

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE FÍSICA
BACHARELADO EM FÍSICA MÉDICA

**VALIDAÇÃO DA MODELAGEM DE UM SISTEMA DE AQUISIÇÃO
DE IMAGENS EM MEDICINA NUCLEAR**

ANA LAURA MOREIRA LAPIS

Porto Alegre
2008

ANA LAURA MOREIRA LAPIS

**VALIDAÇÃO DA MODELAGEM DE UM SISTEMA DE AQUISIÇÃO
DE IMAGENS EM MEDICINA NUCLEAR**

Trabalho de Conclusão apresentado para a obtenção do grau de Bacharel em Física Médica pela Faculdade de Física, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Ana Maria Marques da Silva

Porto Alegre
2008

ANA LAURA MOREIRA LAPIS

**VALIDAÇÃO DA MODELAGEM DE UM SISTEMA DE AQUISIÇÃO
DE IMAGENS EM MEDICINA NUCLEAR**

Trabalho de Conclusão apresentado para
a obtenção do grau de Bacharel em
Física Médica pela Faculdade de Física,
Pontifícia Universidade Católica do Rio
Grande do Sul.

Aprovada em 09 de julho de 2008

BANCA EXAMINADORA

Profa. Dra. Ana Maria Marques da Silva – Faculdade de Física - PUCRS

Profa. Dra. Gabriela Hoff – Faculdade de Física - PUCRS

Físico Ms. João Alfredo Borges

Dedico este trabalho a todas as pessoas envolvidas direta ou indiretamente, pela amizade companheirismo, e incentivo.

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao CNPQ pelo apoio financeiro.

Agradeço ao Hospital São Lucas da PUCRS por fornecer o ambiente e infra-estrutura para realização do trabalho.

Agradeço a minha orientadora, Ana Maria, pela oportunidade oferecida, pela confiança e dedicação.

Para minha amiga Claudinha, que esteve comigo em todos os sofridos momentos. Por todas as horas que passamos juntas, pelas risadas, pelo estudo e principalmente pela amizade que construímos ao longo do ano. Tenho certeza que ela foi a pessoa fundamental para a realização do trabalho.

Para o Davi, que sempre esteve disposto a ajudar, sempre resolvendo os problemas que surgiram de programação.

Para o Jackson, que chegou no intervalo do segundo tempo, mas teve grande participação também.

A Prof^a. Gabriela Hoff, que me acompanha desde o começo da faculdade. Tenho certeza que construímos uma amizade ao longo desses anos.

Ao professor , amigo e extraordinário chefe Alexandre Bacelar, que me proporcionou o primeiro estágio e que considero meu padrinho na faculdade.

A Ana Pinto e a Fernanda Oliveira, pela amizade e carinho.

Aos meus pais, com todo o amor, que sempre me incentivaram e estiveram junto comigo em todos os momentos decisivos ao longo da minha vida.

Ao meu namorado Régis, que sempre com amor, carinho, amizade e dedicação esteve ao meu lado. Muito obrigada por tudo, de coração.

A minha sobrinha e afilhada Luiza, que mesmo tão pequena, todos os dias, me mostra o quanto a vida vale a pena.

Aos meus irmãos, pelo carinho e amor.

A minha tia e madrinha, Tede, que com seu carinho, nunca mediu esforços para me ajudar.

Ao pessoal do NiMed: Karina, Fernandinha, Fábio, Daniel e Geisa que tiveram também participação no trabalho, pelas longas tardes de trabalho e muitas risadas.

Aos colegas e hoje grandes amigos, Raquel e Leandro, pelas caronas, estudos, brincadeiras. Tenho certeza que será para sempre essa amizade.

A minha best Renata, que não tenho palavras para expressar o quanto é importante ter a amizade e o companheirismo.

As minhas amigas do coração Jana e Cissa, que por todos esses anos me deram o prazer de dividir essa amizade.

Para todas as pessoas que estiveram comigo ao longo dessa jornada, agüentando o mau humor, os choros, as risadas, muito obrigada!!!!

RESUMO

Este trabalho teve como objetivo realizar a modelagem da câmara gama Philips Forte no programa GATE (*Geant4 Application for Tomographic Emission*). Para validar esta modelagem, as simulações foram comparadas com aquisições experimentais de imagens planas de testes de controle de qualidade para medição da resolução espacial e da sensibilidade com ^{99m}Tc do sistema de aquisição de imagens do serviço de Medicina Nuclear do Hospital São Lucas da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (PUCRS). Foram analisadas as dificuldades e potencialidades de utilização deste programa em simulações de imagens cintilográficas. As simulações foram realizadas nos computadores do Núcleo de Pesquisa em Imagens Médicas e no Laboratório de Alto Desempenho do IDEIA/PUCRS. Os resultados simulados foram comparados aos fornecidos pelos fabricantes e aos valores medidos nas aquisições experimentais.

ABSTRACT

The aim of this work was to carry out the modeling of the gamma camera Philips Forte using program GATE (Geant4 Application will be Tomographic Emission). To validate this modeling, the simulations had been compared with experimental acquisitions of spatial resolution and sensitivity measurements acquired in the gamma camera of the Nuclear Medicine Service at Hospital São Lucas of the Pontificia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (PUCRS) with ^{99m}Tc . The pitfalls and potentialities of GATE program usability for planar scintillography simulations in different systems of acquisition in Nuclear Medicine had been analyzed. The simulations had been carried out in the computers of the Medical Imaging Group and in the High Performance Laboratory of IDEIA/PUCRS. The simulated results were compared with the data supplied by manufacturers and with experimental acquisitions measurements.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1: COMPONENTES DE UMA CÂMARA CINTILOGRÁFICA	16
FIGURA 2: TIPOS DE COLIMADORES: A) FEIXE EM LEQUE (<i>FAN BEAM</i>); B) FEIXE EM CONE (<i>CONE BEAM</i>); C) ORIFÍCIOS PARALELOS (<i>PARALLEL HOLE</i>); D) FEIXE COM DEFLEXÃO (<i>SLANTHOLE</i>).	17
FIGURA 3: ESQUEMA REPRESENTATIVO DE UMA FOTOMULTPLICADORA.	18
FIGURA 4: ESQUEMA REPRESENTATIVO DOS FÓTONS QUE ATINGEM UMA CÂMARA GAMA.	19
FIGURA 5: ESQUEMA REPRESENTATIVO DE UM SISTEMA SPECT.	20
FIGURA 6: ESQUEMA REPRESENTATIVO DE UM SISTEMA PET.	21
FIGURA 7: ARQUITETURA DE MÓDULOS DO GATE.	28
FIGURA 8: CÂMARA GAMA FORTE	33
FIGURA 9 PROPRIEDADES DA CABEÇA DE DETECÇÃO E DE SUA RESPECTIVA BLINDAGEM	33
FIGURA 10 PROPRIEDADES DO CRISTAL DE CINTILAÇÃO	33
FIGURA 11 PROPRIEDADES DO COLIMADOR VXGP E SEUS RESPECTIVOS FUROS	34
FIGURA 12 PARÂMETROS DA CÂMARA GAMA FORNECIDOS PELA <i>PHILIPS</i>	34
FIGURA 13: ESQUEMA DA GEOMETRIA CONSTRUÍDA NA SIMULAÇÃO.	35
FIGURA 14 PARÂMETROS DEFINIDOS NA SIMULAÇÃO PARA A CABEÇA DE DETECÇÃO.	35
FIGURA 15 PARÂMETROS DEFINIDOS NA SIMULAÇÃO PARA O COLIMADOR VXGP E SEUS FUROS	36
FIGURA 16 VISUALIZAÇÃO 2D DE UM CORTE DOS FUROS DO COLIMADOR VXGP SIMULADOS.	36
FIGURA 17 PARÂMETROS DEFINIDOS NA SIMULAÇÃO PARA O CRISTAL CINTILADOR	37
FIGURA 18 PARÂMETROS DEFINIDOS NA SIMULAÇÃO PARA O COMPARTIMENTO TRASEIRO	37
FIGURA 19 PARÂMETROS DO DIGITALIZADOR NA SIMULAÇÃO	38
FIGURA 20 PARÂMETROS DO <i>PHANTOM</i> PARA TESTE DE SENSIBILIDADE	38
FIGURA 21 PARÂMETROS DA FONTE RADIOATIVA PARA TESTE DE SENSIBILIDADE	39
FIGURA 22 VISUALIZAÇÃO DA GEOMETRIA DA SIMULAÇÃO DO TESTE DE SENSIBILIDADE.	39
FIGURA 23 PARÂMETROS DOS <i>PHANTOMS</i> PARA RESOLUÇÃO DO SISTEMA.	39
FIGURA 24 PARÂMETROS DAS FONTES RADIOATIVAS PARA RESOLUÇÃO DO SISTEMA.	40
FIGURA 25 VISUALIZAÇÃO DA GEOMETRIA DA SIMULAÇÃO DO TESTE DE RESOLUÇÃO DO SISTEMA.	40
FIGURA 26 VISUALIZAÇÃO DA GEOMETRIA DA AQUISIÇÃO EXPERIMENTAL DO TESTE DE SENSIBILIDADE.	42
FIGURA 27 VISUALIZAÇÃO DA GEOMETRIA DA AQUISIÇÃO EXPERIMENTAL DO TESTE DE RESOLUÇÃO ESPACIAL.	43
FIGURA 28 (A) IMAGEM EXPERIMENTAL DO TESTE DE SENSIBILIDADE ADQUIRIDA NA CÂMARA <i>PHILIPS</i> FORTE E (B) IMAGEM DO TESTE DE SENSIBILIDADE SIMULADA DA CÂMARA GAMA.	44
FIGURA 29 GRÁFICO DO PERFIL DE CONTAGENS AO LONGO DA LINHA DO PERFIL.	46
FIGURA 30 (A) PERFIL DE CONTAGENS NO TESTE DE RESOLUÇÃO ESPACIAL ADQUIRIDO NA CÂMARA <i>PHILIPS</i> FORTE E (B) PERFIL DE CONTAGENS NO TESTE DE RESOLUÇÃO ESPACIAL ADQUIRIDO NA SIMULAÇÃO.	47

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 VALORES DE SENSIBILIDADE DA CÂMARA GAMA, OBTIDOS NA AQUISIÇÃO EXPERIMENTAL E NA SIMULAÇÃO.	44
TABELA 2 VALORES PARA RESOLUÇÃO ESPACIAL DO SISTEMA DA CÂMARA GAMA, OBTIDOS NA AQUISIÇÃO EXPERIMENTAL E NA SIMULAÇÃO.	47

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	12
1.1 OBJETIVO GERAL.....	13
1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	13
1.3 ESTRUTURA DO TRABALHO.....	14
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	15
2.1 MEDICINA NUCLEAR.....	15
2.2 FORMAÇÃO DA IMAGEM EM MN.....	15
2.3 PROCESSOS FÍSICOS RELEVANTES EM MN.....	21
2.3.1 <i>Atenuação</i>	22
2.4 CONTROLE DE QUALIDADE EM MN.....	22
2.5 SIMULAÇÕES DE MONTE CARLO.....	24
2.6 PROGRAMA GATE.....	25
2.7 APLICAÇÕES DO PROGRAMA GATE.....	30
3 MATERIAIS E MÉTODOS.....	32
3.1 CÂMARA GAMA PHILIPS FORTE.....	32
3.2 MODELAGEM DA CÂMARA GAMA NO GATE.....	34
3.2.1 <i>Geometria</i>	35
3.2.2 <i>Volume Sensível</i>	37
3.2.3 <i>Digitalizador</i>	37
3.2.4 <i>Fonte Radioativa</i>	38
3.2.5 <i>Processos Físicos</i>	40
3.2.6 <i>Simulação e Processamento dos Dados</i>	41
3.3 AQUISIÇÕES EXPERIMENTAIS.....	41
3.3.1 <i>Sensibilidade</i>	41
3.3.2 <i>Resolução Espacial do Sistema</i>	42
4 RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	44
4.1 SENSIBILIDADE.....	44

4.2 RESOLUÇÃO ESPACIAL DO SISTEMA	46
5 CONCLUSÃO	48
REFERÊNCIAS	50
APÊNDICE A	53
APÊNDICE B	57
APÊNDICE C	58
APÊNDICE D	63

1 INTRODUÇÃO

As imagens de Medicina Nuclear (MN) são produzidas a partir da detecção de fótons gama produzidos pelo decaimento nuclear de um volume de material radioativo captado pelos órgãos ou tecidos do corpo humano. A detecção dos fótons é feita por uma câmara de cintilação, que coleta a radiação emitida pelo órgão no qual se concentrou o material radioativo. A imagem produzida em MN é essencialmente fisiológica, mas também fornece informações anatômicas (SILVA, 2004).

Um dos objetivos do físico médico envolvido em pesquisas na área de MN é aperfeiçoar o *design* de sistemas de imagens e melhorar a qualidade e precisão quantitativa das imagens reconstruídas. Diversos fatores afetam a qualidade da imagem e a precisão dos dados obtidos em uma câmara de MN. Estas incluem as propriedades físicas dos detectores, do colimador, o *design* do *gantry*, as técnicas de correção de atenuação e espalhamento e os algoritmos de reconstrução tomográfica. A modelagem matemática é utilizada para a avaliação de vários parâmetros no sistema de imagens em MN, pois não existem soluções analíticas possíveis para resolver a equação de transporte que descreve a interação dos fótons com as estruturas do corpo não uniformemente atenuantes e as geometrias complexas dos detectores (ZAIDI, 1999).

O método Monte Carlo (MC) de simulação é largamente utilizado para resolver problemas que envolvem processos estatísticos, sendo utilizado em diversos campos da Física Médica, devido à natureza estocástica dos processos de emissão, transporte e detecção da radiação. O método é bastante útil para problemas complexos, que não podem ser modelados através de métodos determinísticos ou empíricos, impraticáveis devido ao custo ou às questões relativas aos efeitos biológicos em humanos (BRAMBILLA, 2007).

Foram desenvolvidos diversos tipos de programas para simulação do método de MC entre os anos de 1995 e 1999 para dosimetria e simulação de imagens, tais como o EGS4 (*Electron Gamma Shower*), MCNP, SimSET (versões 3 e 4), Penelope e GATE (*Geant4 Application for Tomographic Emission*) (BUVAT e LAZARO et al., 2006).

O programa de simulação GATE é um software livre, dedicado a realizar simulações de MC de imagens e dosimetria em MN, como a Tomografia de Emissão (SPECT e PET). Ele utiliza as bibliotecas do Geant4 (*GEometry ANd Tracking*), desenvolvidas pela equipe do CERN para simulação de interação de partículas de altas energias. Ele é organizado na forma de um sistema de módulos versátil, que possui um *script* adaptado ao *kit* de ferramentas de

simulação para o campo da MN. Em particular, o GATE permite a descrição dos fenômenos dependentes do tempo, tais como movimentos do detector ou decaimento radioativo da fonte, permitindo assim, a simulação de curvas de tempo sob condições de aquisição realísticas (SANTIN et al., 2007).

Os últimos desenvolvimentos em simulações de MC, em conjunto com o aumento da potência dos computadores permitem atualmente que a simulação seja uma ferramenta acessível, que pode gerar dados realísticos complexos em tempo razoável para diversas aplicações. As simulações de MC poderão ser ainda mais presentes na MN no futuro, talvez no próprio processamento das imagens, ou no mínimo como um auxílio contínuo para a interpretação qualitativa e quantitativa de imagens de pacientes reais (BUVAT e LAZARO et al., 2006).

Este trabalho representa o primeiro passo na familiarização e utilização do programa GATE dentro da comunidade de pesquisa em imagens de MN na PUCRS. Em razão das limitações relatadas por outros usuários quanto ao alto custo computacional das simulações de MC de sistemas realísticos, o programa GATE foi paralelizado e instalado nos *clusters* do Laboratório de Alto Desempenho (LAD/IDEIA) e no servidor do Núcleo de Pesquisa em Imagens Médicas (NIMed) na PUCRS.

1.1 OBJETIVO GERAL

Este trabalho teve como objetivo modelar uma câmara gama Philips Forte utilizando o programa GATE (*Geant4 Application for Tomographic Emission*).

