

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FFCLRP – DEPARTAMENTO DE FÍSICA

ANDRÉ AUGUSTO DE FARIAS MARTINS

Simulação de um sistema PET pré-clínico com geometria de detecção
variável

Ribeirão Preto - SP

2015

ANDRÉ AUGUSTO DE FARIAS MARTINS

**Simulação de um sistema PET Pré-Clínico com Geometria de
Detecção Variável.**

Versão Corrigida

Dissertação apresentada à Faculdade de
Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto da
USP, como parte das exigências para a obtenção
do título de Mestre em Ciências,

Área de Concentração:

Física Aplicada à Medicina e Biologia.

Orientador:

Prof. Dr. Eder Rezende Moraes

RIBEIRÃO PRETO – SP

2015

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 à fonte.

FICHA CATALOGRÁFICA

Martins, André Augusto de Farias

Simulação de um Sistema PET Pré-Clínico com Geometria de Detecção Variável / André Augusto de Farias Martins; orientador Eder Rezende Moraes. Ribeirão Preto – SP, 2015.

92 f.:il.

Dissertação (Mestrado – Programa de Pós-Graduação em Física Aplicada à Medicina e Biologia) – Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, 2015.

1. Método de Monte Carlo Aplicado à Medicina Nuclear. 2. Tomografia por Emissão de Pósitron. 3. Performance de Tomógrafos PET 4. PET Quadrado

Nome: Martins, André Augusto de Farias.

Título: Simulação de um Sistema PET Pré-Clínico com Geometria de Detecção Variável

Dissertação apresentada à Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto da USP, como parte das exigências para a obtenção do título de Mestre em Ciências,

Aprovado em: ____/____/____

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

RESUMO

MARTINS, A. A. F. **Simulação de um sistema PET Pré-Clínico com Geometria de Detecção Variável**. 2015. 92 f. Dissertação (Mestrado – Pós-Graduação em Física Aplicada à Medicina e Biologia) – Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto – SP, 2015.

A medicina nuclear é a área da ciência médica que usa radiofármacos, isto é um radionuclídeo ligado a uma molécula de interesse biomédico, para estudar o funcionamento do organismo. Com isso, essa ciência pode realizar diagnósticos de patologias ou tratamento oncológico. Os estudos pré-clínicos, estudo com pequenos animais, são requisitos de suma importância para o desenvolvimento dessa área. São esses estudos que permitem os testes de novos radiofármacos que possivelmente serão usados em humanos. Quando se trata de pequenos animais, os órgãos de estudo são muito pequenos, portanto é vital que o equipamento tenha uma ótima resolução espacial e boa sensibilidade. Na medicina nuclear, a tomografia por emissão de pósitron (*Positron Emission Tomography*, PET) tem as características necessárias para desenvolver esses estudos com pequenos animais. Os animais mais usados são ratos e camundongos, e como nem sempre esses animais representam modelo humano seria interessante ter um equipamento que também funcionasse em outros animais. Sendo esse tomógrafo caro, não é viável ter um equipamento para cada tipo de animal. O presente trabalho propõe justamente um único tomógrafo que possa ser usado em diferentes animais ou eventualmente em dois animais simultaneamente. Isso será alcançado variando o anel de detecção usado nesse tipo de tomógrafos. Isso é alcançado mais facilmente em geometrias retangulares, pois com apenas 4 hastes se consegue variar a distância máxima entre os detectores preservando a forma da geometria. O custo envolvido na construção física desse tomógrafo é elevado, conseqüentemente é interessante ter um teste preliminar que forneça dados que possam sustentar essa ideia. A melhor alternativa para esse teste é o uso de simulação computacional. GATE (*Geant4 Application for Tomographic Emission*) foi o programa escolhido para essa simulação, porque já é um software validado, isto quer dizer que é compatível com experimentos reais. Assim sendo, quatro simulações foram montadas, duas para geometrias circulares com diâmetros diferentes, e analogamente, duas quadradas. Para verificar qual das geometrias tem melhor performance, foram usados os métodos sugeridos pela norma NEMA NU 4-2008. Efetuados esses testes, pode-se observar que as geometrias quadradas tem resolução semelhante às circulares. A sensibilidade e a relação sinal-ruído são maiores nas geometrias quadradas. Portanto, conclui-se que no geral, as geometrias retangulares simuladas são melhores que as circulares. Esse resultado é motivador para dar início à construção física do tomógrafo, pois o mesmo permite desenvolver novos produtos de modo mais eficiente e com menos custo.

Palavras-Chave: Monte Carlo Aplicado à medicina nuclear, PET pré-clínico.-.

ABSTRACT

MARTINS, A. A. F. **Simulation of a Preclinical PET System with Variable Scanner Geometry**. 2015. 92 f. Dissertation (M.Sc. – Postgraduate Program in Physics Applied in Medicine and Biology) – Faculty of Philosophy, Sciences and Literature, University of São Paulo, Ribeirão Preto – SP, 2015.

Nuclear medicine is an area of medical science that uses radiopharmaceutical (a radionuclide bounded to a molecule of biomedical interest) to study human physiology by images. Thus, this science can perform diagnostics of diseases and eventually, in specific cases, cancer treatment. Before using a new radiopharmaceutical in humans it is necessary to test it in small animals. The organs in these animals are very small, consequently it is vital that the equipment has a great spatial resolution and high sensitivity. In nuclear medicine Positron Emission Tomography (PET) has this requirement. The most animal used to develop this kind of studies are rats and mice. However, they are not always representing human animal model, so equipment that works to other animals also it would be interesting. But it is not feasible to have equipment for each animal, because it will be very expensive. Therefore, the aim of this work is test one scanner that can be used in different animals or possibly in two animals at the same time. This will be achieved by varying the detection ring used in this type of scanners (PET). To do it, it is easier using rectangular geometries because moving only four stalks the distance between the detectors can be varied preserving the shape of the geometry. The cost involved in physical construction of this kind of tomograph is too high, therefore it is interesting have a preliminary test that provides some data which supports this idea. Computer simulation is a cheap alternative for this test and it is able to provide a reliable data. The software used to do the simulations was GATE (*Geant4 Application for Tomographic Emission*) because it has already validated, what means it is compatible with real experiments. Thus, four simulations were builded, two for circular geometries with different diameters and two for rectangular geometries. To check which kind of geometry has better performance, it used the methods suggested by NEMA NU 4-2008. At end of these tests, it is possible to observe that the spatial resolution in square geometries is similar to circular. The sensitivity and signal to noise ratio are higher in the square geometries. So, in general, it is concluded that the simulated rectangular geometries are better than circular certainly, this result can be motivating to begin physical construction of the scanner, as it allows developing new products more efficiently and with less cost.

Keywords: Applied Monte Carlo to nuclear medicine, preclinical PET.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Geometria de Detecção proposta neste trabalho.....	4
Figura 2 - Modelo Planetário do átomo de Bohr.....	6
Figura 3 - Decaimento exponencial de um átomo instável.....	12
Figura 4 - Efeito Fotoelétrico: Fóton é absorvido pelo elétron, o mesmo é ejetado da eletrosfera.	14
Figura 5 - Efeito Compton.....	15
Figura 6 - Esquema de detecção de radiação usando cintiladores.....	17
Figura 7 - Esquema de uma Fotomultiplicadora.....	18
Figura 8 - Esquema de um Detector de Estado Sólido.....	19
Figura 9 - Esquema de Detecção em Coincidência.....	21
Figura 10 - Exemplo de Anéis de Detecção em PET.....	24
Figura 13 - Montagem do sinograma em sistema PET.....	27
Figura 15 - Aquisição 2D em PET.....	28
Figura 16 - Perfil de Sensibilidade axial em sistema PET.....	29
Figura 17 - Aquisição 3D em PET.....	29
Figura 18 - Reconstrução de Imagem em sistema PET.....	31
Figura 19 - Efeito da Retroprojeção.....	32
Figura 20 - Filtro Rampa.....	33
Figura 21 - Informações da Aquisição 3D.....	34
Figura 22 - Resolução em Sistema de Coincidência.....	35
Figura 23 - Efeito Depth Of Interaction (DOI).....	38
Figura 25 - Curvas de Contagens de Coincidências.....	39
Figura 26 - Efeito das Coincidências Espalhadas.....	40
Figura 27 - Geometrias dos Scanners simuladas.....	47
Figura 29 - Fantoma para Teste de Espalhamento.....	48
Figura 30 - Gráfico da Resolução para Circular Menor.....	55
Figura 31 - Imagem Reconstruída Para circular menor.....	56
Figura 32 - Sinograma da Circular Menor.....	57
Figura 33 - Gráfico da Resolução para Circular Maior.....	58
Figura 34 - Gráfico da Resolução para Quadrada Menor.....	59
Figura 35 - Imagem Reconstruída para Quadrada Menor.....	60
Figura 36 - Sinograma gerado no sistema Quadrada menor.....	60
Figura 37 Gráfico da Resolução para Circular Menor.....	61
Figura 38 - Gráfico da Resolução para Quadrada Maior.....	61
Figura 39 - Comparação entre as resoluções das geometrias Circular Menor e Quadrada Menor.....	62
Figura 40 - Comparação das Resoluções entre Circular Maior e Quadrada Maior..	63
Figura 41 - Performance de Contagem para Circular Menor.....	64
Figura 42 - Perda de Coincidências Verdadeiras.....	65

Figura 43 - Performance de Contagem para Circular Maior.	66
Figura 44 - Performance de Contagens para Quadrada Menor.	67
Figura 45 - Performance de Contagens para Quadrada Maior.....	68
Figura 46 - Performance de Contagem entre Circular Maior e Quadrada Menor.....	69
Figura 47 - Performance de Contagem entre Circular Maior e Quadrada Maior.	70
Figura 48 - Perfil de Sensibilidade para Circular Menor. São 31 fatias.	71
Figura 49 - Perfil de Sensibilidade para Circular Maior.....	72
Figura 50 - Perfil de Sensibilidade para Quadrada Menor.....	73
Figura 51 - Perfil de Sensibilidade para Quadrada Maior.....	74
Figura 52 - Comparação de Sensibilidade Circular Menor e Quadrada Menor.	75
Figura 53 - Comparação de Perfil de Sensibilidade entre Circular Maior e Quadrada Maior.	76

LISTA DE ABREVIATURAS

APD	<i>Avalanche Photodiode</i>
BR	<i>Branching Rate</i>
CT	<i>Computed Tomography</i>
DOI	<i>Depth Of Interaction</i>
FBP	<i>Filtered Backprojection</i>
FOV	<i>Field Of View</i>
FWHM	<i>Full Width at Half Maximum</i>
FWTM	<i>Full Width at Tenth Maximum</i>
GATE	<i>Geant4 Application for Tomographic Emission</i>
LGSO	<i>Lutetium Gadolinum Orthosilicate</i>
LOR	<i>Line Of Response</i>
LYSO	<i>Lutetium Yttrium Orthosilicate</i>
MMC	<i>Método de Monte Carlo</i>
NEC	<i>Noise Equivalent Count</i>
NEMA	<i>Geant4 Application for Tomographic Emission</i>
PET	<i>Positron Emission Tomography</i>
PMT	<i>Photomultipliers</i>
PSF	<i>Point Scatter Fraction</i>
SF	<i>Scatter Fraction</i>
SPECT	<i>Single Photon Emission Computed Tomography</i>

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	1
1.1 Objetivos	4
2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....	5
2.1 Modelo e Estrutura Atômica.....	5
2.2 Modos de Decaimento Radioativo	7
2.2.1 <i>Decaimento alfa</i>	7
2.2.2 <i>Decaimento Beta.....</i>	8
2.2.3 <i>Conversão Interna.....</i>	9
2.2.4 <i>Captura Eletrônica.....</i>	9
2.2.5 <i>Elétron Auger</i>	9
2.3 Matemática do Decaimento Radioativo	10
2.3.1 <i>Constante de Decaimento.....</i>	10
2.3.2 <i>Atividade.....</i>	10
2.3.3 <i>Decaimento exponencial.....</i>	11
2.4 Interação do Fóton com a Matéria	13
2.4.1 <i>Efeito Fotoelétrico</i>	13
2.4.2 <i>Espalhamento Compton.....</i>	14
2.4.3 <i>Atenuação do Feixe de Fótons</i>	15
2.5 Detecção de Fótons para sistema PET	16
2.5.1 <i>Detectores Cintiladores</i>	16
2.5.2 <i>Fotomultiplicadora e Detector de Estado Sólido: Dispositivos Fotossensíveis</i>	17
2.6 Configuração do Sistema PET	20
2.6.2 <i>Tipos de Coincidência</i>	24
2.6.3 <i>Aquisições em PET e Sinograma</i>	25
2.6.4 <i>Reconstrução da Imagem</i>	30
2.7 Performance em sistemas PET pré-clínico	34
2.7.1 <i>Resolução Espacial.....</i>	35
2.7.2 <i>Fração de Espalhamento, Perda de Contagens e medida de coincidências Randômicas.</i>	37
2.7.3 <i>Sensibilidade</i>	40
2.8 GATE: Geant4 Application for Tomographic Emission.....	41
3 MATERIAIS.....	44
4 METODOLOGIA	45
4.1 Resolução Espacial	46
4.2 Fração de Espalhamento, Perda de Contagens e Coincidências Randômicas.....	48

4.3 Sensibilidade.....	51
5 RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	54
5.1 Resolução Espacial	54
5.1.1 <i>Circular Menor.....</i>	54
5.1.2 <i>Circular Maior.....</i>	57
5.1.3 <i>Quadrada Menor.....</i>	59
5.1.4 <i>Quadrada Maior.....</i>	61
5.1.5 <i>Circular Menor e Quadrada Menor.....</i>	62
5.1.6 <i>Circular Maior e Quadrada Maior.....</i>	62
5.2 Fração de Espalhamento, Perda de Contagens e Coincidências Randômicas.....	63
5.2.1 <i>Circular Menor.....</i>	64
5.2.2 <i>Circular Maior.....</i>	66
5.2.3 <i>Quadrado Menor.....</i>	66
5.2.4 <i>Quadrado Maior.....</i>	67
5.2.5 <i>Circular Menor e Quadrada Menor.....</i>	68
5.2.6 <i>Circular Maior e Quadrada Maior.....</i>	69
5.3 Sensibilidade.....	70
5.3.1 <i>Circular Menor.....</i>	70
5.3.2 <i>Circular Maior.....</i>	72
5.3.4 <i>Quadrado Maior.....</i>	73
5.3.5 <i>Circular Menor e Quadrada Menor.....</i>	74
5.3.6 <i>Circular Maior e Quadrada Maior.....</i>	75
6 CONCLUSÕES.....	77
7 REFERÊNCIAS.....	79

1 INTRODUÇÃO

A Sociedade Brasileira de Medicina Nuclear define a medicina nuclear como uma especialidade médica que faz o uso de radiotraçador, ou radiofármaco, de forma que a concentração do mesmo no paciente, ou amostra, permite formar imagens, e essas são usadas para diagnosticar uma patologia. Em alguns casos, os radiofármacos não são apenas para formar imagens, mas também fazer tratamentos oncológicos, (1) e (2).

Há duas modalidades para formação de imagens em medicina nuclear: *Single Photon Emission Computed Tomography* (SPECT) e *Positron Emission Tomography* (PET) . Na primeira, SPECT, são usados radiofármacos que decaem por emissão de raios gama e fazendo aquisições de varias projeções em ângulos diferentes, pode-se formar uma imagem que representa a distribuição do radiofármaco na amostra, ou paciente.

Na segunda modalidade, PET, usa-se traçadores que decaem por emissão de pósitron. Este caminha até se chocar com um elétron, e assim, os dois se aniquilam, formando, na maioria das vezes, dois fótons de aniquilação emitidos em um ângulo de, aproximadamente, 180° entre eles. O sistema de detecção desses fótons de aniquilação é conhecido como Detecção de Coincidências, e com um sistema desses, adquirem-se os dados para ângulos diferentes, resultando, após os devidos processamentos, uma imagem.

Essas modalidades formam imagens que contém informações de processos fisiológicos (3), portanto são imagens que avaliam o funcionamento do organismo. Com isso, pode-se estudar, por exemplo, processos de metabolismo, perfusão nos tecidos, concentração hormonal e expressão gênica. Isso diferencia a medicina nuclear das outras modalidades de imagem, como *Computed Tomography* (CT) e Ressonância Magnética, que podem formar imagens funcionais, mas são mais usadas para imagens anatômicas, isso é, imagens que mostram a forma e não o funcionamento (4).

Os estudos desenvolvidos com sistemas SPECT ou PET para pequenos objetos são muito importantes para o desenvolvimento da medicina nuclear. Nessa

área de estudo têm-se aplicações na agricultura (5) e principalmente aplicações pré-clínicas (6) que buscam não somente melhorar o entendimento de patologias ligadas à fisiologia, mas também garantir benefícios clínicos como desenvolvimento de novos radiofármacos e novas técnicas de diagnóstico por imagem (7).

Existem alguns sistemas PET comerciais para pequenos animais, no entanto, vários grupos de pesquisa construíram seus próprios equipamentos que permitem desenvolver novos radiofármacos, novos softwares de processamento, testar novos detectores de radiação ou alguma modificação que possa aumentar o desempenho do equipamento (8), (9).

Para avaliar esse desempenho, pode-se usar a os procedimentos sugeridos em “*Performance Measurement of Small Animal Positron Emission Tomographs: National Electrical Manufacturers Association (NEMA) Standards Publication NU4-2008*”,(10), já que a proposta desse documento é padronizar a metodologia de avaliação da performance de PET para pequenos animais (10).

Essa avaliação, sucintamente, consiste na medida de três parâmetros: Resolução Espacial, Sensibilidade e Fração de Espalhamento. De forma geral, esses parâmetros dependem da disposição, isto é, a forma que os detectores estão posicionados, material usado nestes e dentre outros parâmetros relacionados com a eletrônica envolvida no equipamento como um todo (11).

Sendo assim, como a disposição dos detectores, ou seja, a geometria de detecção tem influência na performance do equipamento PET, pode-se propor uma nova geometria de detecção que pode melhorar o desempenho do mesmo. Todavia, a instrumentação envolvida na montagem desse tipo de equipamento tem um custo muito alto, portanto é financeiramente inviável fazer a construção desse equipamento sem ter ideia do resultado final.

Com isso, uma opção relativamente barata, seria usar simulação computacional que já é validada, como é o caso do GATE (Geant4 Application for Emission Tomography). Esse é um software aberto dedicado à simulação numérica em imagens médicas e radioterapia. Atualmente, o mesmo suporta simulações de PET, SPECT, CT (Computed Tomography) que é uma tomografia por transmissão, e ainda, esse software suporta algumas aplicações em radioterapia como cálculo de dose em braquiterapia.

Portanto, esse software pode ser usado para desenvolvimento de novas técnicas de aquisição de imagens, otimização de protocolos de aquisição (12), avaliação de performance (13) e também se pode avaliar novas geometrias de detecção (14).

Um problema comum em PET é e explicado mais detalhadamente em outra secção é o DOI (*Depth Of Interaction*). O mesmo degrada a uniformidade da imagem e conseqüentemente piora a resolução espacial (15). Esse problema é recorrente em geometrias circulares de detectores e ocorre quando um fóton de aniquilação interage com um cristal com ângulo oblíquo, gerando informações falsas sobre a concentração de radiofármaco. DOI tem grande efeito em PET's pré-clínicos, pois os detectores estão muito próximos e fazendo sua mensuração pode-se fazer correções que amenizam seus efeitos e com isso aumentar a performance do equipamento (16).

Para diminuir esse efeito de degradação da performance causado pelo DOI, e para facilitar a variação do FOV do equipamento que é um problema de engenharia (17), esse trabalho propõe uma geometria de detecção não circular, especificamente quadrada. Em tese, essa geometria de detecção deve reduzir o número de incidência de fótons oblíquos, o que reduz o DOI e conseqüentemente melhora o desempenho do PET. Além disso, pode-se colocar certo número de detectores em uma haste de forma que a movimentação dessa controla o tamanho do FOV transversal. A Figura 1 esboça essa ideia.

As conseqüências de uma melhora na performance pode acarretar em uma diminuição da dose depositada no paciente, pois o equipamento pode ficar mais sensível e portanto, pode-se usar menos radiofármaco. Ou ainda, melhora na resolução, o que permite fazer diagnósticos mais precisos já que com uma resolução melhor, pode-se diferenciar melhor estruturas do objeto estudado.

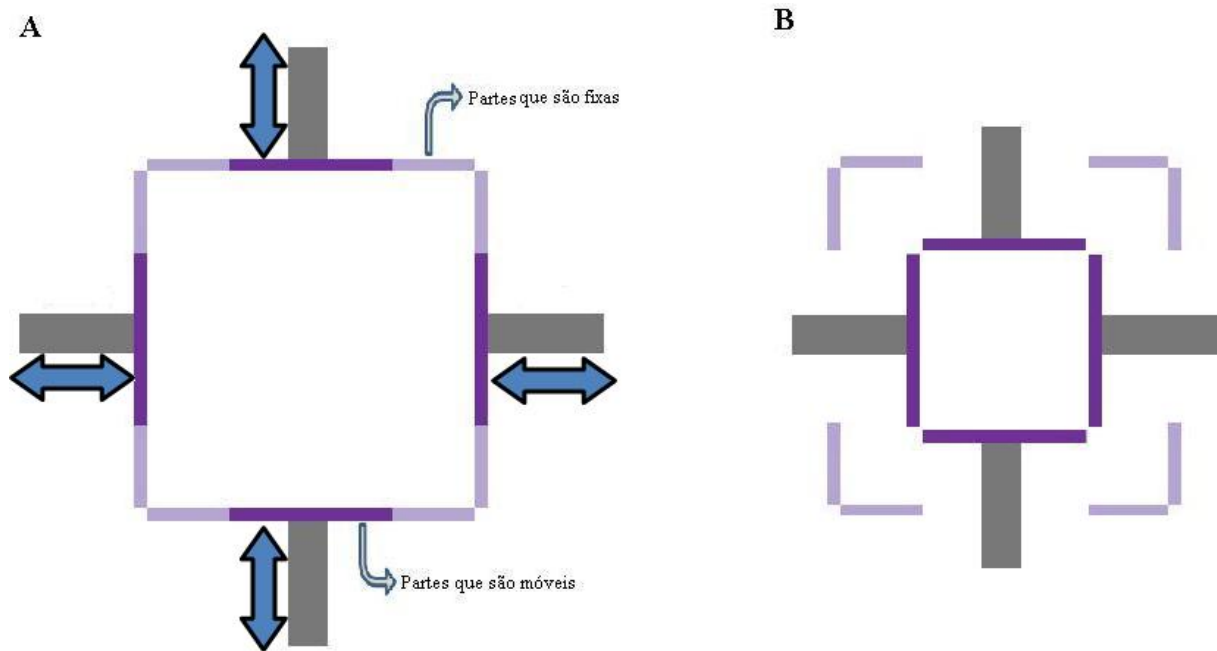


Figura 1 - Geometria de Detecção proposta neste trabalho. Na esquerda, uma geometria quadrada em que tem detectores fixos, partes claras, e detectores móveis, partes escuras ligadas à hastes que se movem de modo a modificar a distância entre os detectores, resultando por exemplo na figura à direita.

1.1 Objetivos

Com vista nos pontos precedentes, o objetivo desse trabalho é simular 4 sistemas PET, 2 com geometria de detecção circulares, com diâmetros diferentes, e 2 com geometrias retangulares também com distância máxima entre os detectores diferentes. Por fim, comparar os resultados dos testes de performance (Resolução; Fração de Espalhamento, Perda de Contagens e Taxa de Coincidências Aleatórias; e Sensibilidade) sugeridos pela norma NEMA NU 4-2008.

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 Modelo e Estrutura Atômica

Um modelo atômico famoso e relativamente simples, é o modelo de Neils Bohr, ou simplesmente Bohr. Esse modelo, conhecido como modelo planetário, considera que o elétron circunscreve um núcleo com um determinado número de raios. Portanto, Bohr limitou as infinitas possibilidades de orbitas que a mecânica clássica permite.

O tamanho desses possíveis raios que o elétron pode orbitar é determinado pelo número quântico n , sendo que n é inteiro ($n=1, 2, 3\dots$). Sendo assim, cada raio pode ser entendido como sendo uma camada, e cada valor de n resulta em um raio diferente, ou seja, em uma camada diferente. Assim, $n=1$, tem-se camada K, $n=2$, camada M, $n=3$, camada N e assim sucessivamente.

Pouco tempo após expor esse modelo, o mesmo foi melhorado pelo princípio de exclusão de Pauli. Esse princípio permite dizer que o número de elétrons em uma determinada camada, certo n , pode ser no máximo $2n^2$. Deste modo, para camada K, $n=1$, o número de elétrons é $2 \cdot 1^2 = 2$, e assim por diante. A Figura 2 mostra uma representação desse modelo.

Em uma configuração mais estável possível, os elétrons ocupam a primeira camada, K, por completo e os próximos elétrons, se existirem, ocupam as próximas camadas conforme dito. Como o núcleo tem carga positiva e os elétrons negativa, devido à interação elétrica, os elétrons da camada K estão mais fortemente ligados ao núcleo, já que a interação elétrica é inversamente proporcional à distância e diretamente proporcional à carga elétrica.

Sendo assim, quanto mais próximo do núcleo mais difícil de arrancar o elétron. A energia necessária para arrancá-lo é chamada de energia de ligação. Logo, a energia de ligação da camada K é maior que da camada L, que é maior da M e assim sucessivamente. Essa energia também é maior quanto maior a carga do núcleo (Ze , em que Z é quantidade de cargas positivas, denominada prótons, e e é a carga do elétron que é aproximadamente $1,6 \times 10^{-19}$ coulombs).

