_{\mathbb{R}^2} dx dy F(\nu_x, \nu_y) e^{2\pi i(x\nu_x + y\nu_y)} \quad (2.19)$$

Nas Eq.(2.18) e (2.19) foi usado ν_x e ν_y para se referir às frequências espaciais associadas a x e y , respectivamente. Uma propriedade importante da transformação

de Fourier é o teorema da convolução entre duas funções f e h como descrito a seguir,

$$(f * h)(x, y) = \int_{\mathbb{R}^2} dx' dy' f(x', y') h(x - x', y - y') \quad (2.20)$$

e pode ser obtida como o produto de suas transformadas de Fourier:

$$(\mathcal{F}(f * h))(\nu_x, \nu_y) = (\mathcal{F}f)(\nu_x, \nu_y) \cdot (\mathcal{F}h)(\nu_x, \nu_y) \quad (2.21)$$

Há uma enorme vantagem em se realizar esse processo, pois a reconstrução por retroprojeção filtrada se faz muito rapidamente.

Os métodos de reconstrução iterativa mais utilizado em PET são os algoritmos Máxima probabilidade de maximização expectativa (ML-EM, do inglês *maximum-likelihood expectation maximization*) e sua versão acelerada Maximização de expectativa de subconjuntos ordenados (OSEM, do inglês *Ordered Subset expectation maximization*). Esses métodos buscam estimar uma distribuição do radiofármaco na imagem, projetar os perfis e comparar o sinograma estimado com o medido. Esse processo é repetido uma série de vezes até que a distribuição do traçador produza sinograma similar ao que foi medido e então o processo é finalizado.

2.9 Simulação Monte Carlo

O método Monte Carlo tem sido amplamente empregado em diversas áreas para resolver problemas de natureza estocástica, onde a solução analítica torna-se inviável, como é o caso do transporte e interação de radiação para muitas partículas. Na maioria das aplicações de Monte Carlo o processo pode ser simulado diretamente. Isso apenas requer que o sistema e os processos possam ser modelados por funções densidade de probabilidade (PDF, do inglês *Probability Density Function*). Para reduzir o erro estatístico, é necessário um número grande de partículas na simulação, a fim de obter-se a acurácia desejada e uma solução que se comporte de maneira que se espera em um experimento real. O custo disso é o alto poder de processamento que é exigido dos computadores. O método Monte Carlo pode ser descrito como um método estatístico que utiliza números pseudo-aleatórios como base para realizar simulações de uma situação específica. Geralmente, simulações possuem grande vantagem frente aos estudos experimentais. Para qualquer modelo fornecido, é muito fácil alterar os diferentes parâmetros da simulação e investigar o efeito disso sobre o sistema. Com isso a otimização de um sistema de imageamento pode ser auxiliada por meio de simulações. Enquanto que muitas vezes torna-se difícil a tarefa de obter as medidas desejadas para um parâmetro em um experimento, como por exemplo a medida da componente espalhada da radiação independentemente da componente primária. Já em simulações é possível encontrar a proporção de taxa de espalhamento, a forma

da função de resposta do espalhamento, a forma do espectro de energia devido ao registro de cada trilha que é armazenada na pilha de dados (Ljungberg, Strand, & King, 2012).

2.10 Código GATE

O código GATE (Jan et al., 2004) (acrônimo para *Geant4 Application for Emission Tomography*) é uma ferramenta que combina as vantagens do Geant4 (Agostinelli et al., 2003), tais como extensas bibliotecas de códigos de simulação que já foram bem validadas, acurada descrição de geometrias e versátil visualizador que permite rotações e aproximações com características específicas de tomografia por emissão. Em particular, GATE fornece a capacidade de modelar fenômenos com dependência temporal, como por exemplo a rotação dos detectores. O código foi desenvolvido pela Open GATE Collaboration com o objetivo de fornecer um código livre para a comunidade acadêmica (GATE documentation, 2020).

O funcionamento do GATE segue uma arquitetura de herança, na qual cada código pertencente a uma estrutura e carrega todo o parentesco dela consigo, assim um comando que diz respeito a um atributo do detector, como as dimensões e forma devem conter o detector seguido pelo atributo e o parâmetro, como exemplificado no código abaixo.

```
# W O R L D
/gate/world/geometry/setXLength 40. cm
/gate/world/geometry/setYLength 40. cm
/gate/world/geometry/setZLength 40. cm

# S Y S T E M
/gate/world/daughters/name cylindricalPET
/gate/world/daughters/insert cylinder
/gate/cylindricalPET/setMaterial Water
/gate/cylindricalPET/geometry/setRmax 100 mm
/gate/cylindricalPET/geometry/setRmin 86 mm
/gate/cylindricalPET/geometry/setHeight 18 mm
/gate/cylindricalPET/vis/forceWireframe

# P H A N T O M
/gate/world/daughters/name my_phantom
/gate/world/daughters/insert cylinder
/gate/my_phantom/setMaterial Water
```

```
/gate/my_phantom/vis/setColor grey  
/gate/my_phantom/geometry/setRmax 10. mm  
/gate/my_phantom/geometry/setHeight 30. mm
```

Fonte: [Tutorial GATE](#)

Pode-se executar os códigos por meio do ambiente interativo ou por meio de macros, seguindo o código a seguir:

```
Gate mymacro.mac
```

Uma simulação do GATE precisa seguir um roteiro, na qual são definidos todos os parâmetros necessários para o cálculo das probabilidades de interação dos fótons. Antes de mais nada o GATE busca pela tabela de materiais com os elementos químicos e os compostos que vão ser utilizados na simulação num arquivo intitulado `GateMaterials.db`, posteriormente é definida a geometria de detecção, quais as dimensões dos cristais, do arranjo dos cristais e suas posições. Em seguida são definidos os objetos simuladores e os processos físicos para poder inicializar a simulação. A seguir define-se as características da detecção e processamento dos pulsos no módulo digitalizador e então as fontes são inseridas na simulação. Por fim resta configurar quais dados de saída a simulação produzirá, o gerador de números aleatórios e começar a aquisição.