1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Modelar a câmara gama Philips Forte no programa GATE.
- Simular as aquisições planas de testes de resolução espacial e sensibilidade no programa GATE.
- Realizar aquisições experimentais de testes de resolução espacial e sensibilidade na câmara gama Philips Forte, instalada no serviço de Medicina Nuclear do Hospital São Lucas da PUCRS.
- Validar a modelagem da câmara gama Philips Forte no GATE comparando os dados simulados com aqueles adquiridos experimentalmente.

- Analisar as dificuldades e potencialidades de utilização do programa GATE para a modelagem de câmaras gama e a simulação de aquisições planas.

1.3 ESTRUTURA DO TRABALHO

No capítulo 2 é apresentada a fundamentação teórica deste trabalho, no qual constam os fundamentos dos sistemas de aquisição de imagens em MN, os processos físicos mais relevantes e os procedimentos de controle de qualidade de tais sistemas. Descreve-se também o programa GATE de simulação de Monte Carlo e suas principais aplicações.

No capítulo 3 é descrita a metodologia utilizada para adquirir as informações técnicas necessárias para modelar a câmara gama Philips Forte ao programa GATE e as aproximações físicas que foram realizadas nas simulações. Este capítulo também descreve as aquisições experimentais realizadas para a validação das simulações.

O capítulo 4 apresenta os resultados das aquisições experimentais e das simulações, realizando a discussão sobre a comparação entre ambas.

Finalmente, a conclusão (Capítulo 5) apresenta a síntese dos resultados encontrados neste estudo e apresenta as dificuldades e potencialidades do uso do programa GATE dentro e fora do âmbito acadêmico.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 MEDICINA NUCLEAR

A MN é uma especialidade médica que utiliza materiais radioativos, com a finalidade de obter imagens que forneçam informações fisiológicas, através da concentração do material radioativo no órgão do paciente. É utilizada uma câmara de cintilação que é responsável pela detecção dos fótons gama emitidos pelos radioisótopos. O radioisótopo é o material radioativo usado, ele é um elemento químico instável que, após certo tempo, sofre decaimento radioativo. Neste processo, um núcleo instável transforma-se em um núcleo mais estável através de liberação de energia na forma de emissão de fótons ou partículas, A principal emissão utilizada nas imagens da Medicina Nuclear é a emissão de raios γ , com energias na faixa de 80 a 510 keV, que possuem energia suficiente para atravessarem os tecidos do corpo e serem detectados (ANDRADE, 2007).

O fármaco é um composto químico que, associado a um radioisótopo, tem como função a condução do material radioativo até o órgão ou região de interesse. O processo de união entre o fármaco e o radioisótopo é chamado de marcação, e o resultado final é denominado radiofármaco (SILVA, 2004). O radiofármaco é toda substância que, por sua fórmula farmacêutica, quantidade e qualidade da radiação emitida, pode ser utilizada no diagnóstico e no tratamento de doenças em seres vivos, seja qual for a via de administração empregada. A perfusão e o metabolismo dos vários órgãos podem ser visualizados a partir da captação de radiofármacos. Os principais radioisótopos utilizados na MN são: ^{99m}Tc , ^{131}I , ^{123}I , ^{111}In , ^{201}Tl e ^{67}Ga .

As aplicações clínicas das imagens de MN envolvem a administração através da injeção, ou inalação, ou administração oral, após a qual ocorre uma captação para o órgão ou região de interesse. Os exames mais comuns de MN incluem a cintilografia óssea, da tireóide, do coração, da coluna e a renal. (OPPELT et al., 2005).

2.2 FORMAÇÃO DA IMAGEM EM MN

Em MN, a detecção dos fótons γ é realizada por uma câmara cintilográfica, ou também denominada câmara gama. Esta câmara é formada basicamente por um colimador, um cristal

cintilador, um arranjo de tubos fotomultiplicadores e um sistema eletrônico de posicionamento e análise da altura do pulso, como esquematizado na Figura 1.

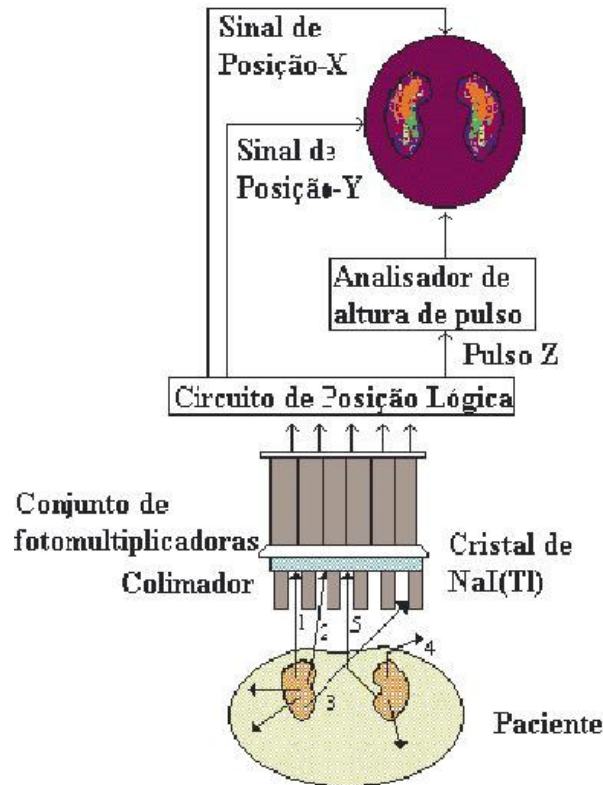


Figura 1: Componentes de uma Câmara Cintilográfica
Fonte: SILVA (2004)

Atualmente, a visualização e a reconstrução de imagens tomográficas são realizadas por computadores. Cada parte desempenha um papel específico na conversão de fótons γ em fótons da região visível do espectro eletromagnético. Nem todos os raios γ emitidos pelo paciente contribuem para a formação da imagem. Essa limitação relaciona-se com o tipo de sistema de seleção dos fótons empregado pela câmara. Ainda que os fótons não possam ser focalizados, é possível limitá-los e restringi-los apenas à incidência de fótons de direção normal à câmara, utilizando colimadores. Estes definem a direção de projeção para a aquisição da imagem. Fótons emitidos do paciente assumem o ângulo apropriado de incidência podendo atravessar o colimador via um dos estreitos buracos no arranjo de buracos do colimador. As características da geometria do colimador influenciam fortemente a resolução espacial e a sensibilidade da câmara. A escolha de um colimador específico é definida a partir da energia do radioisótopo e também das estruturas que se deseja visualizar, podendo ter diversos arranjos, relacionados com os septos (OPPELT et al., 2005), como mostra a Figura 2.



Figura 2: Tipos de Colimadores: a) Feixe em leque (*Fan Beam*); b) Feixe em Cone (*Cone Beam*); c) Orifícios Paralelos (*Parallel Hole*); d) Feixe com deflexão (*Slant hole*).
Fonte: SILVA (2004).

Após passar pelo colimador, os fótons gama atingem um cristal cintilador que tem a função de absorver os fótons γ e converter os mesmos em fótons visíveis. Devido à pequena intensidade luminosa que os fótons visíveis possuem, eles não podem ser detectados eletronicamente quando são produzidos. Então é necessário um arranjo de fotomultiplicadoras para a ampliação e detecção do sinal promovido pelo evento que ocorreu no cristal (SORENSEN et al., 2003).

O cristal mais utilizado nos serviços de MN é o cristal de NaI (TI) ou iodeto de sódio dopado com tálio (BRAMBILLA, 2007). O arranjo de fotomultiplicadoras, que se localiza após o cristal, comporta-se como um transdutor, realizando a conversão dos fótons de luz visível em pulsos elétricos e amplificando a intensidade do sinal. Quando o arranjo de fotomultiplicadoras recebe os fótons de luz no fotocátodo, os elétrons dentro das fotomultiplicadoras são emitidos por efeito fotoelétrico. Estes elétrons são acelerados por uma diferença de potencial crescente no tubo e se chocam continuamente nos dinodos, que são eletrodos adicionais. Assim, o número de elétrons é amplificado por um fator de aproximadamente 10^6 . É gerado um pulso de tensão elétrica no resistor de saída devido à corrente que chega ao ânodo, cuja amplitude é proporcional à luz total recebida por cada fotomultiplicadora. Finalmente, o pulso pode ser amplificado e analisado pela parte eletrônica de contagem. A Figura 3 mostra o esquema de uma fotomultiplicadora.

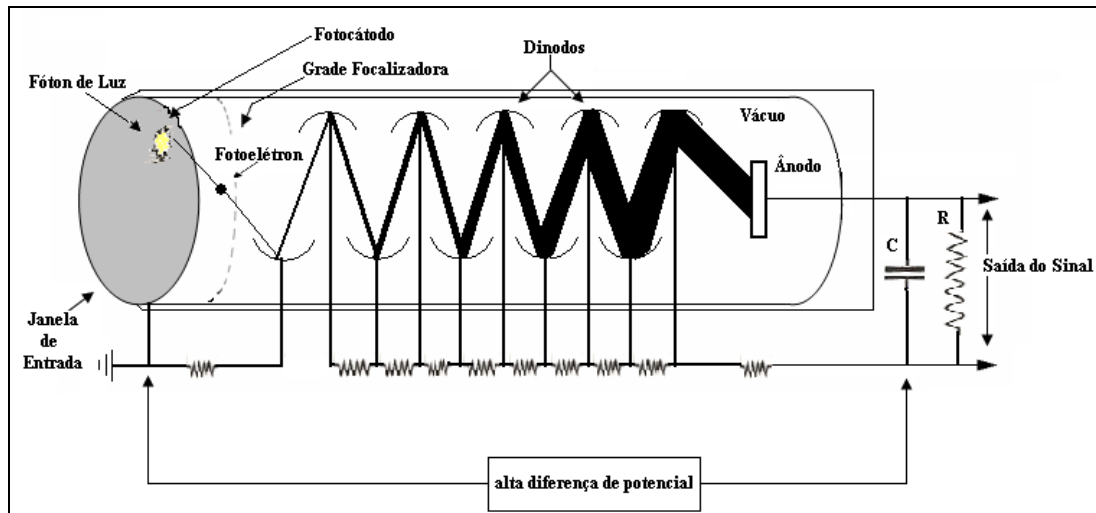


Figura 3: Esquema representativo de uma fotomultiplicadora.

Fonte: BRAMBILLA (2007).

Os pulsos de todas as fotomultiplicadoras alimentam o circuito de posicionamento para determinar a posição (x, y) de cada evento de cintilação no cristal. A soma de todos os pulsos das fotomultiplicadoras (sinal z) é inserida no analisador de altura de pulso, e este sinal de soma permite a identificação da energia do fóton incidente. Apenas os eventos cuja energia estão em uma faixa pré-determinada são considerados nas contagens. Isto reduz as contagens de fótons que sofreram espalhamento Compton no corpo antes desses entrarem no cristal cintilador. As coordenadas (x, y) são armazenadas e produzem a imagem da projeção. O eixo de projeção é normal ao plano dos colimadores (SILVA, 2004). A Figura 4 é a representação esquemática dos fótons gama que atingem o colimador de uma câmara gama.

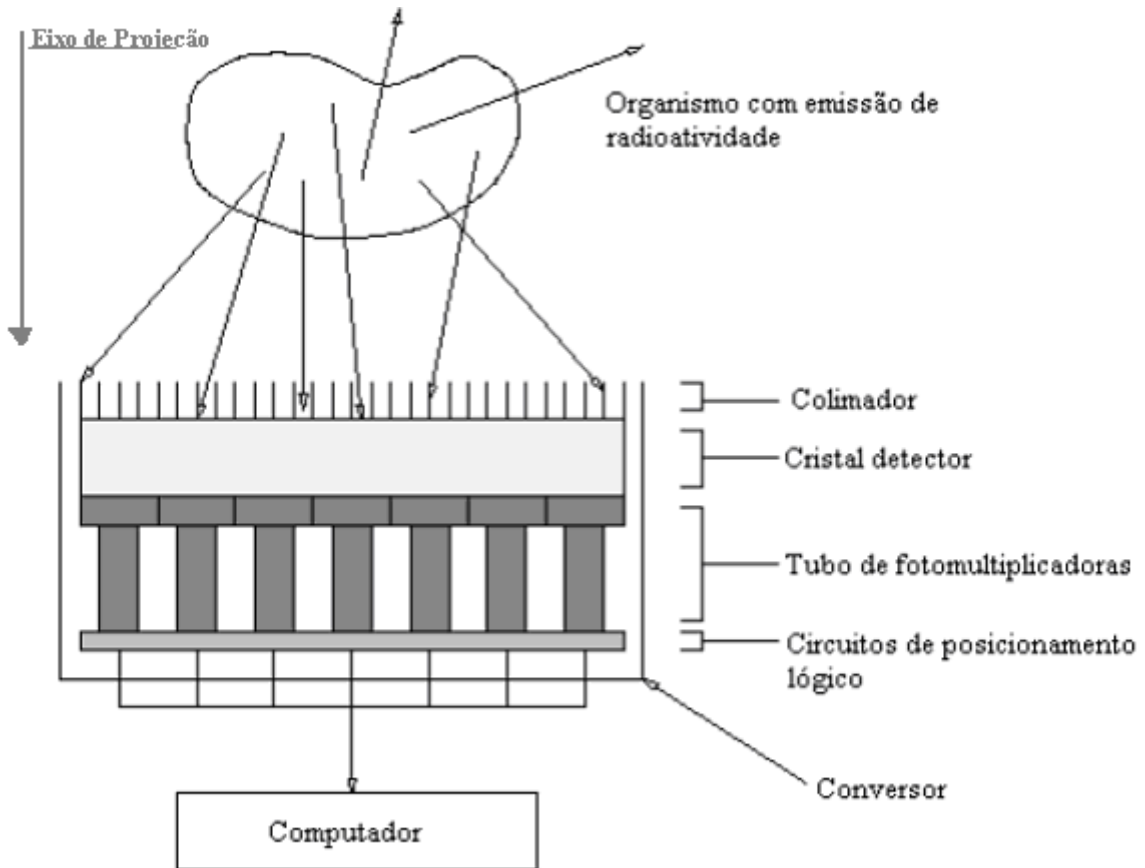


Figura 4: Esquema representativo dos fótons que atingem uma câmara gama.
Fonte: FRANZ (2006).

Em MN existem cinco tipos de aquisições de imagens básicas: Estática (Plana), Dinâmica, Corpo Inteiro, Gatilhada (*Gated*) e SPECT. A imagem plana é a considerada a mais simples de todas as aquisições. Nas aquisições planas, o paciente e a câmara não se movem enquanto a imagem do órgão de interesse é obtida pela câmara gama. Os dados adquiridos são obtidos somente no ângulo determinado pelo colimador. A imagem criada com este tipo de aquisição é similar a uma radiografia, pois a imagem é uma projeção bidimensional de uma distribuição tridimensional de atividade no corpo do paciente após a atenuação no corpo (SORENSEN et al., 2003; FRANZ, 2006). A imagem tomográfica é uma técnica que gera imagens de planos de uma distribuição volumétrica de radioatividade interna de um indivíduo, a partir das projeções transversais desse volume, obtidas em diferentes ângulos (FRANZ, 2006). Os sistemas tomográficos de emissão permitem a visualização da distribuição do radiofármaco no corpo humano em dimensão 3D (x, y, z) ou mesmo 4D (x, y, z, t).

Na MN existem dois sistemas de produção de imagens tomográficas: SPECT e PET, que utilizam diferentes radioisótopos e tipos de detectores.

Na tomografia por emissão de fóton único ou SPECT (*Single Photon Emission Computed Tomography*), são utilizados radioisótopos que emitem fótons γ de energia entre 80 e menos de 511 keV. Na tomografia por emissão de pósitrons ou PET (*Positron Emission Tomography*) são utilizados radioisótopos emissores de pósitrons que, por aniquilação, emitem dois fótons γ coincidentes em direções opostas. Em ambos os casos, detectores captam a emissão dos fótons em diversas direções e por meio de algoritmos matemáticos, os cortes tomográficos são reconstruídos.

Na SPECT, a câmara de cintilação adquire diversas projeções 2D em diferentes ângulos ao redor do paciente em torno da região anatômica de interesse, descrevendo uma órbita circular ou não. A aquisição de projeções do corpo do paciente é usada para calcular a distribuição do volume do radiofármaco de acordo com os procedimentos da reconstrução matemática que é realizada em computadores (OPPELT et al., 2005).

