



Simulação de uma gama-câmara para medidas de atividade de ^{99m}Tc com o código de Monte Carlo Gate

C. P. Castro Barrientos ^a; J. L. Mação Jr. ^b; R. S. Wunder ^b; I. C. Knust ^b ;
D. Souza-Santos ^a

^a Instituto de Radioproteção e Dosimetria, CEP 22780-160, Rio de Janeiro-RJ, Brasil.

^b Hospital Naval Marcílio Dias, CEP 20725-090, Rio de Janeiro-RJ, Brasil

car_pcb@aluno.ird.gov.br

RESUMO

O Brasil apresenta uma demanda crescente de serviços de medicina nuclear (SMN), e os radiofármacos fornecidos pela Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) propiciam a realização de aproximadamente dois milhões de procedimentos de medicina nuclear (MN) por ano. Destes radiofármacos, um dos mais utilizados é o ^{99m}Tc . A manipulação das fontes radioativas não seladas apresenta risco de incorporação. Trabalhadores que manipulem radiofármacos na MN devem estar sujeitos a um programa de monitoração individual interna para a otimização de suas práticas bem como para garantir que os limites de dose não sejam ultrapassados. Este programa pode exigir a medição da atividade de radionuclídeos incorporados, feita em um contador de corpo inteiro. Esta medição pode se mostrar inviável devido à ausência de sistemas dedicados, disponíveis a todos os trabalhadores de um país. Uma solução para este problema seria realizar a medição da atividade incorporada utilizando a Gama-câmara do próprio SMN em que o indivíduo ocupacionalmente exposto (IOE) trabalha. O objetivo deste trabalho é fazer a simulação pelo método de Monte Carlo de uma Gama-câmara, com o código Gate, validando os resultados para o ^{99m}Tc através de medidas realizadas em um SMN. Foram feitas medições de contagens no pico de 140 keV, com e sem o elemento colimador, que foram correlacionadas com a atividade da fonte. A validação mostra boa concordância entre a simulação e os dados experimentais, com uma diferença de cerca de 3% para a simulação sem o colimador e de cerca de 2% para a simulação com o colimador.

Palavras-chave: GATE, gama-câmara, SPECT, simulação Monte Carlo, monitoração interna.

ABSTRACT

Brazil has a growing demand for nuclear medicine services (NMS), and radiopharmaceuticals supplied by the National Nuclear Energy Commission (CNEN) provide approximately two million nuclear medicine (NM) procedures per year. Among these radiopharmaceuticals, one of the most used is ^{99m}Tc . The manipulation of unsealed radioactive sources presents a risk of incorporation. Workers who handle radiopharmaceuticals in NM procedures should be subject to an internal individual monitoring program to optimize their practices as well as to ensure that dose limits are not exceeded. This program may require measuring the activity of incorporated radionuclides, done in a whole body counter. This measurement may prove impracticable due to the absence of dedicated systems, available to all workers in a country. One solution to this problem would be to perform the measurement of the incorporated activity using the Gamma camera of the NMS in which the occupationally exposed individual (IOE) works. The objective of this work is to simulate with the Monte Carlo method a Gamma camera, with the code Gate, validating the results for the ^{99m}Tc through measurements performed in an NMS. Measurements of counts were taken around the 140 keV main peak, with and without the collimator, that were correlated with the source activity. The validation shows good agreement between the simulation and the experimental data, with a difference of about 3% for the simulation without the collimator and about 2% for the simulation with the collimator.

Keywords: GATE, gamma camera, SPECT, Monte Carlo simulation, internal monitoring.

1. INTRODUÇÃO

Medicina Nuclear (MN) é a especialidade médica que, com finalidades diagnósticas, terapêuticas e de investigação, emprega fontes radioativas abertas [1]. A manipulação, sob certas circunstâncias, de fontes radioativas não seladas apresenta risco de incorporação seja por inalação ou por ingestão. Estes elementos, enquanto estão presentes em quantidades significativas no corpo humano, irradiam órgãos e tecidos, podendo levar a uma dose absorvida que signifique riscos à saúde. A proteção dos trabalhadores contra os riscos dos radionuclídeos incorporados deve ser avaliada a partir da monitoração das entradas potenciais e /ou a quantificação, seja de contagens de corpo inteiro (monitoração “in vivo”), seja através da análise de indicadores biológicos (monitoração in vitro), requerendo a aplicação de modelos biocinéticos e dosimétricos e de outros parâmetros envolvidos nos procedimentos de monitoração [2,3].

A Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) se preocupa há muitos anos com o problema da interação da radiação ionizante no corpo humano. Desta filosofia a principal ideia é o controle dos riscos individuais através de limites de dose, otimização da proteção contra radiações e justificação de todas as práticas que envolvam exposição a radiações. São as chamadas recomendações fundamentais e princípios que descrevem o sistema geral de proteção radiológica e que foram utilizados em todo o mundo como base comum para normas, legislação, diretrizes, programas e práticas de proteção radiológica [4, 5].