2.10.1 Geometria de detecção

A construção da geometria de detecção é o primeiro passo para realizar uma simulação em GATE. Por meio de macros do GATE é possível desenvolver tomógrafos de diferentes formatos a partir de geometrias simples, como círculos, cilindros e paralelepípedos, depois replicar as estruturas, tanto nas direções cartesianas quanto polares, por meio do comando *repeater*. Para criar geometrias de detecção que não seguem um padrão bem definido como cilindros e paralelepípedos, pode-se utilizar o *generic repeater*. Contudo, a vantagem de repetir uma estrutura livremente, apenas definindo as posições cartesianas e o ângulo de rotação dos eixos acarreta um problema de detecção com o módulo Digitalizador, pelo menos até a versão 8.1 do GATE.

2.10.2 Módulo digitalizador

O módulo digitalizador é responsável por reproduzir a aquisição virtual do sinal, semelhante ao circuito eletrônico nos tomógrafos reais. É possível definir as características intrínsecas do sistema de aquisição como borramento, resolução energética e tempo morto, bem como definir quais são os critérios de aceitação de coincidências.

Entretanto, a geometria elíptica dos detectores não realiza a construção das coincidências com o módulo digitalizador padrão fornecido pelo GATE versão 8.2. As coincidências para esse sistema devem ser realizadas manualmente.

2.11 ROOT Data Analysis

ROOT é um programa de computador com aspectos de orientação a objetos que possibilita realização de inúmeras tarefas com apenas algumas linhas de códigos, para auxiliar em áreas de análise de dados e simulações. Surgiu com a finalidade de tratar o enorme volume de dados gerados pela Organização Europeia para a Pesquisa Nuclear - CERN (do francês, *Conseil Européen pour la Recherche Nucléaire*), o maior laboratório de física de partículas do mundo ([Brun & Rademakers, 1997](#)).

Os dados fornecidos pelo GATE podem ser armazenados no formato que aceita leitura através do ROOT que são dados organizados em árvores e dentro de cada árvore consta o conjunto de medidas realizadas pela simulação, tais como o espectro de energia que cada fóton depositou nos cristais, as posições em que cada evento ocorreu, se houve espalhamento ou absorção do fóton e o tempo que cada evento ocorreu. Todas essas informações podem ser visualizadas na forma de histogramas ou acessadas e processadas por meio de códigos em C++ para o ROOT.

Como já foi abordado na seção do módulo digitalizador, a geometria elíptica não fornece a árvore de coincidências, de maneira que esta precisou ser realizada manualmente através de um código em C++ executado no ROOT através da árvore de eventos singulares.

2.12 Desempenho em um sistema PET

A avaliação de desempenho de um sistema PET é realizada por meio de testes estabelecidos pela associação americana para fabricantes de equipamentos elétricos (NEMA do inglês, *National Electrical Manufacturers Association*) que elaborou o protocolo NEMA NU 2-2007, específico para avaliação de desempenho e controle de qualidade em equipamentos PET.

O propósito dos testes é fornecer uma maneira de comparar diferentes equipamentos com relativa facilidade. Entretanto, este trabalho possui peculiaridades que exigem algumas modificações, devido às características do PET elíptico, o que inviabiliza a comparação com outros equipamentos, devido à quebra de consistência nos testes. Busca-se comparar a influência da alteração da geometria para os sistemas propostos unicamente neste trabalho. Dentre os testes disponíveis iremos destacar e utilizar os seguintes:

2.12.1 Resolução Espacial

Resolução espacial é a capacidade de distinguir dois pontos próximos um do outro em uma imagem. Para realizar as medidas deve-se utilizar fontes pontuais e medir a resolução em duas direções no plano transversal e também na direção axial. A reconstrução da imagem deve ser feita por retroprojeção filtrada do sinograma.

A análise consiste em encontrar o ponto de máximo por meio do ajuste de uma parábola utilizando o *pixel* de maior intensidade e os dois vizinhos mais próximos. As medidas de largura a meia altura (FWHM – do inglês *Full Width Half Maximum*) e largura a um décimo de altura (FWTM – do inglês *Full Width Tenth Maximum*) fornecem informação da capacidade de representação do sistema de imagem, também conhecida como função de espalhamento pontual (PSF – do inglês *Point Spread Function*). A seguir, a Fig.(9) mostra uma curva que representa a função de resposta para uma fonte pontual na imagem reconstruída. O ponto de máxima intensidade e os dois vizinhos mais próximos foram utilizados para ajustar uma função parabólica que também está representada, com a qual foram obtidos os valores de altura máxima de cada função de resposta.