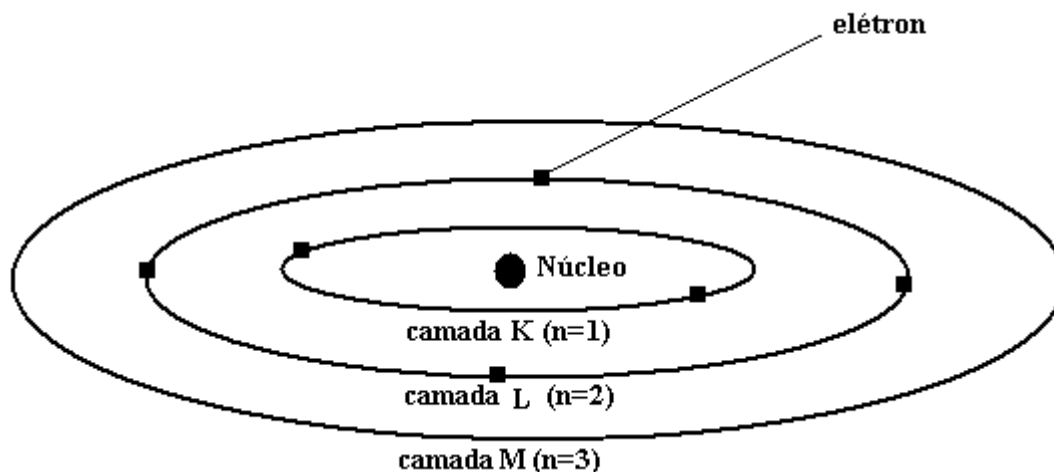


Figura 2 - Modelo Planetário do átomo de Bohr. Elétrons orbitando um núcleo e cada raio tem um tamanho definido pelo número quântico n , o qual é representado pelas camadas K, L, M e assim por diante, em que cada letra corresponde a $n=1$, $n=2$, $n=3$... , respectivamente.

É possível mover os elétrons entre as camadas, por exemplo, para mover o elétron da camada K para camada L, basta fornecer uma energia equivalente à diferença entre a energia de ligação da camada L e da camada K. Quando isso acontece o elétron salta para camada L. Ou ainda, se a energia fornecida for igual à diferença de energia entre camada M e K, o elétron salta para camada M.

Também, o caminho inverso é possível. Quando um elétron é arrancado de uma camada mais inferior o resultado é uma vacância e um elétron de uma camada mais externa salta para preencher essa vacância. O resultado disso é a liberação de um fóton com energia equivalente à diferença de energia de ligação entre as camadas. E esse fóton é conhecido como radiação característica ou raios-X característico.

O núcleo que esses elétrons orbitam é composto por prótons e nêutrons, esses são denominados núcleons e as massas desses são bem maiores (próximo de 2000 vezes maiores) que a massa do elétron.

São esses núcleons que caracterizam um átomo, sendo que cada elemento químico tem um determinado número de prótons, Z , número de nêutrons N e número de massa A , com $A = N + Z$. Portanto um elemento químico X fica completamente caracterizado com A_ZX_N .

Assim, as espécies nucleares podem ser agrupadas em famílias conhecidas como: Isótonos, elementos com mesmo número de nêutrons (N); isótopos, elementos com mesmo número de prótons (Z) e isóbaros, elementos com mesmo número de massa (A). Existem ainda os nuclídeos que possuem mesmo número de massa, mesmo número atômico, mas com arranjo nuclear diferente. A existência

desse tipo de elemento está associada ao seu tempo de existência, o qual é por volta de 10^{-12} segundos.

Como os prótons estão muito próximos e os mesmos possuem carga positiva há interação coulombiana, ou elétrica, entre eles e a natureza dessa interação é repulsiva. Mas eles não se afastam, o que é um indicativo de uma força mais forte que essa força elétrica que os mantém unidos, essa força é chamada de força nuclear.

Essas características que compõem os átomos, eventualmente, podem se organizar de maneira não favorável ao átomo, isto é, o arranjo dos prótons, nêutrons e elétrons faz com que o átomo tenha um excesso de energia, logo o mesmo libera essa energia de modo que a estrutura atômica entre em equilíbrio, ou estado de menor energia, o qual corresponde ao estado estacionário do átomo.

Desintegração radioativa ou Decaimento radioativo é o nome desse processo que o átomo instável faz para alcançar um nível de menor energia (mais estável). Existem várias formas de decaimento radioativo e algumas delas serão discutidas nas próximas seções.

2.2 Modos de Decaimento Radioativo

2.2.1 Decaimento alfa

O decaimento alfa ocorre quando um átomo instável emite um núcleo de He, formado por dois prótons e dois nêutrons, denominada partícula alfa (α). Logo o número atômico e o número de nêutrons do elemento que sofre esse tipo de decaimento são reduzidos de duas unidades, seguindo o esquema ${}^A_ZX \rightarrow {}^{A-4}_{Z-2}Y + \frac{4}{2}\alpha$.

Como o número atômico mudou, portanto o elemento também mudou. E ainda, a redução de quatro unidades do número de massa indica que esse é um decaimento propício para átomos que precisam reduzir esse número para ficar mais estável. Por fim, geralmente, a energia dessa partícula alfa é alta, mas apesar dessa energia ser alta essa partícula tem baixo poder de penetração com alto poder de ionização.

2.2.2 Decaimento Beta

Nesse tipo de desintegração o núcleo pode emitir um elétron, denominado β^- , como consequência da transformação de um nêutron em um próton mais elétron mais antineutrino, $n \rightarrow p^+ + e^- + \text{antineutrino}$, ou o átomo libera um pósitron β^+ , partícula análoga ao elétron porém com carga positiva. Para esse último processo, tem-se um próton que se transforma em um nêutron mais um pósitron e mais um neutrino, $p^+ \rightarrow n + e^+ + \text{neutrino}$, (neutrino e antineutrino são partículas que praticamente não tem massa e sem carga, sendo de difícil detecção).

O elemento que sofre esse tipo de decaimento segue o seguinte esquema: ${}^A_Z X \rightarrow {}^A_{Z+1} Y$, para β^- , e ${}^A_Z X \rightarrow {}^A_{Z-1} Y$, para β^+ . Analogamente, o número atômico mudou e, portanto o elemento X é diferente de Y, mas o número de massa não mudou, logo esses elementos são isóbaros. As duas partículas tem um amplo espectro de emissão, contudo a β^+ é emitida com maior energia por ser repelida pelos prótons e como β^- é atraída, eventualmente, possui menos energia.

O poder de penetração dessas partículas é bem baixo, uma vez que a partícula β^- é um elétron e como tal pode preencher uma vacância sendo absorvido e emitindo um fóton. Já para partícula β^+ cabe uma discussão mais elaborada, pois essa partícula que permitiu o desenvolvimento do sistema PET.

Após o núcleo emitir o pósitron, β^+ , o mesmo “viaja” muito pouco, pois logo encontra sua antipartícula, o elétron. Assim, quando se encontram, essas partículas formam momentaneamente ($\sim 10^{-10}$ segundos) uma espécie de átomo altamente instável, conhecido como Positrônio, que se desintegra formando, na maioria das vezes, dois fótons cada um com energia de 511keV (corresponde à soma das massas do pósitron mais a do elétron).

Esses fótons são conhecidos como fótons de aniquilação e o ângulo de propagação entre esses dois fótons de aniquilação é aproximadamente 180° (como o momento deve ser conservado, e a velocidade do pósitron é diferente da do elétron, o ângulo entre os fótons fatalmente fica próximo de 180° para não anular o momento final).

2.2.3 Conversão Interna

A conversão interna acontece quando o núcleo está em um estado energético muito alto e acaba interagindo com a nuvem eletrônica, geralmente com os elétrons das camadas mais interna, e essa interação transfere energia para o elétron que é ejetado do átomo.

Aqui cabe observar que o elétron ejetado tem origem na eletrosfera, diferente do decaimento β^- , o qual é emitido do núcleo. No mais, o espectro da emissão β^- é contínuo, já o espectro da conversão interna tem caráter discreto, pois está associado à energia de ligação do elétron emitido.

2.2.4 Captura Eletrônica

Eventualmente, um elétron de uma camada, geralmente as mais internas, pode ser atraído pelo núcleo. Quando isso acontece o próton reage com o elétron formando um nêutron mais um neutrino ($p + e^- \rightarrow n + \text{neutrino}$). O resultado final desse processo é emissão de raios-X característico e ou emissão de elétron Auger.

2.2.5 Elétron Auger

Uma vacância pode ser criada por captura eletrônica, conversão interna ou uma colisão com alguma partícula. Quando o elétron de uma camada mais externa que a vacância preencher a mesma há emissão raios-X característico e esse raios-X pode colidir com algum elétron da nuvem eletrônica causando a ejeção do mesmo. Esse elétron é denominado elétron Auger e por ser uma partícula com carga ele consegue depositar uma alta quantidade de dose localmente e por isso os radionuclídeos que emitem esse elétron deve ser usado com cuidado para o caso do diagnóstico (18).

2.3 Matemática do Decaimento Radioativo

2.3.1 Constante de Decaimento

Como já dito, o decaimento radioativo ocorre quando um átomo excitado libera energia para ficar em um estado menos energético, ou seja, mais estável. Considerando que certa amostra tenha N átomos, define-se a taxa de decaimento médio como mostra a equação 1

$$\frac{\Delta N}{\Delta t} = -\lambda N \quad (1)$$

Onde λ é a constante de decaimento e é um parâmetro característico de cada radionuclídeo. Sua unidade é o inverso do segundo (s^{-1}) e seu significado é a probabilidade do átomo decair no mesmo intervalo de tempo. Logo, se para um radionuclídeo $\lambda = 0,10 s^{-1}$, em 1 segundo o radionuclídeo terá decaído, em média, 10% (ou decaí 10% por segunda em média). O sinal de negativo indica que ΔN diminui com passar do tempo.

Alguns radionuclídeos sofrem decaimentos de varias formas diferentes. Isso é, pode sofrer decaimento β^+ ou captura eletrônica, como o ^{18}F (97% das vezes sofre β^+ e 3% captura eletrônica). Assim, para cada processo de decaimento define-se um λ_n , em que λ_1 representa a fração de decaimento para o modo 1, λ_2 para modo 2 etc. Portanto a constante de decaimento total para um radionuclídeo é somatório dessas frações (equação 2).

$$\lambda = \lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3 + \dots \quad (2)$$

Com isso, define-se a taxa *branching* (*Branching Rate*, BR) como sendo a fração de decaimento que o átomo sofre por um modo específico. Em suma, para o modo de decaimento i , BR fica definido pela equação 3.

$$BR = \frac{\lambda_i}{\lambda} \quad (3)$$

2.3.2 Atividade

A grandeza $\Delta N/\Delta t$ é a taxa de decaimento médio e é conhecida como atividade da amostra. Sua unidade é desintegrações por segundo, chamada de *becquerel* (Bq). A atividade de uma amostra é calculada usando a equação 4.

$$A(\text{Bq}) = \left| \frac{\Delta N}{\Delta t} \right| = \lambda N \quad (4)$$

Isso significa que se uma amostra tiver uma atividade de 1Bq essa amostra vai decair em média uma vez por segundo. Logo a atividade só pode ser positiva e por isso usa-se o módulo em 4.

2.3.3 Decaimento exponencial

A equação 1 mostra que o número de átomos diminui ao longo do tempo e conseqüentemente a atividade (equação 4) também diminui. Considerando que $\Delta N = -dN$, então:

$$\begin{aligned} \frac{dN}{dt} &= -\lambda N \rightarrow \int \frac{dN}{N} = - \int \lambda dt \\ \therefore N(t) &= N(0)e^{-\lambda t} \end{aligned} \quad (5)$$

E como a atividade A é proporcional a N,

$$A(t) = A(0)e^{-\lambda t} \quad (6)$$

Com essas equações, 5 e 6, pode-se dizer que o número de átomos e a atividade decaem exponencialmente com o tempo. A Figura 3 mostra esse comportamento para três constantes de decaimento diferentes.

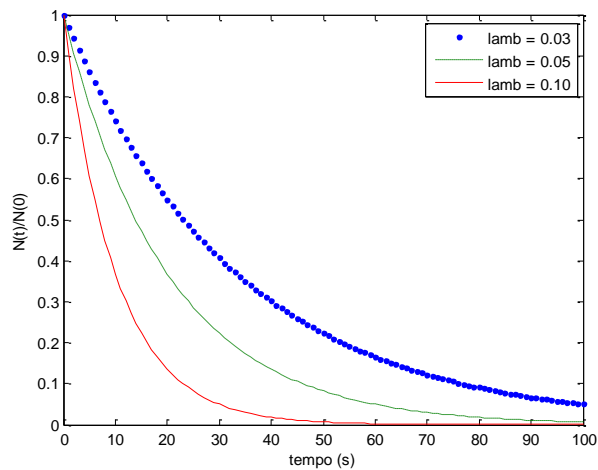


Figura 3 - Decaimento exponencial de um átomo instável.

Com esse comportamento em vista, define-se a grandeza Tempo de Meia Vida ($T_{1/2}$) como sendo o tempo em que a atividade demora a cair pela metade do valor inicial, logo $A(t) = 0,5 \cdot A(0)$, de 6:

$$\frac{1}{2} = e^{-\lambda T_{1/2}} \rightarrow 2 = e^{\lambda T_{1/2}} \rightarrow \ln 2 = \lambda T_{1/2}$$

$$\therefore T_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda} \text{ ou } \lambda = \frac{\ln 2}{T_{1/2}} \quad (7)$$

Com essa equação pode-se achar o tempo de meia vida dado a constante de decaimento do radionuclídeo ou achar a constante de decaimento dado o tempo de meia vida (4).

A tabela 1 mostra algumas das características dos radionuclídeos mais usados em rotinas de sistemas PET

Radionuclídeo	meia vida	E média β (MeV)	Branching
18F	109,77 min	0,25	0,97
15O	122,24 s	0,735	0,99
11C	1221,8 s	0,385	0,99
22Na	2,6 anos	0,215	0,90

Tabela 1: Retirado de www.nndc.bnl.gov/mird/, 06/10/2015

2.4 Interação do Fóton com a Matéria

Considerando a massa do elétron (m_e) sendo $9,1 \cdot 10^{-31}$ kg, sendo a massa do pósitron (m_p) a mesma que m_e e usando equação de equivalência de massa e energia de Einstein para o processo de aniquilação, tem-se:

$$E = mc^2 = m_e c^2 + m_p c^2$$

$$E = \frac{2 \times (9,1 \times 10^{-31}) \times (3 \times 10^8)^2}{1,6 \times 10^{-19}} \cong 1,022 \text{ MeV}$$

O parâmetro c é a velocidade da luz no vácuo ($3 \cdot 10^8$ m/s) e 1 eV é igual a $1,6 \cdot 10^{-19}$ J.

Portanto, a energia liberada por causa da aniquilação elétron-pósitron é de 1,022 MeV e como são dois fótons essa energia é dividida igualmente entre os dois. Logo cada fóton realmente tem 511 keV.

Assim sendo, para essa faixa de energia, 511 keV, é interessante estudar como esse fóton interage com a matéria.

Dependendo das características do meio (número atômico, por exemplo) e da energia do fóton o mesmo pode interagir com 4 principais processos, Efeito Fotoelétrico; Espalhamento Compton; Espalhamento Rayleigh e Produção de Pares. Como a faixa de energia de interesse para PET está por volta de 100-700 keV (19) os principais efeitos de interação do fóton com a matéria para essa faixa de energia são os dois primeiros citados.

2.4.1 Efeito Fotoelétrico

Para esse efeito o fóton é completamente absorvido pelo elétron de algum átomo do meio. Além de o elétron ser absorvido o mesmo é ejetado do átomo, pois o fóton incidente tem energia maior que a energia de ligação do elétron. Como consequência, raios-X característico da camada que o elétron foi arrancado é produzido, visto que o fóton criou uma vacância. Esse raios-X e o elétron geralmente são absorvidos pelo próprio meio.

A grandeza física que descreve a probabilidade de interação do fóton com a matéria é chamada de secção de choque e tem como unidade o inverso do comprimento. A secção de choque para efeito fotoelétrico para energias próximas de 511 keV é fortemente proporcional ao número atômico do matéria elevado ao cubo (Z^3). Isso significa que quanto maior o número atômico do material, mais provável que o fóton sofra efeito fotoelétrico (Figura 4).

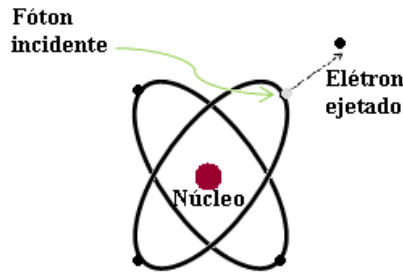


Figura 4 - Efeito Fotoelétrico: Fóton é absorvido pelo e elétron, o mesmo é ejetado da eletrosfera.

2.4.2 Espalhamento Compton

A Figura 5 tem uma ilustração do espalhamento Compton. Nesse tipo de interação o fóton incidente transfere parte de sua energia para o elétron, o qual é arrancado, e ainda, esse fóton sofre um desvio θ de sua trajetória inicial. Usando conservação de energia e de momento, é possível chegar em uma equação da energia do fóton espalhado (E_{sc}) em função da energia incidente (E) e do ângulo de espalhamento (θ) (equação 8).

$$E_{sc} = \frac{m_e \times c^2}{\frac{m_e \times c^2}{E} + 1 - \cos \theta} \quad (8)$$

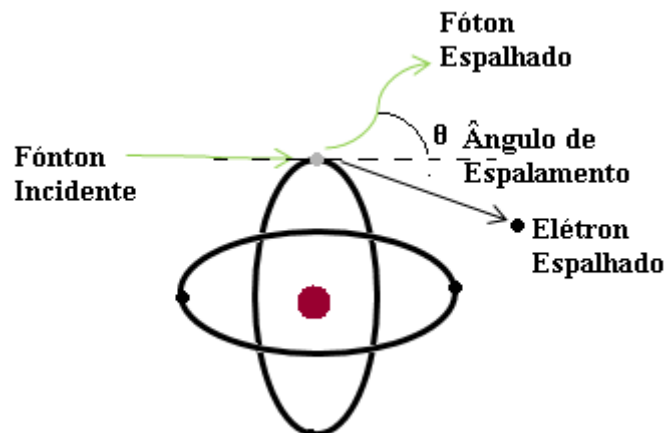


Figura 5 - Efeito Compton: O fóton incidente além de arrancar um elétron sofre um desvio de sua direção inicial

Pela equação 8, conclui-se que o fóton espalhado de menor energia ocorre quando θ é 180° . A secção de choque do espalhamento Compton é proporcional ao número atômico Z .

2.4.3 Atenuação do Feixe de Fótons

Quando um feixe de fótons incide em um objeto, a intensidade do feixe que consegue atravessar o mesmo é descrita por uma função exponencial (equação 9).

$$I(x) = I(0)e^{-\mu x} \quad (9)$$

Em que x é a espessura do objeto que é atravessado pelos fótons e μ é o coeficiente de atenuação linear. Esse coeficiente é soma das secções de choque de cada tipo de interação que nesse caso é a secção de choque do efeito fotoelétrico (τ) mais secção de choque do espalhamento Compton (σ). (equação 10).

$$\mu = \tau + \sigma \quad (10)$$

Como as secções de choque são definidas por unidade de comprimento, o coeficiente de atenuação linear também deve ser definido por unidade de comprimento e em consequência, essa grandeza representa a probabilidade do fóton interagir por unidade de comprimento.

2.5 Detecção de Fótons para sistema PET

A detecção de fótons na maioria dos sistemas PET é feita por no mínimo dois detectores. As características necessárias para esses detectores serem considerados bons cobrem desde a forma geométrica do detector até o material que os constituem, pois é desejável que os detectores tenham alta secção de choque para efeito fotoelétrico para fótons de 511 keV, dado que quanto mais absorverem mais intenso será o sinal. Já o efeito Compton não é desejável nos detectores porque ele permite gerar múltiplas interações de um único fóton, isso distorce a informação sobre a distribuição de nuclídeo.

A localização da interação do fóton no detector é influenciada pela forma do mesmo e quanto mais um detector pode diferenciar uma posição (localização) de outra muito próxima, melhor, porque assim se consegue diferenciar estruturas pequenas. Essa característica é descrita pela resolução espacial. Da mesma maneira, pode-se pensar em resolução temporal em PET. Essa é a habilidade do detector de diferenciar, isto é, detectar fótons que chegam em intervalos de tempo muito curto.

Outra característica importante é a capacidade do detector de diferenciar energias. Como discutido, quando o fóton sofre espalhamento Compton ele desvia de sua direção original e perde energia e com isso pode borrar a imagem do sistema PET. Por isso, um bom detector deve discernir com precisão as energias dos fótons que chegam para conseguir diferenciar quando o fóton foi ou não espalhado.

2.5.1 Detectores Cintiladores

Detectores do tipo cintiladores são amplamente usados para detecção de fótons de procedência nuclear e são muito comuns em sistemas PET. Esses detectores geralmente são constituídos de cristais densos e quando a radiação incide nesse cristal o mesmo cintila, isto é, emite luz. Essa luz é detectada por sistemas que são sensíveis a ela e esses convertem o sinal de luz visível em sinal elétrico. O esquema da Figura 6 mostra esse processo.

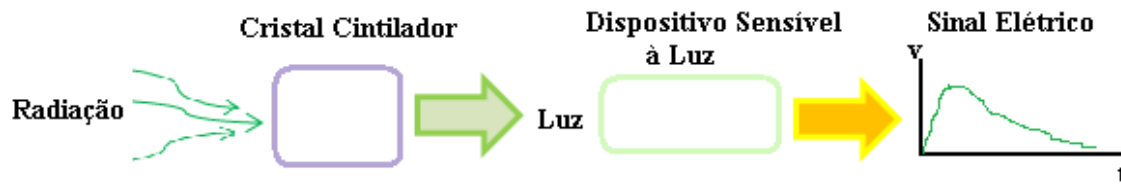


Figura 6 - Esquema de detecção de radiação usando cintiladores. Os fótons incidem no cristal cintilador e o mesmo brilha, emitindo fótons de luz que são detectados por um dispositivo que recebe esses fótons e os converte em sinal elétrico.

O cristal cintilador tem a propriedade de emitir luz visível quando fótons de determinada energia depositam energia nesse meio cintilador. A quantidade de luz, isto é a intensidade da luz emitida é proporcional à energia depositada pelos fótons da radiação incidente.

O coeficiente de atenuação linear, o comprimento de onda da luz emitida pelo cintilador, o tempo que essa luz é emitida e a densidade são algumas características importantes de um cintilador para uso em sistema PET. Para esse propósito é importante que o material do cintilador seja denso e com coeficiente de atenuação adequado, com secção de choque alta para efeito fotoelétrico, para fótons de 511 keV e quanto maior a densidade maior a chance desses fótons interagirem com o cintilador.

O comprimento de onda da luz emitida é importante porque representa qual tipo de luz que o cintilador emite quando os fótons incidem. Esse comprimento de onda emitido deve sensibilizar o Dispositivo Sensível à Luz (Figura 6) que vai acoplado ao cintilador. Portanto, o comprimento de onda emitido deve estar dentro do espectro de sensibilidade desse dispositivo.

O tempo em que o detector demora para emitir luz logo após a interação do fóton é importante, pois o cintilador ao receber a energia do fóton em uma fração de segundos deve liberar essa energia em forma de luz, visto que em sistemas PET, a informação temporal em que o fóton interage com o detector é de suma importância para gerar o sinal desejado. Logo, quanto mais rápida for essa resposta de cintilação, maior a precisão dessa informação temporal.

2.5.2 Fotomultiplicadora e Detector de Estado Sólido: Dispositivos Fotossensíveis

Como dito anteriormente, esses dispositivos têm a função de converter a luz emitida dos cintiladores em sinal elétrico. A amplitude, a qual resulta da integração desse sinal elétrico, é proporcional à quantidade de luz emitida, sendo assim, pode-se medir a energia depositada pelos fótons incidentes no cintilador.

Essa característica de converter fótons de luz em elétrons é descrita pela grandeza Eficiência Quântica. É evidente que quanto mais eficiente for essa conversão melhor, pois mais intenso será o sinal elétrico. Aqui, vale ressaltar a importância da luz produzida pelo cintilador casar com a eficiência quântica do dispositivo sensível à luz, de modo que a conversão luz-elétron seja a máxima possível.

A seguir, uma breve discussão sobre os dispositivos sensíveis a luz mais usados em sistemas PET: Fotomultiplicadora e Detectores de Estado Sólido.

As fotomultiplicadoras ou *photomultipliers* (PMT's) além de converter luz em sinal elétrico, podem ser entendidas como dispositivos amplificadores e a Figura 7 pode exemplificar melhor.

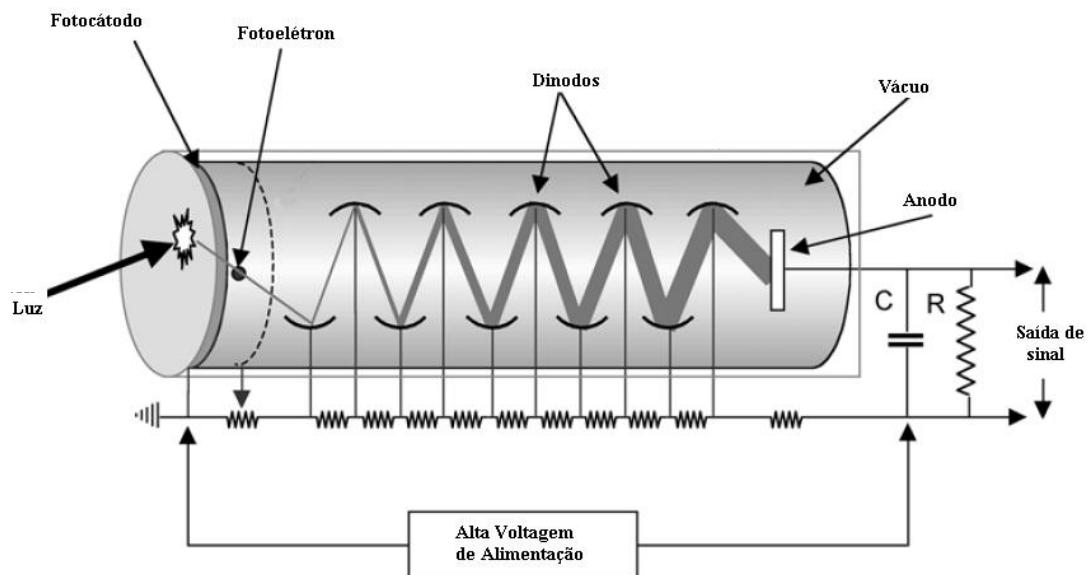


Figura 7 - Esquema de uma Fotomultiplicadora. A luz incidente arranca elétrons do fotocátodo, os quais são acelerados por tensões aplicadas entre os dinodos e destes são arrancados mais elétrons. Sendo que cada colisão com dinodo resulta em um ganho, em um aumento no número de elétrons. Uma corrente elétrica sai pelo Ânodo e a intensidade dessa corrente é proporcional à intensidade da luz incidente. Adaptado de (20).