A Figura 5 mostra o desenho representativo de um sistema SPECT.

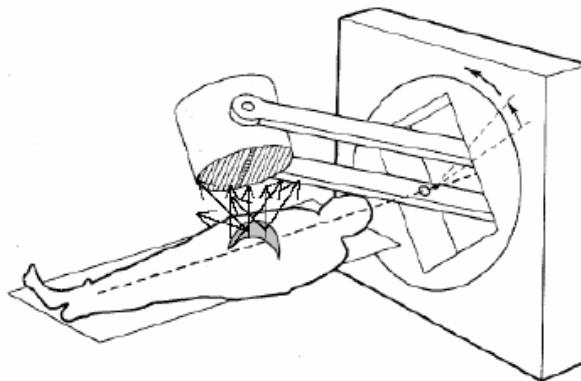


Figura 5: Esquema representativo de um sistema SPECT.
Fonte: Andrade (2007).

A PET funciona com o princípio da colimação eletrônica, registrando os eventos devido aos fótons de coincidência, ou seja, detecta os fótons resultantes da aniquilação dos pósitrons, dentro de um intervalo de tempo muito curto. A Figura 6 mostra o esquema representativo de um sistema PET.

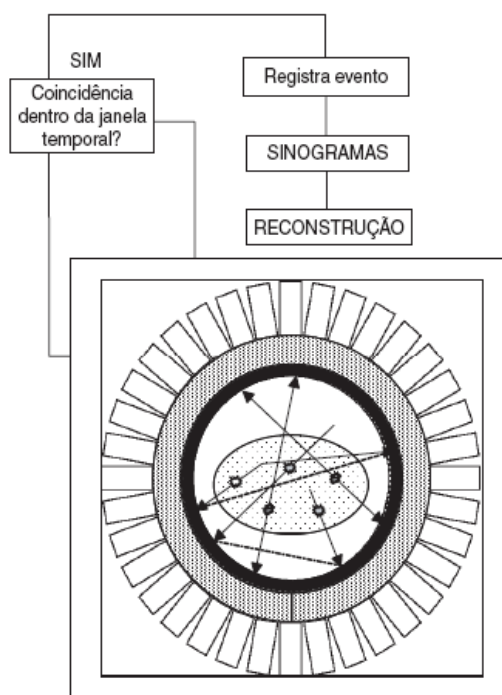


Figura 6: Esquema representativo de um sistema PET.
Fonte: ROBILOTTA (2006).

2.3 PROCESSOS FÍSICOS RELEVANTES EM MN

Em MN são considerados significantes quatro fenômenos físicos de interação da radiação com a matéria: efeito fotoelétrico, espalhamento Compton (ou incoerente) e espalhamento Rayleigh (ou coerente).

O efeito fotoelétrico é um processo de absorção em que um fóton de energia $h\nu$ colide com o átomo resultando na emissão de um elétron ligado ao átomo. Neste processo toda a energia do fóton é transferida para o elétron, que é ejetado, produzindo uma ionização no meio.

O espalhamento Compton é o processo em que o fóton colide com um elétron livre, ou muito fracamente ligado ao átomo (camada mais externa). Neste processo uma parte da energia do fóton incidente é espalhada e a outra é transferida para um elétron do meio transformando-se em sua energia cinética.

O espalhamento Rayleigh é um tipo de espalhamento que ocorre entre um fóton e um átomo como um todo. Devido à grande massa do átomo, pouca energia é absorvida por ele. O fóton é, portanto, desviado, essencialmente, sem nenhuma perda de energia. O espalhamento Rayleigh, por não ser um mecanismo efetivo para transferência de energia do fóton para matéria, é de pouca importância prática em MN (SORENSEN et al., 2003).

Os espalhamentos reduzem o contraste e a nitidez nas imagens de MN devido à inclusão de componentes de baixa frequência, ou seja, o acréscimo de contagens adicionais vizinhas que não foram provenientes de uma posição normal com o detector. A influência do espalhamento depende da energia do fóton, da resolução energética da câmara, da janela de energia, da forma do objeto e da distribuição do radiofármaco no corpo. A influência do espalhamento pode ser minimizada ao utilizarmos uma largura menor da janela de energia na aquisição (BRAMBILLA et al., 2007).

2.3.1 Atenuação

Ao serem emitidos pelo corpo, os fótons do feixe de radiação que irão interagir perpendicularmente na câmara gama poderão sofrer absorção por efeito fotoelétrico e espalhamento ao longo da trajetória percorrida. Isto provoca a diminuição das contagens na imagem, sendo esta diminuição caracterizada por uma probabilidade fixa de ocorrência por unidade de comprimento do meio absorvedor devido ao efeito fotoelétrico e ao espalhamento Compton. Uma forma conveniente de descrever este processo é através do coeficiente de atenuação linear μ . A partir de uma intensidade inicial do feixe de fótons I_0 emitida por uma fonte de radiação dentro do corpo, a intensidade final I após percorrer uma espessura x no meio é dada pela Equação 1 (BRAMBILLA, 2007).

$$I(x) = I_0 e^{-\mu \cdot x} \quad (1).$$

A atenuação é uma função da energia do fóton, da espessura e composição do meio. Seu efeito em MN dependerá da espessura do corpo, da região do corpo a ser visualizada e da localização da fonte de radiação. Se não for compensada, a atenuação afetará a qualidade e a quantificação e, conseqüentemente, o diagnóstico clínico. (SILVA, 2004).

2.4 CONTROLE DE QUALIDADE EM MN

Para garantir padrões satisfatórios de eficiência e confiabilidade na prática clínica em MN é necessário estabelecer um programa de garantia da qualidade do sistema de aquisição das imagens. A garantia da qualidade é um conceito que expressa a semelhança com que o resultado de um determinado procedimento alcança um ideal livre de erros e artefatos. Um programa de garantia da qualidade engloba todos os esforços que se encaminham para tal

objetivo. O termo Controle de Qualidade (CQ) é usado para se referir às medidas específicas tomadas para assegurar que um aspecto particular do procedimento seja satisfatório.

Os testes de CQ realizados em equipamentos de produção de imagens de MN são classificados como:

1. Testes de Aceitação: concebidos para verificar se o desempenho inicial do equipamento está em conformidade com as especificações do fabricante.
2. Testes de Referência: são os mesmos testes de aceitação, mas são denominados testes de referências quando são realizadas após a manutenção dos equipamentos ou quando não estão disponíveis os testes de aceitação.
3. Testes de Operação: devem ser feitos regularmente no equipamento, para acompanhar e garantir seu ótimo funcionamento.

Os testes de CQ mais relevantes nos sistemas de aquisição de imagens em MN são aqueles que determinam as seguintes características dos equipamentos:

- Resolução Espacial do Sistema (ou Resolução Espacial Extrínseca): É a capacidade do equipamento de distinguir dois pontos próximos. Ela depende da resolução intrínseca (cristal detector e eletrônica), do colimador, da radiação espalhada e penetração septal; quanto maior o diâmetro dos orifícios ou menor a sua profundidade, menor será a capacidade seletiva do colimador e, portanto, menor a resolução espacial do equipamento. A resolução espacial do sistema é definida, quantitativamente, a partir da amplitude total à metade da altura máxima, denominada FWHM (*Full Width at Half Maximum*). Os fatores que influenciam no valor quantitativo da resolução do sistema são: altura do colimador, diâmetro dos orifícios, e distância entre a fonte e o colimador. A escolha do colimador depende da energia do radionuclídeo utilizado na aquisição (TECDOC et al., 1991; SILVA, 2006; RODRIGUES, 2006).

- Sensibilidade do Sistema: O teste de sensibilidade tem a finalidade de verificar a resposta de uma câmara de cintilação, em número de contagens, a uma fonte de atividade conhecida. Somente equipamentos com boa sensibilidade permitem obter boa estatística de contagem, sem aumentar excessivamente a atividade administrada ao paciente. Um valor alto de contagens detectadas permite uma alta relação sinal/ruído, melhorando o contraste das estruturas na imagem. Os fatores que influenciam no valor quantitativo da sensibilidade são: tipo de colimador utilizado, a relação sinal/ruído e o rendimento luminoso do cristal (TECDOC et al., 1991; SILVA, 2006; RODRIGUES, 2006).

- **Linearidade:** É um parâmetro que avalia a correspondência entre a posição do sinal e a localização real do evento de cintilação no cristal. Pode ser medida através da análise da distorção geométrica na reprodução de uma imagem de fontes lineares. A falta de uma boa linearidade, em alguns casos, tem por conseqüência a falta de uniformidade de resposta do detector a uma radiação uniforme. O teste verifica semestralmente a linearidade de uma câmara de cintilação, que depende da homogeneidade da resposta do fotocátodo das fotomultiplicadoras, da dimensão das fotomultiplicadoras utilizadas, da homogeneidade do cristal e do guia de luz, quando usado. Quanto maior o número de fotomultiplicadoras e mais homogêneo for o fotocátodo, maior será a linearidade (TECDOC et al., 1991; SILVA, 2006; RODRIGUES, 2006).

- **Uniformidade:** A uniformidade avalia a capacidade de produzir uma imagem homogênea quando sujeita a um fluxo homogêneo de fótons. O ganho das fotomultiplicadoras é o fator que determina uma boa uniformidade. (TECDOC et al., 1991; SILVA, 2006; RODRIGUES, 2006).

- **Resolução em Energia:** A resolução energética é a capacidade da câmara em separar os fótons γ de diferentes energias. Em princípio, quanto maior a resolução energética, melhor será a rejeição a fótons espalhados e, portanto, melhor a qualidade da imagem. A região de máxima energia depositada em um espectro é denominada fotopico. Os fatores que podem influenciar no valor da resolução de energia são: flutuações estatísticas no número de fótons de cintilação produzidos por cada keV de energia depositada no cristal e no número de fótons de cintilação detectados pelo fotocátodo das fotomultiplicadoras; sensibilidade não uniforme para a luz de cintilação sobre a área da fotomultiplicadora; flutuação do número de fótons; variações estatísticas no fator de amplificação dos dínodos; flutuação na alta voltagem aplicada as fotomultiplicadoras e ruído eletrônico (TECDOC et al., 1991; SILVA, 2006; RODRIGUES, 2006).

2.5 SIMULAÇÕES DE MONTE CARLO

Os métodos de Monte Carlo (MC) são métodos estatísticos baseados na geração de números aleatórios segundo leis de probabilidade que descrevem os processos físicos. As recentes inovações das imagens nucleares, tais com SPECT e PET, são ideais para a modelagem técnica de MC devido à natureza estocástica dos processos de emissão, transporte e detecção da radiação (SILVA, 2006).

As técnicas de MC têm se tornado populares nas diferentes áreas da Física Médica devido à disponibilidade de sistemas computacionais cada vez mais poderosos. Em particular, elas têm sido amplamente aplicadas para simular processos envolvendo o comportamento aleatório de sistemas e para quantificar parâmetros físicos que são difíceis ou até mesmo impossíveis para calcular por medidas experimentais (ZAIDI et al., 1999).

As simulações computacionais desempenham um papel chave na MN, com aplicações que vão do *design* de uma câmara, à reconstrução tomográfica de imagens, correção de espalhamento e à otimização de protocolos de aquisição. Os métodos MC são amplamente utilizados em paralelo com cálculos analíticos ou estudos experimentais. As simulações serão cada vez mais presentes na área de imagens médicas no futuro, principalmente para desenhar protocolos de imagens e interpretação em SPECT e PET (SANTIN et al., 2007; STRUL et al., 2003).

Em MN, as aplicações mais frequentes do método MC para simulação são: a modelagem de detectores (estudo da geometria, resolução, eficiência, tanto para SPECT como para PET), a avaliação de técnicas de correção de imagens (atenuação, espalhamento), os métodos de quantificação e os cálculos de dosimetria para novos radiofármacos (BRAMBILLA, 2007).

Códigos de MC aplicados diretamente na MN foram desenvolvidos para simular os processos de produção das imagens, tais como os programas SimSET¹ (*Simulation System for Emission Tomography*), desenvolvido por uma equipe da Universidade de Washington em Seattle e o programa GATE² (*Geant4 Application for Tomographic Emission*), desenvolvido pelo CERN. Descreveremos com maior detalhe o programa GATE, utilizado para modelar as simulações deste estudo.

2.6 PROGRAMA GATE

As ferramentas que utilizam o método MC possuem uma série de desvantagens e limitações em termos de validação, precisão e ou apoio. O pacote Geant4 (*GEometry ANd Tracking*)³ foi originariamente projetado para simular a interação de partículas de altas energias com a matéria. Criada pela equipe do CERN (*Centre Européen de Recherche*

¹ http://depts.washington.edu/simset/html/simset_main.html

² <http://www.opengatecollaboration.org>

³ <http://www.cern.ch/geant4>

Nucléaire) para pesquisa em física de partículas, atualmente ele é um ambiente de âmbito mundial, no qual colaboram cientistas e engenheiros de software com o objetivo de desenvolver, manter e fornecer suporte aos seus usuários. O Geant4 inclui todos os modelos físicos de interação da radiação com a matéria validados e ferramentas de modelagem, além de possui um eficiente sistema de visualização. Apesar disso, os pacotes do Geant4 são muito complexos e requerem uma aprendizagem gradual de suas funcionalidades.

O aplicativo GATE (*Geant4 Application for Tomographic Emission*) incorpora as bibliotecas do Geant4 em um pacote de ferramentas de simulação modular e versátil projetado especialmente para simular imagens de tomografia de emissão, utilizadas no diagnóstico por imagens em MN. Uma das características mais inovadoras do GATE é a sua capacidade para sincronizar todos os componentes dependentes do tempo, como as taxas de contagem, coincidências aleatórias, detecção de tempo morto e decaimento, a fim de permitir uma descrição coerente e realística do processo de aquisição das imagens de MN. Quanto à definição da geometria, as características geométricas do equipamento e todos seus componentes podem ser definidos na forma estática ou em movimento, com o uso de linhas de comando (SANTIN et al., 2007).

Todos os movimentos dos elementos geométricos são mantidos sincronizados com a evolução da fonte de atividade. Para este objetivo, a aquisição é subdividida em uma série de etapas no tempo, nas quais os elementos da geometria são considerados em repouso. Os tempos de decaimento são gerados dentro dessa série de etapas, de maneira que o número de eventos diminui exponencialmente, de série em série, e diminui também no interior de cada série, de acordo com o decaimento da fonte (cada radioisótopo).

Além disso, o histórico de interações do Geant4 pode ser utilizado para imitar um detector de saída realístico. A resposta eletrônica do detector é modelada como uma cadeia de processamento linear desenhado pelo usuário para reproduzir, entre outros, a detecção cruzada (*cross-talk*), a resolução de energia e o rendimento das fotomultiplicadoras.

A usabilidade do GATE é ampliada pelo mecanismo de geração de *scripts*, através dos quais, os usuários podem projetar e controlar completamente as simulações (desde o modelo de geometria até a atividade e resposta do detector) usando macros, sem qualquer código C++. O GATE permite a modelagem explícita do tempo, que inclui movimento do detector, movimento do paciente, decaimento radioativo, tempo-morto, tempo de vôo e a cinética de traçadores radioativos. Existem interfaces e aplicativos para voxelizar modelos e pacotes de reconstrução de imagens que melhoram a integração do GATE com a modelagem (SANTIN et al., 2007).

A estrutura do GATE é constituída de módulos que podem estar todos contidos em apenas um *script*, dentro de um arquivo, ou divididos em diversos *scripts*, compostos por diversos arquivos. Cada módulo desempenha uma função: a geração de fótons; a busca e interação com objetos; a colimação; a detecção e a amostragem. Os módulos podem ser editados pelo usuário de forma a configurar a simulação de acordo com seus critérios ou configurações particulares.

A Figura 7 mostra a arquitetura de módulos do GATE.