Figura 9 – função de resposta para determinar graficamente a resolução espacial para uma fonte pontual através da largura a meia altura (FWHM)

Fonte: Autor

2.12.2 Medida de fração de espalhamento, contagens perdidas e taxa de contagem equivalente ao ruído (NEC)

A radiação espalhada provoca erros na localização dos eventos de aniquilação resultando na deterioração da imagem. O espalhamento pode ser tanto de ambos os

fótons de aniquilação, quanto de apenas um deles, mas ocorre predominantemente com apenas um único fóton do par gerado pela aniquilação e a radiação pode se espalhar nos objetos que contém o radionuclídeo, nos componentes externos como blindagem ou no cristal detector. As variações de equipamentos como os arranjos de detectores e seu posicionamento alteram a sensibilidade ao espalhamento da radiação, portanto essa medida busca estimar contagem de eventos que sofrem espalhamento por meio dos resultados fornecidos pelo sistema de imagem. Define-se fração de espalhamento como a fração de todas as coincidências registradas na janela do pico do fótons que sofreram espalhamento. Para realizar as medidas é necessário obter os sinogramas para cada fatia, eliminar os eventos na região espalhada que se encontra a 12 cm do centro e alinhar o sinograma pelo pixel de maior intensidade em cada projeção, conforme pode ser observado na Fig.(10). Em seguida todas as projeções são somadas para obter um perfil com as contagens de eventos por distância radial do pixel de maior valor. Finalmente, um intervalo de 40 pixels, com 20 para cada lado é escolhido ao redor do pixel de maior intensidade, conforme mostrado na Fig.(11) e a medida de fração de espalhamento pode ser obtida.

O desempenho de um sistema de contagem refere-se ao tempo finito necessário para processar os fótons detectados. Essa limitação temporal para realizar contagem de eventos é resultado de uma cadeia de eventos em série de processos ópticos e eletrônicos que ocorrem quando um fóton atinge um cristal detector. A combinação desses eventos resulta em um atraso significativo conhecido como tempo morto. Isto significa que o sistema de contagem não é capaz de distinguir dois eventos sucessivos com um intervalo de tempo muito curto entre eles, sucedendo em perda de contagem.

A taxa de contagem equivalente ao ruído é uma medida da taxa de contagem que teria resultado na mesma razão sinal-ruído na ausência de eventos espalhados e aleatórios.

Figura 10 – Processamento dos Sinogramas. a) Sinograma como foi obtido para determinada fatia; b) Sinograma desprezando região de espalhamento; c) Sinograma alinhado pelo *Pixel* de máxima intensidade de cada projeção.

Fonte: Autor

Figura 11 – Perfil com a integração de contagens. a) soma das projeções; b) centralização das contagens ao redor do pixel máximo com largura de 40 mm

Fonte: Imagem adaptada do protocolo NEMA NU 2-2007

A fração de espalhamento, SF para cada fatia i do sistema de detecção para uma determinada aquisição j é dada por:

$$SF_i = \frac{\sum_j C_{r+s,i,j}}{\sum_j C_{tot,i,j}} \quad (2.22)$$

onde C_{r+s} indica a contagem de eventos aleatórios (*random*) e espalhados (*scattered*) e C_{tot} , as contagens de eventos totais. A fração de espalhamento do sistema inteiro é:

$$SF = \frac{\sum_i \sum_j C_{r+s,i,j}}{\sum_i \sum_j C_{tot,i,j}} \quad (2.23)$$

a taxa total de eventos é dada por,

$$R_{TOT,i} = \frac{C_{tot,i}}{T_{acq}} \quad (2.24)$$

a taxa de eventos verdadeiros é,

$$R_{t,i} = \frac{(C_{TOT,i} - C_{r+s,i})}{T_{acq}} \quad (2.25)$$

a taxa de eventos aleatórios é,

$$R_{r,i} = R_{TOT,i} - \left(\frac{R_{t,i}}{1 - SF_i} \right) \quad (2.26)$$

e a taxa de eventos espalhados é,

$$R_{s,i} = \left(\frac{SF_i}{1 - SF_i} \right) R_{t,i} \quad (2.27)$$

A taxa de contagem e NECR (*Noise Equivalent Count Rate*)

$$R_{NEC,i,j} = \frac{R_{t,i,j}^2}{R_{tot,i,j}} \quad (2.28)$$

3 Materiais e métodos

Foi realizada a avaliação do desempenho do sistema PET elíptico de corpo inteiro proposto neste trabalho pela comparação de duas geometrias, uma cilíndrica, tal qual os tomógrafos convencionais e outra elíptica. Utilizou-se o ambiente virtual GATE ([Santin et al., 2002](#)) em sua versão 8.1 com o *GEANT4* na versão 10.03 para construção e simulação dos dois sistemas. As simulações foram executadas no *cluster* educacional do departamento de Física da Universidade de São Paulo localizado no Campus de Ribeirão Preto-SP. O *cluster* possui 20 máquinas, sendo uma delas o nó principal, com processadores *Intel*® i7 octacore e 16 Gb de memória. Os dados foram processados e analisados por meio do programa *ROOT Data Analysis* ([Brun & Rademakers, 1997](#)) na versão 5.34/38 e as imagens foram reconstruídas e processadas no *MATLAB*® r2015a da *MathWorks* com licença acadêmica para a Universidade de São Paulo.