Atualmente, o Brasil conta com 431 instalações autorizadas de serviços de medicina nuclear (SMN) pela comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN). O país apresenta uma demanda crescente por este tipo de serviço, com uma taxa em torno de 10% ao ano distribuído por todo o território. Os radiofármacos, com demanda crescente em diagnósticos, terapias, avaliações e tratamentos de neoplasias, cardiopatias, neuropatias e outras enfermidades, são fornecidos pela CNEN e propiciam a realização de aproximadamente dois milhões de procedimentos de medicina nuclear por ano, com aproximadamente 70% deles cobertos pelo Sistema Único de Saúde (SUS) [6,7].

Há um número crescente de estudos a respeito da exposição interna dos trabalhadores na MN. Alguns países adotam sistemas de triagem para identificar os trabalhadores que necessitam de uma avaliação mais cuidadosa quanto à incorporação de radionuclídeos. Segundo a norma ISO, 16637:2016 [2] “um programa de monitoramento de triagem consiste em medições frequentes realizadas em SMN, que não permitem uma avaliação da dose, mas permitem verificar que um dado limiar de incorporação potencial não é ultrapassado”. Se o resultado for negativo, o trabalhador não precisaria ser avaliado por um Serviço de Dosimetria Aprovado (SDA) e se o teste de triagem for positivo, uma medição mais precisa é realizada por um SDA. A medição de incorporação realizada por um SDA consiste em medir com precisão a atividade incorporada tomando maior tempo de aquisição e um considerável grau de complexidade [2,8,9].

Diversos trabalhos desenvolvidos na Suíça [9,10,11], Brasil [12,13,14] e Polônia[15] levaram a cabo pesquisas de medições realizadas nos SMN, usando instrumentos de laboratório comumente disponíveis e que, portanto, não requerem equipamentos complexos e caros para análises quantitativas precisas, como contadores de corpo inteiro.

Cerca de 90% da totalidade dos procedimentos de medicina nuclear para diagnóstico usam radiofármacos com ^{99m}Tc [20]. Em uma possível contaminação durante a manipulação, este pode concentrar-se, por exemplo, na mucosa gástrica, requerendo uma medição ao nível do estômago, como parte de um programa de monitoramento. Devido a uma meia-vida curta do radionuclídeo ($T_{1/2} \approx 6$ h), o programa de monitoramento deve prever uma avaliação contínua, segundo a literatura de vários estudos [6,21] e a norma ISO 16637:2016 [2].

As atividades anuais de manipulação de ^{99m}Tc autorizadas pela CNEN, estão na faixa de $4,84 \times 10^5$ MBq a $1,98 \times 10^7$ MBq [22]. Na administração ao paciente as atividades usualmente estão entre 37MBq a 1480 MBq [23 e 24]. Para trabalhadores, considerando uma dose efetiva comprometida de 1 mSv anual, a atividade máxima incorporada pode ser calculada seguindo a recomendação da norma ISO 16637:2016, resultando em 49,26 kBq. A partir desta atividade é recomendável a implantação de um programa de monitoração de triagem [2].

O método de MC é uma ferramenta que combina conceitos estatísticos com a capacidade computacional na geração de números pseudoaleatórios e automatização de cálculos. A importância do método vem sendo evidenciada pelo desenvolvimento cada vez mais frequente de códigos computacionais que utilizam este método. Estes podem ter propósitos gerais, como por exemplo, o GEANT (*Geometry ANd Tracking*) ou específicos como, por exemplo, o GATE (*Geant4 application for tomographic emission*) [16,17]. A descrição por métodos de Monte Carlo (MC) de um sistema composto pelo detector (Gama-câmara) e pelo emissor (indivíduo ocupacionalmente exposto) permitiria uma avaliação de várias configurações de emissão e de radionuclídeos presentes no indivíduo, para a orientação de protocolos de triagem em trabalhadores.

O código de simulação Gate é um software livre, direcionado para a tomografia por emissão, como a Tomografia de Emissão (SPECT- *Single Photon Emission Computed Tomography* e PET- *Positron Emission Tomography*) e utiliza as bibliotecas do Geant4, desenvolvidas pela equipe do CERN (*the European Organization for Nuclear Research*) para simulação de interação de partículas de altas energias e que foi adaptada para facilitar a aplicação no campo da medicina nuclear. O GATE conta com uma arquitetura em forma de um sistema de módulos versáteis e as simulações são baseadas na execução de comandos em scripts [18,19].