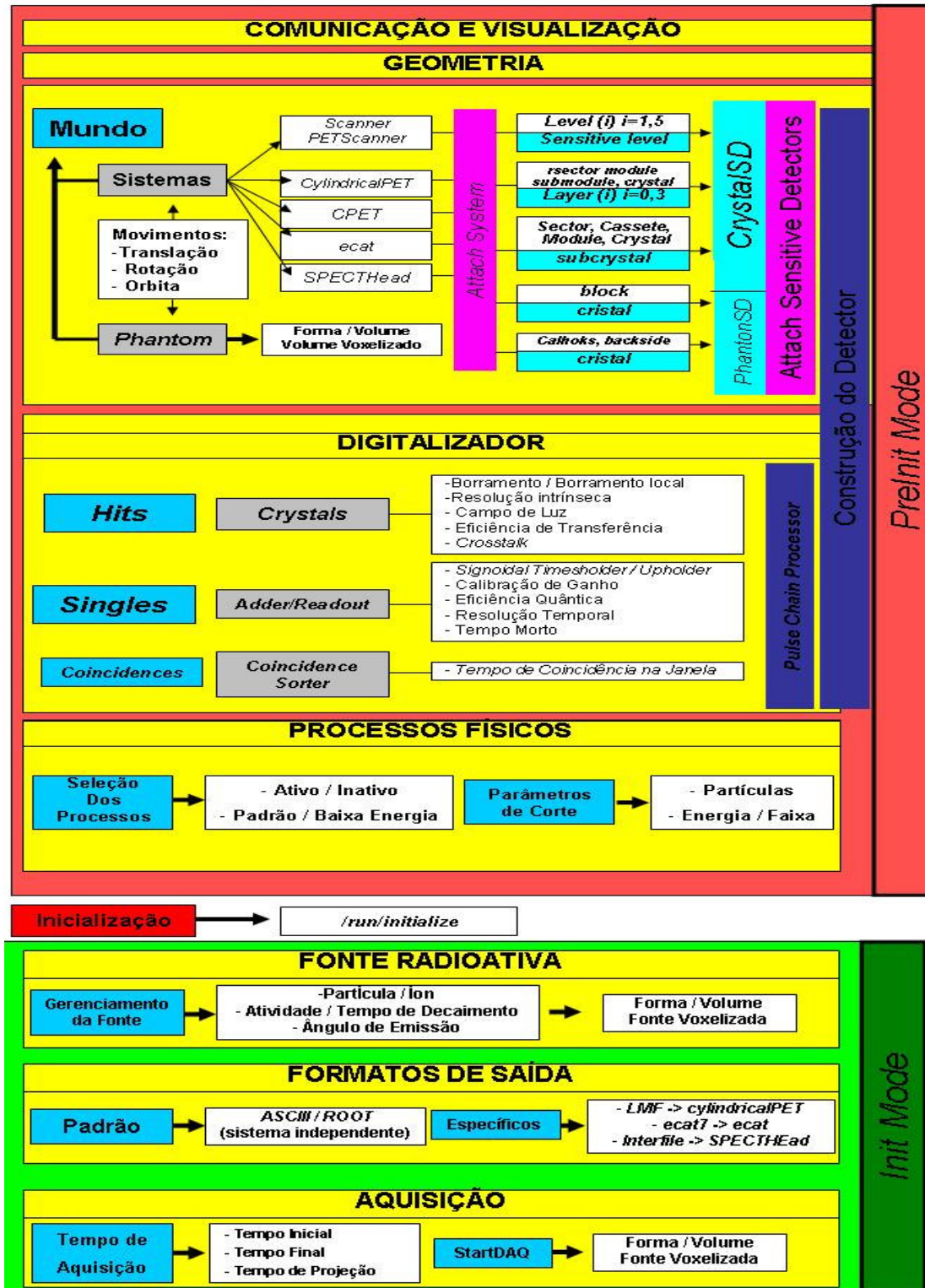


Figura 7: Arquitetura de módulos do GATE.
 Fonte: Traduzido pelo autor de JAN (2007).

O módulo *Verbosity*, no primeiro retângulo da Figura 7, define o nível de informação que é retornado pelo GATE ao usuário durante a simulação. Seu nível pode ser definido entre 0 e 2. Quanto maior é o nível, maior a quantidade de informação devolvida pelo GATE. Para o usuário acompanhar em detalhes cada etapa da simulação, o valor deve ser ajustado para 2.

O módulo *Visualization*, no primeiro retângulo da Figura 7, permite a visualização com diversas ferramentas disponíveis para visualização em interface gráfica, como OpenGL, VRML, DAWN. Elas podem ser ativadas nas opções de visualização selecionadas no Geant4. A visualização em tempo real é uma ferramenta usada quando são desenvolvidas novas geometrias, pois permite a checagem da geometria da câmara passo a passo. Uma vez que a geometria foi conferida e se deseja rodar uma simulação completa, é recomendado desabilitar a visualização *on line* a fim de não sobrecarregar a CPU.

O módulo *Geometry*, no primeiro retângulo da Figura 7, permite a criação dos objetos da simulação. São criadas três geometrias: o *mundo* (ou espaço da simulação), o *sistema* (ou câmara) e o *phantom* (ou objeto). O mundo é o primeiro volume que deve ser criado. Cada novo volume será inserido dentro dele, com um novo nome, e será definido como “filho” do mundo. A dimensão do mundo deve ser suficiente para incluir a câmara e o objeto de estudo. Para a definição do tipo de sistema se deve escolher entre: *scanner*, *PETScanner*, *CylindricalPET*, *ecat*, *CPET* ou *SPECTHead*. Cada sistema tem um número definido de níveis com uma organização hierárquica (três geometrias) e é ligado com um formato específico de dados de saída. O usuário também dispõe de dois formatos de dados independentes (ROOT e ASCII). Uma vez que a câmara é construída, é necessário vincular todos os elementos do equipamento ao sistema. O *phantom* ou objeto de estudo pode ser um volume construído analiticamente ou voxelizado. Cada voxel do *phantom* pode ser feito de um material específico, com sua própria densidade. Esse material deve ser obtido a partir da base de dados de materiais disponível no GATE ou construído a partir de sua composição química. Uma vez que o *phantom* é construído, devem-se vincular os volumes sensíveis do cristal e do objeto. As interações que ocorrem nesses volumes serão armazenadas pelo GATE para a digitalização.

O módulo *Digitizer*, no segundo retângulo da Figura 7, permite construir as observações físicas das interações, modelar as saídas e acionar a lógica. Ele pré-processa as interações pelo ordenamento, reagrupamento e adição para construção dos *singles*. Os *singles* são eventos marcados e armazenados no histórico de eventos. As coincidências são armazenadas em função da largura da janela de coincidência. Os parâmetros de detecção (resolução temporal, borramento no cristal, tempo morto, janela de energia...) são estabelecidos neste módulo.

O módulo *Physics*, no terceiro retângulo da Figura 7, permite especificar quais os processos de interação que serão inseridos à simulação. Nele devem ser selecionadas as bibliotecas de interação apropriadas: *Standard* para o transporte de fótons e elétrons de

energia baixa até 10 keV ou *Low Energy*, para o transporte de fótons e elétrons de energia baixa até 250 eV. Neste módulo podem ser ativados ou inativados os processos físicos, além da escolha dos limiares e intervalos de energia para aquisição.

O módulo *Sources*, no quarto retângulo da Figura 7, permite a construção geométrica da fonte e suas características. A fonte é definida pela natureza (partícula/ion), atividade (atividade inicial, meia-vida,...), geometria (forma ou voxelizada), ângulo de emissão e movimento, se necessário. Para cada novo evento, a fonte “gerente” decide aleatoriamente, baseada na atividade total, que fonte vai decair. A biblioteca GPS (*General Particle Source*) é usada para disparar partículas de um determinado tipo, em uma determinada direção com uma determinada cinética.

O módulo *Outputs Data*, no quinto retângulo da Figura 7, permite que o usuário tenha acesso às estatísticas da simulação. Existem dois formatos de dados de saída: o padrão (ASCII e ROOT) e os Específicos dos sistemas (LMF, *sinogram*, *ecat7* e *Interfile*). Todos os dados de saída são caracterizados por diversos parâmetros que devem de ser devidamente configurados.

O módulo *Experiment*, no sexto retângulo da Figura 7, permite a configuração do experimento. O usuário fixa a duração da aquisição da simulação, definindo o início e o fim. O tempo de aquisição global pode ser subdividido em diversas faixas ou fixado em um intervalo. Este recurso é muito usado no GATE, uma vez que a geometria é atualizada só entre dois intervalos de tempo. Isso permite levar em consideração os movimentos da fonte ou do detector, pela subdivisão da simulação em intervalos de tempos caracterizados pela mesma geometria (JAN et al., 2007).

2.7 APLICAÇÕES DO PROGRAMA GATE

Diversos trabalhos de pesquisa já foram publicados envolvendo a validação de alguns equipamentos de imagens em MN e da própria simulação de MC, utilizando o programa GATE, como descrito a seguir.

Staelens e colaboradores (2003) realizaram uma simulação da câmara da marca Philips do modelo AXIS utilizando o GATE. Neste trabalho, foram validados os testes de resolução espacial, resolução de energia, espectro de energia, sensibilidade e perfil de espalhamento.

Assié e colaboradores (2005) realizaram uma simulação da câmara da marca GE (*General Electric*) do modelo DST XLI utilizando o GATE. A validação foi realizada pelos testes de resolução espacial, espectro de energia e sensibilidade.

Autret e colaboradores (2005) realizaram uma simulação da câmara da marca GE (*General Electric*) do modelo Millennium VG Hawk-Eye utilizando o GATE. Foram validados os testes de resolução espacial para I-131 e estudos do espectro de energia do I-131.

Outros estudos foram desenvolvidos com a utilização do GATE, tais como: simulação de MC em PET e SPECT, desenvolvido por Assié e colaboradores (2004); reconstrução de imagens 3D de regiões funcionais, desenvolvido por El Bitar e colaboradores (2006); desenvolvimento do *kit* de ferramentas para simulação de PET e SPECT, desenvolvido por Jan e colaboradores (2004); simulação computacional de imagens de pequenos animais com I-125, desenvolvido por Jung e colaboradores (2004); a viabilidade e valor da reconstrução 3D, desenvolvido por Lazaro e colaboradores (2005); simulação para correção de espalhamento em estudos SPECT usando o pacote desenvolvido por Sakellios e colaboradores (2006); evoluções do pacote, desenvolvidos por Santin e colaboradores (2007); desenvolvimento de um sistema de alta resolução dedicado para imagens de pequenos animais, desenvolvido por Brasse e colaboradores (2004); plataforma de computação distribuída para simulação de PET e SPECT, desenvolvido por De Beenhouwer e colaboradores (2005); efeito do ruído e modelagem dos erros para a confiabilidade da reconstrução 3D, desenvolvido por Lazaro e colaboradores (2004); sensibilidade com rotação dos colimadores, desenvolvido por Vandenberghe e colaboradores (2003).

A seguir será apresentada a metodologia desenvolvida para a modelagem da câmara gama Philips Forte, cuja simulação e validação experimental não foram publicadas até o momento da conclusão deste trabalho.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste trabalho foi modelada uma Câmara Gama Forte da marca *Philips*, instalada no serviço de MN do Hospital São Lucas (HSL) da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (PUCRS), em Porto Alegre. Buscou-se configurar uma modelagem que fosse a mais realista possível, dentro dos dados e especificações fornecidos pelo fabricante. As informações não disponíveis do sistema de aquisição foram assumidas em valores próximos aqueles das pesquisas realizadas com o GATE, conforme citado na seção 2.7.

Nesta câmara foram realizadas as aquisições experimentais para validação da simulação. Para esta validação foram realizados dois testes de controle de qualidade: sensibilidade e resolução espacial.

Neste capítulo, a seção 3.1 descreve as características geométricas da câmara gama Philips Forte. A seção 3.2 apresenta como esta câmara foi modelada e as aquisições simuladas no programa GATE. As seções 3.3 e 3.4 descrevem as aquisições experimentais realizadas para a validação desta câmara no Hospital São Lucas da PUCRS.

3.1 CÂMARA GAMA PHILIPS FORTE

A câmara gama Forte da marca *Philips*, possui duas cabeças de detecção que permitem diversas configurações de ângulos dos detectores. Possui também uma estação de aquisição e uma estação de processamento. Na estação de aquisição determinam-se todos os parâmetros da aquisição da imagem, mas existem diversos protocolos pré-determinados de exames e protocolos de controle de qualidade. Depois de terminada a aquisição, a imagem é transferida para a estação de processamento, na qual ocorre o processamento, armazenamento, digitalização e/ou impressão da imagem.



Figura 8: Câmara Gama Forte
Fonte: PHILIPS (2008) (a)

As cabeças de detecção são protegidas por uma blindagem de chumbo, que não permite a entrada de fótons externos de até 700 keV. As propriedades da cabeça de detecção encontram-se na Figura 9.

<i>Propriedades da Cabeça de Detecção e Blindagem</i>	
Geometria	Retangular
Material	Ar, Chumbo
Dimensões	52 x 40 cm
Espessura	8 cm

Figura 9 Propriedades da cabeça de detecção e de sua respectiva blindagem

Cada cabeça de detecção é constituída por um cristal de cintilação plano retangular de NaI(Tl), cujas propriedades se encontram na Figura 10.

<i>Propriedades do Cristal de Cintilação</i>	
Geometria	Retangular
Material	NaI(Tl)
Dimensões	52 x 40 cm
Espessura	0,95 cm

Figura 10 Propriedades do cristal de cintilação

A detecção da luz de cintilação é feita através de um arranjo de 55 fotomultiplicadoras.

A câmara Philips Forte possui diversos tipos de colimadores: LEGP (Low Energy General Purpose), LEHR (Low Energy High Resolution), VXGP (Vertex General Purpose), VXHR (Vertex High Resolution), VXUR (Vertex Ultra High Resolution), MEGP (Medium Energy General Purpose), HEGP (High Energy General Purpose), HEHR (High Energy High

Resolution) e HEPH (High Energy Pinhole), que diferem entre si na espessura, número de furos, espessura das septas e diâmetro e forma dos furos. Para escolher o colimador, leva-se em consideração, a energia do radionuclídeo utilizado no exame e o órgão a ser estudado. O colimador mais usado em exames com ^{99m}Tc no serviço de MN do HSL é o VXGP de furos paralelos, cujas propriedades se encontram na Figura 11. Este colimador será utilizado em todas as etapas deste estudo.

Propriedades	Colimador	Furos
Geometria	Retangular	Hexagonal
Número	-	58,700
Dimensões	52 x 40 cm	-
Espessura	4,20 cm	4,20 cm
Material	Chumbo	Ar
Septa	-	0,0152 cm

Figura 11 Propriedades do colimador VXGP e seus respectivos furos

Diversas características intrínsecas e extrínsecas da câmara são fornecidas pelo fabricante, como a resolução espacial, sensibilidade e resolução de energia. Os valores são obtidos por métodos descritos pela NEMA (*Standards Publication for Performance Measurements of Scintillation Cameras*). Os valores fornecidos pelos fabricantes para a câmara Philips Forte encontram-se na Figura 12.

Especificações do detector EPIC-AZ com cristal de 3/8"	
Resolução espacial intrínseca	3,3 mm
Resolução de energia intrínseca	9,5 %
Resolução espacial do sistema (LEHR)@ 10cm	7,4 mm
Resolução Espacial do Sistema (LEGP) @ 10cm	8,8 mm
Sensibilidade do sistema (LEGP)	265 cpm. μCi^{-1}
⁽¹⁾Sensibilidade do sistema (VXGP)	159 cpm. μCi^{-1}

Figura 12 Parâmetros da câmara gama fornecidos pela Philips

FONTE: PHILIPS (2008) (b) (c)

(1) Sensibilidade calculada em função dos dados fornecidos pelo fabricante.

3.2 MODELAGEM DA CÂMARA GAMA NO GATE

As simulações de MC das imagens com o uso do pacote de simulação GATE foram desenvolvidas nos computadores do Núcleo de Pesquisas em Imagens Médicas (NIMed), no Centro de Pesquisas e Desenvolvimento em Física da PUCRS, instalada no TECNOPUC em Porto Alegre/RS e nos *clusters* do Laboratório de Alto Desempenho (LAD/IDEIA) da

PUCRS. Tais simulações foram realizadas a fim de reproduzir dois testes de controle de qualidade da câmara gama (resolução espacial e sensibilidade), para posterior validação com as aquisições experimentais realizadas na câmara real.