3.1 Configuração da Simulação

3.1.1 Geometria Circular

O tomógrafo Cilíndrico foi baseado no sistema EXPLORER ([Badawi et al., 2019](#)), possui dimensões de 2,0 m de comprimento e diâmetro interno de 80,31 cm. É constituído por detectores distribuídos no cilindro igualmente espaçadas ao redor do paciente. Cada detector possui 23.520 cristais de detecção organizadas em 8 módulos posicionados ao longo do eixo axial e subdivididos em blocos de detecção, sendo posicionados 5 deles ao longo da direção transaxial e 14 na direção axial, que por sua vez possui 42 cristais encerrados, dos quais 7 estão na direção transaxial e 6 na direção axial. No total, o tomógrafo possui 564.480 cristais de detecção. As dimensões de cada unidade estão na Tab. (3)

3.1.2 Geometria Elíptica

O tomógrafo elíptico possui um comprimento de 2,0 m, diâmetro maior na horizontal de 80,31 cm, assim como o tomógrafo cilíndrico e diâmetro menor na vertical de 50 cm. É constituído por 20 detectores igualmente distribuídas ao longo de uma trajetória elíptica ao redor do paciente, com 8 módulos colocados ao longo da direção axial, dividido em 70 blocos de detecção, dos quais 5 estão na direção transaxial e 14 na direção axial, contendo 42 cristais por bloco, estes por sua vez estão 7 na direção transaxial e 6 na direção axial conforme mostrado na Tab.(4).

Tabela 3 – Parâmetros para a avaliação de desempenho do PET Cilíndrico.

Parâmetro do sistema	Especificação
Material Cintilador	LYSO
Diâmetro do anel	76 cm
Dimensões do cristal	2,76 x 2,76 x 18,1 mm^3
Cristais por bloco	42 (6 axial x 7 transaxial)
Blocos por módulo	70 (14 axial x 5 transaxial)
Módulos por detector	8 (axial)
Detectores por anel	24 (azimutal)
Espaçamento entre os cristais	2,85 mm
Comprimento do tomógrafo	2,0 m

Tabela 4 – Parâmetros para a avaliação de desempenho do PET Elíptico.

Parâmetro do sistema	Especificação
Material Cintilador	LYSO
Diâmetro do eixo maior	76 cm
Diâmetro do eixo menor	50 cm
Dimensões do cristal	2,76 x 2,76 x 18,1 mm^3
Cristais por bloco	42 (6 axial x 7 transaxial)
Blocos por módulo	70 (14 axial x 5 transaxial)
Módulos por detector	8 (axial)
Detectores por anel	24 (azimutal)
Espaçamento entre os cristais	2,85 mm
Comprimento do tomógrafo	2,0 m

Figura 12 – Visão dos sistemas com as geometrias de aquisição dos sistemas tomográficos; a) geometria cilíndrica com base no PET *EXPLORER*; b) geometria elíptica.

Figura 13 – Visão em perspectiva da geometria de aquisição dos sistemas tomográficos. a) sistema cilíndrico; b) sistema elíptico

3.1.3 Processos físicos

A versão 8.1 do GATE permite utilizar listas para configurar os processos físicos. Foi utilizado a lista de processos eletromagnéticos padrão com opção zero, como mostrado a seguir:

```
/gate/physics/addPhysicsList    emstandard
```

Para acessar as informações de como as listas foram construídas acesse o guia do *Geant4* ([Geant4 Guide, 2020](#)).

Os cortes foram escolhidos de acordo com a região e o tipo de partícula, conforme o código a seguir:

/gate/physics/Gamma/SetCutInRegion	LYSO 1.0 cm
/gate/physics/Electron/SetCutInRegion	LYSO 1.0 cm
/gate/physics/Positron/SetCutInRegion	LYSO 1.0 cm
/gate/physics/Gamma/SetCutInRegion	phantom 0.1 mm
/gate/physics/Electron/SetCutInRegion	phantom 0.1 mm
/gate/physics/Positron/SetCutInRegion	phantom 0.1 mm
/gate/physics/SetMaxStepSizeInRegion	phantom 0.01 mm

3.1.4 Módulo digitalizador

Os valores utilizados como parâmetros da simulação do módulo de digitalização foram configurados com base nos valores apresentados para o *EXPLORER* (Badawi et al., 2019) e (Lv et al., 2019; Zhang, Zhou, Cherry, Badawi, & Qi, 2017) e estão apresentados na Tab.(5).

Tabela 5 – Parâmetros de configuração do módulo de digitalização.

Parâmetro do sistema	Especificação
Resolução em energia	11,7%
Janela energética (keV)	[435,650]
Mín. separação p/ aceitação de coincidências	3
Janela temporal de coincidências	4,1 ns
Política de aceitação de coincidências	TakeAllGoods
Tempo morto não paralizável	80 ns
Tempo morto paralizável	120 ns

3.2 Pré-processamento

A utilização do recurso *Generic Repeater* do GATE para posicionamento dos detectores trouxe um problema. O *coincidence sorter* padrão do GATE, que é responsável pela formação dos eventos de coincidência, não está habilitado para análise dos sinais recebidos para a geometria elíptica, pelo menos até a versão que foi utilizada, portanto foi necessário construir um código em C++ para o *ROOT* que analisa os eventos e gera os pares de coincidência.

Para gerar as coincidências a partir dos dados de eventos singulares fornecidos pelo GATE foram levados em consideração os critérios a seguir:

- Energia dos fótons detectados no intervalo de 435 keV à 650 keV;
- Intervalo de tempo para aceitação de coincidências de 4,1 ns;
- Distância mínima de 3 conjuntos de blocos de detecção para aceitação de coincidências.

Uma vez satisfeito os critérios de aceitação de coincidências, é possível formar a linha de resposta com os pares de detectores, por meio de um cálculo de distância Euclidiana e ângulo entre as duas retas como indicado na Fig.(6).