A proposta deste trabalho é estudar, através do Método de Monte Carlo, a viabilidade do uso de uma Gama-câmara como detector para avaliações de triagem de trabalhadores que tenham incor-

porado radionuclídeos usados em serviços de medicina nuclear. Esta avaliação necessita da definição de fatores de conversão que relacionem a atividade incorporada pelo trabalhador com as contagens medidas na geometria específica da Gama-câmara para o radionuclídeo que esteja sendo medido. Uma vez obtidos estes fatores pela simulação, a atividade incorporada e, conseqüentemente, a dose efetiva comprometida pode ser avaliada e ações propostas caso esta ultrapasse determinados níveis de investigação. Como cada radionuclídeo incorporado vai se localizar preferencialmente em determinados órgãos, o método de Monte Carlo é uma ferramenta perfeita para este tipo de estudo. O corpo do trabalhador pode ser simulado, bem como a distribuição do radionuclídeo nos órgãos de captação preferencial. Inicialmente, no entanto, é necessário demonstrar a capacidade de simular adequadamente o sistema de detecção, no caso a Gama-câmara, para um radionuclídeo específico. Neste trabalho escolhemos trabalhar com o ^{99m}Tc , por ser amplamente utilizado nos SMN e com o código de Monte Carlo Gate, que é distribuído gratuitamente e pode ser utilizado sem custos adicionais para os SMN. Demonstrada a capacidade de avaliar a atividade de uma fonte de ^{99m}Tc pela simulação, os passos seguintes seriam a distribuição deste radionuclídeo em órgãos de fantasmas matemáticos, sua detecção pelo mesmo sistema e a extensão do método a outros radionuclídeos e órgãos.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

Neste trabalho foi modelada, no código Gate, a Gama Câmara E.Cam 180 signature da marca Siemens modelo-Dual detector, instalada no serviço de MN do Hospital Naval Marcilio Dias no Rio de Janeiro (RJ-Brasil). Procurou-se configurar uma modelagem que fosse a mais realista, dentro dos dados e especificações fornecidos pelo fabricante. A GC consiste de: Gantry (estrutura ou sistema de detecção) com duas cabeças de detecção, incluindo unidades manuais de controle remoto. Cada cabeça contém um colimador removível, um cristal de cintilação de NaI(Tl), uma guia de luz e uma matriz hexagonal de tubos fotomultiplicadores (PMTs). O colimador utilizado foi para baixas energias e alta resolução (LEHR), cujas características, segundo especificações do fabricante, são furos paralelos hexagonais de diâmetro interior de 1,11 mm, altura de 2,405 cm e 0,16 mm de espessura septal. As especificações do cristal foram as seguintes: plano retangular, espessura de 9,5 mm e área de 59,1 x 44,5 cm². A matriz

hexagonal foi de 59 PMTs, 53 dos quais com 7,6 cm de diâmetro e seis com 5,1cm. A blindagem foi de chumbo com 12,7 mm de espessura nas laterais e 9.5 mm na base, que protege o detector da radiação externa de cada cabeça. O campo de visão (FOV) é de 53,3 x 38,7 cm e a diagonal é 63,5 cm [25].

2.1. Implementação Da Gama Câmara No Gate

As simulações de MC com o uso do pacote de simulação Gate foram desenvolvidos nas instalações do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD) no RJ. Os pacotes utilizados no ambiente GATE foram: Geant 4.10.2, GATE V7.2, ROOT 5.34/38 e sistema operacional Linux /Ubuntu 16.04. Uma das vantagens apresentadas pelo Gate é a capacidade de modelar fenômenos dependentes do tempo, tal como decaimento radioativo da fonte, permitindo uma descrição mais realística. A seguir, serão descritos as principais considerações e características para as aproximações realizadas na modelagem da simulação.

2.1.1. Geometria Da Câmara

O modelo de cada cabeça da GC simulada consiste em: colimadores (LEHR), um detector de NaI(Tl) com sua cobertura, uma espuma (foam), um “back compartment” que representa os tubos fotomultiplicadores e eletrônica associada, uma guia de luz e uma blindagem. As características, tais como dimensões e composição, foram simuladas de acordo com as especificações técnicas declaradas pelo fabricante. Assim, o colimador é composto de furos paralelos hexagonais de diâmetro interior de 1,154 mm, altura de 2,405 cm e 0,16 mm de espessura septal como outras características informadas anteriormente. A guia de luz, que efetua o acoplamento ótico, os PMTs, a cobertura do cristal e o material do colimador são dados característicos que não foram disponibilizadas pelo fabricante. Esses dados foram definidos a partir de estudos, avaliações feitas e tentativas durante a simulação. O colimador foi simulado considerando a composição do material feita de uma liga de 98% de chumbo e 2% de antimônio, a cobertura ou protetor do detector de cristal NaI(Tl) foi simulada considerando como material o

alumínio, com uma espessura de 0,12 cm, a espuma foi simulada de ar, com uma espessura de 0,08 cm, a guia de luz foi simulada utilizando quartzo como material, com espessura de 0,43 cm e a parte de trás ou *back compartment* foi simulada utilizando vidro como material [26,27,28]. Na figura 1 é mostrada a gama câmara e a simulação. Na figura 2 é mostrado o desenho da cabeça de detecção que foi implementado na simulação.

Figura 1: a) Gama câmara, b) Simulação.

