

# Estudo dosimétrico para modelo voxel aplicado a exames cardíacos em Medicina Nuclear

V. F. Cassola<sup>1</sup>, A. M. Marques da Silva<sup>2</sup> e G. Hoff<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Universidade Federal de Pernambuco - Departamento de Energia Nuclear, Cidade Universitária, Avenida Prof. Luiz Freire, 1000, CEP 50740-540, Recife, PE, Brasil.

E-mail: vagner.cassola@gmail.com

<sup>2</sup>Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul - Faculdade de Física - Av. Ipiranga, 6681, Prédio 10, Partenon, CEP 90619-900, Porto Alegre, Brasil.

**Resumo.** Este trabalho tem como objetivo avaliar as diferenças dosimétricas num modelo simplificado aplicada a um exame de SPECT de perfusão miocárdica, levando em consideração as diferentes formas de descrição do espectro de emissão do Tc-99m comumente empregados em simulações de imagens em Medicina Nuclear. As simulações foram realizadas utilizando um modelo voxel antropomórfico acoplado ao programa GEANT4. Este modelo teve como base o modelo MAX com a inserção de um coração descrito pelo modelo ZUBAL. Foram simuladas três aproximações para o espectro do Tc-99m: monoenergético de 140 keV; energia média dos três gamas emitidos (2,1 keV, 141 keV e 143 keV) e o total, que inclui raios X característicos e elétrons Auger. Os resultados demonstraram que a descrição do espectro em sua forma mais próxima do real, considerando as emissões de fótons e elétrons de baixa energia, produz diferenças significativas nas considerações dosimétricas para órgãos/tecidos que absorveram o Tc-99m. Este trabalho faz parte de um estudo mais amplo, no qual será considerada a distribuição real deste radiofármaco no organismo humano.

## 1. Introdução

Os estudos de perfusão miocárdica por SPECT utilizando Tc-99m marcado com sestamibi<sup>1</sup> são amplamente utilizados para diagnóstico e prognóstico de doenças das artérias coronárias e análise da extensão de infartos. Atualmente, utilizam-se os recursos computacionais e programas de Monte Carlo para simular especialmente a formação de imagens de perfusão miocárdica [1]. Entretanto, os espectros utilizados nestas simulações não consideram a participação de todas as partículas emitidas pelo radioisótopo. Normalmente são consideradas somente as emissões detectadas pela gama câmara de cintilação, já que esta consideração não altera os resultados em termos da imagem, possibilitando uma diminuição do tempo de simulação. Entretanto, poucos estudos de dosimetria computacional em Medicina Nuclear têm sido publicados. O objetivo deste trabalho é analisar a dosimetria em um modelo simplificado da região de interesse dos estudos de perfusão miocárdica, considerando diferentes descrições dos espectros de emissão do Tc-99m [2]. Pretende-se avaliar as implicações destas diferentes aproximações na descrição do espectro do Tc-99m, assim como suas implicações dosimétricas.

## 2. Materiais e Métodos

### 2.1. Código Monte Carlo GEANT4

O código GEANT4 (GEometry ANd Tracking), desenvolvido no CERN, é o primeiro projeto em grande escala de um programa que utiliza a tecnologia orientada a objetos para a simulação das interações das partículas com a matéria e campos eletromagnéticos. Os processos físicos do GEANT4 cobrem uma vasta gama de energias, desde fótons ópticos e nêutrons térmicos até grandes energias como as obtidas em experimentos com raios cósmicos. Sua arquitetura modular o torna ideal para que novos componentes sejam integrados e com isto novos modelos de processos possam ser desenvolvidos [3].

---

<sup>1</sup> Radiofármaco também conhecido como metil-isobutil-isonitrila ou MIBI.

Neste trabalho as simulações apresentadas foram realizadas com o GEANT4 e executadas em um computador Core 2 Duo 6600, 2.4 GHz PC, usando os sistema operacional Ubuntu Linux 7.10 64 bits. Foi utilizada a versão 9.1 patch 1 do código compilado com gcc 4.1.3.

## 2.2. Espectros de Tc-99m

As distribuições empregadas para descrever o espectro de Tc-99m estão dispostas na Tabela I. A descrição do espectro total inclui raios X característicos e elétrons Auger.