3.3 Configuração dos testes de avaliação de desempenho

3.3.1 Resolução Espacial

Utilizou-se uma fonte de ^{18}F com uma atividade de 0,1 MBq encerrada em um objeto simulador esférico constituído de vidro com um diâmetro interno de 1,0 mm e diâmetro externo de 2,0 mm. A aquisição foi realizada com uma esfera por vez com o objetivo de se evitar a formação de coincidências múltiplas e aleatórias entre diferentes fontes e o tempo para cada aquisição foi de 200 s. A medida foi realizada em dois planos ao longo do eixo axial, uma no centro do FOV axial, que corresponde a $z = 0$ cm e outra deslocada 1/4 do comprimento do tomógrafo do centro do FOV axial, que corresponde a $z = 50$ cm. Foram escolhidas cinco posições em cada plano, conforme descrito na Fig. (14).

Figura 14 – Posição das fontes para o teste de resolução espacial.

após a aquisição com todas as fontes posicionadas individualmente, obteve-se um arquivo de dados para cada esfera com os sinogramas correspondente a cada fatia. A imagem foi reconstruída e verificou-se a posição em que se encontrava cada esfera para realização das medidas de resolução nas três dimensões (x, y e z) da intensidade do pixel e foi traçado um perfil em cada direção conforme a Fig.(9). A seguir foi encontrado, por meio de um ajuste parabólico, o máximo de cada perfil e calculado a

largura a meia altura (FWHM) e um décimo de altura (FWTM) por meio da interpolação entre os pixels mais próximos do ponto de interesse. Os valores são apresentados na seção de resultados.

3.3.2 Medida de fração de espalhamento, contagens perdidas e taxa de contagem equivalente ao ruído

Para realizar o teste de espalhamento foi utilizado um objeto simulador cilíndrico constituído por polietileno com 2,0 m de comprimento e diâmetro externo de 20,32 cm (8") posicionado no centro do FOV transaxial. O objeto possui uma cavidade cilíndrica paralela ao eixo de simetria do cilindro e que dista 4,5 cm do centro do cilindro, conforme pode ser observado na fig.(15).

Figura 15 – Objeto simulador de espalhamento.

os valores de tempo e atividade utilizados para a simulação são exibidos a tab.(6)

3.4 Análise

A análise de resolução espacial foi realizada através da reconstrução da imagem por retroprojeção filtrada para cada plano ao longo do eixo axial do tomógrafo. Foi utilizado a intensidade máxima de cada pixel para localizar as fontes em cada plano e em seguida foi construído um perfil de intensidades para cada direção cartesiana com origem na fonte para posteriormente determinar os parâmetros de largura a meia altura (FWHM) e largura a um décimo de altura (FWTM) em cada direção.

A análise de desempenho da taxa de contagem e fração de espalhamento foi realizada diretamente nos sinogramas com a soma dos planos ao redor do plano central onde foi localizada a fonte, para aumentar o valor da contagem, como exemplificado nas Fig.(10) e (11).

Tabela 6 – Parâmetros para aquisição dos dados do experimento de contagem de eventos espalhados, perdidos e a curva NEC

Tempo (s)	Atividade (Bq)
1,880	$4,6632 \times 10^8$
1,880	$3,9821 \times 10^8$
2,250	$3,3914 \times 10^8$
2,250	$2,8980 \times 10^8$
2,630	$2,4671 \times 10^8$
3,000	$2,1057 \times 10^8$
3,000	$1,8000 \times 10^8$
3,380	$1,5359 \times 10^8$
3,750	$1,3135 \times 10^8$
4,130	$1,1210 \times 10^8$
4,880	$9,5320 \times 10^7$
5,250	$8,1900 \times 10^7$
6,000	$6,9080 \times 10^7$
6,750	$5,8920 \times 10^7$
7,880	$5,0190 \times 10^7$
9,380	$4,2820 \times 10^7$
10,500	$3,6480 \times 10^7$
12,000	$3,116 \times 10^7$
12,000	$2,6530 \times 10^7$
12,750	$2,2640 \times 10^7$
15,000	$1,9300 \times 10^7$
16,880	$1,6500 \times 10^7$
18,000	$1,4050 \times 10^7$
19,500	$1,2000 \times 10^7$
21,000	$1,0230 \times 10^7$
22,500	$8,7300 \times 10^6$
30,000	$4,3500 \times 10^6$

4 Resultados

4.1 Geometria de aquisição

As geometrias de aquisição para o tomógrafo cilíndrico e para o tomógrafo elíptico foram apresentadas na seção de materiais e métodos.

Pode-se observar, pela Fig. (12) uma redução de 4 conjunto de detectores, de 24 na geometria cilíndrica para 20, na elíptica. Isto representa uma redução de 16,67% do número de elementos detectores.

4.2 Testes de desempenho

4.2.1 Resolução espacial

A Fig. (16) foi obtida pela reconstrução de cada um dos conjuntos de dados para o teste de resolução espacial e posteriormente foram somadas para se obter a imagem com informação completa.

Figura 16 – Imagem reconstruída do sistema elíptico com as esferas do teste de resolução.

É possível perceber, qualitativamente, que os pontos centrais sofrem menor degradação que os periféricos. Também fica quase imperceptível o ponto na extremidade

direita da imagem centralizado verticalmente, cuja coordenada corresponde ao ponto (30 cm, 0 cm).

As Tab. (7), (8), (9) e (10) mostram os valores de resolução espacial obtidos para os dois sistemas propostos neste trabalho. Nas Tab. (7) e (8) apresentamos os valores referentes à largura a meia altura (FWHM) e nas Tab. (9) e (10), a largura a um décimo de altura (FWTM). Os valores foram obtidos através das medidas realizadas nas imagens reconstruídas por retroprojeção filtrada, conforme explicado na seção de resolução espacial na introdução e métodos.