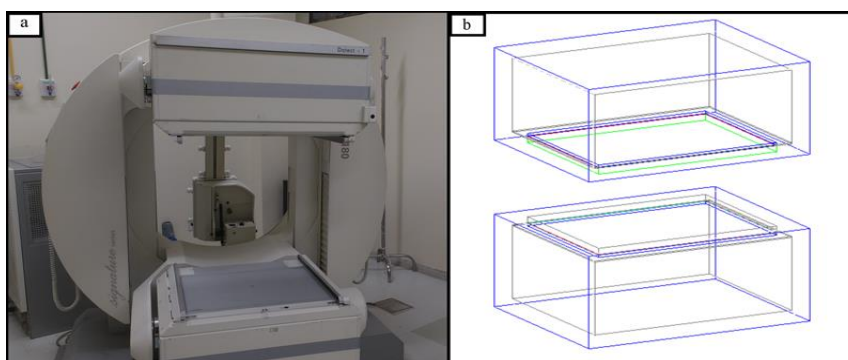
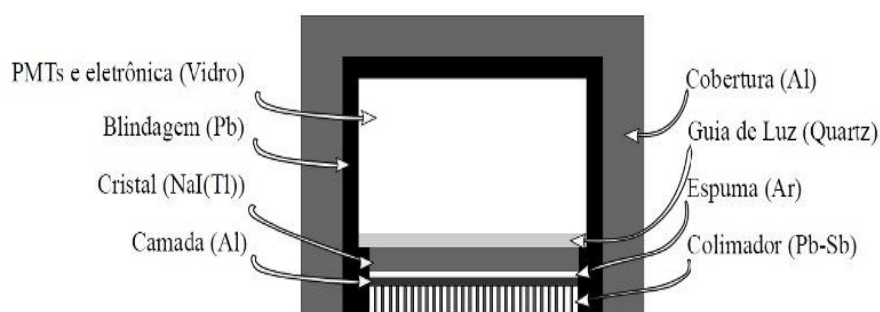


Figura 2: Desenho da cabeça detecção.



2.1.2. Processos Físicos

Os processos físicos descritos no Gate foram baseados no GEANT4. A coleção de processos e as opções de seleção foram escolhidas pelo usuário. No Gate, desde a versão 7, é possível usar

construtores de listas físicas do GEANT4. Estão disponíveis 3 modelos para processos eletromagnéticos [19]:

- 1) Processos STANDARD; são efetivos entre 1keV e 100 TeV.
- 2) Processos *Low energy*; são efetivos entre 250 eV e 100 GeV (há ademais o LivermorePolarizedModel para gama polarizado).
- 3) Processos Penelope, que são efetivos entre 250 eV e 1GeV.

Penelope [29] é um código de Monte Carlo amplamente divulgado e validado para o transporte de fótons e elétrons na faixa de energias que são comumente usadas em medicina nuclear [30]. Neste trabalho foram escolhidos os processos Penelope.

2.1.3. Validações Experimentais

Experimentalmente, foram preparadas fontes puntiformes de ^{99m}Tc ($T_{1/2} = 6,0067$ h) com diferentes valores de atividades. As atividades escolhidas vão desde aquelas que levam ao limite anual de dose do trabalhador até as que são administradas aos pacientes. Todas as fontes foram simuladas e corrigidas considerando o decaimento do radionuclídeo e localizadas no centro do campo de visão. As medições foram feitas no detector 1. As medições são representadas na figura 3, em quatro geometrias diferentes, com e sem colimadores nas cabeças de detecção. As distâncias entre cabeças foram variadas para a geometria 4. Os parâmetros de cada medição são apresentados na tabela 1. A gama-câmara não dá uma medida direta da distância entre faces. As distâncias entre fonte e detector eram solicitadas ao operador do equipamento que fornecia valores aproximados aos pedidos e estes valores ainda eram alterados ao inserir ou retirar os colimadores sem movimentar as cabeças de medição. As distâncias exatas eram então medidas e foram usadas na validação. Foram escolhidos valores típicos de distâncias correspondentes a dimensões de simuladores antropomórficos. O tempo de todas as medições foi de 1 min. Os eventos foram selecionados dentro da janela de energia de 129,5 a 150,5 keV (15 % de foto-pico de 140 keV) para 3 primeiras medições e para a medição número 8. As demais medições foram realizadas na janela de energia de 126 a 156 keV (20 % de foto-pico de 140 keV). A simulação considerou a emissão de um único fóton de energia de 140,511 keV (88,5 % das emissões). As

simulações levaram entre 15 minutos e dois dias em um computador pessoal com processador AMD Phenom (tm) II X4 B95.

Figura 3: Representações das medições.