Como já foi citado anteriormente, o programa GATE é subdividido em módulos que determinam as diversas geometrias dos elementos de detecção, parâmetros da fonte de emissão, tipos de partículas geradas, tipos de processos físicos gerados, armazenamento e análise de informação. A seguir serão descritos cada um destes módulos e as hipóteses e aproximações realizadas na modelagem da simulação.

3.2.1 Geometria

Neste módulo foi implementada a geometria de apenas uma cabeça de detecção da câmara gama Philips Forte, como mostra a Figura 13.

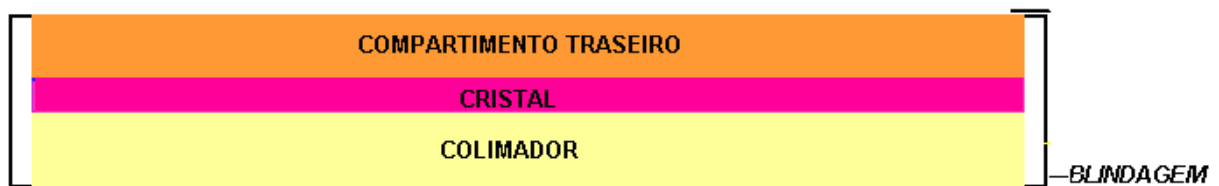


Figura 13: Esquema da geometria construída na simulação.

A cabeça de detecção (*SPECTHead*) foi definida de acordo com o campo de visão ou FOV (*Field of View*). O volume “mãe” é o *World* (mundo) da simulação, que é definido de acordo com as dimensões para a construção da câmara gama no mundo da simulação. Seu formato é retangular e contém em seu interior o colimador e o cristal, que são considerados os volumes “filhos” da cabeça de detecção. As especificações modeladas na simulação estão descritas na Figura 14. A blindagem (*Shielding*) foi definida de acordo com as dimensões da cabeça de detecção, sendo apenas constituída de chumbo.

<i>Propriedades da Cabeça de Detecção</i>	
Nomenclatura	<i>SPECTHead</i>
Geometria	<i>Box</i>
Material	Ar
Dimensões	48x38 cm
Espessura	8 cm
Volume “mãe”	<i>World</i>

Figura 14 Parâmetros definidos na simulação para a cabeça de detecção.

Para o colimador (*Collimator*) escolheu-se a geometria de feixe paralelo com furos hexagonais (*parallelbeam*). O volume “mãe” é a *SPECTHead* e os volumes “filhos” são os

seus furos. Para construir o colimador foram definidas suas dimensões, e foram construídos os furos hexagonais dentro dessas dimensões. Os furos são inseridos como paralelamente dentro do mundo, criados com a dimensão do raio interno do furo e da espessura septal. As especificações são descritas na Figura 15.

<i>Propriedades do Colimador</i>	
Nomenclatura	<i>Collimator</i>
Geometria	<i>parallelbeam</i>
Material	Chumbo
Dimensões	48x38 cm
Espessura	4.20 cm
Volume “mãe”	<i>SPECTHead</i>
Raio interno do furo	0,178 cm
Espessura septal	0,0152 cm

Figura 15 Parâmetros definidos na simulação para o colimador VXGP e seus furos

A Figura 16 mostra a geometria criada para o colimador de furos paralelos do colimador no GATE.

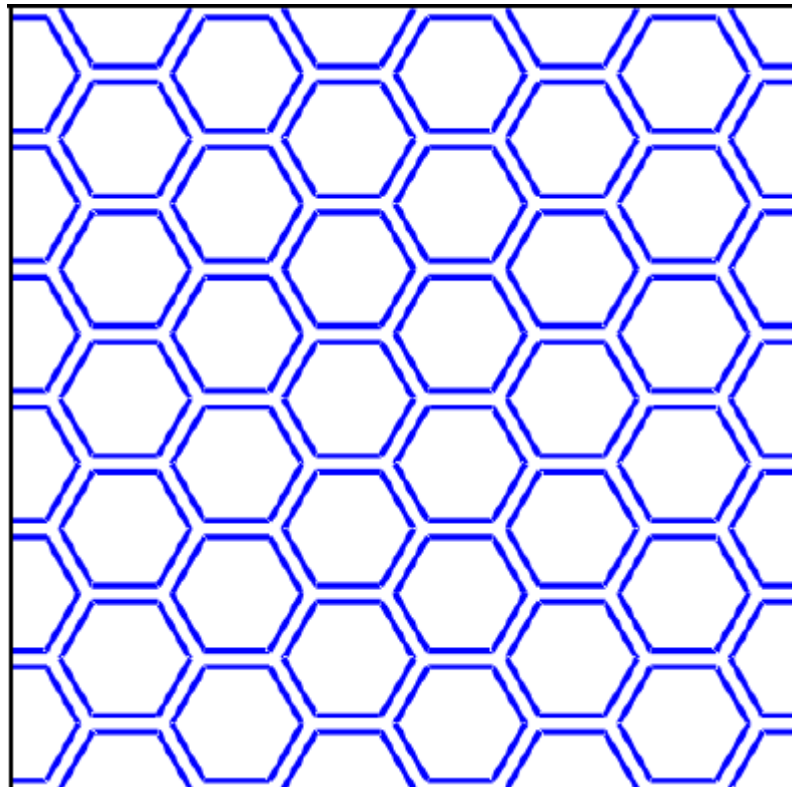


Figura 16 Visualização 2D de um corte dos furos do colimador VXGP simulados.

O cristal de cintilação (*Crystal*) foi definido com a geometria retangular, de acordo com o FOV. O volume “mãe” é o *SPECTHead* e seus parâmetros estão especificados na Figura 17.

<i>Propriedades do Cristal Cintilador</i>	
Nomenclatura	<i>Crystal</i>
Geometria	<i>Box</i>
Material	NaI(Tl)
Dimensões	48 x 38 cm
Espessura	0,95 cm
Volume “mãe”	<i>SPECTHead</i>

Figura 17 Parâmetros definidos na simulação para o cristal cintilador

Foi construído também um compartimento para armazenar as informações das interações, chamado de *Back-Compartment* (compartimento traseiro). Seu volume “mãe” é o *SPECTHead*. As especificações são descritas na Figura 18.

<i>Propriedades do Compartimento Traseiro</i>	
Nomenclatura	<i>Back-Compartment</i>
Geometria	<i>Box</i>
Material	Vidro
Dimensões	48 x 38 cm
Espessura	2,45 cm
Volume “mãe”	<i>SPECTHead</i>

Figura 18 Parâmetros definidos na simulação para o compartimento traseiro

3.2.2 Volume Sensível

Todos os elementos da geometria da câmara (cabeça detectora, blindagem, colimador, cristal, compartimento) foram definidos como volumes sensíveis. Estes elementos armazenam as informações de cada interação dos fótons dentro de cada um dos volumes sensíveis. Para inserir o volume sensível na simulação utilizou-se o comando */gate/volume “mãe”/attachPhantomSD* e especificamente para o cristal, utilizou-se o comando */gate/crystal/attachCrystalSD*.

3.2.3 Digitalizador

Este módulo mostra a trajetória que acontece no sistema de detecção e a determinação dos parâmetros da eletrônica do sistema, como a resolução energética, energia do radioisótopo, janela de energia e a resolução espacial intrínseca. A Figura 19 especifica os parâmetros que foram utilizados neste módulo, provenientes dos dados do fabricante e dos valores utilizados normalmente na clínica, como a janela de energia de 10% em torno do fotopico do ^{99m}Tc de 140keV, costumeiramente utilizada na clínica.

<i>Propriedades do Digitalizador</i>	
Resolução de energia	9,5 %
Energia do radioisótopo	140 keV
Resolução espacial intrínseca	3,0 mm
Janela de energia	126 a 154 keV

Figura 19 Parâmetros do digitalizador na simulação

A cintilação no cristal e a reflexão no guia de luz não foram modelados nesta simulação. Para que estes efeitos fossem contabilizados, foi utilizada uma função de borramento analítica dada pela resolução de energia. Este procedimento é descrito no trabalho de Assié (2004).

3.2.4 Fonte Radioativa

O radioisótopo utilizado nas simulações é o ^{99m}Tc , devido ao fato da maioria dos exames de cintilografia utilizar esse elemento.

O ^{99m}Tc é uma fonte emissora de raios gama monoenergéticos de 140 keV, podendo ser utilizada como fonte pontual, plana ou volumétrica, com uma distribuição angular isotrópica (RODRIGUES, 2006). O módulo Fonte (*Source*) é o volume “mãe” e os parâmetros da fonte emissora são determinados de acordo com a configuração de cada teste de controle de qualidade simulado. Para introduzir a fonte radioativa na simulação, foram construídos dois *phantoms*, um para sensibilidade e o outro para resolução do sistema, cujos parâmetros se encontram nas Figura 20 e Figura 23. Os parâmetros das respectivas fontes radioativas são mostrados nas Figura 21 e Figura 24.

<i>Parâmetros do phantom</i>	
Nomenclatura	<i>Phantom</i>
Geometria	<i>Cylinder</i>
Material	Água
Raio interno	5 cm
Altura	1 cm
Volume “mãe”	<i>World</i>

Figura 20 Parâmetros do *phantom* para teste de sensibilidade

<i>Parâmetros da Fonte Radioativa</i>	
Nomenclatura	<i>Source</i>
Tipo de superfície	Volume
Partícula	Gama
Geometria	<i>Cylinder</i>
Raio interno	5 cm
Altura	1 cm
Atividade	7,74 MBq
Ângulo de emissão	Isotropicamente

Figura 21 Parâmetros da fonte radioativa para teste de sensibilidade

A Figura 22 ilustra a geometria da simulação do teste de sensibilidade.

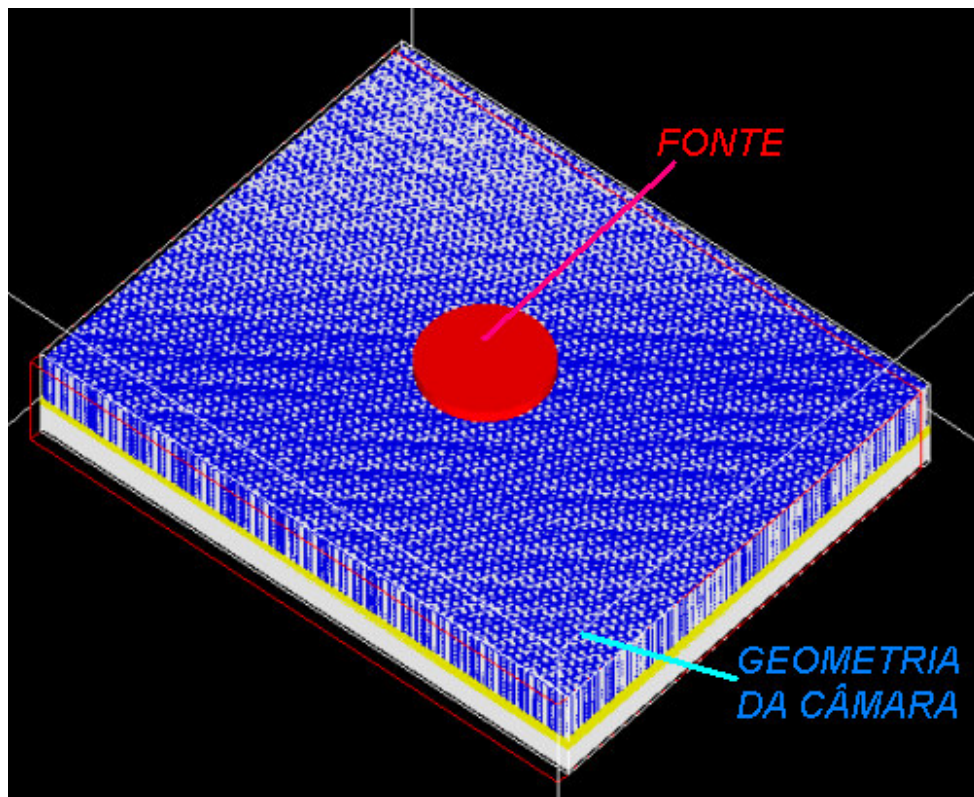


Figura 22 Visualização da geometria da simulação do teste de sensibilidade.

<i>Parâmetros dos Phantoms</i>	
Nomenclatura	<i>Phantom</i>
Geometria	<i>Cylinder</i>
Material	Água
Raio interno	0,5 mm
Altura	10 cm
Volume “mãe”	<i>World</i>

Figura 23 Parâmetros dos *phantoms* para resolução do sistema

<i>Parâmetros das Fontes Radioativas</i>	
Nomenclatura	<i>Source</i>
Tipo de superfície	Volume
Partícula	Gama
Geometria	<i>Cylinder</i>
Raio interno	0,5 mm
Altura	10 cm
Atividade <i>Source 1</i>	406990,0 Bq
Atividade <i>Source 2</i>	540192,8 Bq
Ângulo de emissão	Isotropicamente

Figura 24 Parâmetros das fontes radioativas para resolução do sistema

A Figura 25 ilustra a geometria da simulação do teste resolução do sistema.

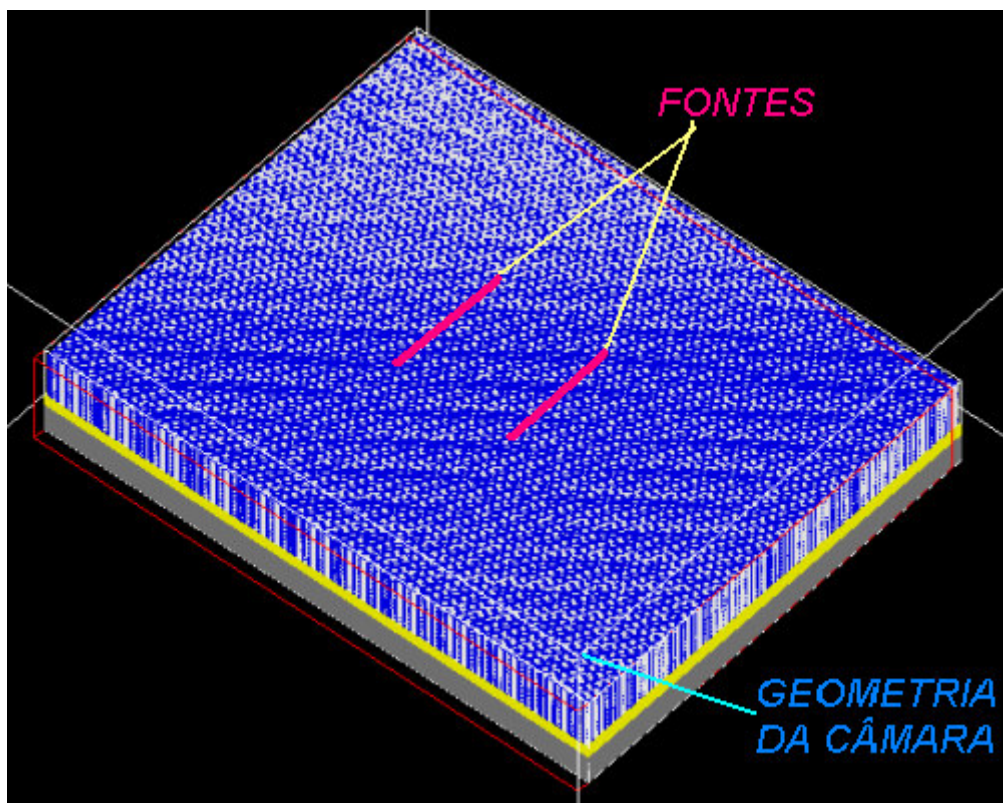


Figura 25 Visualização da geometria da simulação do teste de resolução do sistema.

3.2.5 Processos Físicos

Os processos físicos escolhidos para a simulação foram aqueles que eram relevantes para a radiação gama emitida pelo ^{99m}Tc , como o efeito fotoelétrico e o espalhamento Compton. Foi utilizado o modelo *Standard* (transporte de fótons e elétrons acima de 10 keV), este modelo desativa o espalhamento Rayleigh.