Tabela I. *Probabilidades de emissão dos diferentes espectros.*

Espectro total			Espectro de três gamas			Espectro monoenergético		
Radiação	Energia [keV]	Emissão	Radiação	Energia [keV]	Emissão	Radiação	Energia [keV]	Emissão
ce-M, $\gamma$ 1	1,75	0,27789	$\gamma$ 1	2,1	0,49760	$\gamma$	140	1,00000
ce-N <sup>+</sup> , $\gamma$ 1	2,17	0,02302	$\gamma$ 2	141	0,49763			
$\gamma$ 2	140,50	0,27029	$\gamma$ 3	143	0,00477			
ce-K, $\gamma$ 2	119,40	0,02672						
ceL <sub>1</sub> , $\gamma$ 2	137,40	0,00294						
ce-L <sub>2</sub> , $\gamma$ 2	137,70	0,00019						
ce-L <sub>3</sub> , $\gamma$ 2	137,80	0,00009						
ce-M, $\gamma$ 2	140,00	0,00058						
ce-N <sup>+</sup> , $\gamma$ 2	140,50	0,00011						
ce-K, $\gamma$ 3	121,60	0,00210						
ceL <sub>1</sub> , $\gamma$ 3	139,60	0,00036						
ce-L <sub>2</sub> , $\gamma$ 3	139,90	0,00007						
ce-L <sub>3</sub> , $\gamma$ 3	140,00	0,00022						
ce-M, $\gamma$ 3	142,20	0,00013						
K <sub>a1</sub> X-ray	18,37	0,01225						
K <sub>a2</sub> X-ray	18,25	0,00645						
K <sub>a1</sub> X-ray	20,62	0,00209						
Auger-KLL	15,35	0,00441						
Auger-KLX	17,77	0,00175						
Auger-LMM	2,05	0,02159						
Auger-LMX	2,47	0,00927						
Auger-MXY	0,41	0,33748						

Para a medida da atividade do radiofármaco Tc-99m somente são considerados as partículas capazes de serem captadas pela gama câmara, isto é, os gamas com energias próximas a 140 keV. Desta forma, os valores de dose calculados pelos diferentes espectros devem ser divididos por sua atividade detectável: 0,3038 para o espectro total e 0,5024 para o espectro de três gamas. O valor para o espectro monoenergético é igual a um, pois o gama gerado está dentro do intervalo de detecção.

## 2.3. Distribuição Radial de Dose

A distribuição Radial da Dose, devido a uma fonte pontual isotrópica, pode fornecer um importante fator para avaliar as implicações dosimétricas das diferentes descrições do espectro de Tc-99m. Para a simulação da distribuição radial a fonte foi posicionada no centro de uma esfera de 1,3 m de diâmetro. A composição da esfera foi definida como tecido muscular para avaliar o comportamento da distribuição da dose no tecido cardíaco. Durante a simulação do transporte foram armazenadas as energias em 26 camadas esféricas centradas na fonte e raios definidas entre 0,02 cm e 45 cm (FIG. 1). As espessuras das camadas foram definidas através da variação de 2,5% de seu raio. Durante a simulação das partículas foi utilizado o critério  $(1 - (R_i / R_c)) \leq 0,025$  para definir a camada de interação, onde  $R_i$  é o raio de interação e  $R_c$  é o raio da camada. Para as distâncias de 0,2 mm e 0,5 mm o critério foi de 5% para melhorar a estatística.

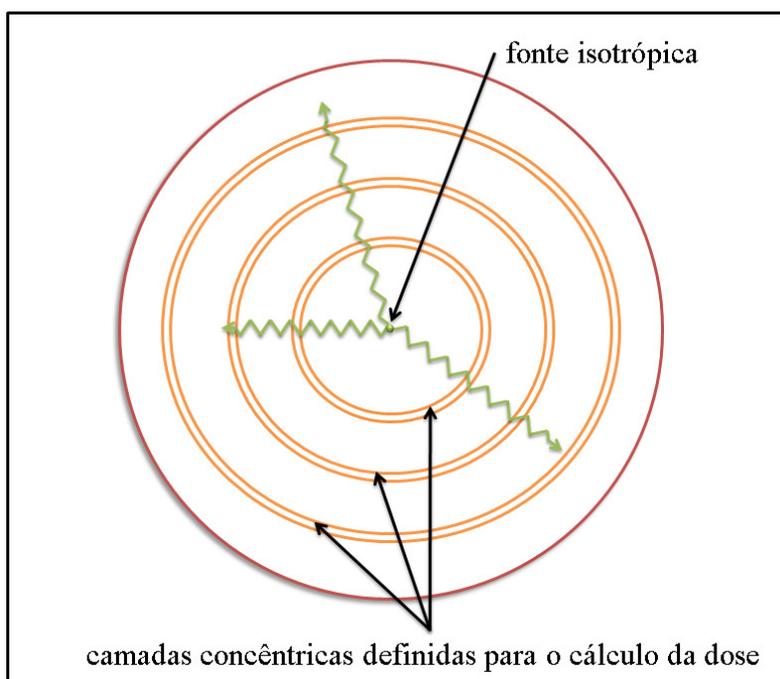


FIG. 4. Representação gráfica das diferentes camadas definida na esfera. Os dados destas camadas esféricas são utilizados para a análise da distribuição de dose.

A dose para cada região foi obtida através da razão energia absorvida por fóton emitido da fonte por massa da camada de interação. Para representar de forma mais clara a distribuição de dose calculada, este valor foi multiplicado pelo quadrado da distância da camada até a fonte [4]. A distância entre a fonte e a camada foi tomada considerando o raio da camada.

Para este estudo de distribuição de dose radial foram simuladas  $1 \times 10^8$  histórias para cada uma das três descrições dos espectros de Tc-99m. Juntamente com a dose radial, foi obtida a dose para uma esfera de raio 0,1 mm definida com centro da fonte, para a avaliação da deposição de dose local.