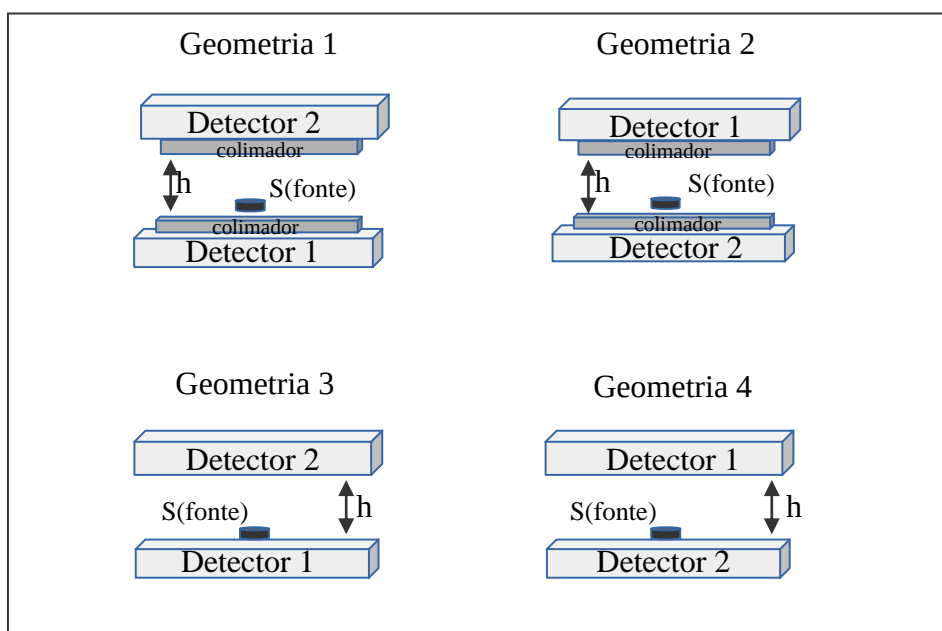


Tabela 1. Parâmetros das medições realizadas.

Medição	Geometria	Atividade (Bq)	Distância h (cm)
1	1	$(3,07 \pm 0,02) \times 10^7$	77,0
2	2	$(3,22 \pm 0,02) \times 10^7$	77,0
3	3	$(3,89 \pm 0,03) \times 10^5$	81,8
4	4	$(1,54 \pm 0,02) \times 10^5$	31,8
5	4	$(1,45 \pm 0,01) \times 10^5$	20,0
6	4	$(1,44 \pm 0,01) \times 10^5$	25,5
7	4	$(6,24 \pm 0,04) \times 10^4$	25,5
8	4	$(4,08 \pm 0,03) \times 10^5$	81,8

3. RESULTADOS E DISCUSSÕES

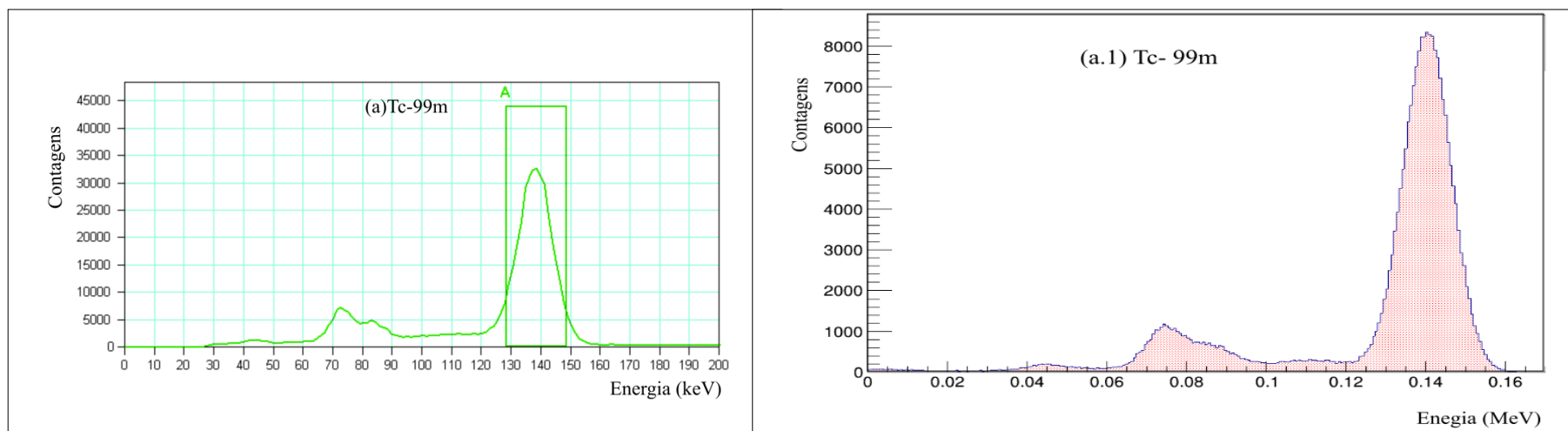
Na tabela 2 são mostrados os resultados da resolução em energia. Para a resolução em energia, o valor escolhido para a simulação foi 10 %, escolhido para acompanhar a resolução experimental, que foi de $(9,8 \pm 0,3)$ %. Com este valor de resolução, a largura a meia altura (FWHM) do espectro simulado no pico de 140 keV foi de $(13,9 \pm 0,9)$. A diferença entre o valor simulado e o valor experimental foi de 1%.

Tabela 2. Resolução em energia e FWHMs.

	FWHM (keV)	Resolução em energia (%)
Simulado	$13,9 \pm 0,9$	$10 \pm 0,8$
Experimental	$13,7 \pm 0,4$	$9,8 \pm 0,3$

Na figura 3 são mostrados os espectros simulados e medidos da fonte na medição 1, descrita na tabela 1. Nesta geometria, a fonte se encontra sobre o colimador do detector.