Tabela 7 – Valores de resolução espacial (FWHM) para medidas realizadas no centro do AFOV; Todas as unidades estão em mm.

Posição(x,y,z)	Direção x		Direção y		Direção z	
	Cilindro	Elipse	Cilindro	Elipse	Cilindro	Elipse
(0,10,0)	2,88	2,87	3,01	3,10	4,98	7,02
(0,200,0)	23,89	41,75	2,43	2,37	16,90	54,28
(200,0,0)	2,58	2,61	4,45	4,49	92,46	47,16
(150,150,0)	2,28	4,70	2,30	2,83	14,47	36,27
(300,0,0)	2,45	7,95	4,25	52,35	135,96	269,00

Tabela 8 – Valores de resolução espacial (FWHM) deslocado 1/4 do centro do AFOV; Todos os valores estão em mm.

Posição(x,y,z)	Direção x		Direção y		Direção z	
	Cilindro	Elipse	Cilindro	Elipse	Cilindro	Elipse
(0,10,500)	2,86	2,86	3,01	3,10	2,94	6,84
(0,200,500)	18,27	18,51	2,45	2,40	12,16	29,81
(200,0,500)	2,53	2,60	4,62	4,54	86,52	47,16
(150,150,500)	2,26	4,57	2,33	2,85	10,28	27,61
(300,0,500)	2,38	45,38	4,26	1,00*	137,42	4,10

4.2.2 Medida de fração de espalhamento, contagens perdidas e taxa de contagem equivalente ao ruído

A seguir, apresentamos os dados organizados em figuras com as taxas de contagens que foram obtidas para os dois sistemas avaliados neste trabalho. A Fig. (17) e a Fig. (18) mostram as taxas de contagens para os PET cilíndrico e elíptico, respectiva-

Tabela 9 – Valores de resolução espacial (FWTM) para medidas realizadas no centro do AFOV; Todas as unidades estão em mm.

Posição(x,y,z)	Direção x		Direção y		Direção z	
	Cilindro	Elipse	Cilindro	Elipse	Cilindro	Elipse
(0,10,0)	8,83	11,43	2,97	3,03	16,95	22,95
(0,200,0)	707,00	707,00	2,64	2,58	161,21	322,26
(200,0,0)	2,72	2,69	8,64	6,44	307,38	188,76
(150,150,0)	4,44	6,85	4,38	2,90	150,38	240,35
(300,0,0)	2,57	705,67	8,31	588,91	400,21	398,68

Tabela 10 – Valores de resolução espacial (FWTM) deslocado 1/4 do centro do AFOV; Todos os valores estão em mm.

Posição(x,y,z)	Direção x		Direção y		Direção z	
	Cilindro	Elipse	Cilindro	Elipse	Cilindro	Elipse
(0,10,500)	6,89	8,74	2,98	3,03	12,83	18,74
(0,200,500)	707,00	707,00	2,67	2,63	135,05	267,39
(200,0,500)	2,68	2,71	6,82	6,42	246,81	162,72
(150,150,500)	4,40	6,80	4,40	2,91	126,62	217,14
(300,0,500)	2,49	703,81	6,44	665,49	331,53	347,73

mente e a Fig. (19) exibe uma comparação entre os dois sistemas através da curva derivada para a taxa de contagem equivalente ao ruído (NECR).

Figura 17 – Curva de taxa de contagem para os parâmetros mensurados de eventos verdadeiros, aleatórios, espalhados, totais e a curva derivada de taxa de contagem equivalente ao ruído (NEC) para o sistema PET cilíndrico.

Figura 18 – Curva de taxa de contagem para os parâmetros mensurados de eventos verdadeiros, aleatórios, espalhados, totais e a curva derivada de taxa de contagem equivalente ao ruído (NEC) para o sistema PET elíptico.

Figura 19 – Comparação entre as curvas NEC dos sistemas PET cilíndrico e elíptico.

5 Discussão

5.1 Simulação

Neste trabalho foi utilizado o *GATE* v8.1 para simulação. Nesta versão o *Coincidence Sorter* não está habilitado para o uso com o *Generic Repeater*, que foi utilizado para construção da geometria elíptica. Desse modo, a formação dos pares de coincidências tiveram que ser realizadas via código de programação na linguagem C++ e compiladas no *ROOT Data Analysis* usando como entrada os dados para eventos singulares do *GATE*. Apesar do código ter sido validado, há uma dificuldade em configurar todos os parâmetros que realizam a verificação das coincidências, além do que o código não parece ser otimizado, pois além do tempo de simulação, que em alguns casos foi de horas ainda havia essa necessidade de pré-processamento para só então obter os sinogramas e reconstruir as imagens nas quais eram realizadas as medidas.

Outra característica que poderia trazer algum privilégio do uso das simulações seria criar um código no qual as contagens são classificadas de acordo com sua contribuição para a imagem, tais como se houve espalhamento ou não, se são oriundas de um mesmo evento de aniquilação ou de múltiplos e assim por diante. O problema é que essa é uma vantagem que apenas a simulação computacional permite. Num experimento real as medidas são obtidas indiretamente, através dos cálculos realizados conforme demonstrado nesse trabalho.

5.2 Comparação das geometrias

O Tomógrafo cilíndrico possui 564.480 cristais de detecção, enquanto que a proposta do elíptico possui 470.400, uma redução de 94.080 detectores. Com esse número é possível realizar a construção de um sistema convencional de 25 cm, no qual seriam necessários 70.560 e teria cristal de sobra para um sistema pré-clínico.