A luz transmitida pelo cintilador entra pelo fotocátodo e esse tem propriedade de converter luz em elétron. Essa propriedade é descrita pela eficiência quântica e como já discorrido, relaciona-se com a probabilidade de converter luz em elétron.

O elétron resultante dessa conversão, fotoelétron, é acelerado por uma diferença de potencial em direção a um eletrodo de carga positiva chamado de dinodo. Como o elétron atinge esse dinodo em alta velocidade, isto é, com muita energia, outros elétrons são arrancados desse dinodo. Esse conjunto de elétrons são acelerados em direção ao próximo dinodo e novamente esses elétrons vão arrancar mais elétrons do dinodo e assim sucessivamente, até essa avalanche de elétrons atingir o anodo, onde se pode medir a corrente formada pelos elétrons que chegaram.

Uma vantagem desses dispositivos é a estabilidade, o que significa que a resposta elétrica permanece aproximadamente a mesma por longos períodos de tempo. Outra vantagem é a amplificação do sinal, o que permite uma alta relação sinal-ruído.

Dentre as desvantagens destacam-se, o custo financeiro que geralmente é elevado e as PMT's costumam ser relativamente volumosas.

Ao contrário disso, os Detectores de Estado Sólido não são volumosos e tem eficiência quântica maior. Porém esses detectores não oferecem muito ganhos de sinal. Apesar disso, esse tipo de dispositivo é uma boa alternativa para PMT's. Detectores de Estado Sólido são baseados em fotodiodos de silício.

Esse fotodiodo consiste em uma camada fina de silício dopada com impurezas de forma isso resulta em um campo elétrico favorável quando aplicado uma diferença de potencial. Essa diferença de potencial é muito menor que a usada em PMT's, isso agrega mais uma vantagem aos detectores de estado sólido uma vez que consomem menos energia.

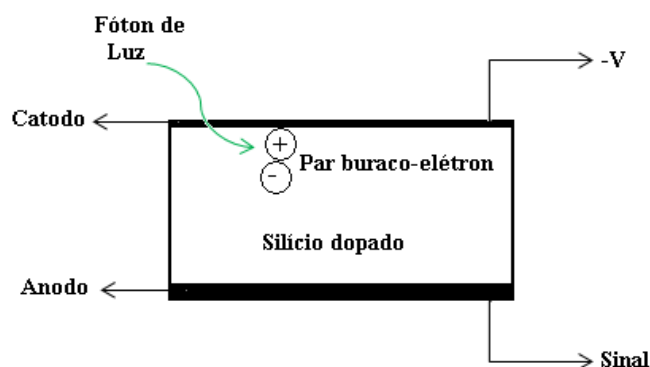


Figura 8 - Esquema de um Detector de Estado Sólido. A luz incidente interage com o silício formando um par elétron-buraco. Devido à tensão aplicada o elétron é atraído ao Anodo e assim forma-se uma corrente elétrica.

A Figura 8 ajuda explicar o funcionamento desse tipo de dispositivo. Quando a luz incide no detector ela arranca um elétron do silício dopado assim se forma uma vacância, um buraco, que se comporta como uma carga positiva. Assim sendo, devido ao campo elétrico, o elétron arrancado é atraído pelo polo positivo do detector (anodo) e o buraco é atraído pelo catodo (polo negativo). Logo, o sinal é formado pelos elétrons que a luz incidente arrancou ao interagir com o silício.

Como o ganho desses dispositivos é pequeno, o tempo de integração para formar um pulso é maior. Isso prejudica a resolução temporal do sistema PET (20).

Uma modificação nesses dispositivos pode contornar esse problema. Com funcionamento semelhante, os fotodiodos em modo avalanche ou *Avalanche Photodiode* (APD), são detectores de estado sólido com uma diferença de potencial maior. Isso faz com que os elétrons arrancados pela luz tenham energia suficiente para arrancar outros elétrons dentro do silício, parecido com o processo das PMT's. A desvantagem desses APD's é que eles necessitam de muitos cuidados na operação para conseguir um sinal estável.

2.6 Configuração do Sistema PET

O sistema PET só pode ser usado com núclídeos que emitem β^+ . Isso porque esse tomógrafo detecta fótons de aniquilação em processo conhecido como Detecção de Coincidências. Com esse processo o sistema buscar achar a posição do radionuclídeo que emitiu o pósitron.

A Figura 9 mostra um esquema típico de detecção de coincidências. Como os fótons de aniquilação são aproximadamente emitidos com ângulo de 180° entre eles é possível definir uma linha entre os detectores em que se encontra a fonte emissora de β^+ (na verdade onde ocorreu a aniquilação pósitron-elétron e não a fonte. No entanto, pode-se considerar que o pósitron está muito próximo da fonte que o emitiu). Essa linha é conhecida como linha de resposta, ou *Line of Response* (LOR).

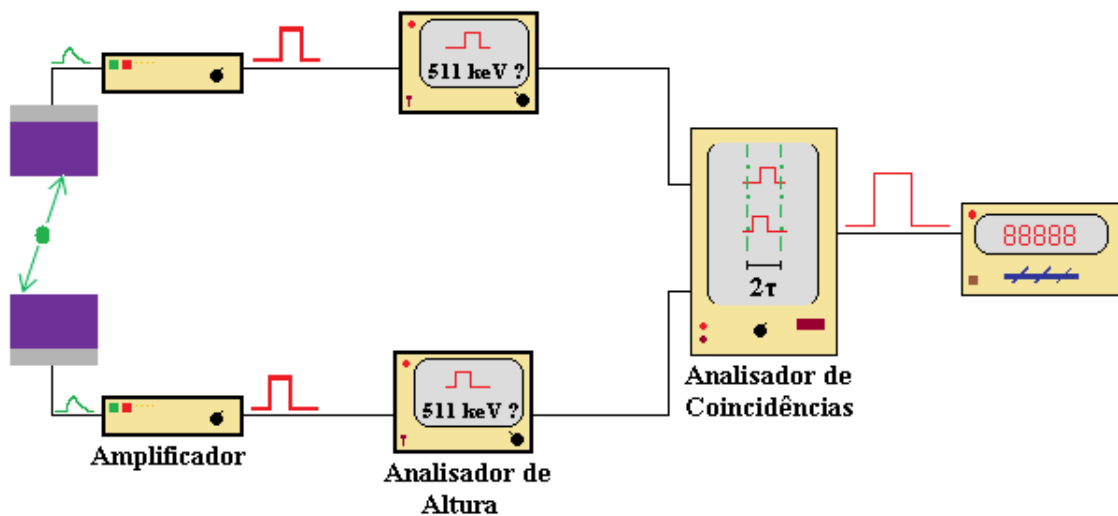


Figura 9 - Esquema de Detecção em Coincidência. Os fótons de aniquilação chegam nos detectores e geram um sinal elétrico. Esse sinal elétrico deve ser amplificado em a altura do pulso é analisado no analisador de altura. Se a amplitude do pulso corresponder a uma altura de 511 keV os pulsos são transmitidos ao analisador de Coincidências, o qual verifica a informação temporal dos pulsos e satisfeita a condição de coincidência um pulso incrementa o contador.

Após a conversão de Luz em sinal elétrico, esse vai para o amplificador, e aqui no esquema, o sinal já foi integrado para fazer a equivalência de quantidade de carga formada proporcional à intensidade da luz emitida pelo cintilador. Esse sinal integrado deve passar por um analisador de altura que vai identificar se o pulso formado é de um fóton de 511 keV. Esse processo é conhecido como colimação eletrônica, uma vez que se pode rejeitar fótons de menor energia que foram espalhados, pois quando isso acontece ele perde energia. Na prática, a comparação do pulso formado é feita com uma faixa energética, ou janela energética, por exemplo, de 100 a 650 keV. Isso melhora a estatística de detecção, posto que a eletrônica usada nesses sistemas PET gera muito ruído, conseqüentemente os fótons de 511 keV geram pulsos de alturas variadas.

Após essa comparação de altura do pulso, os sinais vão para o analisador de coincidência que verifica a informação temporal desses pulsos. A velocidade de propagação dos fótons são a mesma, mas a distância até os detectores varia bastante, logo os tempos em que os pulsos são formados são diferentes. Portanto, quando um pulso chega, por exemplo no canal 1, no analisador de coincidências o mesmo deve esperar até que o outro pulso chegue, canal 2, e fazer a uma diferença na informação temporal desses pulsos. Se essa diferença for muito grande, significa

que o pulso no canal dois não é da mesma aniquilação. Se a diferença for pequena, é possível que os pulsos formados sejam da mesma aniquilação.

Aqui fica claro a importância do cintilador ter uma resposta temporal rápida, nesse caso τ . Geralmente, usa-se uma janela temporal 2τ porque seria o tempo máximo para formar os pulsos de coincidência. Mas uma consequência indesejável nesse processo é o fato de outros fótons, de diferentes aniquilações ou decaimento poderem chegar dentro dessa janela temporal e assim serem contados, no contador, como coincidência. Com isso em vista, é notório a importância de se manter a janela temporal pequena, mas não tão pequena para não perder as coincidências e nem muito grande para evitar falsas contagens de coincidências.

2.6.2 Geometria de Detecção

Usando apenas dois detectores, como mostra Figura 9, não é possível montar um sistema PET, pois os dois detectores cobrem uma região muito pequena do espaço e muitos fótons de aniquilação são perdidos.

Para formar uma imagem da fonte radioativa é necessária a aquisição de muitas LOR's e em diferentes direções. Logo, um sistema PET deve consistir de vários detectores ao redor do objeto que contém uma fonte radioativa ou detectores que giram ao redor da fonte. A Figura 10 mostra algumas possíveis geometrias de detecção, denominadas *scanner*, ou anel.

Nessa figura, pode-se definir o plano que contém os detectores como sendo o plano transversal, ou transaxial. O plano perpendicular a esse plano transversal é denominado plano axial.

O esquema de coincidências mostrado na Figura 9 pode ser transferido para o sistema PET com algumas adaptações. A primeira é que agora além da informação temporal e energética dos fótons, deve-se guardar a origem dos fótons, ou seja, em qual detector o pulso foi formado. A segunda adaptação pode ser entendida olhando a Figura 11. Nota-se que se deve definir o número de detectores que se podem formar coincidências. Para o caso da figura, são 24 detectores no total, mas cada detector pode formar coincidência apenas com outros 15 detectores, dado que a diferença de aceitação é 5.

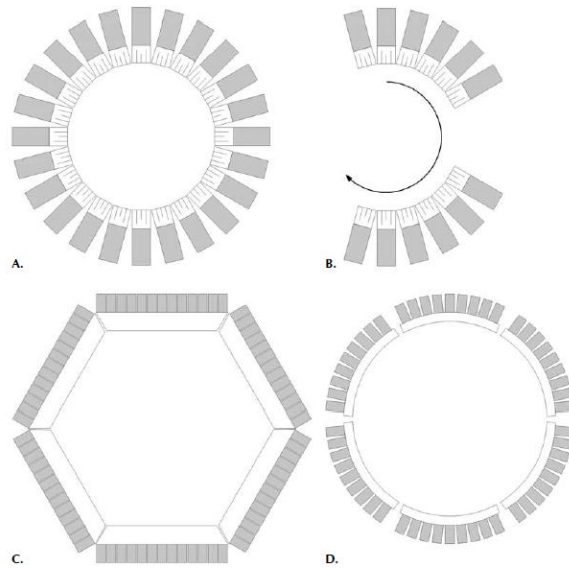


Figura 10 - Exemplo de Anéis de Detecção em PET. Scanner completo de Detectores (A), Sistema Rotativo (B), Hexagonal (C) e Scanner com Segmentos (D). Retirado de (20)

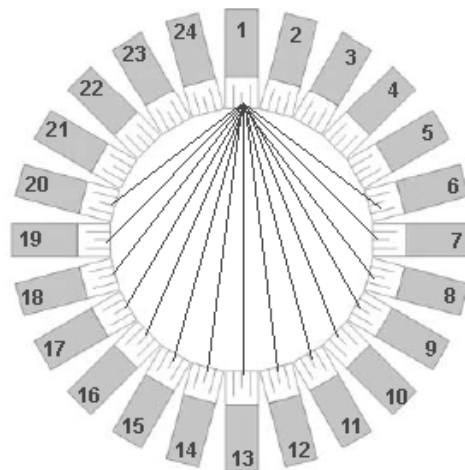


Figura 11- Controle de FOV em sistema PET. O tamanho do FOV pode ser determinado definindo o número de coincidências possíveis para cada detector. Adaptado de (20)

Essa limitação de coincidências pode ser feita fazendo a diferença entre os números dos detectores. Dessa forma, limita-se o campo de visão, ou *Field of View* (FOV), do sistema, quanto maior a diferença, menor o número de coincidências possíveis para cada detector e, portanto menor o FOV. Essa é a região sensível do equipamento. O objeto com a fonte radioativa deve ser posicionado dentro do desse FOV.

Com um anel de detectores é possível fazer imagens apenas da secção transversal do objeto. Para conseguir formar uma imagem 3D com um anel é necessário fazer várias aquisições do objeto e depois fazer os devidos

processamentos. Porém, hoje em dia são comuns sistemas PET com mais de um anel. Isso permite fazer aquisições 3D e ainda aumentar a sensibilidade do equipamento, uma vez que mais detectores são usados.

2.6.2 Tipos de Coincidência

Para o caso ideal, onde os fótons não sofrem desvios de energia nem de direção, todas as coincidências seriam originadas por fótons de aniquilação. No entanto, isso não acontece. Após a aniquilação os fótons gerados interagem com o meio de propagação sofrendo mudanças e isso prejudica a formação das coincidências verdadeiras. Sendo assim, pode ocorrer 4 tipos de coincidências vistos na Figura 12.

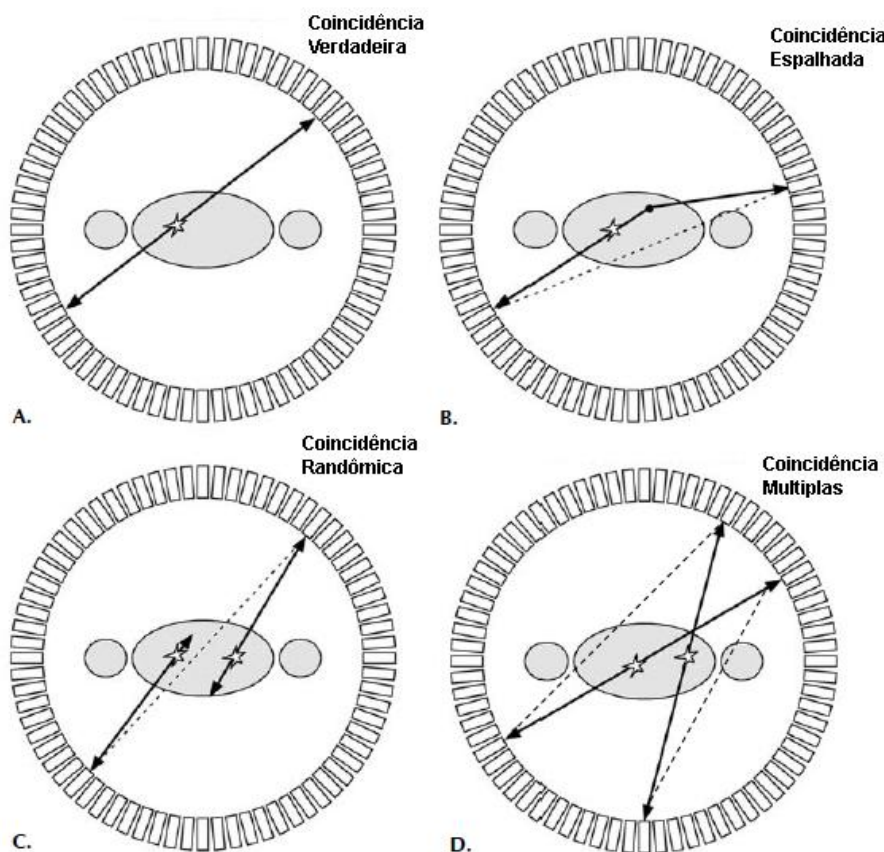


Figura 12 - Tipos de Coincidência. As coincidências Verdadeiras ocorrem quando os fótons de aniquilação não sofrem desvios (A). Se forem Efeito Compton formam LOR's indesejáveis (B). Se um dos fótons de aniquilação se perder formam-se as indesejáveis coincidências Randômicas (C) e por último quando mais de dois detectores participam da montagem de coincidência pode gerar coincidências múltiplas (D) (20)

O primeiro tipo de coincidência e desejáveis para formar imagens, são as Coincidências Verdadeiras. Como já discutido, essas coincidências são formadas pelos fótons da mesma aniquilação que não sofreram espalhamento. E são desejáveis, pois fornecem as LOR's que contém a fonte radioativa.

As Coincidências Randômicas, ou aleatórias, ou acidentais, são formadas quando fótons de diferentes aniquilações, ou decaimento, são aceitos como sendo da mesma aniquilação. Isso é consequência da eletrônica de processamento envolvida, pois como discutido anteriormente, para aceitar como coincidência os pulsos passam por um analisador temporal e o mesmo aceita como coincidência os pulsos que caem dentro da faixa temporal (geralmente 2τ). Este fato gera LOR's que não contém informação sobre a distribuição da atividade do nuclídeo e ainda produzem um indesejável aumento de coincidências de fundo (geradas pelo ruído da eletrônica envolvida no equipamento) o que denigre a imagem final.

Coincidências Espalhadas ocorrem quando um dos fótons de aniquilação sofre espalhamento Compton desviando o fóton de sua direção de origem. Consequentemente, quando esse fóton desviado chega ao detector ele ainda pode formar uma coincidência o que resulta em uma LOR incorreta. Esse tipo de coincidência acaba causando um borramento na imagem em torno do radionuclídeo.

Por fim, quando se tem uma fonte com atividade alta, muitas desintegrações por unidade de tempo, têm-se muitos fótons sendo detectados em um curto intervalo de tempo. E o sistema PET tem muitos detectores sendo usados ao mesmo tempo e eventualmente pode ocorrer de 3 ou mais detectores terem aceitado fótons ao mesmo tempo, logo não se sabe qual ou quais são as LOR's corretas. Quando esse tipo de coincidência acontece, alguns equipamentos descartam todas as possíveis LOR's e outros escolhem uma LOR como sendo verdadeira e descarta as outras ou ainda aceita todas como sendo verdadeiras.

2.6.3 Aquisições em PET e Sinograma

Considerando um sistema PET com 32 detectores e certa distribuição de atividade representada por uma função $a(x,y)$ (Figura 13)

Os dados adquiridos em um sistema PET são usualmente representados em matriz de duas dimensões em que a cada elemento dessa matriz corresponde ao número de detecções de coincidências para um determinado par de detectores. Essa matriz é organizada de modo que cada linha represente uma projeção para um ângulo ϕ e cada coluna representa a distância, r , ao centro do FOV. Assim a relação entre as projeções e a distância r em função da distribuição da atividade $a(x,y)$ é dado pela equação 11.

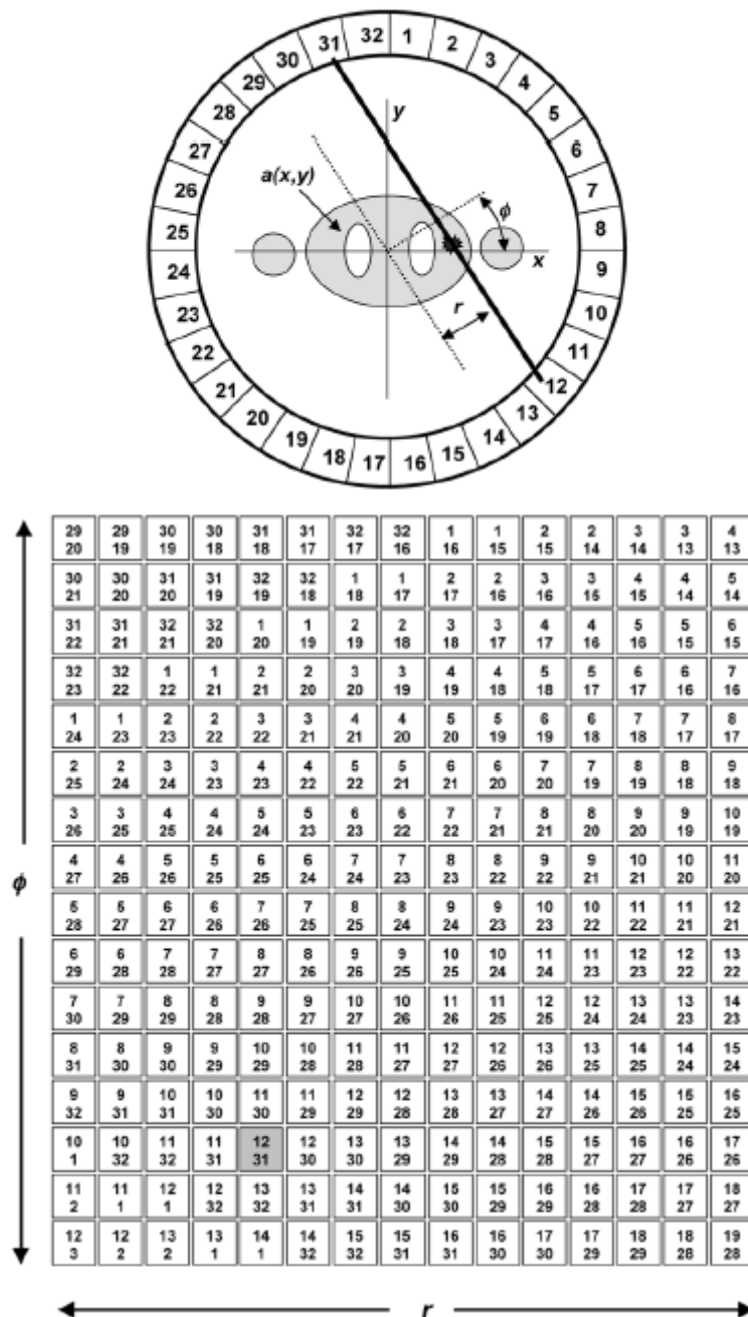


Figura 13 - Montagem do sinograma em sistema PET. As linhas são os ângulos de projeção e as colunas representam a distância da coincidência ao centro do equipamento (20).

$$r = x \times \cos \Phi + y \times \sin \Phi \quad (11)$$

Essa matriz é chamada de Sinograma, $s(\Phi,r)$, uma vez que uma atividade pontual no ponto (x,y) resultará em um função do tipo senoidal. Ainda na Figura 13 pode-se ver um mapa das possíveis coincidências que podem ser formadas e na prática esse mapa é formado considerando que os dados em cada linha não são apenas de uma projeção e sim de duas projeções adjacentes, como mostra a Figura 14. Nota-se nessa figura que há duas projeções, preto e vermelho, mas na prática isso é considerado uma única projeção (observa-se isso, por exemplo, na primeira linha da Figura 13). Isso permite um r número maior de amostragens e, portanto uma sensibilidade maior.

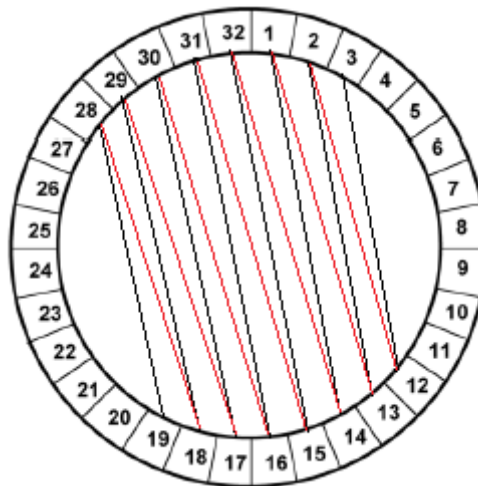


Figura 14 - Amostragem para montagem do sinograma. Nota-se que na verdade são duas projeções mas que na prática resulta em apenas uma (uma linha do sinograma). Adaptado (20)

Considerando que sistemas PET têm múltiplos anéis de detecção, devem-se definir dois tipos de planos onde as coincidências estão contidas, planos diretos e planos cruzados. O primeiro é definido para as coincidências formadas no mesmo anel e o segundo para as coincidências formadas por mais de um anel, ou seja, são planos que cruzam o eixo axial do tomógrafo PET. Dessa forma, um sistema PET com N anéis resultaria em $2N-1$ planos de coincidências, ou sinogramas. Esse modo de aquisição de coincidências é conhecido como modo de aquisição 2D porque os planos adquiridos são paralelos ou quase paralelos e a Figura 15 exemplifica esse modo de aquisição para um sistema PET com 8 anéis (as linhas tracejadas formam

1 plano de coincidências sendo que esse plano é formado por apenas dois anéis, 1º com 2º ou 2º com 1º).

Portanto para esse exemplo de 8 anéis tem-se 8 (N) planos diretos e 7 (N-1) planos cruzados (tracejados), resultando em 15 (2N-1) planos ou sinogramas adquiridos. Como cada sinograma resulta em uma imagem, logo são 15 (2N-1) imagens adquiridas.

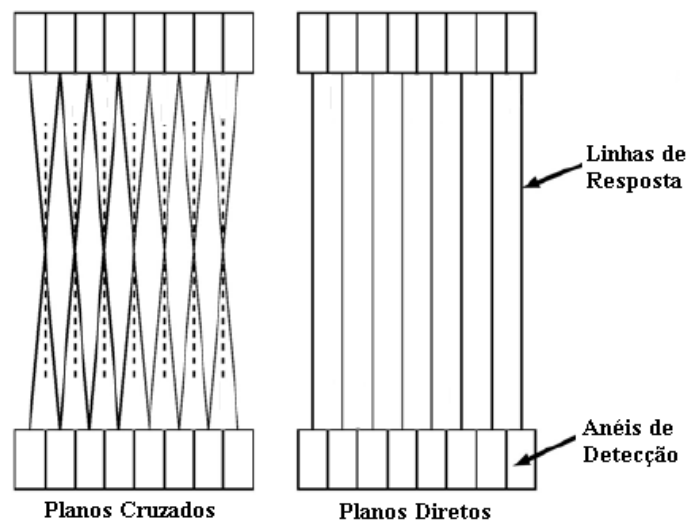


Figura 15 - Aquisição 2D em PET. Na esquerda mostra o que seria intuitivo adquirir, um plano transversal (sinograma) para cada anel. Mas na prática considera-se os planos que são formados por mais de 1 anel (à direita). Se são N anéis, no final serão N mais N-1 sinogramas, ou 2N-1 (20).