Figura 3: Espectro da fonte na medição 1, representado na geometria 1 (Com colimador), na superfície : (a) Medição experimental e (a.1) Simulação.



No espectro medido, pode ser observado o pico principal, de 140 keV. Além deste, podem-se observar os raios X característicos do chumbo do colimador, com 74 keV e 85 keV, que são emitidos por fluorescência quando o chumbo é excitado pelos raios gama de 140 keV do ^{99m}Tc . A simulação descreve bem estes processos, como se observa na figura (a.1).

Na tabela 3 são mostradas as contagens no detector 1, com e sem o colimador nas medições realizadas a várias distâncias. O número de contagens líquidas é obtido subtraindo o ruído de fundo (“background”) do número total de contagens na região do pico principal, de 140 keV. O valor simulado não leva em consideração qualquer tipo de ruído, sendo comparado com o valor das contagens líquidas.

Tabela 3. Contagens no detector 1, com e sem colimadores.

Medição	Contagem		Erro Relativo %	Número de Historias
	Líquida	Simulação		
Medições com colimadores				
1	$(1,6946 \pm 0,0042) \times 10^5$	$(1,7064 \pm 0,0042) \times 10^5$	0,7	$1,6 \times 10^9$
2	$(1,7456 \pm 0,0042) \times 10^5$	$(1,7374 \pm 0,0042) \times 10^5$	-0,5	$1,7 \times 10^9$
Medições sem colimadores				
3	$(6,2587 \pm 0,0025) \times 10^6$	$(6,3483 \pm 0,0027) \times 10^6$	1,4	$2,1 \times 10^7$
4	$(6,7403 \pm 0,0085) \times 10^5$	$(6,9313 \pm 0,0085) \times 10^5$	2,8	$8,2 \times 10^6$
5	$(1,1221 \pm 0,0011) \times 10^6$	$(1,1397 \pm 0,0011) \times 10^6$	1,6	$7,7 \times 10^6$
6	$(8,6348 \pm 0,0096) \times 10^5$	$(8,7010 \pm 0,0095) \times 10^5$	0,8	$7,6 \times 10^6$
7	$(3,7267 \pm 0,0065) \times 10^5$	$(3,7176 \pm 0,0062) \times 10^5$	-0,2	$3,3 \times 10^6$
8	$(4,5548 \pm 0,0072) \times 10^5$	$(4,5211 \pm 0,0069) \times 10^5$	-0,7	$2,2 \times 10^7$

Podemos observar nos resultados das contagens na tabela 3 que, de forma geral, os erros relativos entre as medições e os valores simulados foram menores que 3%. Nas medições sem os colimadores, o maior erro relativo foi de 2,8%, obtido na medição 4, que corresponde à fonte

medida a uma distância de 31,8 cm. Nesta medição, a atividade da fonte foi da ordem de 10^5 Bq e o número de contagens líquidas estava na ordem de 10^6 . Nas medições com o colimador, o maior erro relativo foi de 0,7%, que ocorre na medição 1, quando a fonte repousa sobre o colimador, que se encontra entre ela e o detector. Nesta medição, a atividade da fonte foi da ordem de 10^7 Bq e o número de contagens líquidas estava na ordem de 10^5 . Destes resultados fica claro que o fator predominante na exatidão da simulação é o posicionamento da fonte com respeito ao detector, mais do que o número de contagens líquidas.

Na tabela 4 são mostradas as sensibilidades das medições no detector 1, com e sem o colimador nas medições realizadas a várias distâncias.

Tabela 4. Sensibilidades no detector 1, com e sem colimadores.

Medição	Sensibilidade (cpm/Bq)		Erro Relativo %
	Medições	Simulação	
Medições com colimadores			
1	$(5,5168 \pm 0,0134) \times 10^{-3}$	$(5,5553 \pm 0,0134) \times 10^{-3}$	0,7
2	$(5,4162 \pm 0,0130) \times 10^{-3}$	$(5,3906 \pm 0,0129) \times 10^{-3}$	-0,5
Medições sem colimadores			
3	$(1,6077 \pm 0,0006) \times 10^1$	$(1,6308 \pm 0,0006) \times 10^1$	1,4
4	$4,3631 \pm 0,0053$	$4,4868 \pm 0,0054$	2,8
5	$7,7396 \pm 0,0073$	$7,8611 \pm 0,0074$	1,6
6	$6,0018 \pm 0,0065$	$6,0478 \pm 0,0065$	0,8
7	$5,9704 \pm 0,0098$	$5,9559 \pm 0,0098$	-0,2
8	$1,1151 \pm 0,0017$	$1,1069 \pm 0,0016$	-0,7

Das medições sem colimadores, a que tem a menor sensibilidade é a medição 8, onde a fonte estava posicionada a uma distância de 81,8 cm do detector. A sensibilidade é máxima na medição 3, em que a fonte se encontra sobre o detector. A introdução do colimador de chumbo reduz as sensibilidades por um fator 1000. A simulação acompanha estes resultados e os erros

relativos são apresentados para a conveniência do leitor, sendo idênticos aos apresentados na tabela 3, uma vez que as sensibilidades são derivadas das contagens.