Um fator importante na redução de elementos de detecção é a questão do tempo-morto. Uma vez que há um menor número de cristais o processamento eletrônico se torna mais eficiente, contudo cada cristal estará susceptível a receber mais fótons e desse modo haverá uma perda de contagem por tempo-morto no cristal.

5.3 Resolução espacial

Observa-se que, em geral, há uma degradação da resolução espacial no sistema PET elíptico em comparação com o sistema cilíndrico. Esse fato evidenciado pelos

dados se deve não somente à alteração da geometria de detecção, mas também à escolha dos pontos em que foram obtidos os dados. Os pontos periféricos possuem capacidade de resolução menor que os pontos centrais, porém como a geometria elíptica aproxima os detectores o efeito nessa região é acentuado.

O efeito da resolução espacial ao longo do FOV axial se mantiveram quase constante.

5.4 Medida de fração de espalhamento, contagens perdidas e taxa de contagem equivalente ao ruído

A comparação de desempenho de contagem entre os dois sistemas PET demonstrou que o efeito do tempo-morto é maior no sistema elíptico. Isso pode ser visto na comparação entre as Fig. (17) e (18) e ainda mais evidente na Fig. (19), pela queda precoce da curva de taxa de contagens.

Ainda na curva NEC na Fig. (19) é possível perceber que a relação Sinal-Ruído para o sistema elíptico é menor que para o sistema cilíndrico, contudo o pico da curva se deu numa posição com menor concentração de atividade, o que nos indica que a quantidade de radiofármacos necessária para se obter uma imagem com maior qualidade é inferior, portanto melhor no sistema elíptico.

6 Conclusão

A proposta desse trabalho foi a avaliação de desempenho de duas geometrias de detecção entre tomógrafos por emissão de pósitrons por meio de simulação computacional, porém com cobertura total do corpo do paciente, o que é considerado atualmente o estado da arte. O tomógrafo de referência foi o cilíndrico, baseado no sistema EXPLORER, sem validação da simulação com os dados da literatura.

O protocolo NEMA forneceu uma base de testes para a comparação, dentre eles foram escolhidos dois testes, o de resolução espacial e o de medida de desempenho de contagens. Alguns experimentos foram modificados para se adequar ao sistema elíptico proposto nesse trabalho que possui algumas peculiaridades, como por exemplo a variação da distância dos detectores ao centro do tomógrafo, o que levou a uma quebra de consistência dos testes, portanto o presente trabalho busca apenas avaliar o desempenho dos tomógrafos por comparação entre os resultados apresentados e não tem a finalidade de apresentar fontes sólidas de resultados para comparação entre outros sistemas fora deste trabalho.

A deterioração da imagem, no sistema elíptico, associada à redução na relação sinal-ruído são balanceados pela economia gerada pela redução do número de detectores. O alto custo de produção desses equipamentos pode ser beneficiado pelo uso de uma geometria conformacional, dependendo da aplicação, sem perdas significativas da qualidade da imagem, caso respeitado o uso de uma região central do FOV transaxial.

7 Propostas futuras

O programa de simulação GATE, em sua versão 9.0 traz a formação de coincidências padrão habilitada para ser utilizada com o repetidor genérico, de forma que o trabalho aqui apresentado pode se beneficiar da mesma forma que as futuras etapas apresentadas a seguir.

O teste de resolução espacial deve ser feito posicionando fontes com espaçamento menor entre elas, de modo que se observe a capacidade de se distinguir duas fontes próximas uma da outra.

A sensibilidade a baixas contagens e a qualidade de imagem com um objeto simulador que reproduz características humanas é uma parte fundamental para completar esse trabalho.

Os métodos mais utilizados para reconstrução de imagem atualmente são os métodos iterativos, como ML-EM e OSEM. Embora ainda se utilize a retroprojeção filtrada, sendo ainda a maneira indicada nos protocolos de controle de qualidade, já não é comumente aceito na comunidade científica para divulgação de trabalhos. É indispensável para futuras propostas dominar não apenas os métodos iterativos, mas também os métodos que estão na fronteira do conhecimento, como as reconstruções de imagem por redes neurais.

Por meio de simulação também é possível avaliar a dose depositada devido a utilização de radiofármacos, o que poderia ser de grande importância.