Ainda, usando planos cruzados, a sensibilidade do PET pode ser aumentada considerando mais que apenas um anel vizinho, isto é, formando planos cruzados com todo FOV axial, ou parte dele dependendo a diferença de anel usada para aceitar um plano. No entanto, agora os planos devem ser armazenados em sinogramas separados, com um algoritmo de reconstrução adequado podem formar imagens sem denegrir significativamente a resolução espacial. Dessa forma é possível formar N^2 planos de coincidências, como mostra a Figura 16. Como nesse modo de aquisição os planos não paralelos são aceitos, então esse modo é conhecido como modo de aquisição 3D.

Nesse modo de aquisição, 3D, a relação sinal-ruído pode ser maior e a quantidade de radionuclídeo usado para fazer imagens pode ser menor, consequência direta do aumento da sensibilidade.

Porém, o aumento dessa sensibilidade não é uniforme. O perfil da sensibilidade nesse modo de aquisição tem formato triangular, como mostra a **Erro! Fonte de referência não encontrada.** . O que é justificado pelo número de planos que se cruzam, o qual é maior no centro do FOV axial e vai diminuindo em direção às extremidades. Diferentemente do modo de aquisição 2D em que a sensibilidade é relativamente uniforme ao longo do eixo axial.

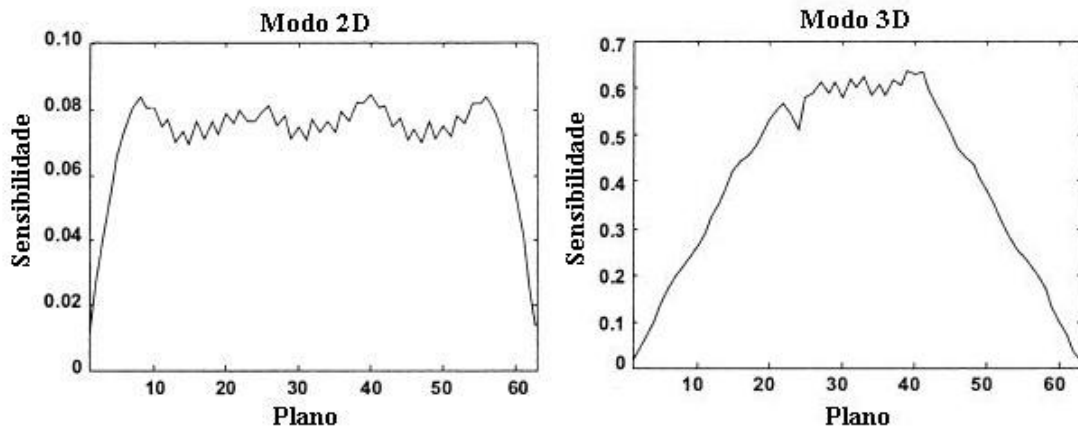


Figura 16 - Perfil de Sensibilidade axial em sistema PET. No modo de aquisição 2D apenas planos paralelos ou quase paralelos ao plano transversal são adquiridos, resultanto em uma sensibilidade quase uniforme ao longo do eixo axial, como à esquerda. Já em modo 3D há mais planos adquiridos porque são usados planos não paralelos, e conseqüentemente a sensibilidade é maior, principalmente no centro do eixo axial onde se tem mais planos. Nas extremidades do eixo axial a sensibilidade é menor, pois se tem menos planos. Isso resulta no perfil à direita (20).

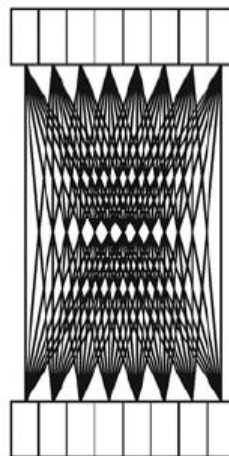


Figura 17 - Aquisição 3D em PET. Nesse modo de aquisição todos os possíveis planos podem formar um sinogramas (representado pelas linhas). Para N detectores, cada um pode formar N planos, portanto resulta em N^2 planos (20).

2.6.4 Reconstrução da Imagem

O objetivo da reconstrução da imagem é processar os dados do sinograma de forma que o resultado final forneça uma imagem que representa a concentração do radionuclídeo emissor de β^+ no objeto.

Os principais métodos de se reconstruir imagem em um sistema PET são usando a Retro Projeção Filtrada (*Filtered Backprojection*, FBP) e métodos Iterativos de reconstrução que correspondem a modelos dos dados adquiridos e que por sucessivas iterações acham a imagem mais representativa da distribuição do radionuclídeo usando um determinado critério de parada, ou se seja, de parar as iterações. Mais detalhes sobre esse último método em (21). Nesse trabalho é suficiente discorrer somente sobre a FBP.

Para se reconstruir uma imagem usando FBP, primeiramente deve-se definir uma matriz vazia de dimensões apropriadas em que cada elemento seja um pixel. Dada uma LOR entre dois detectores (por exemplo Figura 13 tem uma linha entre dos detectores 31 e 12) uma linha é traçada ligando esses detectores de forma que a mesma cruza a matriz vazia. E cada pixel que essa linha cruza é atribuído um valor $N \times w$, em que N é o número de coincidências detectadas pelo par de detectores em questão e w é um peso proporcional ao comprimento do segmento que cruza o pixel, Figura 18, e esse processo se repete para os outros pares de detectores, sempre incrementando os valores dos pixels de $N \times w$. Dessa forma, a fonte emissora vai corresponder aos pixels de maior valor.

Outra forma de se conseguir fazer a FBP é calcular o valor do pixel de coordenadas x e y na projeção Φ , usando a equação 11. Eventualmente esse valor não vai coincidir com o valor do parâmetro r no sinograma, assim deve-se fazer uma interpolação linear entre os pontos do sinograma para achar o valor do pixel. Nesse processo cada pixel recebe um valor ponderado de r do sinograma para cada projeção. A equação 12 expressa esse processo matematicamente.

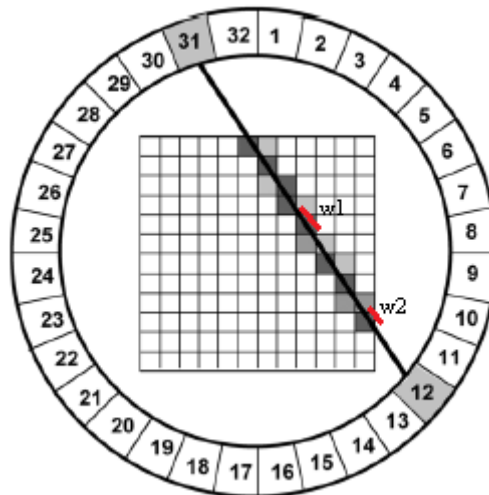


Figura 18 - Reconstrução de Imagem em sistema PET. Dado uma LOR, a mesma deve cruzar uma matriz vazia em que cada elemento é um pixel da imagem final. O pixel que a LOR cruza deve ser incrementado de $N \times w$ em que N é o número de coincidências entre o par de detectores e w o comprimento do segmento que cruza o pixel adaptado (20)

$$a'(x, y) = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N s(r, \Phi_n) = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N s(x \cos \Phi_n + y \sin \Phi_n, \Phi_n) \quad (12)$$

Em que N é número de projeções que os dados foram adquiridos, $s(r, \Phi_n)$ é numero de contagens registradas no sinograma para projeção Φ_n e distância ao centro r , e por fim $a'(x, y)$ é a retroprojeção.

Embora esse processo de retroprojeção seja relativamente simples, ele não pode ser usado para representar a distribuição da atividade do radionuclídeo, porque esse processo retroprojeta contagem ao longo da LOR, o que inclui contagens muito além da fonte. A Figura 19 expõe isso.

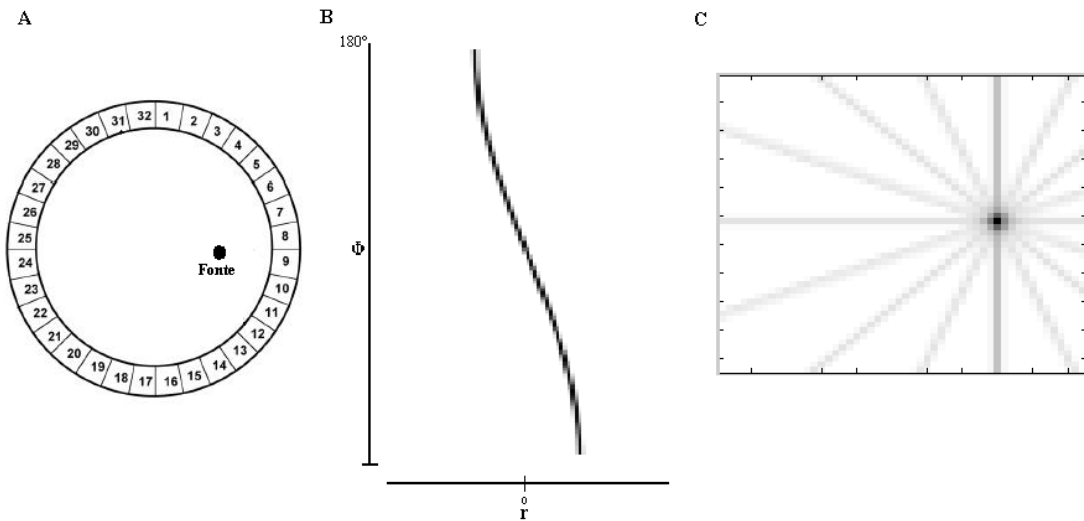


Figura 19 - Efeito da Retroprojeção. Em A vê-se uma fonte deslocada transversalmente. O resultado dessa aquisição é exposto em B (idealmente pois não há espalhamento). E em C vê-se a imagem que deveria representar a distribuição de radionuclídeo do objeto, mas como se observa tem-se contagens muito além da fonte. Para amenizar esse efeito deve-se usar um filtro durante o processo de retroprojeção.

Para ter uma aproximação maior com distribuição da atividade, $a'(x,y)$ deve ser filtrada. Essa operação, no domínio espacial, quer dizer no domínio da imagem propriamente dita, é representada pela operação matemática conhecida como Convolução. Uma convolução no espaço de frequências, isto é, após aplicar uma transformada de Fourier na imagem, é igual a uma multiplicação. O que resulta nas equações 13 e 14.

$$a(x, y) = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N s^*(r, \Phi) \quad (13)$$

$$s^*(r, \Phi) = \frac{1}{2\pi} FT^{-1}[S(r, \Phi) \times H(v)] \quad (14)$$

Em que $S(r, \Phi)$ é a transformada de Fourier do sinograma $s(r, \Phi)$ e $H(v)$ é o filtro aplicado. O Filtro mais comumente usado é o filtro Rampa, esse nome porque no domínio da frequência tem a forma de uma rampa (Figura 20)

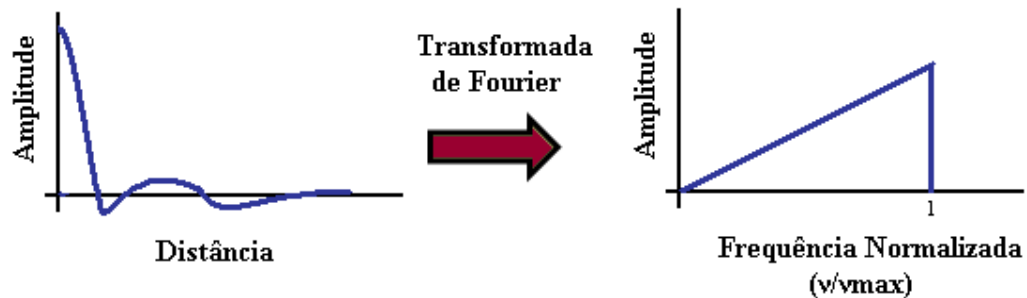


Figura 20 - Filtro Rampa. Na dimensão espacial, à esquerda, nota-se que a amplitude tem alta frequência e a medida que o espaço aumenta a frequência e a amplitude diminuem. Logo para frequências baixas as amplitudes são baixas e para frequências altas têm-se amplitudes altas. Isso resulta na figura à direita quando aplicado a transformada de Fourier na figura à esquerda.

Assim, usando retroprojeção filtrada pode-se formar uma imagem mais semelhante à distribuição da atividade no objeto. Mas isso é para um único anel, e geralmente um sistema PET é constituído de múltiplos anéis, logo se tem múltiplas imagens que fornecem informações da atividade do radionuclídeo ao longo do eixo axial.

Dessa forma, consegue-se juntar esse conjunto de imagens para formar uma pilha de imagens, formando uma imagem 3D. Nesse caso a espessura de cada fatia é determinada pela espessura do cristal de detecção. É importante notar que mesmo o resultado sendo uma imagem 3D, a mesma se originou de aquisições 2D, ou seja, as imagens formadas são de fótons que geraram LOR's paralelas, ou quase paralelas, ao plano transversal. Isso é diferente de uma aquisição 3D em que se aceita LOR's não paralelas ao plano transversal, como discorrido anteriormente.

A reconstrução nesse processo de aquisição 3D é ligeiramente diferente. No caso de 2D as LOR's obliquas são rejeitadas, e para aquisições 3D cada sinograma tem gravado, além de r e ϕ , a posição axial média, $Z' = (Z_1 + Z_2)/2$ e o ângulo azimutal θ ou a diferença entre os anéis δ , como mostrado na Figura 21.

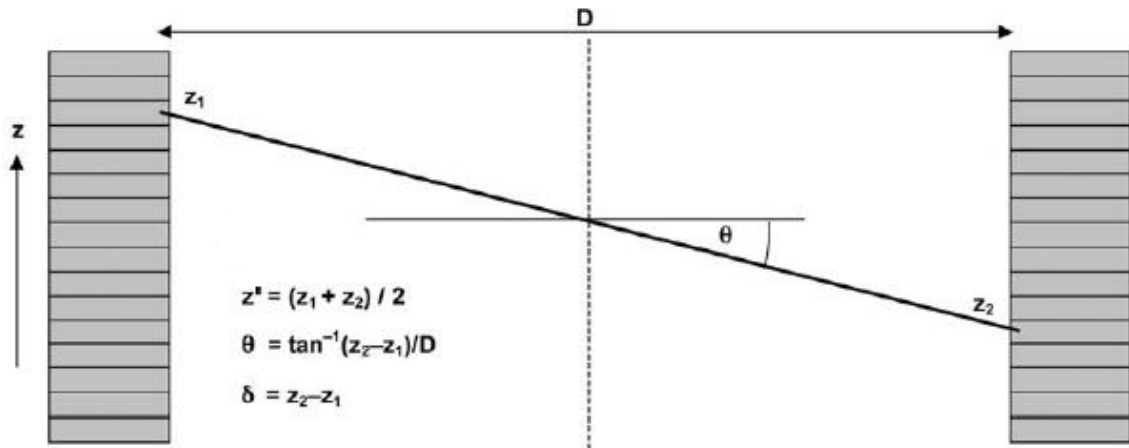


Figura 21 - Informações da Aquisição 3D. Nesse modo de aquisição, deve-se guardar a informação axial z' e o ângulo θ que o plano adquirido faz com o eixo axial ou a diferença δ entre os anéis que o plano foi adquirido(20).

É necessário fazer com que os sinogramas oblíquos adquiridos sejam projetados em $\theta = 0^\circ$ e assim usar FBP tradicional. A técnica mais simples de se obter esse resultado é conhecida como *single-slice rebinning* que consiste em projetar a posição axial média, Z' , no sinograma mais próximo. Essa técnica funciona ao longo do eixo axial central, entretanto quando se aproxima das extremidades as projeções dos sinogramas oblíquos insere um borramento significativo no sinograma paralelos ao plano transversal (20).

2.7 Performance em sistemas PET pré-clínico

A norma NEMA NU-2008 foi desenvolvida com o propósito de avaliar a performance de equipamentos PET dedicado a pequenos animais independente do design do sistema. Dessa forma é possível comparar parâmetros de performance entre equipamentos de características diferentes ou de diferentes fabricantes. Podendo ser também uma forma do consumidor verificar o que o fabricante promete ao vender um desses equipamentos (10).

Essa norma basicamente consiste em 4 testes, 1) Resolução Espacial, 2) Sensibilidade, 3) Fração de Espalhamento, Perda de Contagens e medida de coincidências Randômicas e por fim 4) Controle de Qualidade. Sendo esse último teste uma característica da imagem nas condições de aquisição, não tem finalidade comparativa, então não será discorrido sobre.

2.7.1 Resolução Espacial

A resolução espacial é a capacidade do sistema de distinguir dois pontos muito próximos na imagem reconstruída.

Quando se é feito uma imagem de uma fonte pontual, o resultado gera um perfil, ou função resposta, conhecido como função de espalhamento de ponto (*point spread function*, PSF). A forma dessa função depende do tipo de detectores e da distância entre a fonte e os detectores. A Figura 22 mostra um exemplo da PSF para detectores discretos usualmente usados em sistemas PET. Por essa figura, vê-se que quanto mais perto a fonte está dos detectores, menos triangular é a PSF.

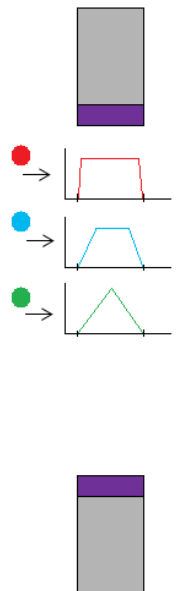


Figura 22 - Resolução em Sistema de Coincidência. A forma da resposta de uma fonte pontual (*point spread function*, PSF) em um sistema de coincidência depende da distância entre fonte e detector, quanto mais centrada a fonte, mais triangular é a resposta e quanto mais próximo do detector mais achatada essa resposta.

A resolução espacial é definida como sendo a largura à meia altura (*Full Width at Half Maximum*, FWHM) da PSF. Logo, sabe-se que quanto mais próximo ao detector maior será a FWHM. E ainda, pode-se inferir uma correlação positiva entre a largura dos detectores e a FWHM da PSF.

Em sistemas PET, a resolução espacial é dividida em axial e transaxial, sendo que essa última se divide em resolução radial e tangencial. Para geometrias de

detecção circular, tem-se um efeito indesejado conhecido como profundidade de interação ou *Depth Of Interaction* (DOI). Esse efeito é uma consequência do fato que o fóton de aniquilação pode interagir em qualquer profundidade do cintilador. A Figura 23 mostra esse efeito e suas consequências.

Com essa figura, fica evidente que quando a fonte se desloca radialmente em direção as extremidades, os detectores vão inclinando, consequentemente uma largura maior é exposta à fonte, logo quanto mais longe do centro do FOV transversal maior é a largura aparente do detector exposta à fonte. Isso aumenta (degrada) a FWHM, isto é, aumenta resolução espacial.

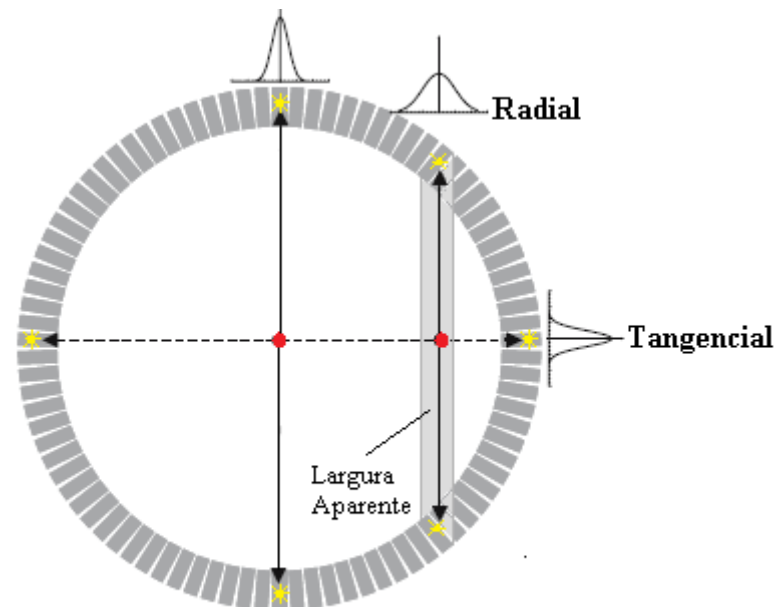


Figura 23 - Efeito Depth Of Interaction (DOI). Quanto mais a fonte se desloca radialmente mais inclinados ficam os detectores, assim uma superfície maior deste fica exposta portanto, largura aparente, e mais larga fica a PSF, portanto mais larga a FWHM. Adaptado (22)

Portanto, em síntese, é plausível inferir que a resolução espacial de um tomógrafo PET depende da espessura do detector e sua composição (seção de choque e densidade, por exemplo), da geometria de detecção, do alcance do pósitron emitido pela fonte (quando maior o alcance de β^+ mais distante da fonte ele pode se aniquilar) e de alguns parâmetros de reconstrução (como exemplo: filtro usado e diferença entre anéis) (22).

2.7.2 Fração de Espalhamento, Perda de Contagens e medida de coincidências Randômicas.

A medida de perda de contagens e coincidências randômicas está relacionada com a capacidade de o equipamento medir com precisão atividades altas. Isso deve ser avaliado, pois como visto, após a ocorrência de uma coincidência o equipamento tem que fazer um série de processamentos e como isso leva certo tempo, fatalmente para fontes com atividade muito alta algumas coincidências não serão contadas.

Sendo assim, há um limite temporal em que pulsos consecutivos podem ser gerados e serem considerados como coincidência. Esse limite depende das características do detector e do aparato eletrônico envolvido no sistema.

O nome desse limite temporal é conhecido como Tempo Morto e é uma característica de todo sistema de contagem usado na instrumentação de detecção de eventos radioativos. Os dois modelos mais conhecidos para esse tempo morto são conhecidos como Paralisável e não-Paralisável.

Paralisável é quando o sistema não tem condições de responder durante um intervalo de tempo e quando um evento acontece nesse intervalo o sistema reinicia sua condição de não poder responder. Já no modelo não-Paralisável, quando ocorre um evento o sistema não responde por um tempo definido, passado esse tempo o sistema está pronto para responder aos próximos eventos. Aqui não há incremento do intervalo de tempo que o sistema não responde (23).

Na Figura 24 pode-se ver um esquema das respostas desses modelos que precisam de no mínimo um tempo Δt para responder. Observa-se que para o modelo paralisável apenas os eventos 1,2 e 4 são aceitos. Para o outro modelo os eventos 1, 2, 4 e 6 são aceitos. Como os eventos 3 e 5 caem no intervalo Δt eles são desconsiderados.

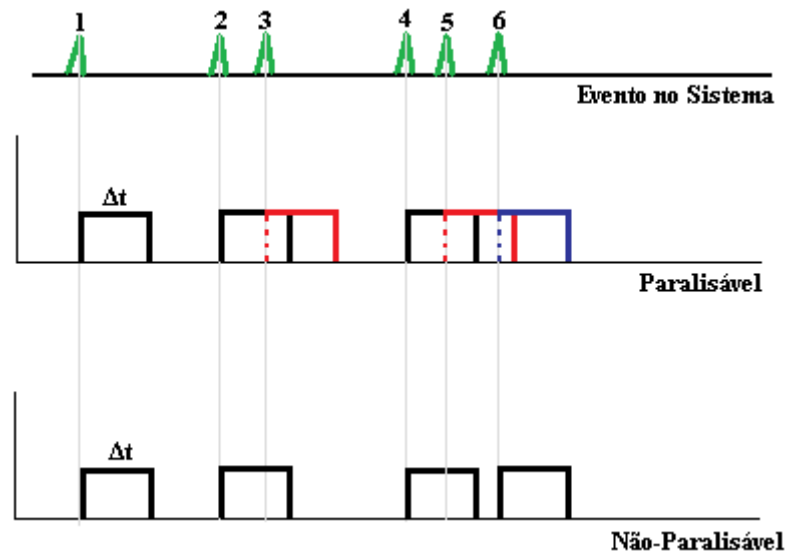


Figura 24 - Modelos de Tempo Morto. No modelo Paralisável o intervalo de tempo que o sistema não consegue responder (Δt) é incrementado toda vez que um segundo evento acontece dentro de Δt e qualquer evento que caiu nesse intervalo é perdido. Já no modelo Não-Paralisável não há incremento quando um segundo evento cai dentro de Δt . A consequência disso é que neste último modelo há menos perder de contagem que no modelo Paralisável, pois nota-se que o evento 6 foi contado apenas no modelo Não-Paralisável.

Um exemplo de modelo paralisável é o cintilador. Deve-se esperar um tempo para que uma quantidade de luz gere um pulso. Para preservar a altura desse pulso, o tempo de integração não pode ser interrompido por outro pulso, ou seja, um tempo morto paralisável pode modelar esse processo. E para o aparato eletrônico, como o analisador de coincidência, pode-se inserir tempo morto não-paralisável já que o sistema demora certo intervalo de tempo para efetuar a comparação e não pode responder durante essa comparação, mas logo após efetuar a comparação, já está pronto para fazer outra. Também se pode usar este modelo para resposta em que o sistema leva para ler os dados, esvaziar a memória, escrever ver os dados etc (24).

Assim sendo, pode-se fazer um gráfico das contagens de coincidências (verdadeiras, espalhadas e randômicas) em função da atividade da fonte (Figura 25) e verificar quanto se perdeu devido ao efeito desse tempo morto.