4. CONCLUSÕES

No estudo da Gama Câmara foram analisados alguns dos parâmetros que a caracterizam, tais como a resolução em energia e a sensibilidade. Todos os resultados obtidos na simulação foram validados através de medições experimentais realizadas na Câmara Gama Siemens E.Cam, instalada no serviço de Medicina Nuclear, no Hospital naval Marcílio Dias. Os valores de sensibilidade obtidos na simulação apresentam um erro relativo máximo de 2,8% em medições sem o colimador realizadas a uma distância de 31,8 cm do detector. Com o colimador inserido, o maior erro relativo foi de 0,7%, com a fonte sobre o mesmo. Os resultados obtidos visam o desenvolvimento de métodos de triagem para a detecção de incorporações de ^{99m}Tc por indivíduos ocupacionalmente expostos na medicina nuclear. Para este fim, os valores relevantes de atividade são da ordem de 10^5 Bq, com possíveis medições deste trabalhador a uma distância de 20 a 30 cm do detector sem o colimador de chumbo, para maiores sensibilidades de detecção. Este trabalho serve como ponto de partida para avaliar situações de incorporação de radionuclídeos em diferentes órgãos dos IOE, e as sensibilidades esperadas para cada tipo de incorporação.

5. AGRADECIMENTO

Os autores agradecem ao Instituto de Radioproteção e Dosimetria/Comissão Nacional de Energia Nuclear (IRD/CNEN), ao Hospital Naval Marcílio Dias, pelo suporte técnico e à Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (Capes) pelo apoio com a bolsa-auxílio.

REFERÊNCIAS

1. PEDROSO DE LIMA, J. J. **Nuclear Medicine Physics**, 1^a ed., London, Taylor and Francis Group, LLC. , 2011.

2. ISO-International Organization For Standardization. ISO 16637:2016: **Radiological protection-Monitoring and internal dosimetry for staff members exposed to medical radionuclides as unsealed sources**, Geneva, [Switzerland](#), 1 ed., 2016.
3. DOERFEL, H., ANDRASI, A., BAILEY, M., BERKOVSKI, V., BLANCHARDON, E., CASTELLANI, C.-M., HURTGEN, C., LEGUEN, B., MALATOVA, I., MARSH, J., STATHER, J. General Guidelines for the Estimation of Committed Effective Dose from Incorporation Monitoring Data, Project IDEAS-EU Contract No. FIKR-CT2001-00160, Report FZKA 7243, June, 2006.
4. ICRP-International Commission on Radiological Protection. “About ICRP”. Available at:< <http://www.icrp.org/index.asp> >. Last accessed: 24 Jan. 2017.
5. MOISEEV, A.A., NENOT, J.C. **Internal monitoring of intakes of radioactive materials: New approaches of the ICRP**, A review of ICRP publications in this area, IAEA Bulletin/bull30-3, 1988.
6. CNEN - Comissão Nacional de Energia Nuclear. Programa Política Nuclear PPA 2016 – 2019 e LOA 2016. Available at: <<http://www.cnen.gov.br/images/cnen/documentos/planejamento/ProgramaPoliticaNuclear-PPA-2016-2019.pdf> >. Last accessed: 19 Jan.2017.
7. CNEN - Comissão Nacional de Energia Nuclear. Instalações Autorizadas. Available at: < <http://www.cnen.gov.br/instalacoes-autorizadas> >. Last accessed: 19 Jan. 2017.
8. HONG-BO WANG, QING-ZHAO ZHANG , ZHEN ZHANG , CHANG-SONG HOU , WEN-LIANG LI , HUI YANG , QUAN-FU SUN, Necessity of Internal Monitoring for Nuclear Medicine Staff in a Large Specialized Chinese Hospital, **Int. J. Environ. Res. Public Health**, vol.13, pp. 1-9, 2016.
9. BAILAT, C.; BUCHILLIER, T.; BAECHLER, S.; BOCHUD, F. Calibration of surface contamination monitors for the detection of iodine incorporation in the thyroid gland. **Radiat. Prot. Dosim.**, vol.144, pp. 505–509, 2011.
10. WERNLI, C., BOSCHUNG, M., LAUFFENBURGER, T., MINI, R., STOLL, E., VALLEY, J.-F. AND ZELLER, W. Concept for internal dosimetry and approval of internal dosimetry services in Switzerland, **Radiat. Prot. Dosim.**, v. 53, pp. 95–97, (1994).