Referências

- Agostinelli, S., Allison, J., Amako, K., Apostolakis, J., Araujo, H., Arce, P., . . . Zschesche, D. (2003, jul). GEANT4 - A simulation toolkit. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 506(3), 250–303. doi: 10.1016/S0168-9002(03)01368-8
- Badawi, R. D., Shi, H., Hu, P., Chen, S., Xu, T., Price, P. M., . . . Cherry, S. R. (2019). First Human Imaging Studies with the EXPLORER Total-Body PET Scanner*. *Journal of Nuclear Medicine*, 60(3), 299–303. doi: 10.2967/jnumed.119.226498
- Bailey, D. L., Townsend, D. W., Valk, P. E., & Maisey, M. N. (2005). *Positron Emission Tomography Basic Sciences*. Springer.
- Basdevant, J.-L., & Rich, J. (2005). *Fundamentals in nuclear physics: From nuclear structure to cosmology*. Springer Science & Business Media.
- Bertolo, a. C. N. (2014). Dissertação de Mestrado: Avaliação do Desempenho de um Sistema de Tomografia.
- Brun, R., & Rademakers, F. (1997). ROOT - An object oriented data analysis framework. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 389(1-2), 81–86. doi: 10.1016/S0168-9002(97)00048-X
- Bushberg, J. T., Seibert, J. A., Leidholdt, E. M., Boone, J. M., & Goldschmidt, E. J. (2003, jul). The Essential Physics of Medical Imaging. *Medical Physics*, 30(7), 1936–1936.
- Buvat, I., & Lazaro, D. (2006). Monte Carlo simulations in emission tomography and GATE: An overview. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 569(2 SPEC. ISS.), 323–329. doi: 10.1016/j.nima.2006.08.039
- Cherry, S. R., Sorenson, J., Phelps, M. E., & Methé, B. M. (2004, aug). Physics in Nuclear Medicine. *Medical Physics*, 31(8), 2370–2371. doi: 10.1118/1.1776595
- Du, J., Wang, Y., Zhang, L., Zhou, Z., Xu, Z., & Wang, X. (2009). Physical properties of LYSO scintillator for NN-PET detectors. *Proceedings of the 2009 2nd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics, BMEI 2009*, 1–5. doi: 10.1109/BMEI.2009.5305107
- Eisberg, R., & Resnick, R. (1974). *Physics of Atoms, Molecules, Solids, Nuclei and Particles*.
- GATE documentation. (2020). Retrieved 2020-03-20, from <https://opengate.readthedocs.io/en/latest/introduction.html> (Acessado em: 20/03/2020)
- Geant4 guide. (2020). Retrieved 2020-08-14, from <http://geant4-userdoc.web.cern.ch/geant4-userdoc/UsersGuides/PhysicsListGuide/html/physicslistguide.html> (Acessado em: 14/08/2020)

- Harrison, R. L. (2009). Introduction to Monte Carlo simulation. In *Aip conference proceedings* (Vol. 1204, pp. 17–21). doi: 10.1063/1.3295638
- Hobbie, R. K., & Kahn, P. B. (1999, may). Face of. *Intermediate Physics for Medicine and Biology Physics Today*, 67(5), 81. doi: 10.1119/1.19291
- Hubel, F., Blondet, C., & Imperiale, A. (2019, jan). Nuclear Medicine Imaging. In *Reference module in biomedical sciences* (pp. 685–694). Elsevier. doi: 10.1016/B978-0-12-801238-3.65988-3
- Jan, S., Santin, G., Strul, D., Staelens, S., Assi, K., Autret, D., ... Morel, C. (2004). GATE: A simulation toolkit for PET and SPECT. *Physics in Medicine and Biology*, 49(19), 4543–4561. doi: 10.1088/0031-9155/49/19/007
- Knoll, G. (2010). Radiation detection and measurement.
- Ljungberg, M., Strand, S., & King, M. (2012). Monte Carlo calculations in nuclear medicine: Applications in diagnostic imaging.
- Lv, Y., Lv, X., Liu, W., Judenhofer, M. S., Zwingenberger, A., Wisner, E., ... Badawi, R. D. (2019). Mini EXPLORER II: A prototype high-sensitivity PET/CT scanner for companion animal whole body and human brain scanning. *Physics in Medicine and Biology*, 64(7). doi: 10.1088/1361-6560/aafc6c
- Nelson, W., Hirayama, H., & Rogers, D. (1985). EGS4 code system.
- Okuno, E., & Yoshimura, E. (2016). *Fsica das radiaes*. Oficina de Textos.
- Otte, N., Dolgoshein, B., Hose, J., Klemin, S., Lorenz, E., Mirzoyan, R., ... Teshima, M. (2006, jan). The SiPM - A new photon detector for PET. *Nuclear Physics B - Proceedings Supplements*, 150(1-3), 417–420. doi: 10.1016/j.nuclphysbps.2004.08.048
- Poon, J. K., Dahlbom, M. L., Moses, W. W., Balakrishnan, K., Wang, W., Cherry, S. R., & Badawi, R. D. (2012). Optimal whole-body pet scanner configurations for different volumes of Iso scintillator: a simulation study. *Physics in medicine & biology*, 57(13), 4077. doi: 10.1088/0031-9155/57/13/4077.
- Salvat, F. (2013). *The penelope code system. Specific features and recent improvements* (Tech. Rep.).
- Santin, G., Strul, D., Lazaro, D., Simon, L., Krieguer, M., Vieira Martins, M., ... Morel, C. (2002). *GATE, a Geant4-based simulation platform for PET integrating movement and time management* (Tech. Rep.).
- Simal, C. J. R. (2011). Imagem Molecular. *Medicina*, 21(3), 289–300.
- Vermeulen, K., Vandamme, M., Bormans, G., & Cleeren, F. (2019, sep). *Design and Challenges of Radiopharmaceuticals* (Vol. 49) (No. 5). W.B. Saunders. doi: 10.1053/j.semnuclmed.2019.07.001
- Waters, L. S., McKinney, G. W., Durkee, J. W., Fensin, M. L., Hendricks, J. S., James, M. R., ... Pelowitz, D. B. (2007). The MCNPX Monte Carlo radiation transport code. In *Aip conference proceedings* (Vol. 896, pp. 81–90). doi: 10.1063/1

.2720459

- Zanzonico, P. (2004). Positron Emission Tomography: A Review of Basic Principles, Scanner Design and Performance, and Current Systems. , *XXXIV*(2), 87–111. doi: 10.1053/j.semnuclmed.2003.12.002
- Zhang, X., Zhou, J., Cherry, S. R., Badawi, R. D., & Qi, J. (2017, mar). Quantitative image reconstruction for total-body PET imaging using the 2-meter long EXPLORER scanner. *Physics in Medicine and Biology*, *62*(6), 2465–2485. doi: 10.1088/1361-6560/aa5e46