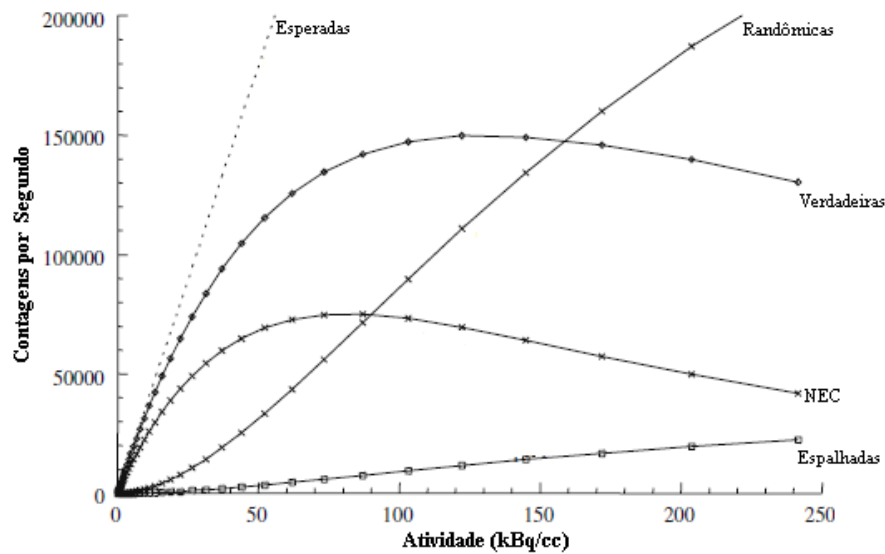


Figura 25 - Curvas de Contagens de Coincidências. A curva Esperada é traçada para baixas atividades em que o número de randômicas é desprezível. Com o aumento da atividade essas taxas de contagem aumentam, como mostra essa figura. As Coincidências Verdadeiras decaem devido ao tempo morto. As coincidências randômicas aumentam com o aumento da atividade porque a quantidade de fótons aumenta muito e as chances de formar esse tipo de coincidência também aumentam. A curva NEC cresce para as atividades baixas mas, como as randômicas crescem muito e as verdadeiras diminuem, a curva também diminui, assim vê-se uma relação direta dessa curva com a relação sinal ruído (22).

Nessa figura, nota-se que é possível traçar uma curva de contagens Esperadas a qual corresponde às contagens observadas sem perdas por tempo morto ou randômicas, pois essa curva é definida somente para baixíssimas atividades e nessa condição quase não há coincidências randômicas e nem há perdas de contagem devido ao tempo morto como se observa na curva em questão.

Nota-se ainda que as coincidências randômicas estão crescendo sem sofrer perdas de tempo morto e como decorrido essas coincidências são indesejadas pois aumentam a contagem de fundo e conseqüentemente diminui a qualidade da imagem. Logo não é aceitável tentar fazer uma imagem da distribuição do radionuclídeo para atividades altas, em que quase não há coincidência verdadeira e predomínio de randômicas, porque o resultado seria uma imagem ruidosa com pouca representatividade da distribuição da atividade.

Sendo assim, é importante ter um parâmetro que relaciona as coincidências verdadeiras (úteis na construção da imagem) e as randômicas (indesejáveis, assim como as espalhadas). De fato, define-se a taxa de Contagem de Ruído Equivalente (*Noise Equivalent Count*, NEC) como sendo o parâmetro que fornece um link direto com a relação sinal-ruído do equipamento quando usado FBP, e por isso pode-se dizer que a taxa NEC é um ótimo parâmetro para comparar sistemas PET diferentes

(25). Na verdade NEC é uma variável que depende da atividade do radionuclídeo usado, a forma dessa variável também pode ser vista na Figura 25 e essa curva pode ser relacionada com a relação sinal ruído nas condições percorridas (26)

A fração de espalhamento (*Scatter fraction, SF*) pode ser entendida como sendo a fração de coincidências espalhadas nas proximidades do fotopico (dentro da janela energética).

Fazendo uma imagem de uma fonte cilíndrica no ar, em seguida na água e fazendo a projeção dessa imagem na direção x, por exemplo, é possível ver os efeitos causados pelas coincidências espalhadas (Figura 26).

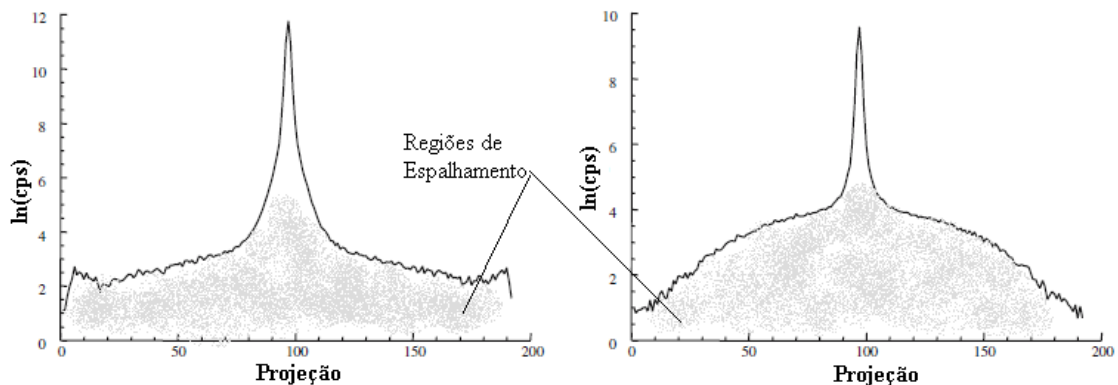


Figura 26 - Efeito das Coincidências Espalhadas. A figura à esquerda é a projeção de uma imagem de uma fonte no ar. A figura à direita é a mesma fonte dentro de um cilindro de água. Como a seção de choque da água para efeito Compton é maior do que para o ar, na água acontece muitas coincidências espalhadas, o que resulta na mudança observada (22).

Como a seção de choque da água é maior que a do ar (para efeito Compton), há mais coincidências espalhadas na imagem da água que no ar. A fração de espalhamento pode ser achada comparando as contagens das regiões escuras da Figura 26 incluindo certa região do pico. Normalmente considera-se que na região do pico há um espalhamento uniforme e a norma NEMA NU 4-2008 sugere um procedimento para achar esse espalhamento nessa região (20).

2.7.3 Sensibilidade

Esse parâmetro mede quanto de coincidências verdadeiras são detectadas de uma fonte com atividade conhecida. Sua unidade é contagens por segundo por MBq (contagens. $s^{-1} \cdot MBq^{-1}$). Como o interesse é apenas as verdadeiras em relação à atividade, essa medida deve estar livre das espalhadas.

Um dos problemas em sistemas PET dedicados para pequenos animais é o tamanho dos órgãos que permitem injetar apenas uma pequena quantidade de radionuclídeo sem que a fisiologia do animal sofra mudanças que prejudiquem o estudo. Logo, é importante que a sensibilidade do sistema seja boa, pois quanto mais sensível, menor a quantidade de radionuclídeo injetada no animal (27).

2.8 GATE: Geant4 Application for Tomographic Emission

O Método de Monte Carlo (MMC) foi um método que resultou do estudo de problemas que envolvem um meio com partículas nucleares interagindo, isto é, capazes de gerarem outras partículas e cada uma com uma determinada energia e momento. Esse tipo de problema envolve muitas equações diferenciais e o MMC, de forma geral, é uma ferramenta estatística que pode ser para estudar equações diferenciais (28).

Existem muitos pacotes computacionais que usam o MMC para simular o transporte de partículas em um meio, por exemplo, EGSnrc (29), MCNP (30), PENELOPE (31) e o Geant4 (32) o qual é usado pelo GATE.

GATE é um software escrito em C++ que usa as bibliotecas do Geant4 pra controlar os principais mecanismos de transporte de partícula como ionização e interação com o meio.

Um grande diferencial do GATE é que ele foi desenvolvido para aplicações médicas. Em suas primeiras versões o mesmo era voltado para simulações aplicadas à medicina nuclear. Nas últimas versões já vem com aplicações para Tomografia Computadorizada e Radioterapia (33).

Quando esse programa foi desenvolvido, um dos principais objetos era fazer com que o usuário não precisasse saber programar em C++. Isso é feito por uma camada em que se insere um script (arquivo texto com extensão .mac) que será usado pelo Geant4 para controlar a simulação. Sendo assim, o usuário não precisa saber muito sobre programação de computadores para conseguir montar uma simulação. Basta escrever o arquivo “.mac” e usá-lo como parâmetro de entrada no programa. Nesse arquivo deve conter as definições das seguintes entradas: Geometrias; Física; Digitalização.

A – Geometrias:

A estrutura de visualização 3D do GATE segue uma hierarquia predefinida que o usuário deve seguir dependendo dos objetivos da simulação. Para sistema PET as simulações são construídas seguindo: 1 ou mais anéis, cada anel contém uma determinada quantidade de blocos de cintiladores, cada bloco tem uma determinada quantidade de cristais. Toda essa geometria deve estar dentro de uma camada chamada “*system*”. Dependendo da *system* escolhida o programa pode retornar um tipo de saída, por exemplo sinogramas, perfil de dose etc.

Nessa parte deve-se simular toda a geometria e os materiais usados na simulação, incluindo o equipamento, fantoma e fontes. Cada um desses objetos deve estar bem definido para que o programa possa guardar as informações de interação da partícula (posição e energia depositada).

B - Física

Nessa parte é necessário definir quais partículas serão simuladas e quais modelos de interação essas partículas podem sofrer (Espalhamento Compton, Efeito Fotoelétrico etc).

Para as partículas os parâmetros que podem ser definidos inclui-se tipo de partícula (fóton, nêutron, elétron, pósitron etc), qual atividade da fonte, faixa de energia, tempo de meia vida, dentre outros parâmetros como alcance das mesmas e direção de emissão.

No caso do tipo de interação, deve-se escolher um determinado material e com base nesse material são calculadas as seções de choque do mesmo. E ainda pode-se escolher qual modelo de interação deve ser simulado e para qual faixa de energia. Dependendo do modelo escolhido pode ter grandes erros na hora de calcular as seções de choque com a vantagem do tempo de simulação ser mais rápido ou modelos mais precisos, porém com alto custo computacional.

C - Digitalização

Essa parte é a responsável por simular a eletrônica envolvida no equipamento simulado. Ou seja, simular a transformação do fóton em elétron, posição de interação, geração de pulso elétrico, resolução energética, tempo morto e outros.

Podem-se criar canais de processamento, pois os dados principais do programa, chamados de *hits*, contém informações da posição, tempo e energia depositada da interação. Com esses dados é possível efetuar os devidos processamentos e ter uma resposta mais parecida com a de um detector real. O GATE oferece dois canais de saída, canal de “*Singles*” em que os dados dos *hits* são processados de acordo com os parâmetros (resolução energética, tempo morto, ruído etc) definidos. E outro canal “*Coincidences*”, o qual é semelhante ao canal anterior, mas agora forma as coincidências, isso quer dizer que esse canal avalia se os fótons estão dentro da janela energética, temporal, e diferença entre detectores (34).

No entanto, nesse canal de coincidências foi verificado que há um erro. Eventualmente pode acontecer que o programa superestima a contagem de coincidências (35). Portanto, foi necessário escrever um programa em C++ que lê os dados de saída do canal Singles e monta as coincidências e o sinograma.

O programa escrito usa as bibliotecas do programa ROOT. O ROOT é um programa desenvolvido pela equipe do CERN e é usado para processamento de grandes quantidades de dados. Esse programa contém um interpretador de C++, ferramentas avançadas para análise estatísticas como montagem de histogramas, *fitting* etc, e uma importante ferramenta de cluster para processamento paralelo (36). Segue um exemplo de alguns comando que deve ter o arquivo .mac:

```
#          CYLINDRICAL
/gate/world/daughters/name                cylindricalPET
/gate/world/daughters/insert              cylinder
/gate/cylindricalPET/placement/setTranslation 0.0 0.0 0.0 cm
/gate/cylindricalPET/geometry/setRmax     134.0 mm
/gate/cylindricalPET/geometry/setRmin     100.0 mm
/gate/cylindricalPET/geometry/setHeight   41.6 mm
/gate/cylindricalPET/setMaterial          Air
/gate/cylindricalPET/vis/forceWireframe
/gate/cylindricalPET/vis/setColor         white
...
# PHYSICS
/gate/physics/addProcess PhotoElectric
/gate/physics/processes/PhotoElectric/setModel StandardModel
/gate/physics/addProcess Compton
/gate/physics/processes/Compton/setModel StandardModel
/gate/physics/addProcess RayleighScattering
/gate/physics/processes/RayleighScattering/setModel PenelopeModel
/gate/physics/addProcess ElectronIonisation
/gate/physics/addProcess Bremsstrahlung
/gate/physics/addProcess PositronAnnihilation
# OUTPUT
/gate/output/root/enable
/gate/output/root/setFileName              resol_
/gate/output/root/setRootSinglesFlag      1
...
```

3 MATERIAIS

O software usado foi Gate 7.0, com Geant4 9.6 p03 e CLHEP 2.1.3.1. Para montagem dos sinogramas foi usado o ROOT 5.34. Por fim, para o processamento das imagens foi usado Matlab 2013.

As simulações foram executadas no cluster do Centro de Informática de Ribeirão Preto (CIRP) que é constituído de 20 máquinas, cada uma com processador Intel-CORE™ i7 com 16 GB de RAM.

Para o processamento dos resultados das simulações foi usado um computador com Intel-CORE™ i5 com 4 GB de RAM e dois HD's, um com 500 GB e outro de 2 TB.

4 METODOLOGIA

Foram simuladas 4 geometrias, 2 circulares e 2 quadradas.

A circular menor possui 8 anéis com 16,2 cm de diâmetro, cada anel com 48 módulos de detecção e cada módulo possui 4 cristais, sendo que cada cristal é composto por duas camadas de materiais diferentes, uma de LYSO (*Lutetium Yttrium Orthosilicate*) e outra LGSO (*Lutetium Gadolinium Orthosilicate*).

Para montar a circular maior existiu o cuidado de manter a distancia entre os detectores vizinhos, portanto o número de módulos teve que aumentar, resultando em 8 anéis com 22,26 cm de diâmetro, cada anel com 68 módulos de detecção.

Aumentou-se também o número de detectores na geometria quadrada menor, porque não é possível fechar essa geometria com o FOV próximo da geometria circular menor com o mesmo número de detectores usado na circular. O resultado foi “anéis”, scanners com 15,94 cm de diâmetro e 60 detectores cada scanner. Analogamente para geometria quadrada maior, a qual resultou em 8 scanners com 23,14 cm e 81 detectores cada.

Os cristais foram o mesmo usado na circular menor, com 4 cristais em cada módulo e um APD para cada cristal. Por fim, a blindagem externa é de tungstênio e a maca de fibra de carbono.

As geometrias simuladas e suas respectivas características podem ser vistas na Figura 27.

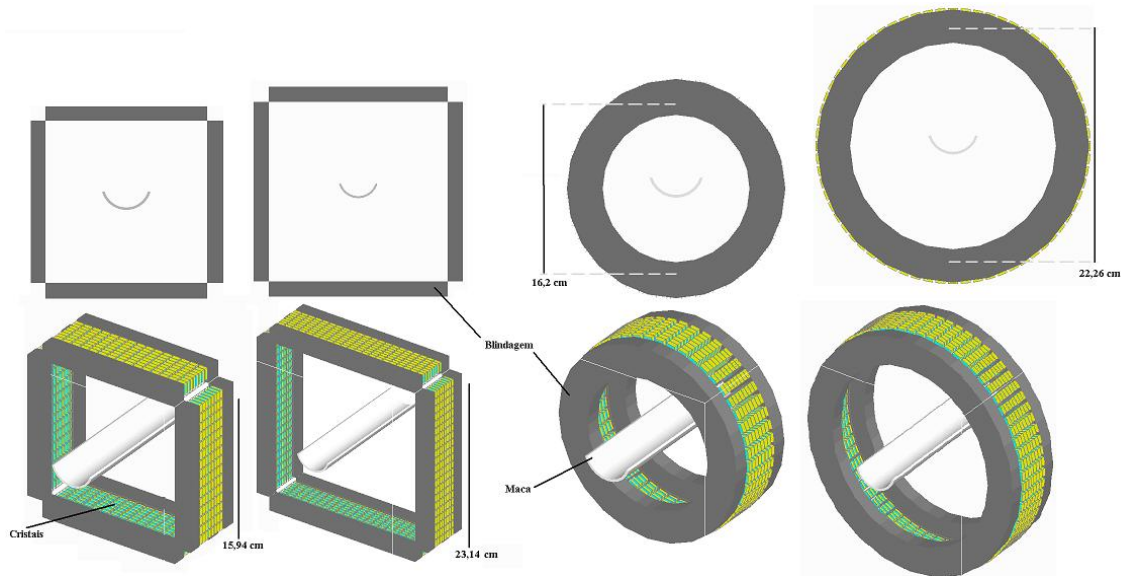


Figura 27 - Geometrias dos Scanners simuladas. As geometrias foram construídas com os mesmos materiais e de modo que se manteve a distância entre detectores vizinhos.

Todos os testes foram efetuados com as seguintes configurações:

- Janela Energética: 375 – 675 keV;
- Janela Temporal (de Aceitação): 10 ns;
- Diferença entre anéis: 7 (considera todos os possíveis planos inclinados ao longo do eixo axial)
- Diferença entre detectores: 2.

A metodologia usada para avaliar a performance das geometrias propostas está discorrida em mais detalhes na norma (NEMA) (10).

Não foi efetuado o teste de Qualidade da Imagem, Acurácia de atenuação e Correção de Espalhamento porque esse teste não gera parâmetros de comparação e sim as condições para o estado atual da imagem (10).

Segue uma breve descrição dos procedimentos sugeridos por essa norma.

4.1 Resolução Espacial

Uma fonte de ^{22}Na confinada em um raio de 0.3 mm. Essa fonte deve estar no centro de um cubo de acrílico de 10,0 mm de lado. A atividade usada, 1 MBq,

resultou em uma taxa de coincidências randômicas menor que 5% das coincidências totais (como sugerido pela norma).

As simulações foram feitas com o cubo no centro do FOV axial e a um quarto (1/4) do mesmo. E para cada posição axial, o cubo foi colocado às distâncias de: 5 mm, 10 mm, 15 mm, 25 mm, 30 mm e 40 mm do centro do FOV transversal, como mostra a Figura 28. O tempo de aquisição em cada posição foi 300 segundos, o que garantiu uma contagem mínima de 10^5 contagens totais.

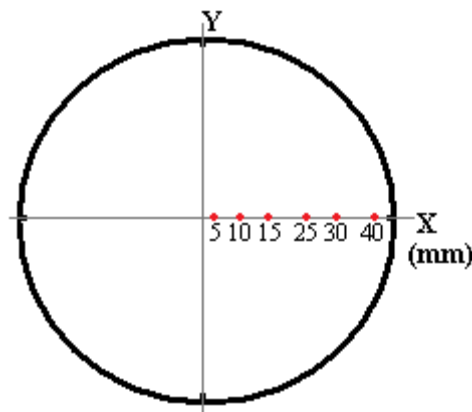


Figura 28 - Posições da Fonte para Resolução Espacial. Para cada posição indicada na figura foi feito uma aquisição de 300 segundos no centro e a 1/4 do FOV axial

Como discutido anteriormente, a resolução espacial é a medida da FWHM. A norma pede para medir também a largura a um décimo da altura, ou *full width at tenth of maximum*, FWTM, da função de espalhamento de ponto (PSF). Para achar essa função, deve-se reconstruir a imagem usando FBP com filtro rampa sem qualquer suavização. Com as imagens resultantes, tira-se o perfil nas direções tangencial, radial e axial através do pixel mais intenso. Ainda, somou-se os perfis paralelos à direção de medida, e essa soma foi a PSF considerada para a direção em questão.

O próximo passo foi achar o máximo dessa função, e esse processo consistiu em traçar uma função parabólica nos três maiores pontos (máximo e seus dois vizinhos) da PSF. Traçado esse polinômio do segundo grau, achou-se o máximo do mesmo que é igual ao máximo da PSF. Dividiu-se pela metade essa altura máxima encontrada para achar a meia altura e dividiu-se por 10 para achar a altura à décima parte.

Feito isso, as larguras FWHM e FWTM foram determinadas pela interpolação linear dos pontos mais próximos dessas alturas. Por fim, o resultado deve ser em milímetros, portanto se multiplicou as larguras achadas (FWHM e FWTM) pelo tamanho dos pixels das respectivas imagens.

4.2 Fração de Espalhamento, Perda de Contagens e Coincidências Randômicas

Nesse teste, o fantoma usado foi o de camundongo, o qual consiste em um cilindro de polietileno com 70 mm de comprimento e 25 mm de diâmetro. Nesse cilindro tem um furo de 3,2 mm ao longo do comprimento a 10 mm do centro. Dentro desse furo vai uma fonte de ^{18}F cilíndrica com 3.2 mm de diâmetro e a mesma deve ser 10 mm, em comprimento, menor que o cilindro de polietileno, como mostra a Figura 29. A atividade usada e o tempo de aquisição correspondente estão na tabela 2. Essa combinação de atividade com tempo usados garantiu que se tenha no mínimo $5 \cdot 10^5$ contagens totais.

O fantoma foi colocado no centro do FOV axial e transversal de modo que o eixo longitudinal do cilindro ficou paralelo ao eixo axial do tomógrafo.

Para cada aquisição, os sinogramas gerados não tiveram qualquer tipo de correção (espalhadas, randômicas, tempo morto, atenuação, etc.), isso garantiu que os sinogramas gerados representam a taxa de contagem total adquirida.

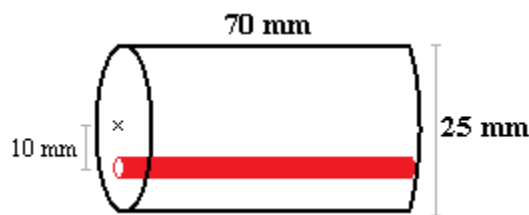


Figura 29 - Fantoma para Teste de Espalhamento. Cilindro de polietileno com um furo ao longo do comprimento à 10 mm do centro onde vai a fonte

O processamento foi o sugerido pela norma e consistiu em zerar os pixels, de cada sinograma gerado, a mais de 8 mm de distancia da borda do fantoma, ou seja, no sinograma apenas uma faixa centrada de 16 mm mais o diâmetro do fantoma que foi usada para determinar as taxas de coincidências

Atividade (MBq)	Tacq
0,3	1800
1	200
15	18
35	12
70	6
90	5,5
120	5,5
140	5,5
150	4
160	4
180	3
200	3
250	2,62
350	2,1
500	1,8

Tabela 2 Atividades e Tempos de aquisição usados para o teste de performance de contagem

Em cada sinograma a localização da fonte foi definida pelo pixel de maior intensidade, sendo assim, cada ângulo de projeção (cada linha do sinograma) contém um pixel de valor máximo. Esse pixel foi deslocado de forma a ocupar a posição central da linha, dessa forma o sinograma final teve a coluna central com os pixels de maiores valores.

Depois de alinhar esses pixels, somou-se ao longo da direção dos ângulos, o que resulta em uma projeção.

Em cada aquisição j , tem-se i sinogramas e, portanto i projeções. Para cada projeção i , achou-se o valor a 7 mm do centro, logo, tem-se $C_{L,i,j}$ (7 mm à esquerda) e $C_{R,i,j}$ (7 mm à direita) da fatia i na aquisição j . Essas contagens, $C_{L,i,j}$ e $C_{R,i,j}$, foram determinadas por um interpolação linear com os pontos mais próximos de 7mm. O valor médio entre essas contagens foi multiplicado pelo número de pixels, incluindo valores fracionários, dentro dessa faixa de 14 mm. O resultado desse produto foi adicionado às contagens fora desses 14 mm, e assim foi estimada a contagem de randômicas mais espalhadas, $C_{r+s,i,j}$, da fatia i na aquisição j .

Ainda com essa projeção, achou-se a contagem total (randômica mais espalhada mais verdadeira), $C_{TOT,i,j}$, que consiste na soma de todos os pixels da projeção.

A fração de espalhamento foi determinada para uma atividade muito baixa, de forma que as coincidências randômicas foram menos de 1% das verdadeiras. Dessa forma, pôde-se assumir que $C_{TOT,i,j}$ consistiu apenas de contagens oriundas das coincidências espalhadas mais verdadeiras, isso é, para atividades muito baixas, pode-se ignorar as coincidências randômicas. Portanto, a fração de espalhamento do sistema pode ser determinada com a equação 15:

$$SF = \frac{\sum_i \sum_j C_{r+s,i,j}}{\sum_i \sum_j C_{TOT,i,j}} \quad (15)$$

Em cada aquisição j , com tempo $T_{acq,j}$ a taxa de contagem total para cada fatia i , $R_{TOT,i,j}$, foi calculada com a equação 16 e a taxa de contagem total, $R_{TOT,j}$, é definida como sendo a soma de $R_{TOT,i,j}$, de cada fatia i ($\sum_i R_{TOT,i,j}$).

$$R_{TOT,i,j} = \frac{C_{TOT,i,j}}{T_{acq,j}} \quad (16)$$

Logo, pôde-se calcular a taxa de contagem de verdadeiras, $R_{t,i,j}$, para cada fatia i com 17, e a taxa de contagens de verdadeiras do sistema, $R_{t,j}$, foi a soma de todos $R_{t,i,j}$. (um para cada fatia i).

$$R_{t,i,j} = \frac{C_{TOT,i,j} - C_{r+s,i,j}}{T_{acq,j}} \quad (17)$$

Para a taxa de coincidências randômicas, $R_{r,i,j}$, para fatia i na aquisição j , pôde-se usar a equação 18. E analogamente às outras taxas, para o sistema, a taxa de contagem de randômicas, $R_{r,j}$, foi a soma dos $R_{r,i,j}$.

$$R_{r,i,j} = R_{TOT,i,j} - \left(\frac{R_{t,i,j}}{1 - SF} \right) \quad (18)$$

E a taxa de coincidências espalhadas, $R_{s,i,j}$, para fatia i na aquisição j é dado por 19. Sendo a taxa de coincidências espalhadas para o sistema, $R_{s,j}$, a soma das $R_{s,i,j}$.

$$R_{s,i,j} = R_{TOT,i,j} - R_{t,i,j} - R_{r,i,j} \quad (19)$$

Por último, A taxa de contagem de ruído equivalente, $R_{NEC,i,j}$, da fatia i na aquisição j , foi calculada usando 20. Com $R_{NEC,j}$, sendo a taxa de contagem de ruído equivalente do sistema e consiste na soma dos $R_{NEC,i,j}$.

$$R_{NEC,i,j} = \frac{R_{t,i,j}^2}{R_{TOT,i,j}} \quad (20)$$

A norma NEMA recomenda colocar todas essas taxas em um gráfico em que o eixo das ordenadas seja a taxa de contagem e no eixo das abscissas a Atividade média, A_{ave} que se calcula usando 21. Pois é nesse gráfico que se pôde ver as ocorrências dos picos, isto é, em que atividade média ocorreu a taxa máxima de contagem.

$$A_{ave} = \frac{A_o}{\ln 2} \left(1 - \exp \left(\frac{-T_{acq}}{T_{1/2}} \ln 2 \right) \right) \quad (21)$$

Na equação 21, A_o é a atividade inicial, T_{acq} o tempo de aquisição e $T_{1/2}$ é o tempo de meia vida, como já discutido.