3.2.6 Simulação e Processamento dos Dados

As simulações foram processadas em dois ambientes computacionais distintos: ambiente computacional do NiMed, que possui um computador com um processador Intel Xeon 1.60 GHz Quad-core 64-bit, 8 GB de memória RAM, 2 TB de disco, sistema operacional SUSE 10 SP1 64-bit e compilador gcc-c++ 4.1.2. Os pacotes utilizados no ambiente GATE foram: CLHEP 2.0.3.1, Geant 4.90 sp2, GATE 3.12, ROOT 5.14.00i e Mesa 3-D 6.4.2-19.12; e o agregado de computadores (*cluster*) do LAD-IDEIA, composto por 5 nós denominados *pantanal02* a *06*, cada qual configurado com 2 processadores físicos Xeon 3.6 GHz com tecnologia *Hyper-threading*, 2 GB de memória RAM e sistema operacional *Debian GNU/Linux 4.0*.

A matriz de aquisição da simulação foi de 128 x 128 pixels para o teste de resolução espacial e de 256 x 256 pixels para o teste de sensibilidade.

As informações armazenadas das interações nos volumes sensíveis foram analisadas, através dos arquivos de saída ROOT e ASCII, os quais permitem fazer os tratamentos dos dados.

Os *scripts* das simulações dos testes de sensibilidade resolução espacial encontram-se nos apêndices A e C, respectivamente.

3.3 AQUISIÇÕES EXPERIMENTAIS

3.3.1 Sensibilidade

A sensibilidade do sistema, definida como sendo o número de contagens detectado por segundos, por Bequerel (cps.Bq⁻¹) (RODRIGUES, 2006), foi determinada para uma distância de aproximadamente 0 cm entre a fonte e o colimador. A Equação 2 apresenta a fórmula para determinar a sensibilidade (TECDOC et al, 1991).

$$S = \frac{N}{t \times A} \quad (2)$$

onde N é o número de contagens, t é o tempo de aquisição e A é a atividade.

Na aquisição experimental, utilizou-se uma fonte de ^{99m}Tc, com atividade no momento da aquisição de 1,23 mCi (45,51 MBq), posicionada sobre o colimador VXGP, e centrada no

FOV, dentro de um recipiente cilíndrico, com dimensões de 5 cm de raio e 1 cm de altura (Figura 26). Os eventos detectados foram selecionados dentro de uma janela de energia de 126 a 140 keV (10% em torno de 140 keV). A matriz de aquisição foi definida em 256 x 256 pixels. O tempo da aquisição foi pré-determinado em 60s.

Foi feita uma aquisição do *background* (radiação de fundo) da sala, com os mesmos parâmetros da aquisição com a fonte radioativa, só que retirando a fonte da sala. O número de contagens detectadas foi determinado pela subtração do fundo, e seu valor foi de 176970 contagens.

No Apêndice B, encontra-se o protocolo do teste de sensibilidade.



Figura 26 Visualização da geometria da aquisição experimental do teste de sensibilidade.

3.3.2 Resolução Espacial do Sistema

A resolução espacial do sistema é definida em termos da amplitude total à metade da altura máxima (*FWHM – full width at half maximum*), da dispersão de uma fonte linear ou pontual. Cada uma das funções de dispersão pontual foi ajustada por uma função Gaussiana, utilizando o programa Origin 7.5®. A Equação 3 é a fórmula para determinar o FWHM a partir do desvio-padrão da gaussiana (KNOLL, 1989).

$$FWHM = 2,35 \times \sigma \quad (3)$$

onde σ é o desvio padrão de uma distribuição gaussiana ou normal, dada pela Equação 4.

$$G(x) = \frac{A}{\sigma\sqrt{2\pi}} e^{\left(-\frac{(x-\bar{x})^2}{2\sigma^2}\right)} \quad (4)$$

onde A é a área da curva e \bar{x} é o valor médio.

Para calcular o valor de FWHM, tanto para a aquisição experimental quanto para a simulação, foi calculado, individualmente, o valor de FWHM para cada uma das fontes e foi determinada a média dos valores encontrados, com seus respectivos desvios padrão.

Na aquisição experimental, utilizaram-se duas fontes de ^{99m}Tc , com atividade no momento da aquisição de 1,10 mCi (40,70 MBq) e 1,46 mCi (54,02 MBq), posicionada sobre o colimador VXGP, dentro de dois capilares, ambos com dimensões de 0,5 mm de raio interno e 10 cm de altura, separados por uma distância de 10 cm (Figura 27). A matriz de aquisição foi de 128 x 128 pixels, dentro da janela de energia de 126 a 140 keV. O tempo da aquisição foi de 312 s.

Foi feita uma aquisição do *background* da sala, com os mesmos parâmetros da aquisição com as fontes radioativas, só que retirando as fontes da sala. O número de contagens detectadas foi determinado pela subtração do fundo.

No Apêndice D, encontra-se o protocolo do teste de resolução espacial.

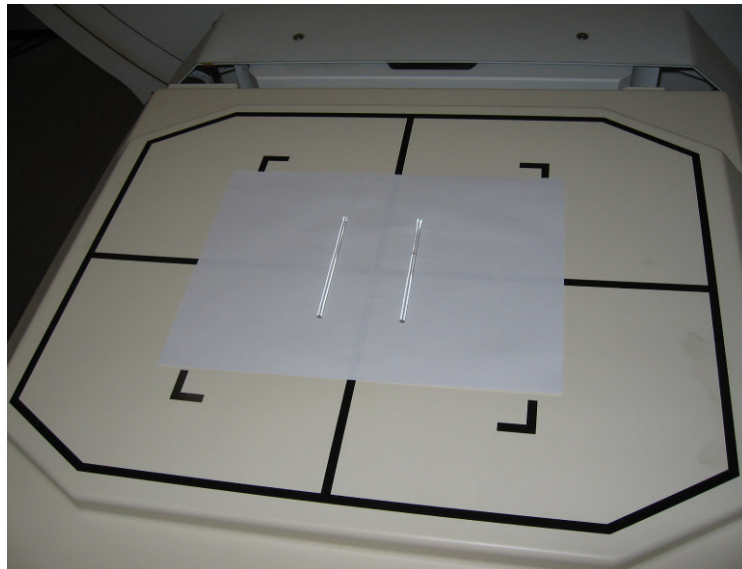


Figura 27 Visualização da geometria da aquisição experimental do teste de resolução espacial.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste item serão apresentados os resultados obtidos das aquisições experimentais dos testes da câmara gama e os resultados das simulações em cada um dos testes realizados.

4.1 SENSIBILIDADE

A Figura 28a mostra a imagem do teste de sensibilidade obtida a partir da aquisição experimental. O número total de contagens por unidade de atividade registrados pelo equipamento foi de $6,48105 \times 10^{-5}$ cps.Bq⁻¹. A Figura 28b mostra a imagem do teste de sensibilidade da simulação. O número total de contagens por unidade de atividade registrados pelo equipamento foi de $4,76042 \times 10^{-4}$ cps.Bq⁻¹. O tempo total da simulação foi de 12,36h.

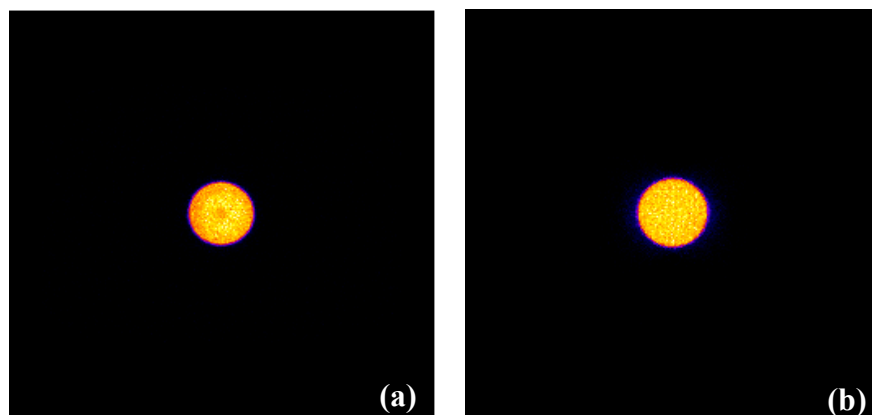


Figura 28 (a) Imagem experimental do teste de sensibilidade adquirida na câmara Philips Forte e (b) Imagem do teste de sensibilidade simulada da câmara gama.

Os valores de sensibilidade obtidos na aquisição experimental e na simulação são apresentados na Tabela 1.

Tabela 1 Valores de sensibilidade da câmara gama, obtidos na aquisição experimental e na simulação.

<i>Sensibilidade (cps.Bq⁻¹)</i>		
Medição Experimental	Simulação	Fabricante
$(6,4810 \pm 0,0003) 10^{-5}$	$(4,7604 \pm 0,002) 10^{-4}$	$7,2 \times 10^{-5}$

A medida experimental apresenta uma diferença de 11,1 % em relação ao valor fornecido pelo fabricante. Observa-se que os valores simulados apresentam uma grande diferença em relação ao valor da sensibilidade na aquisição experimental e aquela fornecida

pelo fabricante. Entre a simulação e a medida experimental a diferença é de 86,4%, e entre a simulação e o valor fornecido pelo fabricante é de 85,0%.

Deve-se ressaltar que nesta simulação, dentre outros fatores, não foi modelada a eficiência de contagem da câmara, que depende do rendimento luminoso do cristal, ângulo crítico do cristal, espaços mortos entre as fotomultiplicadoras e sua eficiência quântica. (RODRIGUES, 2006; LAZARO, 2003). Estes valores não são fornecidos pelo fabricante, impossibilitando a modelagem mais realística da câmara. Não foram modeladas também as fotomultiplicadoras e o guia de luz. Tais fatores, modelados nas simulações em outros trabalhos de pesquisa, como os de Rodrigues (2006) e Lazaro (2003), podem ter produzido tal efeito de aumento do número de contagens detectadas em nossa simulação.

De forma a estabelecer uma maior aproximação entre a atividade da fonte radioativa na simulação e a atividade utilizada na aquisição experimental, foi calculado um “fator de normalização” (FN) do equipamento simulado por meio da razão entre o valor das contagens medidas experimentalmente e o valor das contagens encontradas na simulação. A equação 5 mostra o cálculo realizado.

$$FN = \frac{N_{exp}}{N_{sim}} \quad (5)$$

onde N_{exp} é o número de contagens obtidas experimentalmente e N_{sim} é o número de contagens obtidas na simulação.

Considerando que o valor experimental do número de fótons detectados na aquisição de 60s foi de 176970 contagens, enquanto o valor simulado foi de 1019185 contagens. Dessa forma, o fator de normalização obtido com a Equação 5 foi de 17%. A atividade inserida na simulação foi reduzida deste fator e uma nova simulação realizada.

A Figura 29 ilustra o gráfico do perfil de contagens ao longo da linha do perfil do *phantom* utilizado no teste de sensibilidade na aquisição experimental e na simulação com a atividade normalizada.

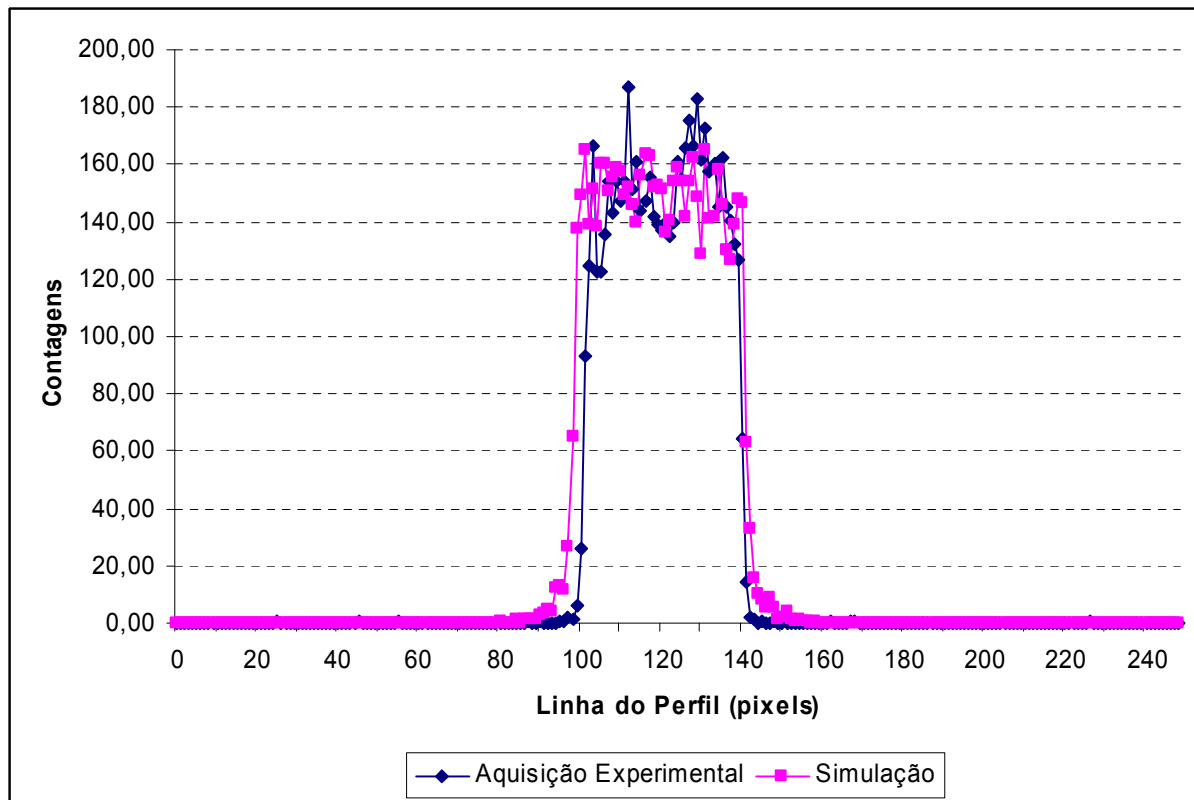


Figura 29 Gráfico do perfil de contagens ao longo da linha do perfil.

Os perfis de contagem da aquisição experimental e simulada apresentam o mesmo comportamento global. No entanto, maiores investigações devem ser realizadas a fim de realizar uma modelagem mais realística da câmara gama Philips Forte, considerando todos os fatores descritos anteriormente, buscando identificar as razões para as diferenças de sensibilidade encontradas.

4.2 RESOLUÇÃO ESPACIAL DO SISTEMA

A Figura 30a mostra a imagem do perfil transversal traçado no teste de resolução espacial extrínseca da aquisição experimental. O ajuste gaussiano realizado nas imagens dos dois capilares com atividade produziu no pico à esquerda, um desvio-padrão de $\sigma_1 = (1,07206 \pm 0,03974)$ mm e no pico à direita, um desvio-padrão de $\sigma_2 = (1,08811 \pm 0,03021)$ mm, resultando em um valor médio de medida da largura a meia altura de FWHM do sistema igual a $(2,53 \pm 0,08)$ mm.

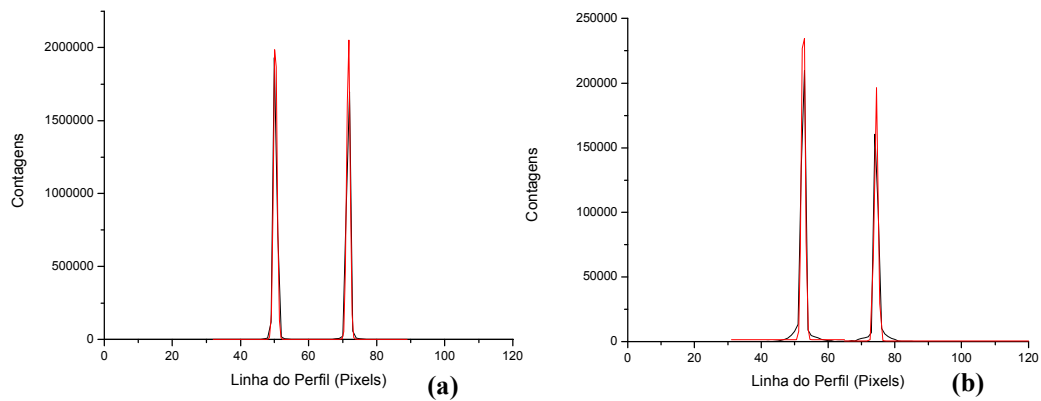


Figura 30 (a) Perfil de contagens no teste de resolução espacial adquirido na câmara Philips Forte e (b) Perfil de contagens no teste de resolução espacial adquirido na simulação.