11. BAECHLER, S., STRITT N. AND BOCHUD F.O., “Individual Monitoring of Internal Exposure for Nuclear Medicine Workers in Switzerland”, **Rad. Prot. Dos.**, v. 144, No. 1-4, pp. 464-467, 2011.
12. VIDAL, M.V.S.; DANTAS, A.L.A.; DANTAS, B.M. A methodology for auto-monitoring of internal contamination by ¹³¹I in nuclear medicine workers. **Radiat. Prot. Dosim.**, v. 125, 483–487, 2007.
13. LUCENA E.A., REBELO A.M.O., ARAUJO F., SOUSA W.O., DANTAS A.L.A., DANTAS B.M, Evaluation of internal exposure of nuclear medicine staff through in vivo and in vitro bioassays techniques. **Radiat. Prot. Dosimetry**, vol. 127 (1-4) pp. 465–468, 2007.
14. DANTAS B.M., LUCENA E.A., DANTAS A.L.A., ARAUJO F., REBELO A.M.O., TERAN M. Protocol for the calibration of gamma cameras to estimate internal contamination. **Radiat. Prot. Dosimetry**, v. 127 pp. 253–257, 2007.
15. KRAJEWSKA, G.; PACHOCKI, K.A. Assessment of exposure of workers to ionizing radiation from radioiodine and technetium in nuclear medicine departmental facilities. **Med. Pr.**, v.64, 625–630, 2014.
16. FLUX, G., BARDIES, M., MOSIEURS, M., SAVOLAINEN, S., STRAND, S.-E., LASSMANN, M., The Impact of PET and SPECT on Dosimetry for Targeted Radionuclide Therapy, **Z. Med. Phys.**, v.16, p. 47–59, 2006.
17. ASSIÉ, K., BRETON, V., BUVAT, I., COMTAT, C., JAN, S., KRIEGUER, M., LAZARO, D., MOREL, C., REY, M., SANTIN, G., SIMON, L., STAELENS, S., STRUL, D., VIEIRA, J.M., VAN DE WALLE, R., Monte Carlo simulation in PET and SPECT instrumentation using GATE, **Nucl. Instr. Meth.**, n. A527, p. 180-189, 2004.
18. SANTIN, G., STAELENS, S., TASCHEREAU, R., DESCOURT, P., SCHMIDTLEIN, C.R., SIMON, L., VISVIKIS, D., JAN, S., BUVAT, I. Evolution of the GATE project: new results and developments, **Nuclear Physics B (Proc. Suppl.)**, v. 172, p.101-103, (2007).
19. BUVAT, I., JAN, S., GLICK, S., KERHOAS, S., MAYET, F., User guide V.7.2., Open-GATE Collaboration Orsay, Paris, 2016.
20. OLIVEIRA, R., SANTOS, D., FERREIRA, D. et al. “Preparações Radiofarmaceuticas e suas suas Aplicações”, **Braz. J. Pharm. Sci.**, v. 42(2), pp. 151-165, 2006

21. SMITH, E.M. Properties, Uses, Radiochemical Purity and Calibration of Tc99m . **Journal of Nuclear Medicine**, v. 5, p.871-882, 1964.
22. DANTAS B.M.,DANTAS A.L.A.,JULIÃO LQC. , LOURENÇO MC , MELO DR . Monitoração Interna Em Programas De Proteção Radiológica De Serviços De Medicina Nuclear. Anais. **International Joint conference Radio** , Gramado, RS, Brazil,2014.
23. WERNICK, M. N., AARSVOLD, J. N., Emission Tomography: The Fundamentals of PET and SPECT. Academic Press., 2004.
24. JUAREZ A. B., TINOCO M. C. , BORTOLETI D. A .E. , KUBO T. , NOGUEIRA S. , RIVERA M. Diretriz para Cintilografia de Perfusão Miocárdica de Repouso e Estresse. *International Journal of Cardiovascular Sciences*. 2016;29(3):243-247
25. Siemens E.CAM, Data Sheet da Câmara Gama Siemens E.CAM Dual Head. Available at: <<http://www.activexray.com/pdf/SIEMENSecam.pdf>>. Last accessed: 19 Jan., 2017.
26. AZARM A., ISLAMIAN J.P., MAHMOUDIAN B., GHAREPAPAGH E., The Effect of Parallel-hole Collimator Material on Image and Functional Parameters in SPECT Imaging: A SIMIND Monte Carlo Study, **World Journal of Nuclear Medicine**, v.14 (3), p.160-164, 2015.
27. RAULT E., STAELENS S., VAN HOLEN R., DE BEENHOUWER J., VANDENBERGHE S., Accurate Monte Carlo modelling of the back compartments of SPECT cameras. **Physics in Medicine and Biology**, v. 56(1), p. 87–104, 2011.
28. MOMEMNNEZHAD, M., SADEGHI, R.,NASSERI, S., Development of GATE Monte Carlo simulation for a dual-head gamma camera, **Radiol Phys Technol**, v. 5,p.222–228, 2012.
29. BARÓ J., SEMP AU J. , FERNÁNDEZ-VAREA J. M. , F. SALVAT "PENELOPE: an algorithm for Monte Carlo simulation of the penetration and energy loss of electrons and positrons in matter". **Nucl. Instrum. Meth. B** 100(1995) 31–46.
30. SEMP AU J. , J.M. FERNÁNDEZ-VARE A, ACOSTA E. Aand SALVAT F. "Experimental benchmarks of the Monte Carlo code PENELOPE" **Nucl. Instrum. Meth. B** 207(2003) 107-123.