4.3 Sensibilidade

No teste de sensibilidade o fantoma usado é o mesmo que o usado no teste da Resolução Espacial, um cubo de 10 mm com uma fonte de ^{22}Na esférica de raio 0,3 mm.

Aqui, o fantoma ficou no centro do FOV transversal e axial. Adquiriu-se contagens para deslocamentos do fantoma na direção axial do tomógrafo. O tamanho do deslocamento foi igual à espessura das fatias, de forma que a fonte

ficou bem no centro de cada fatia. O número de aquisições foi igual ao número de deslocamentos que é igual ao número de fatias, assim, cobriu-se todo o FOV axial do sistema.

Como o tempo de meia vida da fonte de ^{22}Na é longo, 2,6 anos, não foi necessário aplicar correções de decaimento. E é importante também não foi feito nem um tipo de correção para coincidências randômicas ou espalhadas.

A atividade usada nas aquisições foi o suficiente para garantir que as a taxas de randômicas foram menor que 5% que a taxas de verdadeiras. E o tempo usado, T_{acq} , para todas as aquisições, garantiu um mínimo de 10^5 contagens totais.

Neste trabalho não foi simulado *background* e, portanto, não é necessário fazer uma aquisição sem fonte. Se fosse em uma situação fisicamente experimental, dever-se-ia fazê-la.

Feita as aquisições, pegou-se cada sinograma e em cada linha do mesmo achou-se o pixel de maior valor. Os pixels com uma distância maior que 1 cm desse pixel mais intenso foram zerados. Os pixels resultantes desse processo foram somados para formar a contagem total da fatia. Por fim, a taxa de contagem para uma fatia i , R_i , é a contagem total dividida pelo tempo de aquisição, $T_{acq,i}$.

Assim, a Sensibilidade foi calculada com 22:

$$S_i = \left(\frac{R_i - R_{B,i}}{A_{cal}} \right) \quad (22)$$

Onde $B_{i,i}$ é a taxa de contagem para aquisição de *background*, que foi nula para esse trabalho e A_{ca} é a atividade inicial.

A Sensibilidade Absoluta, $S_{A,i}$, em porcentagem, é dada por 23.

$$S_{A,i} = \frac{S_i}{0,9060} \times 100 \quad (23)$$

Em que 0,9060 é *branching ratio*, discutida anteriormente, que se relaciona com a taxa de emissão de pósitron da fonte.

Com isso, pode-se calcular a sensibilidade absoluta total do sistema, $S_{A,TOT}$, dado pela equação 24

$$S_{A,TOT} = \frac{1}{N} \sum_{F\acute{a}tias} S_{A,i} \quad (24)$$

A Sensibilidade Absoluta deve ser mostrada em um gráfico em função do número da fatia, mostrando o perfil de sensibilidade axial.

5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Os resultados obtidos para cada geometria de detecção estão dispostos como a norma sugere na seguinte ordem: Circular Menor, Circular Maior, Quadrado Menor, Quadrado Maior. E em seguida são feitas comparações entre: A – Circular Menor e Quadrado Menor; B – Circular Maior e Quadrado Maior. Desta forma se compara geometrias de FOV's aproximadamente iguais.

5.1 Resolução Espacial

5.1.1 Circular Menor

Os resultados das medidas das resoluções radial, tangencial e axial, para o centro e a um quarto do FOV axial estão na tabela 3.

Nas colunas da FWHM, pode-se observar certa tendência à degradação, isto é, aumento, da resolução. Como nessa geometria circular os detectores vão se aproximando a PSF da fonte vai se alargando, o que resulta na degradação da resolução espacial, como já discutido. Outro efeito que causa esse aumento da resolução espacial, ou seja, piora dessa resolução, é o DOI. Nessa geometria os detectores vão inclinando ao longo do eixo radial expondo uma região maior do detector. Por causa desse efeito LOR's são formadas entre os pares de detectores onde os fótons interagiram mais no fundo dos cintiladores e essas LOR's não passam pela fonte, gerando uma falsa posição de atividade.

Tamanho do pixel da imagem: 1 mm												
Espessura da Fatia: 1mm												
Centro FOV axial												
	5 mm		10 mm		15 mm		25 mm		30 mm		40 mm	
	FWHM	FWTM	FWHM	FWTM	FWHM	FWTM	FWHM	FWTM	FWHM	FWTM	FWHM	FWTM
Radial	1,31	3,17	1,37	5,04	1,69	4,81	2,04	5,65	2,15	7,76	2,16	8,26
Tangencial	1,50	3,20	2,16	7,23	2,20	6,00	2,28	4,34	2,36	3,85	2,22	5,97
Axial	1,31	3,56	1,55	7,03	1,76	7,39	3,65	7,60	4,32	10,24	5,16	10,98
1/4 FOV axial												
Radial	1,3	3,17	1,36	4,2	1,69	4,6	1,98	4,86	2,07	6,64	2,11	5,00
Tangencial	1,53	3,22	2,22	7,93	2,24	6,24	2,33	4,53	2,42	4,10	2,36	4,48
Axial	1,28	3,11	1,37	6,21	1,50	6,93	1,72	7,43	1,94	8,90	3,36	10,74

Tabela 3 Resultados para Circular Menor. *Obs: A unidade da FWHM e FWTM é mm.

Para ver melhor esses efeitos, os dados foram colocados em gráficos de Resolução em função da distância ao centro, Figura 30.

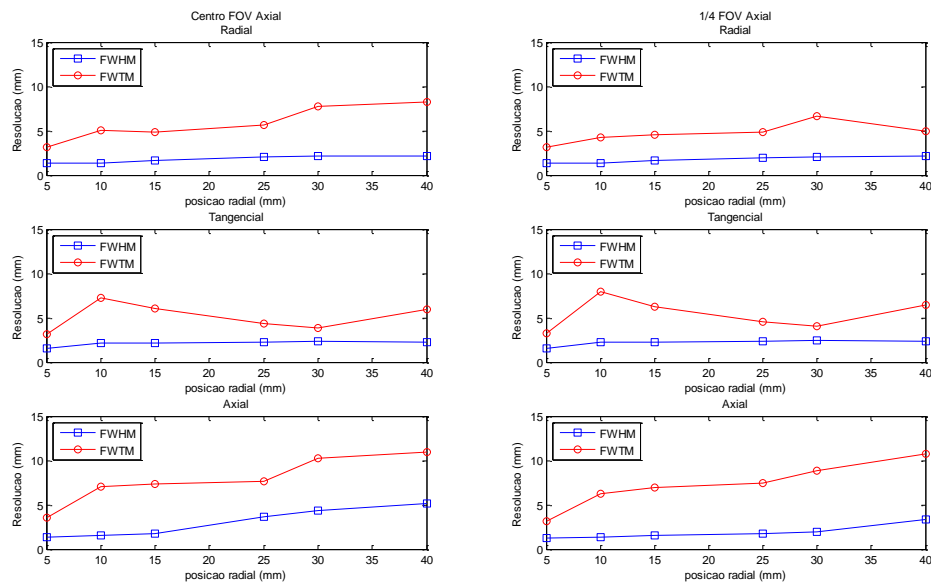


Figura 30 - Gráfico da Resolução para Circular Menor. A coluna da esquerda mostra as resolução Radial, Tangencial e Axial para o centro do FOV axial. E a coluna da da direita à 1/4 desse FOV.

Resultados semelhantes podem ser vistos em (37).

Com essa figura fica clara a piora da resolução com aumento da distância ao centro. Ainda, vale observar que para resolução axial, de forma geral, a um quarto do FOV é menor, ou melhor, que no centro. Isso é consequência do processo de aquisição das coincidências, o qual considera planos cruzados (entre os anéis). Quanto mais no centro do FOV axial, mais planos oblíquos são usados e

consequentemente pior (maior) a resolução (19). Também se observa uma degradação mais acentuada nessa resolução axial, justificada igualmente pelo processo de aquisição de planos cruzados. Esses planos aumentam a sensibilidade, entretanto causam o indesejável efeito de aumento da resolução espacial, coincidindo com o discutido previamente.

É importante observar que a FWTM varia bastante e aparentemente não parece estar correlacionada com a distância ao centro. Na verdade, o que acontece é que os efeitos que causam a degradação da FWHM são mais intensos na FWTM, pois essa região coincide com uma região que é bem perturbada pelo efeito do filtro usado na FBP .

Por fim, tem-se uma imagem da fonte esférica reconstruída na Figura 31, em que se pode notar o efeito causado pelo tipo de reconstrução, no caso FBP. Nota-se esse efeito mais intensamente na vertical. A causa disso está relacionada a efeitos da maca que suporta o fantoma. E um exemplo de um sinograma que gerou essa imagem na Figura 32

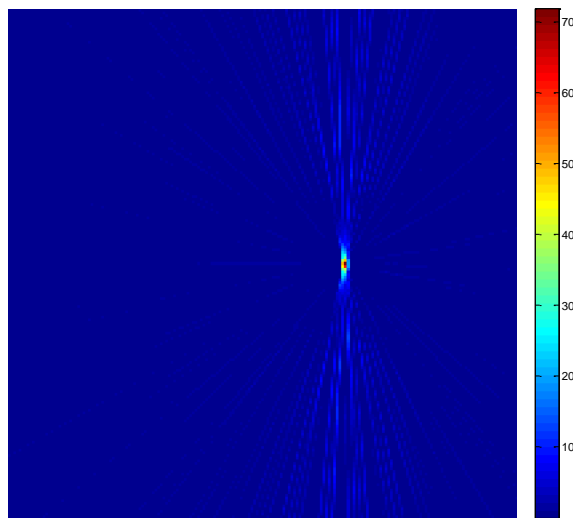


Figura 31 - Imagem Reconstruída Para circular menor. Resultado da reconstrução de um sinograma para geometria circular menor.

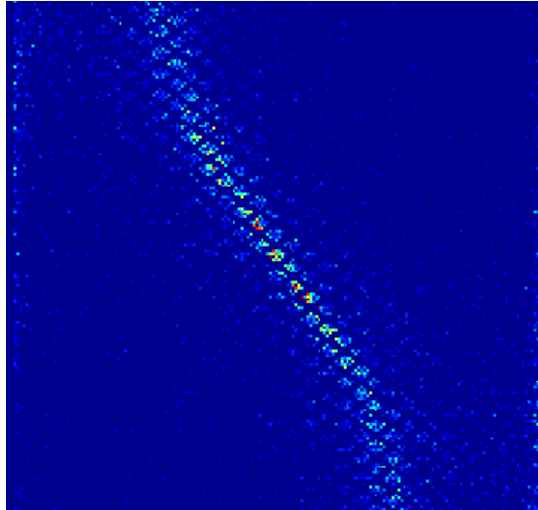


Figura 32 - Sinograma da Circular Menor. Sinograma gerado pela geometria de detecção Circular Menor, no eixo vertical são as projeções e no eixo horizontal a distância até ao centro.

Os espaços vazios observados nesse sinograma correspondem a regiões em que não é possível formar coincidências, como os espaços entre os cristais, por isso que se vê um padrão hexagonal no sinograma. As contagens observadas nas extremidades são contagens espalhadas ou randômicas.

5.1.2 Circular Maior

O resultado do teste de resolução para geometria de detecção circular de diâmetro maior está na tabela 4 e na Figura 33.

Pouco parece ter mudado. Na verdade pouco deveria mudar dado que se mudou apenas o tamanho do FOV transversal, a forma, os materiais e o tamanho dos detectores são os mesmos.

Tamanho do pixel da imagem: 1 mm												
Espessura da Fatia: 1mm												
Centro FOV axial												
	5 mm		10 mm		15 mm		25 mm		30 mm		40 mm	
	FWHM	FWTM	FWHM	FWTM	FWHM	FWTM	FWHM	FWTM	FWHM	FWTM	FWHM	FWTM
Radial	1,34	3,22	1,53	5,93	2,35	4,53	2,11	5,66	2,24	5,19	2,95	6,92
Tangencial	1,76	2,91	1,72	4,26	2,29	6,04	2,50	4,73	2,12	3,96	2,10	4,10
Axial	1,23	3,4	1,40	6,34	1,58	6,95	1,83	7,27	2,40	7,34	4,29	9,93
1/4 FOV axial												
Radial	1,33	3,19	1,52	5,76	2,33	4,43	2,12	5,35	2,21	4,75	2,84	5,83
Tangencial	1,80	3,11	1,66	4,43	2,26	6,38	2,51	5,09	2,18	4,12	2,16	4,52
Axial	1,23	2,90	1,28	3,22	1,36	6,14	1,54	6,96	1,60	7,11	1,90	8,52

Tabela 4 Resultados para Circular Maior. *Obs: A unidade da FWHM e FWTM é mm.

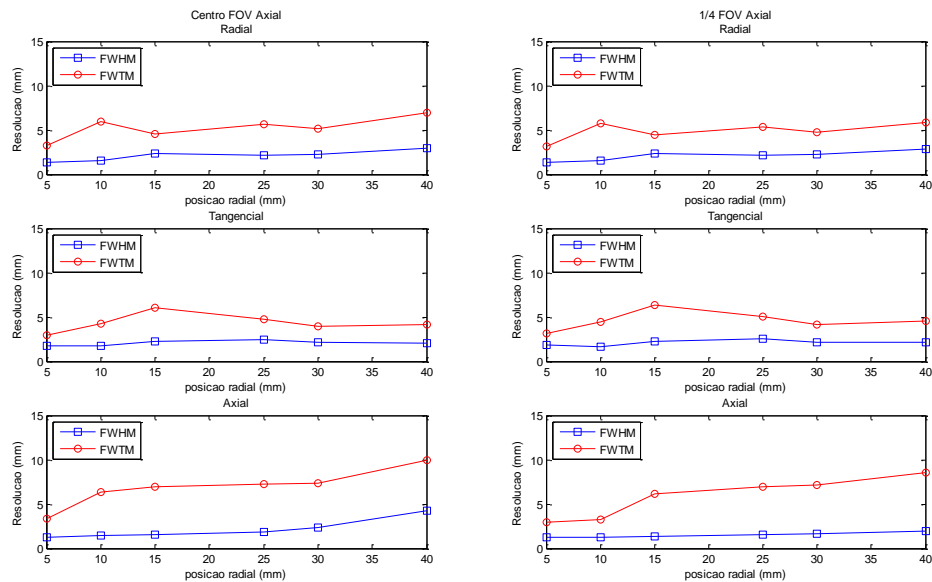


Figura 33 - Gráfico da Resolução para Circular Maior. A coluna da esquerda mostra as resolução Radial, Tangencial e Axial para o centro do FOV axial. E a coluna da da direita à ¼ desse FOV.

5.1.3 Quadrada Menor

Tamanho do pixel da imagem: 1 mm												
Espessura da Fatia: 1mm												
Centro FOV axial												
	5 mm		10 mm		15 mm		25 mm		30 mm		40 mm	
	FWHM	FWTM	FWHM	FWTM	FWHM	FWTM	FWHM	FWTM	FWHM	FWTM	FWHM	FWTM
Radial	1,51	3,00	1,72	3,80	2,00	3,89	2,45	4,63	2,34	4,12	2,15	5,21
Tangencial	2,22	4,11	2,20	3,98	2,29	4,07	2,06	3,87	2,12	3,74	2,26	3,98
Axial	1,34	3,43	1,42	6,76	1,45	6,96	1,61	7,29	1,68	7,83	1,86	10,26
1/4 FOV axial												
Radial	1,50	2,99	1,70	3,72	2,01	3,81	2,40	4,33	2,27	3,91	2,09	4,33
Tangencial	2,24	4,12	2,22	4,06	2,29	4,02	2,15	4,02	2,19	3,97	2,37	7,93
Axial	1,31	2,87	1,38	3,35	1,44	6,85	1,54	7,37	1,65	8,93	1,99	9,55

Tabela 5 Resultados para Quadrada Menor. *Obs: A unidade da FWHM e FWTM é mm.

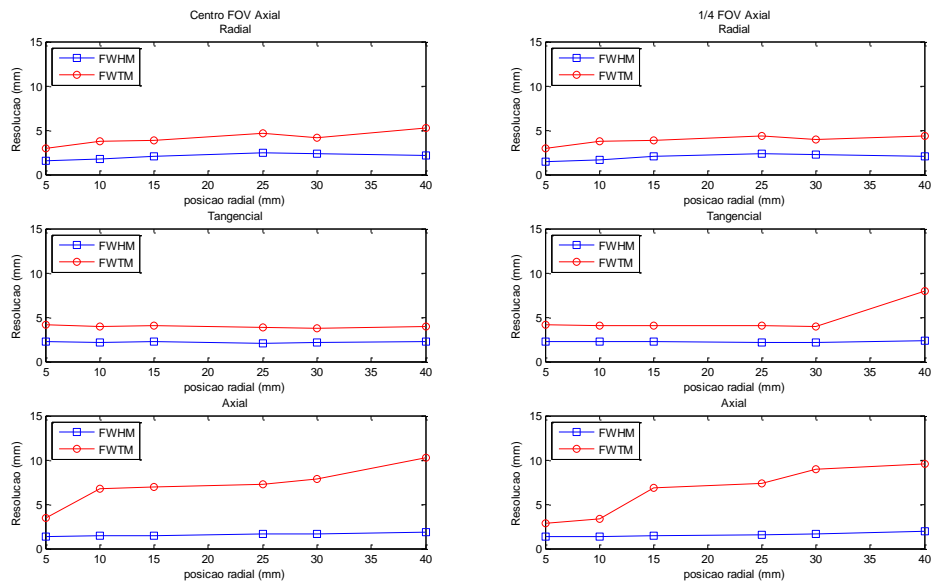


Figura 34 - Gráfico da Resolução para Quadrada Menor. A coluna da esquerda mostra a resolução Radial, Tangencial e Axial para o centro do FOV axial. E a coluna da direita à 1/4 desse FOV.

Observando a FWHM e FWTM para essa geometria fica evidente que as resoluções radiais e tangenciais se comportam de maneira mais uniforme. Esse fato está relacionado com a geometria quadrada usada pra fazer as detecções de coincidências. Dado que os detectores não se inclinam como na geometria circular, não há correlação positiva com a FWHM e a distância radial. Apenas na resolução axial que se observa essa correlação uma vez que a aquisição ainda aceita os planos cruzados. Em certo grau a resolução axial também é uniforme, com exceção da FWTM que sofreu variações significativas.

Segue na Figura 35, uma imagem reconstruída para essa geometria retangular e na Figura 36 um sinograma adquirido na geometria retangular.

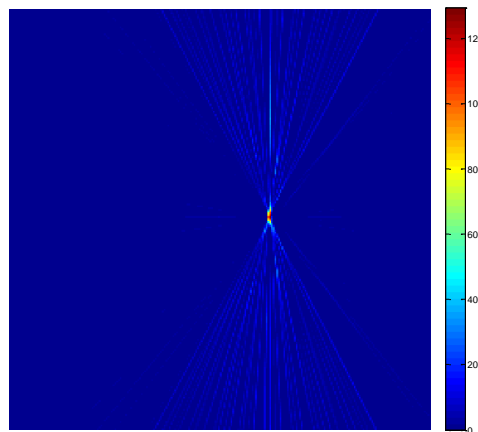


Figura 35 - Imagem Reconstruída para Quadrada Menor. Imagem da fonte pontual adquirida no sistema retangular menor.

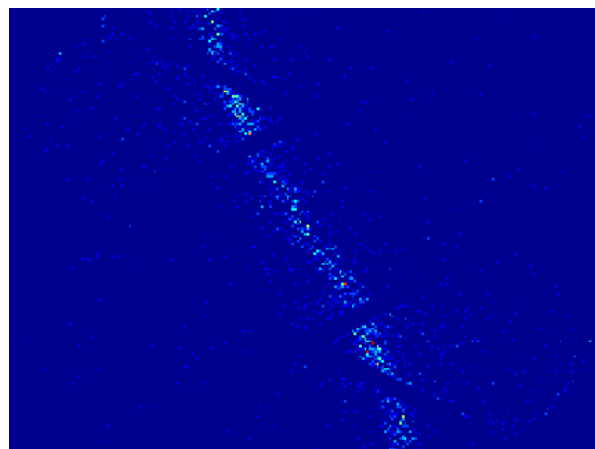


Figura 36 - Sinograma gerado no sistema Quadrada menor. Nota-se grandes espaços vazios devido aos vértices que não tem detectores.

5.1.4 Quadrada Maior

Tamanho do pixel da imagem: 1,17 mm												
Espessura da Fatia: 1mm												
Centro FOV axial												
	5 mm		10 mm		15 mm		25 mm		30 mm		40 mm	
	FWHM	FWTM	FWHM	FWTM	FWHM	FWTM	FWHM	FWTM	FWHM	FWTM	FWHM	FWTM
Radial	1,94	3,33	2,19	4,14	2,29	4,21	2,46	4,30	2,44	4,43	2,23	4,73
Tangencial	2,38	4,04	2,30	4,14	2,39	4,29	2,57	4,60	2,23	4,12	2,47	4,23
Axial	1,45	3,68	1,55	5,59	1,58	7,67	1,66	7,78	1,73	7,91	1,82	8,54
1/4 FOV axial												
Radial	1,96	3,33	2,20	4,07	2,28	4,11	2,45	4,23	2,40	4,27	2,13	4,35
Tangencial	2,40	4,10	2,34	4,25	2,39	4,33	2,56	4,78	2,31	4,28	2,61	4,14
Axial	1,45	3,19	1,50	3,49	1,56	3,86	1,64	7,96	1,69	8,10	1,81	9,94

Tabela 6 Resultados para Quadrada Maior. *Obs: A unidade da FWHM e FWTM é mm.

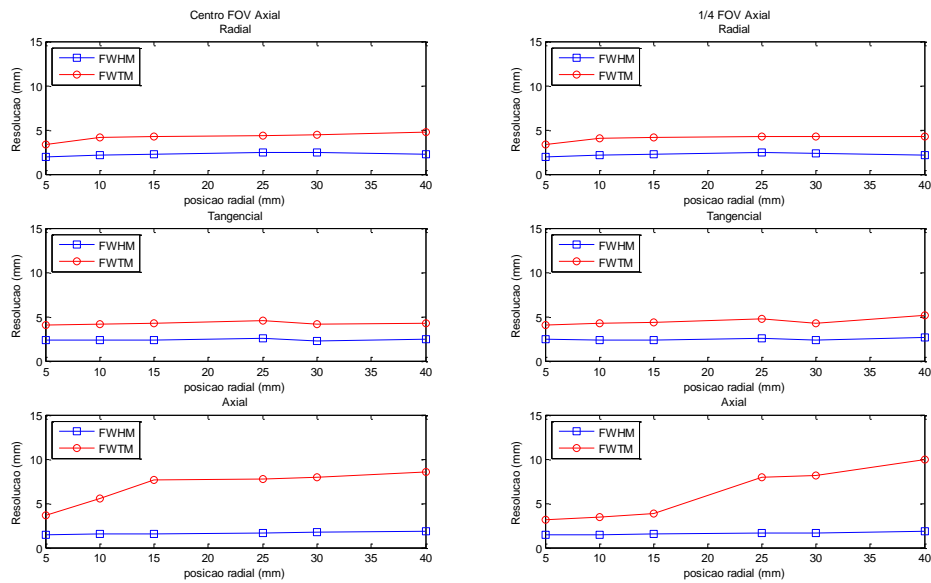


Figura 38 - Gráfico da Resolução para Quadrada Maior. A coluna da esquerda mostra a resolução Radial, Tangencial e Axial para o centro do FOV axial. E a coluna da direita à 1/4 desse FOV.

Também não se observa grandes mudanças em relação à Quadrada menor pelas mesmas razões discorridas na circular.

5.1.5 Circular Menor e Quadrada Menor

A comparação das resoluções, radial, tangencial e axial, para o centro e a um quarto do FOV axial esta ilustrada na Figura 39.

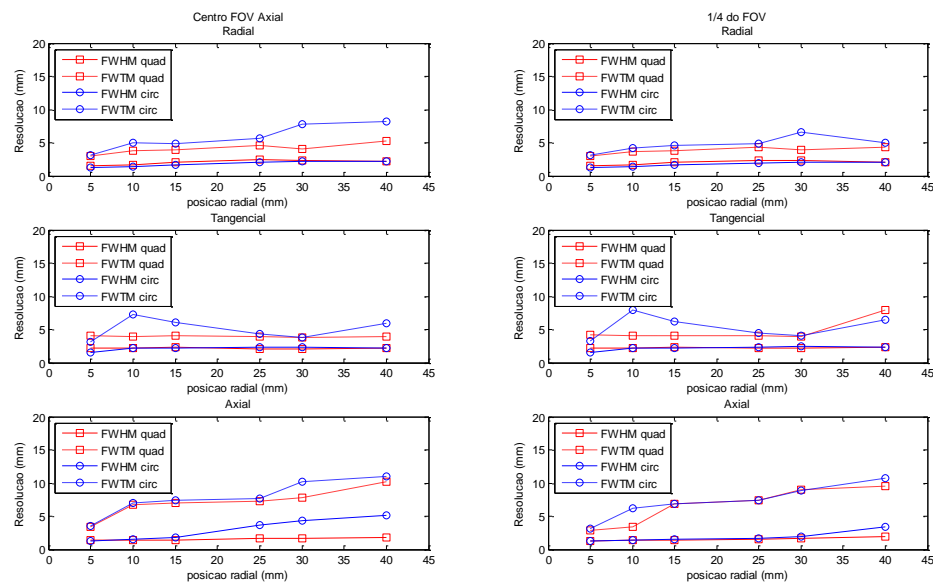


Figura 39 - Comparação entre as resoluções das geometrias Circular Menor e Quadrada Menor. Não há grandes diferenças entre as FWHM radiais e tangenciais. Apenas na axial que se vê uma piora na circular em relação à quadrada. De forma geral as FWTM são menores para quadrada.