A Figura 30b mostra a imagem do perfil transversal traçado no teste de resolução espacial extrínseca da simulação. O ajuste gaussiano realizado nas imagens dos dois capilares com atividade produziu no pico à esquerda, um desvio-padrão de $\sigma_1 = (1,02752 \pm 0,00368)$ mm e no pico à direita, um desvio-padrão de $\sigma_2 = (0,9892 \pm 0,00763)$ mm, resultando em um valor médio de medida da largura a meia altura de FWHM do sistema igual a $(2,36 \pm 0,01)$ mm. O tempo total da simulação foi de 7,56h.

Os valores para resolução espacial do sistema obtidos na aquisição experimental e na simulação são apresentados na Tabela 2.

Tabela 2 Valores para resolução espacial do sistema da câmara gama, obtidos na aquisição experimental e na simulação.

<i>FWHM (mm)</i>	
Medição Experimental	Simulação
$2,53 \pm 0,08$	$2,36 \pm 0,01$

A medida experimental apresenta uma diferença de 6,7% em relação ao valor simulado. O fabricante não fornece o valor da resolução espacial do sistema para a aquisição sobre o colimador. Para o colimador VXGP, o fabricante apresenta apenas o valor de resolução espacial a 10 cm de distância do detector cujo valor é 8,4 mm.

5 CONCLUSÃO

O objetivo deste trabalho foi modelar uma câmara gama Philips Forte utilizando o programa GATE, que utiliza o código de simulação de Monte Carlo Geant4. A modelagem da câmara gama no programa GATE foi elaborada de acordo com os parâmetros físicos fornecidos pelo fabricante. No entanto, alguns parâmetros, como a eficiência do sistema de contagem e os diversos parâmetros que a influenciam não são disponibilizadas nas documentações dos equipamentos, dificultando a criação de uma configuração mais realística. A partir da modelagem da câmara, foram simuladas aquisições de duas imagens planas utilizadas para a determinação da sensibilidade e resolução espacial do sistema, utilizando fontes de ^{99m}Tc

De forma a validar a modelagem da câmara gama foram realizados experimentalmente os mesmos testes de controle de qualidade em um equipamento Philips Forte, instalado no Serviço de Medicina Nuclear do Hospital São Lucas da PUCRS.

A medida experimental da sensibilidade apresentou uma diferença de 11,1% em relação ao valor fornecido pelo fabricante. A sensibilidade na simulação foi 86,4% maior do que o valor da medida experimental e 85% maior do que o valor fornecido pelo fabricante. Para obter um valor de sensibilidade mais realístico na simulação, será necessário realizar uma investigação mais profunda sobre os parâmetros de modelagem da câmara gama Philips Forte, introduzindo fatores como: o rendimento luminoso do cristal, o ângulo crítico de reflexão do cristal cintilador, as fotomultiplicadoras e sua eficiência quântica, a existência dos espaços mortos entre as fotomultiplicadoras, o guia de luz e seu ângulo crítico.

A resolução espacial do sistema, para uma distância fonte-colimador aproximadamente igual a zero, foi de $(2,36 \pm 0,01)$ mm para a aquisição simulada e de $(2,53 \pm 0,08)$ mm na medição experimental, representando um desvio de 6,7%. Não foi possível realizar a comparação com os dados do fabricante pois eles não são fornecidos para o colimador VXGP para a mesma distância.

Ao longo dos anos, os códigos das simulações MC para estudos de MN vêm sendo aprimorados através do desenvolvimento de novas ferramentas que possibilitam uma maior aproximação em relação aos estudos realísticos. O GATE permite desenvolver estudos muito específicos devido à maior versatilidade das modelagens. No entanto, a maior dificuldade enfrentada na modelagem da câmara gama neste programa é a falta de conhecimentos detalhados sobre as características físicas das câmaras, que não são fornecidas pelo fabricante

do equipamento. Para uma modelagem mais exata, é necessário conhecer os parâmetros extrínsecos e intrínsecos da câmara. Cada um destes parâmetros devem ser modelados e validados separadamente, como, por exemplo, a resolução energética, a resolução intrínseca, as fotomultiplicadoras e o seu tempo morto, como mostra o trabalho de Rodrigues (2006).

Uma das facilidades do programa GATE em relação aos outros programas de MC para simulação de imagens em MN é a visualização dinâmica da construção da configuração da câmara, seu posicionamento e das fontes, que evitam a realização de longos experimentos de simulação mal configurados, que costuma ser detectados somente após a conclusão da simulação.

Pretende-se que a familiarização com o programa GATE e suas múltiplas ferramentas possibilite a ampliação de seu uso na simulação, reconstrução e análise quantitativa de imagens em MN, não apenas no domínio acadêmico, mas também na realidade da clínica. Para tanto, esta pesquisa terá continuidade dentro do Núcleo de Pesquisa em Imagens Médicas da PUCRS, na busca de uma modelagem mais realística da câmara gama Philips Forte.

REFERÊNCIAS

ANDRADE M.A. **Desenvolvimento de um plugin java para reconstrução tomográfica em SPECT**. 2007. 96f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Faculdade de Engenharia, PUCRS, Porto Alegre, 2007.

ASSIÉ, K. et al. Monte Carlo simulation in PET and SPECT instrumentation using GATE. **Nucl. Instr. Meth.**, n. A527, p. 180-189, 2004.

BRAMBILLA, C.R. **Impacto da determinação da profundidade renal na quantificação renal absoluta em estudos de cintilografia plana com ^{99m}Tc -DMSA**. 2007. 120 f. Trabalho de Conclusão (Graduação em Física)-Faculdade de Física, PUCRS, Porto Alegre, 2007.

BRASSE, D; PIQUERAS, I; GUYONNET, JL. Development of a High Resolution SPECT System Dedicated to Small Animal Imaging. **IEEE MIC Conf Records**, n.6, p. 3868-3871, 2004.

BUVAT, I; LAZARO, D. Monte Carlo simulations in emission tomography and GATE: an overview. **Nucl. Instr. Meth. Phys. Res.**, n. 569, p. 323-329, 2006.

DE BEENHOUWER. et al. Distributed computing platform for PET and SPECT simulations with GATE. **IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record**, p. 2437-2440, 2005.

EL BITAR, Z. et al. Fully 3D Monte Carlo image reconstruction in SPECT using functional regions. **Nucl. Instr. Meth. Phys. Res.**, n. 569, p. 399-403, 2006.

FRANZ, K.N. **Detectabilidade de lesões em exames de perfusão cardíaca em SPECT**. 2006. 74 f. Trabalho de Conclusão (Graduação em Física)-Faculdade de Física, PUCRS, Porto Alegre, 2006.

GATE web site. Disponível em: <<http://opengatecollaboration.healthgrid.org/physics/validation.html>>. Acesso em: 14/04/08.

JAN, S. et al. **GATE Users Guide**. Versão 3.1.2. Marseille, 2007. Disponível em: <http://www.opengatecollaboration.org>. Acesso em: 11/03/08.

JAN, S. et al. GATE: a simulation toolkit for PET and SPECT. **Phys. Med. Biol.**, n. 49, p. 4543-4561, 2004.

JOHNS, H.E., CUNNINGHAM, J.R. **The Physics of Radiology**. EUA: Springfield, 1983.

JUNG, JH. et al. A computer simulation for small animal Iodine-125 SPECT development. **Korean J. Nucl. Med.**, n. 38, p. 74-84, 2004.

KNOLL, G.F. **Radiation detection and measurement**. 2ed, Singapore, 1989.

LAZARO D. **Validation de la plate-forme de simulation GATE en Tomographie d'Émission Monophotonique et application au développement d'un algorithme de reconstruction 3D complete**. 2003. 210f. Tese (Doutorado em Física Corpuscular) Université Blaise Pascal. France, 2003.

LAZARO, D. et al. Effect of noise and modeling errors on the reliability of Fully 3D Monte Carlo reconstruction in SPECT. **IEEE MIC Conf Records**, n. 4, p. 2534-2537, 2004.

LAZARO, D. et al. Fully 3D Monte Carlo reconstruction in SPECT: a feasibility study. **Phys. Med. Biol.**, n. 5050, p. 3739-3754, 2005.

OPPELT, A. **Imaging Systems for Medical Diagnostics**. Alemanha: SIEMENS, 2005.

PHILIPS web site. Disponível em:

(a) <<http://www.medical.philips.com/main/products/nuclearmedicine/products/forte/>>.

Acesso em: 01/06/08

(b) <http://www.medical.philips.com/main/products/nuclearmedicine/products/forte/tech_specs>. Acesso em: 28/05/08

(c) <http://www.medical.philips.com/main/products/nuclearmedicine/assets/images/forte/Forte_JS_DS.pdf>. Acesso em: 28/05/08

TECDOC. **Quality control of Nuclear Medicine Instruments**, 1991. IAEA – TECDOC 602.

ROBILOTTA CC. A tomografia por emissão de pósitrons: uma nova modalidade na medicina nuclear brasileira. **Rev Panam Salud Publica.**; n. 20(2/3), p. 134–42, 2006.

RODRIGUES, S.I. **Simulação de Monte Carlo de uma Câmara Gama e Validação Experimental**. 2006. 140f. Tese (Mestrado em Imagiologia Médica) – Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade do Algarve, Algarve, 2006.

SAKELLIOS, NG. et al. Monte Carlo simulation for scatter correction compensation studies in SPECT imaging using GATE software package. **Nucl. Instr. Meth. Phys. Res.**, n. 569, p. 404-408, 2006.

SANTIN, G. et al. Evolution of the GATE project: new results and developments. **Nucl. Physics**, n. B172, p. 101-103, 2007.

SILVA, M.T.S. **Correção de Atenuação em Imagens Simuladas de Perfusão Cardíaca em SPECT**. 2004. 75 f. Trabalho de Conclusão (Graduação em Física)-Faculdade de Física, PUCRS, Porto Alegre, 2004.

SORENSEN, James. A. e PHELPS, Michael E. **Physics in nuclear medicine**. Nova York: W. B. Saunders Company, 2003. 523 p.

STRUL, D. et al. GATE (Geant4 Application for Tomographic Emission): a PET/SPECT general-purpose simulation platform. **Nucl. Phys. B (Proc. Suppl.)** n. 125, p. 75-79, 2003.

VANDENBERGHE, S. et al. Sensitivity of SPECT with rotating slat collimators. **IEEE MIC Conf. Records**, n. 4, p. 2914-2918, 2003.

ZAIDI, H. Relevance of accurate Monte Carlo modeling in nuclear medical imaging. **Medical Physics**, v. 26, n. 4, p. 574-608, 1999.

APÊNDICE A

Script do Teste de Sensibilidade

VISUALISATION

/vis/disable

GEOMETRY

/gate/geometry/enableAutoUpdate

World

/gate/world/geometry/setXLength 100 cm

/gate/world/geometry/setYLength 100 cm

/gate/world/geometry/setZLength 100 cm

Scanner Head

/gate/world/daughters/name SPECThead

/gate/world/daughters/insert box

/gate/SPECThead/geometry/setXLength 48. cm

/gate/SPECThead/geometry/setYLength 38. cm

/gate/SPECThead/geometry/setZLength 8. cm

/gate/SPECThead/setMaterial Air

/gate/SPECThead/attachPhantomSD

/gate/SPECThead/vis/forceWireframe

Shielding

/gate/SPECThead/daughters/name shielding

/gate/SPECThead/daughters/insert box

/gate/shielding/geometry/setXLength 48. cm

/gate/shielding/geometry/setYLength 38. cm

/gate/shielding/geometry/setZLength 8. cm

/gate/shielding/setMaterial Lead

/gate/shielding/vis/setColor red

/gate/shielding/vis/forceWireframe

/gate/shielding/attachPhantomSD

Collimator

/gate/SPECThead/daughters/name collimator

/gate/SPECThead/daughters/insert parallelbeam

/gate/collimator/setMaterialName Lead

/gate/collimator/geometry/setDimensionX 48. cm

/gate/collimator/geometry/setDimensionY 38. cm

/gate/collimator/geometry/setHeight 4.20 cm

/gate/collimator/geometry/setInnerRadius 0.178 cm

/gate/collimator/geometry/setSeptalThickness 0.0152 cm

/gate/collimator/placement/alignToZ

/gate/collimator/placement/setTranslation 0. 0. 1. cm

/gate/collimator/placement/setMagOfTranslation -1.9 cm

```
/gate/systems/SPECThead/describe  
/gate/collimator/attachPhantomSD
```

Crystal

```
/gate/SPECThead/daughters/name crystal  
/gate/SPECThead/daughters/insert box  
/gate/crystal/geometry/setXLength 48. cm  
/gate/crystal/geometry/setYLength 38 cm  
/gate/crystal/geometry/setZLength 0.95 cm  
/gate/crystal/placement/setTranslation 0. 0. 1. cm  
/gate/crystal/placement/setMagOfTranslation 0.675 cm  
/gate/crystal/setMaterial NaI  
/gate/crystal/vis/setColor yellow
```

Back-compartment

```
/gate/SPECThead/daughters/name compartment  
/gate/SPECThead/daughters/insert box  
/gate/compartment/geometry/setXLength 48. cm  
/gate/compartment/geometry/setYLength 2.45 cm  
/gate/compartment/geometry/setZLength 38. cm  
/gate/compartment/placement/setRotationAxis 1. 0. 0.  
/gate/compartment/placement/setRotationAngle 90 deg  
/gate/compartment/placement/setTranslation 0. 0. 1. cm  
/gate/compartment/placement/setMagOfTranslation 2.4 cm  
/gate/compartment/setMaterial Glass  
/gate/compartment/vis/setColor grey  
/gate/compartment/attachPhantomSD
```

PHANTOM

```
/gate/world/daughters/name Phantom  
/gate/world/daughters/insert cylinder  
/gate/Phantom/geometry/setRmax 5. cm  
/gate/Phantom/geometry/setRmin 0. mm  
/gate/Phantom/geometry/setHeight 1. cm  
/gate/Phantom/placement/setTranslation 0. 0. 1. cm  
/gate/Phantom/placement/setRotationAxis 0. 0. 1.  
/gate/Phantom/placement/setRotationAngle 90 deg  
/gate/Phantom/placement/setMagOfTranslation -4.8 cm  
/gate/Phantom/setMaterial Water  
/gate/Phantom/vis/setColor red  
/gate/Phantom/vis/forceWireframe  
/gate/Phantom/attachPhantomSD
```

#TIME

```
/gate/timing/setTime 0. s  
/gate/timing/setTime 60. s
```

SENSITIVE DETECTORS

```
/gate/crystal/attachCrystalSD
```

```
# PHANTOM SENSITIVE DETECTOR
/gate/Phantom/attachPhantomSD

# SYSTEM
/gate/systems/SPECThead/crystal/attach crystal
/gate/systems/SPECThead/describe

# PHYSICS
/gate/physics/gamma/selectRayleigh inactive
/gate/physics/gamma/selectPhotoelectric standard
/gate/physics/gamma/selectCompton standard

# CUT
/gate/physics/setXRRayCut 200. keV
/gate/physics/setElectronCut 1. km
/gate/physics/setDeltaRayCut 1. GeV

# INITIALIZE
/run/initialize

# DIGITIZER
/gate/digitizer/Singles/insert adder
/gate/digitizer/Singles/insert blurring
/gate/digitizer/Singles/blurring/setResolution 0.095
/gate/digitizer/Singles/blurring/setEnergyOfReference 140. keV
/gate/digitizer/Singles/insert spblurring
/gate/digitizer/Singles/spblurring/setSpresolution 3.0 mm
/gate/digitizer/Singles/spblurring/verbose 0
/gate/digitizer/Singles/insert thresholder
/gate/digitizer/Singles/thresholder/setThreshold 126. keV
/gate/digitizer/Singles/insert upholder
/gate/digitizer/Singles/upholder/setUphold 154. keV

# SOURCE
/gate/source/addSource Source
/gate/source/Source/gps/type Volume
/gate/source/Source/gps/shape Cylinder
/gate/source/Source/gps/radius 5. cm
/gate/source/Source/gps/halfz 1. cm
/gate/source/Source/gps/centre 0. 0. -4.8 cm
/gate/source/Source/gps/particle gamma
/gate/source/Source/gps/monoenergy 140. keV
/gate/source/Source/setActivity 7736637.933 Bq

/gate/source/Source/gps/angtype iso
/gate/source/Source/gps/mintheta 0. deg
/gate/source/Source/gps/maxtheta 180. deg
/gate/source/Source/gps/minphi 0. deg
/gate/source/Source/gps/maxphi 360. deg
```


RANDOM

```
/gate/output/root/setSaveRndmFlag 0
```

OUTPUT

```
/gate/output/root/setFileName benchSPECT  
/gate/output/root/setRootSinglesAdderFlag 1  
/gate/output/root/setRootSinglesBlurringFlag 1  
/gate/output/root/setRootSinglesSpblurringFlag 1  
/gate/output/root/setRootSinglesThresholdFlag 1  
/gate/output/root/setRootSinglesUpholderFlag 1
```

#/gate/output/ascii/disable

```
/gate/output/ascii/setOutFileSinglesAdderFlag 0  
/gate/output/ascii/setOutFileSinglesSpblurringFlag 0  
/gate/output/ascii/setOutFileSinglesBlurringFlag 0  
/gate/output/ascii/setOutFileSinglesThresholdFlag 0  
/gate/output/ascii/setOutFileSinglesUpholderFlag 0
```

PROJECTION

```
/gate/output/projection/pixelSizeX 2.33 mm  
/gate/output/projection/pixelSizeY 2.33 mm  
/gate/output/projection/pixelNumberX 256  
/gate/output/projection/pixelNumberY 256  
/gate/output/projection/projectionPlane XY
```

VERBOSITY

```
/control/verbose 0  
/grdm/verbose 0  
/run/verbose 0  
/event/verbose 0  
/tracking/verbose 0  
/gate/application/verbose 0  
/gate/generator/verbose 0  
/gate/stacking/verbose 0  
/gate/event/verbose 0  
/gate/source/verbose 0  
/gate/output/projection/verbose 0  
/gate/output/verbose 2
```

EXPERIMENT

```
/gate/application/setTimeSlice 60. s  
/gate/application/setTimeStart 0. s  
/gate/application/setTimeStop 60. s
```

LET'S RUN THE SIMULATION !

```
/gate/application/startDAQ
```

APÊNDICE B

Protocolo do Teste de Sensibilidade

Proposta do Teste: verificar a resposta da câmara de cintilação à uma fonte radioativa de atividade conhecida.