Observando essa figura, nota-se que FWHM para as resoluções radial e tangencial, tanto para geometria circular quanto para retangular, estão muito próximas e apenas para resolução axial que se tem grandes diferenças, sendo que para retangular é menor, portanto melhor. No mais, para FWTM, como visto anteriormente, é mais uniforme para geometria retangular que na circular. Isso é uma consequência direta da geometria de detecção retangular, uma vez que os detectores não estão inclinando à medida que a distância ao centro aumenta.

5.1.6 Circular Maior e Quadrada Maior

A Figura 40 mostra a comparação entre as geometrias Circular Maior e Quadra Maior. Nessa, observar-se que quase sempre a resolução para geometria quadrada foi superior (menor) que a geometria circular. As vezes que o contrário acontece, por exemplo, na resolução radial a diferença é muito baixa.

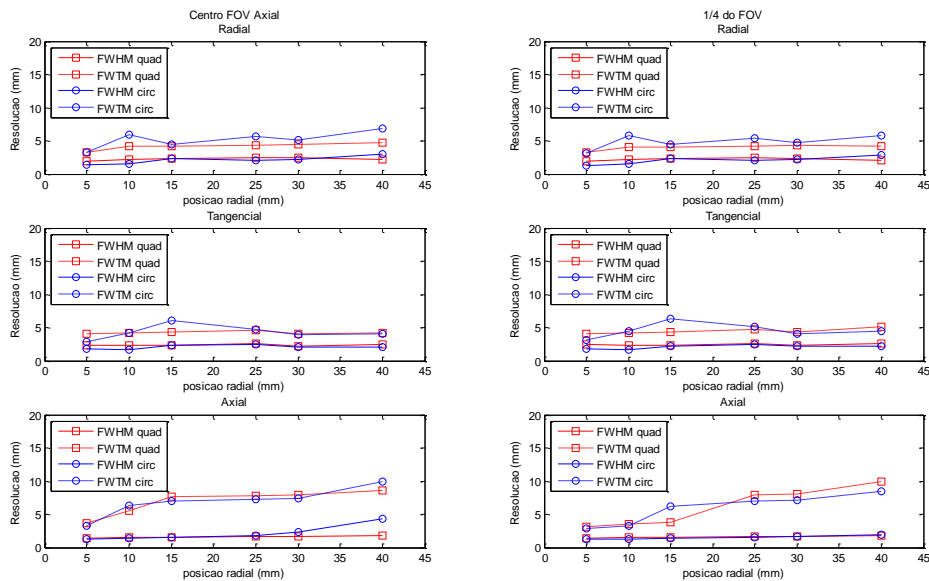


Figura 40 - Comparação das Resoluções entre Circular Maior e Quadrada Maior. Não há diferenças significativas para as FWHM radiais e tangenciais e uma pequena superioridade na axial. Para a FWTM no geral foi melhor na geometria quadrada.

Considerando essa duas últimas figuras, pode-se inferir que de modo geral a resolução para as geometrias retangulares se mostraram semelhantes às resoluções das geometrias circulares. As maiores diferenças estão evidentes na FWTM e na uniformidade observada nas retangulares já que para as mesmas não há uma correlação positiva com aumento da distância ao centro, isto quer dizer que não necessariamente a resolução aumenta com essa distância, ao contrário do que se observa nas circulares em que existe essa correlação.

5.2 Fração de Espalhamento, Perda de Contagens e Coincidências Randômicas

A norma sugere que para cada sistema PET sejam reportadas as taxas R_t , R_r , R_s , R_{NEC} e R_{TOT} em um gráfico em função da atividade média. Também reportar os valores máximos de R_t , R_{NEC} e suas respectivas atividades médias. Por fim, reportar a fração de espalhamento (SF).

5.2.1 Circular Menor

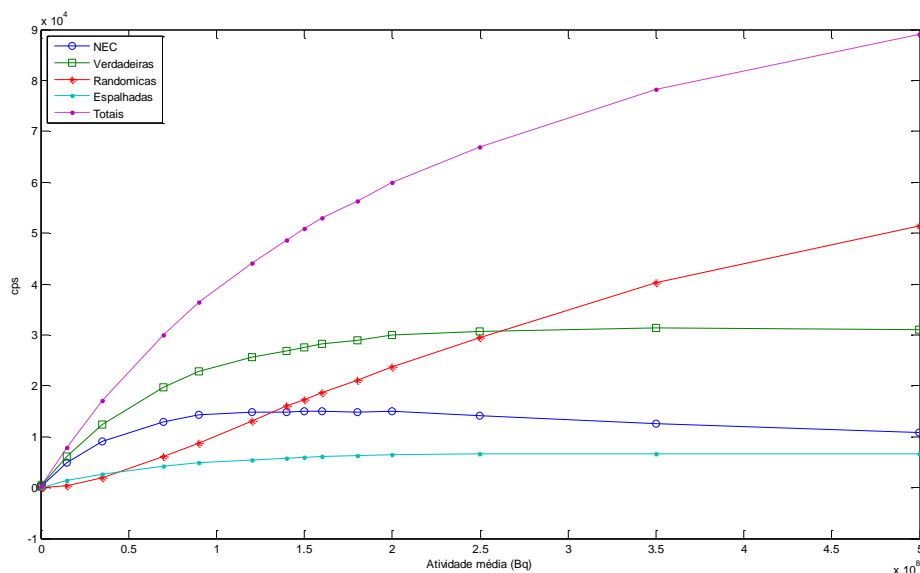


Figura 41 - Performance de Contagem para Circular Menor. Vê-se um crescimento nas coincidências verdadeiras para as atividades baixas mas quando a mesma aumenta essas coincidências começam a diminuir devido às perdas por tempo morto. Ressalta-se que para atividades muito baixas quase não há coincidências randômicas, as quais aumentam com a atividade. E as coincidências espalhadas não têm muita relação com a atividade, essas dependem mais do meio em que está a fonte. Nota-se que a curva NEC aumenta para primeiras atividades porque se tem muitas verdadeiras e poucas randômicas, Porém para atividades mais altas essa curva começa a diminuir dado que há muitas randômicas e poucas verdadeiras.

A Figura 40 mostra um resultado que é tipicamente das respostas das taxas de coincidências R_t , R_r , R_s , R_{TOT} e R_{NEC} . Pode-se observar que para baixas atividades R_t se aproxima de um crescimento linear e conforme a atividade aumenta esse comportamento muda, consequência da perda por tempo morto. A Figura 42 ilustra esse comportamento.

Na Figura 41, ao analisar a taxa de coincidências randômica, fica evidente que quase não existe para baixas atividades, mas aumenta à medida que a atividade da fonte aumenta. Pode-se notar que a taxa de espalhadas não tem forte dependência da atividade como as outras taxas, porque na verdade a mesma depende mais do meio em que se encontra a fonte radioativa.

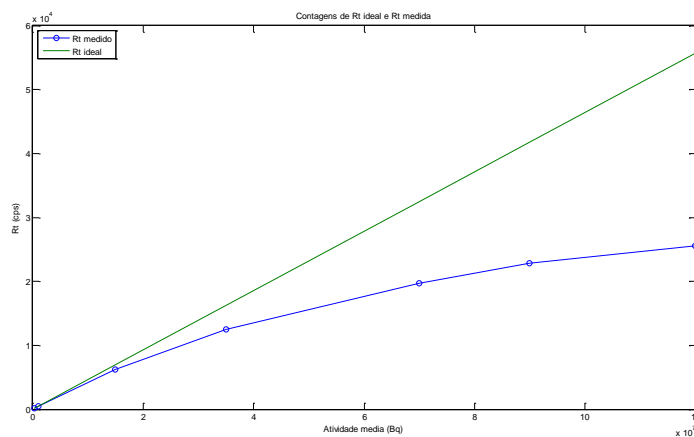


Figura 42 - Perda de Coincidências Verdadeiras. Para atividades baixas as coincidências verdadeiras crescem quase que linearmente. Mas devido ao tempo morto elas começam a decair.

Ainda nessa figura, a curva NEC cresce nas primeiras atividades porque se tem muitas coincidências verdadeiras e quase nada de randômicas, fazendo *link* com a relação sinal-ruído, tem-se muito sinal e pouco ruído, conseqüentemente alta relação sinal-ruído. Porém, quando a atividade aumenta as verdadeiras diminuem, como discorrido, enquanto as randômicas aumentam, dessa forma tem-se pouco sinal e muito ruído. Portanto não é interessante fazer imagens com atividades maiores que o pico da curva NEC.

A fração de espalhamento (SF) obtida foi de 17,67%, o que significa que 17,67% dos fótons nas proximidades do fotopico foram espalhados. É um resultado razoável quando comparado com os valores encontrados na literatura, ficam entre 5%-30% (19).

Os valores de picos, obtidos como sugere a norma, e suas respectivas atividades estão na tabela 7.

	Pico (kcps)	Atividade média (MBq)
R_t	31,3	350
R_{NEC}	15,1	160

Tabela 7 Taxas e Atividades dos Picos para Circular Menor

5.2.2 Circular Maior

Os gráficos das taxas em função da atividade estão na Figura 43 e os picos na tabela 8. A Fração de espalhamento para esse sistema foi 18,3%.

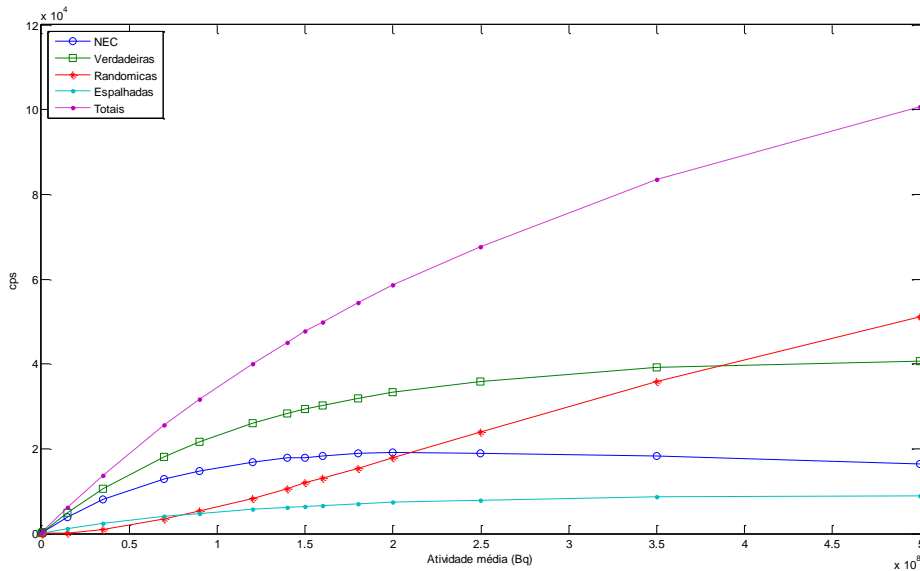


Figura 43 - Performance de Contagem para Circular Maior. Observa-se um aumento significativo em relação ao circular menor (Figura 41).

	Pico (kcps)	Atividade média (MBq)
R_t	40,6*	499,95*
R_{NEC}	19,04	199,96

Tabela 8 Taxas e Atividades dos Picos para Circular Maior *Não foi encontrado um pico

Para essa geometria cabe salientar que a taxa máxima de coincidências verdadeiras não foi alcançado. A atividade já está muito alta e, portanto não vale simular atividades dessa magnitude. Sendo assim, assume-se que a taxa máxima de coincidências verdadeiras foi a última simulada.

Analisando as figuras Figura 41 e Figura 43 e as tabelas 7 e 8, observa-se um aumento significativo das taxas de contagens e suas respectivas atividades. Como era esperado já que o número de detectores aumentou de 48 para 68. Isso aumenta a quantidade de fótons detectados pelo sistema e consequentemente aumenta as taxas de contagens.

5.2.3 Quadrado Menor

Para essa geometria retangular, a fração de espalhamento foi 14,61%. As taxas, estão na Figura 44.

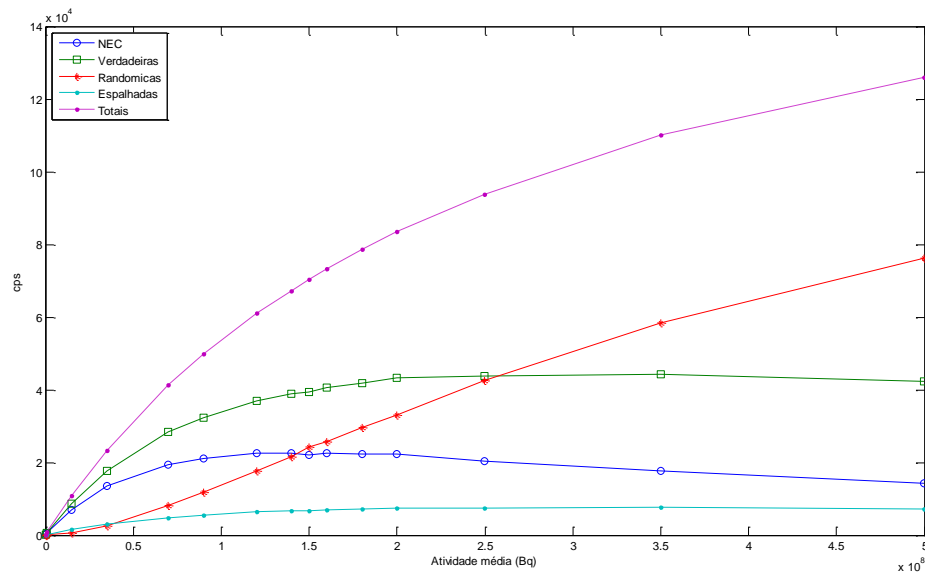


Figura 44 - Performance de Contagens para Quadrado Menor. Aqui as taxas seguem o esperado.

	Pico (kcps)	Atividade média (MBq)
R_t	42,2	349,96
R_{NEC}	22,52	139,95

Tabela 9 Taxas e Atividades para Quadrado Menor

Pode-se ver nessa figura, os picos de R_t e R_{NEC} bem definidos em torno dos valores da tabela98.

5.2.4 Quadrado Maior

A fração de espalhamento para geometria retangular maior foi 17,34%. As taxas e os valores de pico estão na Figura 45 e tabela 10, respectivamente.

Para essa geometria, também não foi achado um máximo para taxa de coincidência verdadeira. Logo, como anteriormente, a taxa máxima de verdadeiras foi para última simulação.

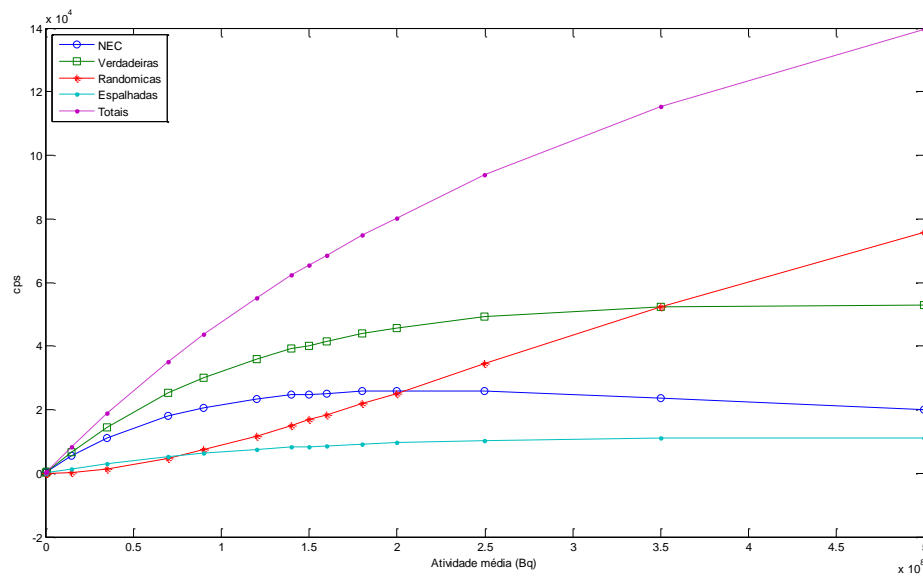


Figura 45 - Performance de Contagens para Quadrada Maior

	Pico (kcps)	Atividade média (MBq)
R_t	52,9*	499,95*
R_{NEC}	25,92	199,96

Tabela 10 Taxas e Atividades para Quadrada Maior *Pico não encontrado

5.2.5 Circular Menor e Quadrada Menor

Na Figura 46, pode-se ver uma comparação entre as taxas R_t , R_r , R_s e R_{NEC} .

Nota-se que a taxa de R_t é mais alta para geometria retangular, e apesar das taxas R_r e R_s também serem superiores para mesma geometria, a taxa R_{NEC} é superior para atividade 160 MBq (atividade de pico para geometria circular menor). Isso permite concluir que a geometria quadrada tem relação sinal-ruído melhor que a geometria circular.

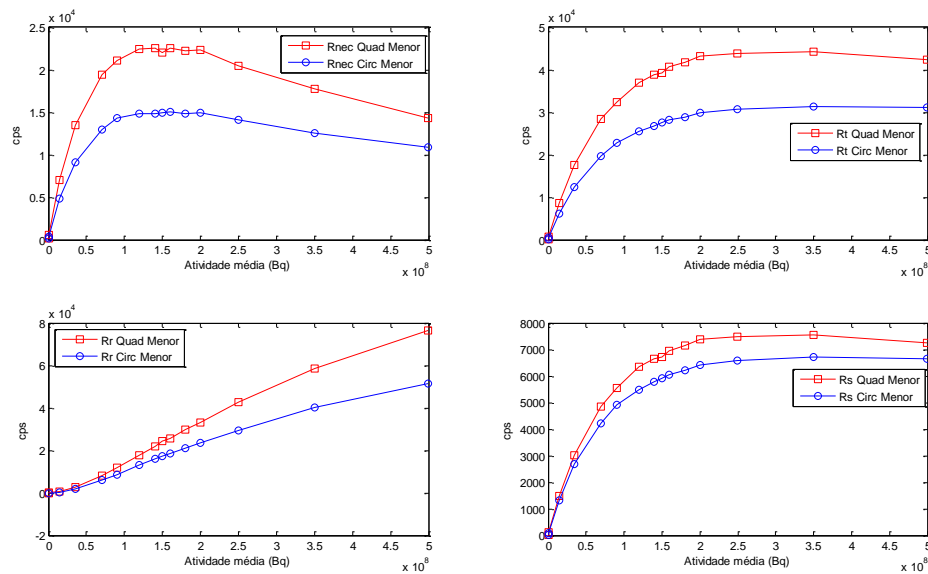


Figura 46 - Performance de Contagem entre Circular Maior e Quadrada Menor. As coincidências verdadeiras foram maiores para Quadrada e apesar das randômicas e as espalhadas também serem maiores, a curva NEC indica uma relação sinal-ruído maior para atividade de pico na geometria circular (160 MBq).

As frações de espalhamento foram 17,67% para geometria circular contra 14,61% na quadrada, isto significa que esta geometria tem uma relativa quantidade de coincidências espalhadas na região do fopico menor que aquela geometria.

5.2.6 Circular Maior e Quadrada Maior

Na Figura 47 está a comparação das taxas R_t , R_r , R_s e R_{NEC} para as geometrias Quadrada Maior e Circular Maior. E ainda vale a análise anterior, mesmo para R_r e R_s superior na geometria retangular, R_{NEC} da mesma ainda é superior para todas as atividades simuladas.

As frações de espalhamento foram 18,3 % para circular maior e 17,34% para quadrada maior, novamente a geometria retangular tem uma quantidade relativa de fótons espalhados menor que a circular.

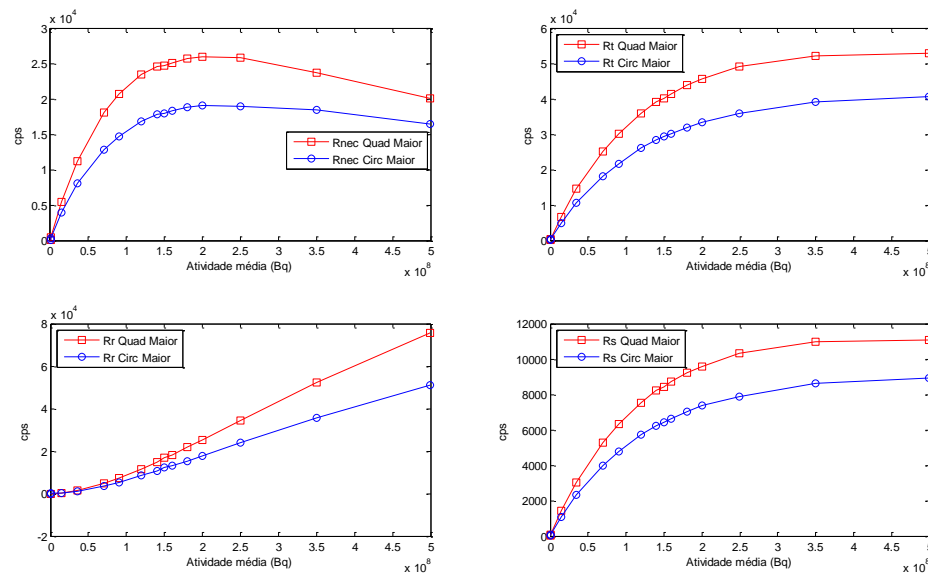


Figura 47 - Performance de Contagem entre Circular Maior e Quadrada Maior. A curva NEC indica uma relação sinal-ruído muito superior na geometria quadrada maior, mesmo com as as taxas de coincidências espalhadas e randômicas sendo maiores na mesma

5.3 Sensibilidade

A norma sugere reportar a sensibilidade absoluta do sistema $S_{A,TOT}$, e o perfil de sensibilidade axial do sistema que consiste no gráfico de $S_{A,i}$ em função da fatia, que no caso desse trabalho são 8 anéis, mas cada módulo possui um cristal de duas camadas, resultando em 16 anéis, logo o número de fatias, ou planos paralelos é $2N-1$, portanto 31 fatias.

5.3.1 Circular Menor

A sensibilidade absoluta total para esse sistema foi 0,11%. O perfil de sensibilidade é mostrado na Figura 48. O que significa que 0,11% da atividade usada é convertida em sinal útil, em outras palavras isso quer dizer que 0,11% da atividade usada gera um sinal que é usado para fazer imagem.

Nota-se que não é uma sensibilidade alta quando comparada com outros sistemas (19). Isso está relacionado com a distância entre os centros dos cristais vizinhos, como não é possível achar informações mais detalhadas sobre isso e o

objetivo desse trabalho é comparar geometrias de detecção diferentes, esse baixo desempenho da sensibilidade não vai interferir no resultado final da comparação.

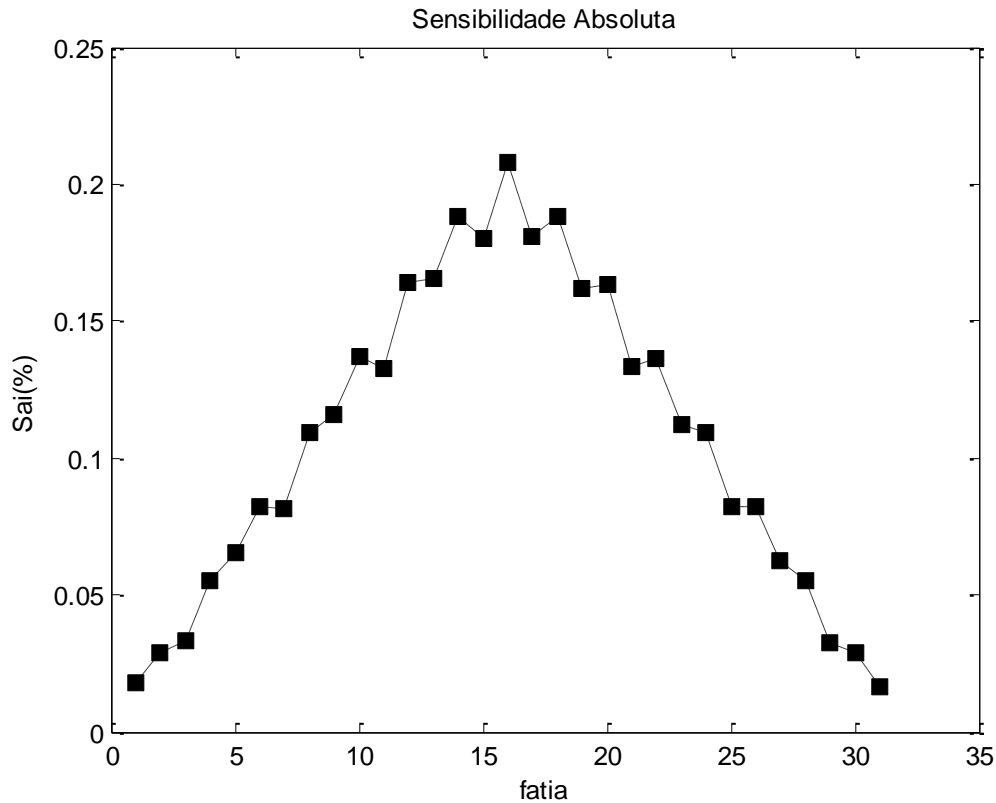


Figura 48 - Perfil de Sensibilidade para Circular Menor. São 31 fatias. O sistema simulado está configurado de modo que as fatias ímpares estão no meio do cristal, logo relacionam-se com os planos diretos, ou não inclinados. As fatias pares estão entre os cristais, portanto se relacionam com os planos cruzados e por isso são mais sensíveis e como no centro do FOV axial é a região de maior sensibilidade o perfil fica com essa forma triangular, como previsto anteriormente.

Além disso, nota-se o esperado perfil de sensibilidade axial para uma aquisição 3D, aquela que considera os planos cruzados, isto é, não paralelos ao plano transversal. O sistema PET simulado foi montado de modo que as fatias ímpares coincidem com os planos paralelos, o centro dos cintiladores, e as fatias pares são os espaços entre os mesmos, logo essas fatias consideram os planos cruzados e, portanto são mais sensíveis.

Como um todo, esse perfil se justifica no fato do centro do sistema existir contribuição de uma quantidade maior de planos cruzados, isso resulta em uma sensibilidade maior nessa região. Já nos extremos do FOV axial não há muitos planos cruzados, conseqüentemente essas regiões são menos sensíveis (38). Cabe

ressaltar que esses planos inclinados que aumentam a sensibilidade do sistema, degradam a resolução axial,

5.3.2 Circular Maior

O perfil axial de sensibilidade para geometria circular maior está na Figura 49. A sensibilidade total absoluta foi 0,08%. Assim, fica claro que apesar do aumento do número de detectores, a sensibilidade foi menor, consequência do aumento de diâmetro, pois nessa condição os fótons têm mais chance de espalhar, ou serem atenuados ou até mesmo serem absorvidos antes de formarem as coincidências.

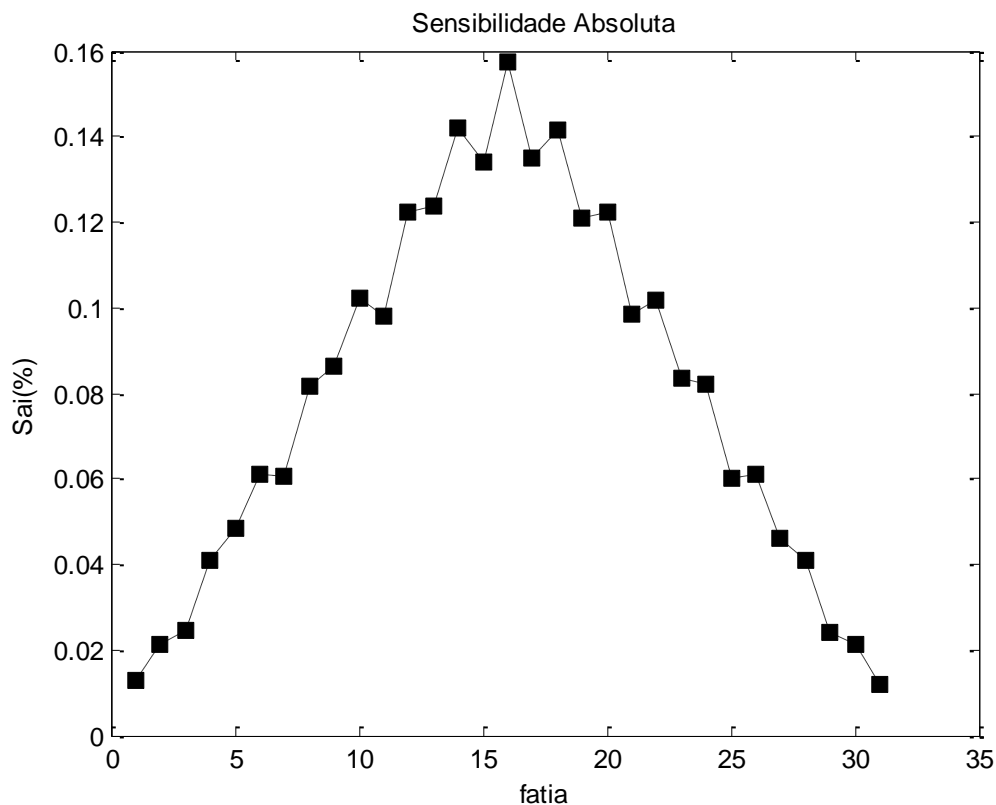


Figura 49 - Perfil de Sensibilidade para Circular Maior. Perfil de sensibilidade menor que o circular Menor. Resultado do aumento do FOV

5.3.3 Quadrado Menor

Na Figura 50, pode ser visto o perfil axial de sensibilidade para a geometria quadrada. A sensibilidade absoluta total foi de 0,14%. Ainda se pode observar o

efeito dos planos inclinados, os quais são maiores no centro que nas extremidades do FOV axial.

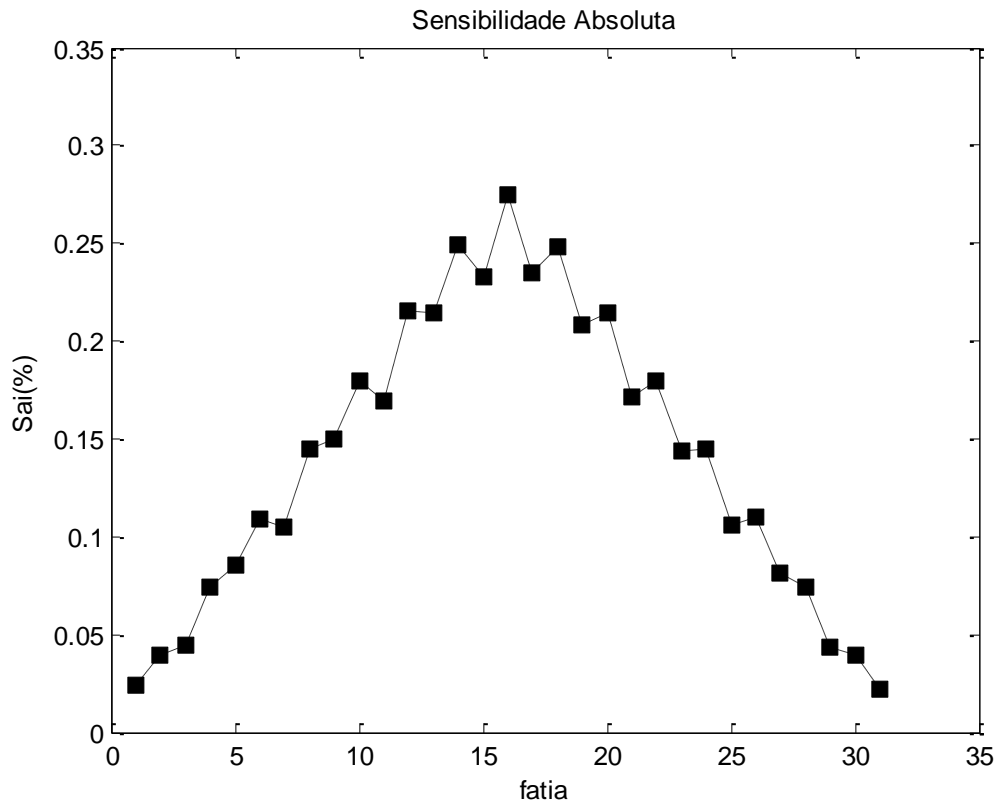


Figura 50 - Perfil de Sensibilidade para Quadrada Menor

5.3.4 Quadrado Maior

A sensibilidade absoluta para esse sistema foi 0,11%, ou seja, uma sensibilidade inferior ao da geometria quadrada menor. Apesar da quadrada maior tem mais detectores, o aumento da distância máxima entre os mesmos interferiu negativamente na sensibilidade (Figura 51).

De Forma geral, as sensibildes de todos os sistemas simulados ficaram bem baixa. Entretanto, certamente, se aumetar a janela energética 375 – 675 keV para 300-675 keV ou até mesmo 275-675 keV essa sensibilidade vai aumentar.

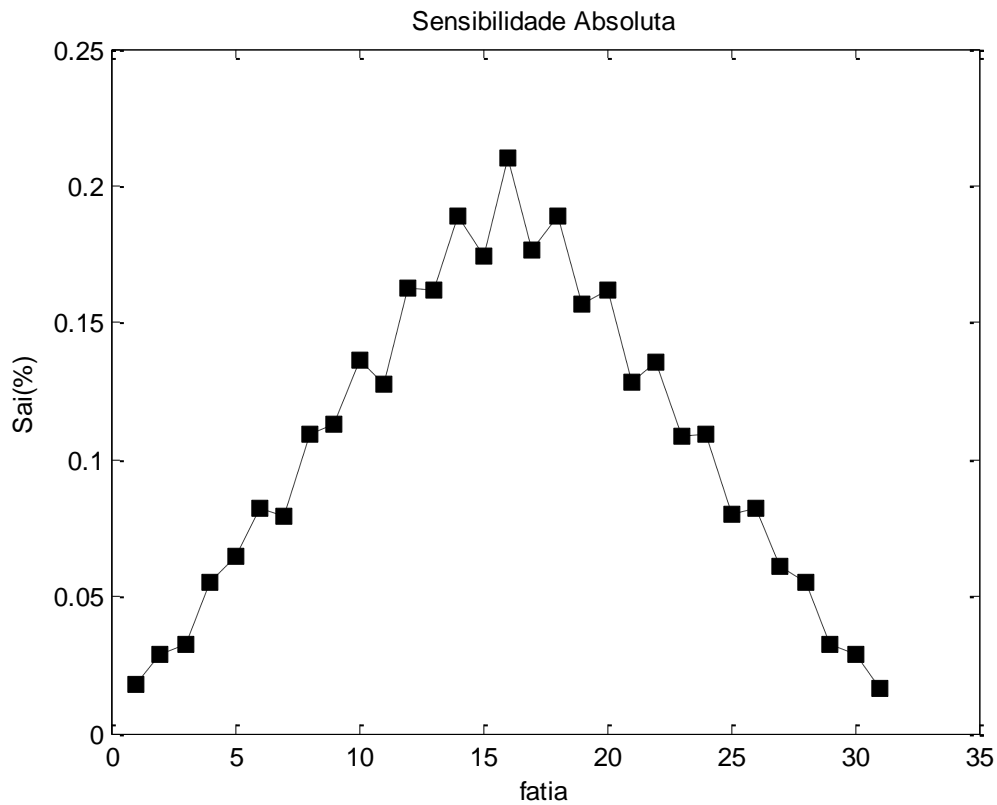


Figura 51 - Perfil de Sensibilidade para Quadrada Maior

5.3.5 Circular Menor e Quadrada Menor

As sensibilidades absolutas totais foram 0,11% e 0,14%, para as geometrias circular menor e quadrada menor, respectivamente. E a comparação entre perfils de sensibilidade axial para essas geometrias está na Figura 52.

É notável que a geometria quadrada menor tem a sensibilidade melhor que a geometria circular menor. Para o centro do FOV axial a diferença relativa é de 29%, e para os extremos essa diferença é de 33%.

Esse desempenho superior da sensibilidade na retangular era esperado, uma vez que para manter os FOV's iguais o número de detectores deve ser maior nessa geometria, o que consequentemente aumenta a sensibilidade.

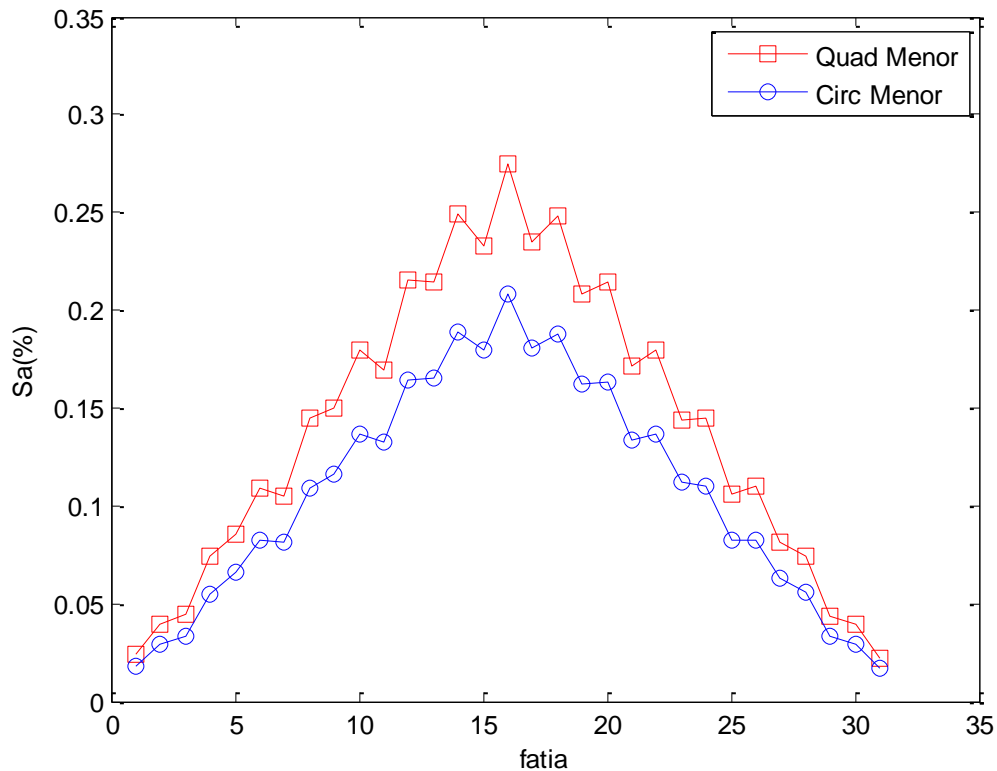


Figura 52 - Comparação de Sensibilidade Circular Menor e Quadrada Menor. A diferença relativa no pico é de 29% e nos extremos de 33%

5.3.6 Circular Maior e Quadrada Maior

Analogamente, para essa comparação, nota-se que a sensibilidade para a geometria retangular ainda é melhor que a geometria circular, sendo a diferença relativa entre os máximos de 31% e para os extremos de 38%. A comparação entre os perfis de sensibilidade está na Figura 53.

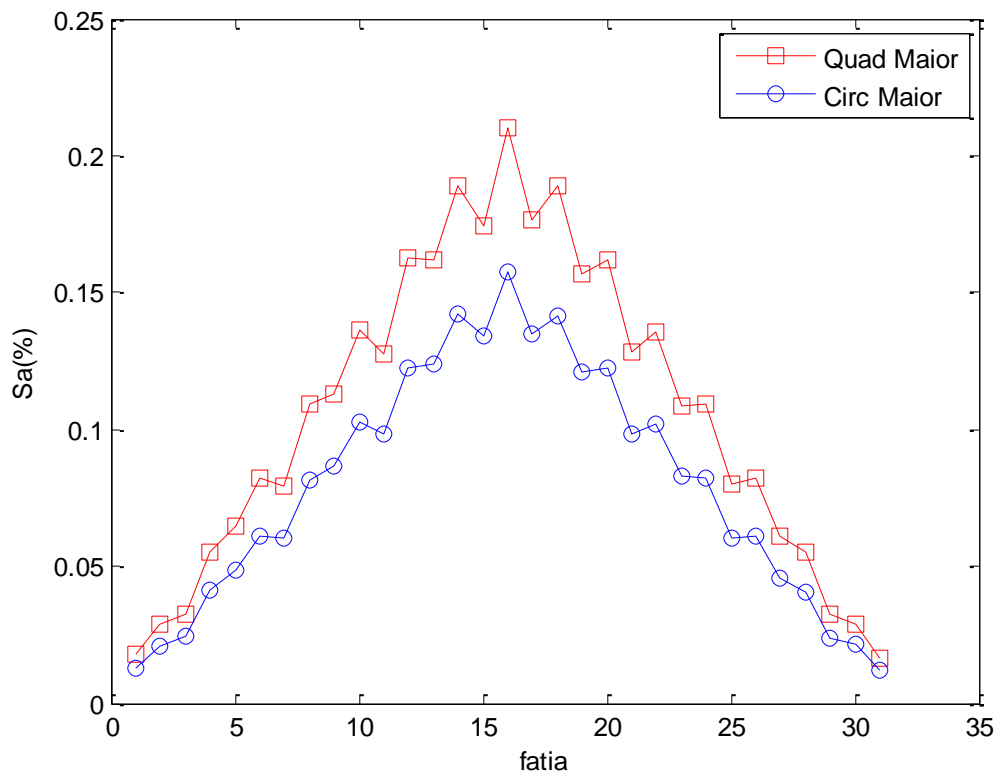


Figura 53 - Comparação de Perfil de Sensibilidade entre Circular Maior e Quadrada Maior. No pico a diferença relativa é 31% e nos extremos chega a 38%

6 CONCLUSÕES

Primeiramente, tendo em vista as montagens das geometrias, nas geometrias retangulares foram usados mais detectores que nas circulares, de modo que se construíssem esses equipamentos os retangulares precisariam de um investimento financeiro maior. Contudo, para um sistema com geometria de detecção variável, seria mais vantajoso construir um sistema retangular, uma vez que é mais fácil deslocar os detectores mantendo o formato da geometria. Para circular teríamos que usar mais hastes e ainda mudar a angulação dos detectores para manter a mesma distância entre os centros dos detectores.

O segundo ponto importante são os resultados das simulações, tanto das geometrias circulares quanto das geometrias retangulares, separadamente. Os mesmos se mostraram dentro do previsto para todos os testes, com exceção da sensibilidade que resultou em valores muito inferiores dos encontrados na literatura, o que pode ser justificado pelos materiais simulados, ou na distância entre os cristais, visto que esse tipo de informação não é de fácil acesso uma distância arbitrária foi empregada.

Mesmo com essa sensibilidade fora do esperado, foi possível avaliar as performances de forma comparativa, dado que o problema aconteceu da mesma forma nas duas geometrias, em outras palavras, o problema influenciou na mesma proporção em cada geometria, por conseguinte não comprometeu o resultado final quando se avalia as comparações.

Com vista nessas comparações, analisando os resultados comparativos, para o teste da resolução espacial, não houve diferenças significativas para as resoluções (FWHM) radiais e tangenciais, apenas na resolução axial que as geometrias quadradas mostram-se melhores (menor valor de FWHM). Quando se observa o parâmetro FWTM, nas geometrias retangulares houve menos variações que as circulares, portanto aquelas tem um perfil mais uniforme que estas.

No teste seguinte, o qual avalia o desempenho de contagens e a fração de espalhamento, as geometrias retangulares exibiram um pico na curva NEC muito superior aos para as circulares, avaliando os gráficos é evidente que a atividade

desses picos são menores e nessas condições, pode-se afirmar que a relação sinal ruído das retangulares é melhor que as circulares. Tal como a fração de espalhamento que foi melhor (menor) para as retangulares, logo a quantidade de coincidências espalhas é menor nesse tipo de geometria.

Por fim, o teste de sensibilidade, apesar de estar fora dos dados encontrados na literatura, não afeta à comparação, a qual mostrou que as retangulares possuem maior sensibilidade.

Portanto, analisando todo o recorrido, é muito claro que as geometrias quadradas, de forma geral, resultam em uma performance superior às circulares. Isso é surpreendente uma vez que é muito frequente se ver geometrias de detecção circulares em sistema PET.

Esses resultados mostram que sistemas PET com geometria quadrada além de ser mais fácil variar o tamanho máximo do FOV ao mover apenas quatro hastes, como proposto nesse trabalho, ainda oferecem menos ruído e mais sensibilidade. Uma consequência direta disso é injeção de menos radiofármaco, o que é bom porque grandes quantidades injetadas podem alterar o funcionamento do organismo, e como tem menos radionuclídeo a dose de radiação depositada é menor. Não só isso, também oferece uma resolução semelhante à geometria circular.

7 REFERÊNCIAS

- 1 Gambhir, S.S. Molecular imaging of cancer with positron emission tomography. **Nature reviews. Cancer**, v. 2, n. 9, p. 683–693, 2002.
- 2 Murray, I.P.C. & Ell, P.J. (1996). Nuclear medicine in clinical diagnosis and treatment, volumes 1 and 2. *Emergency Radiology*, 3(3) , 146–147.
- 3 Phelps, M.E. Positron emission tomography provides molecular imaging of biological processes. **Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America**, v. 97, n. 16, p. 9226–9233, 2000.
- 4 Simon R., Mi.E.C., James A., S., & Phelps (2004). Physics in Nuclear Medicine. *Medical Physics*, 31, 2370.
- 5 Weisenberger, A.G.; Dong, H.; et al. Development ofPhytoPET : A Plant Imaging PET System. p. 275–278, 2011.
- 6 Rowland, D.J.; Cherry, S.R. Small-animal preclinical nuclear medicine instrumentation and methodology. **Seminars in nuclear medicine**, v. 38, n. 3, p. 209–22, 2008.
- 7 Levin, C.S. & Zaidi, H. (2007). Current Trends in Preclinical PET System Design. *PET Clinics*, 2(2) , 125–160.
- 8 Cherry, S.R.; Silverman, R.W.; et al. MicroPET : A High Resolution PET Scanner for Imaging Small Animals. v. 44, n. 3, p. 1161–1166, 1997.
- 9 Tai, Y.-C.; Chatziioannou, A.F.; et al. MicroPET II: design, development and initial performance of an improved microPET scanner for small-animal imaging. **Physics in medicine and biology**, v. 48, n. 11, p. 1519–37, 2003.
- 10 **National Electrical Manufacturers Association. NEMA Standard Publication NU 4-2008: Performance Measurements of Small Animal Positron Emission Tomo- graphs. Rosslyn, VA: National Electrical Manufacturers Association; 2007.**
- 11 Zanzonico, P. (2004). Positron Emission Tomography: A Review of Basic Principles, Scanner Design and Performance, and Current Systems. *Seminars in Nuclear Medicine*, 34, 87–111.
- 12 Detorie, N.; Member, S.; et al. Motion Correction for Respiratory Gated. v. 90095, p. 3273–3277, 2006.

- 13 Branco, S., Jan, S., et al. Monte Carlo simulations studies in small animal PET using GATE. In: **2007 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record**. IEEE, v.37.2007, p. 3994–3997.
- 14 Spect, P.E.T.; Camera, C.T. Virtual PET Scanner – From Simulation in GATE to a Final Multiring Albira. p. 3–27, 2007.
- 15 Ito, M.; Hong, S.J.; et al. Positron emission tomography (PET) detectors with depth-of- interaction (DOI) capability. **Biomedical Engineering Letters**, v. 1, n. 2, p. 70–81, 2011.
- 16 Godinez, F.; Chaudhari, A.J.; et al. Characterization of a high-resolution hybrid DOI detector for a dedicated breast PET/CT scanner. **Physics in medicine and biology**, v. 57, n. 11, p. 3435–49, 2012.
- 17 Uribe, J.; Xie, S.; et al. Gantry Design With Accurate Crystal Positioning for a High-Resolution Transformable PET Camera. v. 52, n. 1, p. 119–124, 2005.
- 18 Kereiakes, J.G. Auger electron dosimetry: Report of AAPM Nuclear Medicine Committee Task Group No. 6. **Medical Physics**, v. 19, n. 6, p. 1359, 1992.
- 19 Goertzen, a. L.; Bao, Q.; et al. NEMA NU 4-2008 Comparison of Preclinical PET Imaging Systems. **Journal of Nuclear Medicine**, v. 53, n. 8, p. 1300–1309, 2012.
- 20 Cherry, Simon R., M.D. **PET: physics, instrumentation, and scanners**. Springer New York, 2006.
- 21 Wernick, Miles N., and J.N.A. **Emission Tomography: The Fundamentals of PET and SPECT**. San Diego: Academic Press, 2004.
- 22 Valk, P.E. **Positron emission tomography: basic sciences**. Springer Science & Business Media, 2003.
- 23 Evans, Robley Dunglison, A.N. **The atomic nucleus**. New York: New York: McGraw-Hill, 1955.
- 24 Derenzo, S.E.; Zaklad, H.; et al. Analytical study of a high-resolution positron ring detector system for transaxial reconstruction tomography. **Journal of nuclear medicine : official publication, Society of Nuclear Medicine**, v. 16, n. 12, p. 1166–1173, 1975.
- 25 Strother, S.C.; Casey, M.E.; et al. Measuring PET scanner sensitivity: relating countrates to image signal-to-noise ratios using noise equivalents counts. **IEEE Transactions on Nuclear Science**, v. 37, n. 2, p. 783–788, 1990.
- 26 Chang, T., Chang, G., Clark, J.W., Diab, R.H., Rohren, E., & Mawlawi, O.R. (2012). Reliability of predicting image signal-to-noise ratio using noise equivalent count rate in PET imaging. *Medical Physics*, 39(10) , 5891.

- 27 Gu, Z.; Taschereau, R.; et al. NEMA NU-4 performance evaluation of PETbox4, a high sensitivity dedicated PET preclinical tomograph. **Physics in medicine and biology**, v. 58, n. 11, p. 3791–814, 2013.
- 28 METROPOLIS, N.; ULAM, S. The Monte Carlo method. **Journal of the American Statistical Association**, v. 44, n. 247, p. 335–341, 1949.
- 29 Kawrakow, I. Accurate condensed history Monte Carlo simulation of electron transport. I. EGSnrc, the new EGS4 version. **Medical Physics**, v. 27, n. 3, p. 485, 2000.
- 30 Briesmeister, J.F. LA-13709-M: MCNP - A General Monte Carlo N-Particle Transport Code Version 4C. n. March, 2000.
- 31 Salvat, Francesc, José M. Fernández-Varea, J.S. **PENELOPE-2006: A code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport**. Workshop Proceedings, 2006.
- 32 Agostinelli, S.; Allison, J.; et al. Geant4—a simulation toolkit. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment**, v. 506, n. 3, p. 250–303, 2003.
- 33 Jan, S.; Benoit, D.; et al. GATE V6: a major enhancement of the GATE simulation platform enabling modelling of CT and radiotherapy. **Physics in medicine and biology**, v. 56, n. 4, p. 881–901, 2011.
- 34 Jan, S.; Santin, G.; et al. GATE: a simulation toolkit for PET and SPECT. **Physics in medicine and biology**, v. 49, n. 19, p. 4543–61, 2004.
- 35 Towards component-based validation of GATE: Aspects of the coincidence processor.
- 36 Brun, R.; Rademakersh, F. ROOT - An object oriented data analysis framework. v. 389, p. 81–86, 1997.
- 37 Bergeron, M.; Cadorette, J.; et al. Imaging performance of LabPET APD-based digital PET scanners for pre-clinical research. **Physics in medicine and biology**, v. 59, n. 3, p. 661–78, 2014.
- 38 Bailey, D.L., Jones, T., & Spinks, T.J. (1991). A method for measuring the absolute sensitivity of positron emission tomographic scanners. *European Journal of Nuclear Medicine*, 18(10) , 861.