Materiais: um *phantom* para sensibilidade plana (ver Figura 26), solução de ^{99m}Tc ou ^{131}I com atividade conhecida em torno de 37 MBq (1 mCi).

OBS: A atividade se determina com um calibrador de doses, medindo em uma seringa a atividade da solução que será transferida para o *phantom*, e a dose residual da seringa depois da transferência, e então subtrair a segunda da primeira. Também se deve anotar a hora exata no momento de medir a atividade. Necessita-se um *phantom* diferente para cada radionuclídeo que for testado.

Procedimentos:

1. Colocar na cabeça detectora um colimador com furos paralelos para radiação de energia baixa. Colocar verticalmente a cabeça detectora, dirigida para cima.
2. Cobrir a superfície do colimador com um plástico. Colocar o *phantom* com a fonte radioativa sobre a superfície do colimador.
3. Centrar uma janela de energia de 126 a 154 keV (10% em torno de 140 keV).
4. Pré-estabelecer um tempo de 60s.
5. Anotar o número de contagens registradas.
6. Retirar o *phantom* e fazer uma imagem para determinar a contagem de fundo, durante o mesmo tempo de aquisição da imagem.

Análise dos Dados:

1. Verificar o número de contagens registradas ao final da aquisição (c), corrigidos com o fundo.
2. Determinar a atividade real ao final da aquisição, efetuando as correções necessárias em relação ao decaimento radioativo.
3. Calcular a sensibilidade plana em $\text{cps}\cdot\text{Bq}^{-1}$.

Interpretação dos Resultados: durante as verificações para a aceitação, o valor da sensibilidade deve ser comparado com o valor fornecido pelo fabricante, levando em consideração a exatidão da atividade determinada.

Limite de Aceitação: é aceitável um erro de $\pm 10\%$ no valor da sensibilidade quando comparado com o fabricante.

APÊNDICE C

Script do Teste de Resolução Espacial do Sistema

```
# VISUALISATION
/vis/disable
#/control/execute visu.mac

# GEOMETRY
/gate/geometry/enableAutoUpdate

# World
/gate/world/geometry/setXLength 100 cm
/gate/world/geometry/setYLength 100 cm
/gate/world/geometry/setZLength 100 cm
/gate/world/daughters/name SPECThead
/gate/world/daughters/insert box
/gate/SPECThead/geometry/setXLength 48. cm
/gate/SPECThead/geometry/setYLength 38. cm
/gate/SPECThead/geometry/setZLength 8. cm
/gate/SPECThead/placement/setRotationAxis 1. 0. 0.
/gate/SPECThead/placement/setRotationAngle 90 deg
/gate/SPECThead/placement/setTranslation 0. 1. 0. cm
/gate/SPECThead/placement/setMagOfTranslation -4.0 cm
/gate/SPECThead/setMaterial Air
/gate/SPECThead/attachPhantomSD
/gate/SPECThead/vis/forceWireframe

# Shielding
/gate/SPECThead/daughters/name shielding
/gate/SPECThead/daughters/insert box
/gate/shielding/geometry/setXLength 48. cm
/gate/shielding/geometry/setYLength 38. cm
/gate/shielding/geometry/setZLength 8. cm
/gate/shielding/setMaterial Lead
/gate/shielding/vis/setColor red
/gate/shielding/vis/forceWireframe
/gate/shielding/attachPhantomSD

# Collimator
/gate/SPECThead/daughters/name collimator
/gate/SPECThead/daughters/insert parallelbeam
/gate/collimator/setMaterialName Lead
/gate/collimator/geometry/setDimensionX 48. cm
/gate/collimator/geometry/setDimensionY 38. cm
/gate/collimator/geometry/setHeight 4.20 cm
/gate/collimator/geometry/setInnerRadius 0.178 cm
/gate/collimator/geometry/setSeptalThickness 0.0152 cm
/gate/collimator/placement/alignToZ
```

```

/gate/collimator/placement/setTranslation 0. 0. 1. cm
/gate/collimator/placement/setMagOfTranslation -1.9 cm
/gate/systems/SPECThead/describe
/gate/collimator/attachPhantomSD

```

Crystal

```

/gate/SPECThead/daughters/name crystal
/gate/SPECThead/daughters/insert box
/gate/crystal/geometry/setXLength 48. cm
/gate/crystal/geometry/setYLength 38 cm
/gate/crystal/geometry/setZLength 0.95 cm
/gate/crystal/placement/setTranslation 0. 0. 1. cm
/gate/crystal/placement/setMagOfTranslation 0.675 cm
/gate/crystal/setMaterial NaI
/gate/crystal/vis/setColor yellow

```

Back-compartment

```

/gate/SPECThead/daughters/name compartment
/gate/SPECThead/daughters/insert box
/gate/compartment/geometry/setXLength 48. cm
/gate/compartment/geometry/setYLength 2.45 cm
/gate/compartment/geometry/setZLength 38. cm
/gate/compartment/placement/setRotationAxis 1. 0. 0.
/gate/compartment/placement/setRotationAngle 90 deg
/gate/compartment/placement/setTranslation 0. 0. 1. cm
/gate/compartment/placement/setMagOfTranslation 2.4 cm
/gate/compartment/setMaterial Glass
/gate/compartment/vis/setColor grey
/gate/compartment/attachPhantomSD

```

PHANTOM 1

```

/gate/world/daughters/name Phantom
/gate/world/daughters/insert cylinder
/gate/Phantom/geometry/setRmax 0.05 cm
/gate/Phantom/geometry/setRmin 0. cm
/gate/Phantom/geometry/setHeight 10. cm
/gate/Phantom/placement/setRotationAxis 0. 0. 1.
/gate/Phantom/placement/setRotationAngle 90 deg
/gate/Phantom/placement/setTranslation 0. 0. 1. cm
/gate/Phantom/placement/setMagOfTranslation -4.8 cm
/gate/Phantom/placement/setRotationAxis 1. 0. 0.
/gate/Phantom/placement/setRotationAngle 90 deg
/gate/Phantom/placement/setRotationAxis 0. 0. 1.
/gate/Phantom/placement/setRotationAngle 90 deg
/gate/Phantom/placement/setTranslation 1. 0. 0. cm
/gate/Phantom/placement/setMagOfTranslation 5. cm
/gate/Phantom/setMaterial Water
/gate/Phantom/vis/setColor blue
/gate/Phantom/attachPhantomSD

```

PHANTOM 2

```

/gate/world/daughters/name Phantom2
/gate/world/daughters/insert cylinder
/gate/Phantom2/geometry/setRmax 0.05 cm
/gate/Phantom2/geometry/setRmin 0. cm
/gate/Phantom2/geometry/setHeight 10. cm
/gate/Phantom2/placement/setRotationAxis 0. 0. 1.
/gate/Phantom2/placement/setRotationAngle 90 deg
/gate/Phantom2/placement/setTranslation 0. 0. 1. cm
/gate/Phantom2/placement/setMagOfTranslation -4.8 cm
/gate/Phantom2/placement/setRotationAxis 1. 0. 0.
/gate/Phantom2/placement/setRotationAngle 90 deg
/gate/Phantom2/placement/setRotationAxis 0. 0. 1.
/gate/Phantom2/placement/setRotationAngle 90 deg
/gate/Phantom2/placement/setTranslation 1. 0. 0. cm
/gate/Phantom2/placement/setMagOfTranslation -5. cm
/gate/Phantom2/setMaterial Water
/gate/Phantom2/vis/setColor red
/gate/Phantom2/attachPhantomSD
/gate/Phantom2/attachPhantomSD

```

```

/gate/crystal/attachCrystalSD
/gate/systems/SPECThead/crystal/attach crystal
/gate/systems/SPECThead/describe

```

TIME

```

/gate/timing/setTime 0. s
/gate/timing/setTime 312. s

```

PHYSICS

```

/gate/physics/gamma/selectRayleigh inactive
/gate/physics/gamma/selectPhotoelectric standard
/gate/physics/gamma/selectCompton standard

```

CUT

```

/gate/physics/setXRayCut 200. keV
/gate/physics/setElectronCut 1. km
/gate/physics/setDeltaRayCut 1. GeV

```

INITIALIZE

```

/run/initialize

```

DIGITIZER

```

/gate/digitizer/Singles/insert adder
/gate/digitizer/Singles/insert blurring
/gate/digitizer/Singles/blurring/setResolution 0.095
/gate/digitizer/Singles/blurring/setEnergyOfReference 140. keV
/gate/digitizer/Singles/insert spblurring
/gate/digitizer/Singles/spblurring/setSpresolution 3.0 mm
/gate/digitizer/Singles/spblurring/verbose 0

```

```
/gate/digitizer/Singles/insert thresholder  
/gate/digitizer/Singles/thresholder/setThreshold 126. keV  
/gate/digitizer/Singles/insert upholder  
/gate/digitizer/Singles/upholder/setUphold 154. keV
```

```
# SOURCE 1
```

```
/gate/source/addSource Source  
/gate/source/Source/gps/type Volume  
/gate/source/Source/gps/shape Cylinder  
/gate/source/Source/gps/radius 0.05 cm  
/gate/source/Source/gps/halfz 5. cm  
/gate/source/Source/gps/centre 5. 0. -4.8 cm  
/gate/source/Source/gps/particle gamma  
/gate/source/Source/gps/monoenergy 140. keV  
/gate/source/Source/setActivity 406990.0046 Bq
```

```
/gate/source/Source/gps/angtype iso  
/gate/source/Source/gps/mintheta 0. deg  
/gate/source/Source/gps/maxtheta 180. deg  
/gate/source/Source/gps/minphi 0. deg  
/gate/source/Source/gps/maxphi 360. deg
```

```
/gate/source/addSource Source2  
/gate/source/Source2/gps/type Volume  
/gate/source/Source2/gps/shape Cylinder  
/gate/source/Source2/gps/radius 0.05 cm  
/gate/source/Source2/gps/halfz 5 cm  
/gate/source/Source2/gps/centre -5. 0. -4.8 cm  
/gate/source/Source2/gps/particle gamma  
/gate/source/Source2/gps/monoenergy 140. keV  
/gate/source/Source2/setActivity 540192.7771 Bq
```

```
/gate/source/Source2/gps/angtype iso  
/gate/source/Source2/gps/mintheta 0. deg  
/gate/source/Source2/gps/maxtheta 180. deg  
/gate/source/Source2/gps/minphi 0. deg  
/gate/source/Source2/gps/maxphi 360. deg
```

```
# RANDOM
```

```
/gate/output/root/setSaveRndmFlag 0
```

```
# OUTPUT
```

```
/gate/output/root/setFileName benchSPECT  
/gate/output/root/setRootSinglesAdderFlag 1  
/gate/output/root/setRootSinglesBlurringFlag 1  
/gate/output/root/setRootSinglesSpblurringFlag 1  
/gate/output/root/setRootSinglesThresholderFlag 1  
/gate/output/root/setRootSinglesUpholderFlag 1
```

```
#/gate/output/ascii/disable  
/gate/output/ascii/setOutFileSinglesAdderFlag 0  
/gate/output/ascii/setOutFileSinglesSpblurringFlag 0  
/gate/output/ascii/setOutFileSinglesBlurringFlag 0  
/gate/output/ascii/setOutFileSinglesThresholderFlag 0  
/gate/output/ascii/setOutFileSinglesUpholderFlag 0
```

PROJECTION

```
/gate/output/projection/pixelSizeX 4.66 mm  
/gate/output/projection/pixelSizeY 4.66 mm  
/gate/output/projection/pixelNumberX 128  
/gate/output/projection/pixelNumberY 128  
/gate/output/projection/projectionPlane XY
```

VERBOSITY

```
/control/verbose 0  
/grdm/verbose 0  
/run/verbose 0  
/event/verbose 0  
/tracking/verbose 0  
/gate/application/verbose 0  
/gate/generator/verbose 0  
/gate/stacking/verbose 0  
/gate/event/verbose 0  
/gate/source/verbose 0  
/gate/output/projection/verbose 0  
/gate/output/verbose 2
```

EXPERIMENT

```
/gate/application/setTimeSlice 312. s  
/gate/application/setTimeStart 0. s  
/gate/application/setTimeStop 312. s
```

LET'S RUN THE SIMULATION!

```
/gate/application/startDAQ
```

APÊNDICE D

Protocolo do Teste de Resolução Espacial do Sistema

Proposta do Teste: verificar a resolução espacial do sistema de uma câmara de cintilação, em termos da amplitude total à metade da altura máxima, FWHM, da dispersão de uma linha.

Materiais: dois *phantons* para a resolução do sistema (ver Figura 27) com uma solução de ^{99m}Tc ou ^{113m}In com uma atividade em torno de 185 MBq (5mCi) em cada fonte linear e papel milimetrado com escalas lineares.

Procedimentos:

1. Colocar na cabeça detectora o colimador que se pretende testar. Colocar a cabeça detectora na posição vertical.
2. Colocar os *phantons* para a resolução do sistema na superfície do colimador, com as fontes lineares paralelas ao eixo X da face do detector, espaçadas igualmente ao longo deste eixo.
3. Centrar uma janela de energia de 126 a 154 keV (10% em torno de 140 keV).
4. Obter uma imagem digital com uma contagem pré-estabelecida de 2×10^6 contagens em uma matriz 128 x 128.
5. Colocar os *phantons* para a resolução do sistema na superfície do colimador, com as fontes lineares paralelas ao eixo Y da face do detector espaçadas igualmente ao longo deste eixo. Repetir o passo 4.
6. Retirar o *phantom* e fazer uma imagem para determinar a contagem de fundo, durante o mesmo tempo de aquisição da imagem.

Análise dos Dados:

Obter uma impressão dos valores acumuladas em pixels sucessivos, em uma secção oposta, perpendicular a par de linhas na primeira imagem digital. Esta sessão pode ter uma amplitude máxima de três pixels.

Interpretação dos Resultados: o valor calculado de FWHM deve ser comparado com o valor fornecido pelo fabricante.

Limites de Aceitação: é aceitável um erro de $\pm 10\%$ no valor do FWHM quando comparado com o fabricante.