#### 2.4. Modelo Voxel de Perfusão Miocárdica

Nos estudos de perfusão miocárdica por SPECT, que utilizam Tc-99m marcado com sestamibi, o radiofármaco concentra-se no músculo cardíaco em uma proporção de aproximadamente 10:1 em relação aos tecidos vizinhos [5]. Esta proporção foi representada de forma simplificada através de uma distribuição homogênea do radiofármaco no tecido cardíaco. Para a obtenção da dose órgão foi utilizado o modelo voxel MAX [6], com a inserção do coração descrito pelo modelo ZUBAL [7]. Esta modificação foi necessária, pois o modelo original não apresentava um nível de detalhamento adequado na região do coração para este estudo.

Para este estudo com modelo voxel foram simuladas  $1 \times 10^6$  histórias para cada uma das três descrições dos espectros de Tc-99m.

### 3. Resultados

A simulação com as esferas de raio infinito, definidas com composições tecido muscular, evidenciou um perfil de deposição de dose maior até a profundidade de 1,0 cm para o espectro total do Tc-99m (FIG. 2). Esta variação deve-se principalmente à inclusão dos raios X característicos na descrição da fonte. Na mesma simulação, foram avaliadas as doses absorvidas por um volume de raio 0,1 mm,

definido no centro da esfera, obtendo-se os seguintes valores:  $0,369 \text{ mGy Bq}^{-1} \text{ h}^{-1}$  para o espectro total;  $0,274 \text{ mGy Bq}^{-1} \text{ h}^{-1}$  para o espectro de três gamas; e  $0,005 \text{ mGy Bq}^{-1} \text{ h}^{-1}$  para o espectro monoenergético. Observou-se que a inclusão dos elétrons Auger e raios X característicos, além dos gamas de baixa energia, desconsiderados em simulações de imagens, contribuem significativamente para a deposição de dose local.

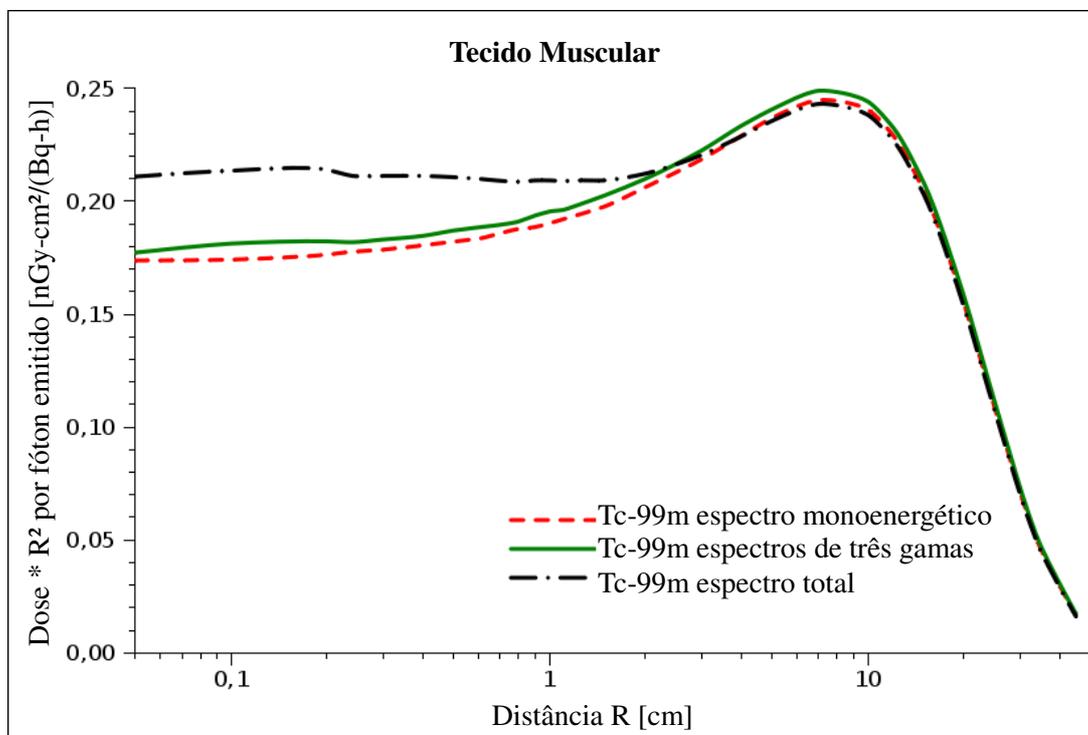


FIG. 2. Representação gráfica dos resultados dos cálculos da dose radial, considerando uma esfera composta de tecido muscular e as diferentes descrições do espectro de Tc-99m.

As simulações com o modelo voxel demonstraram que o espectro monoenergético e de três gamas, quando comparados com o espectro total do Tc-99m produzem uma diminuição da dose no tecido cardíaco de 19,2% e 7,1%, respectivamente (Tabela II). Estes resultados concordam com as simulações realizadas com a esfera de tecido muscular. Para os demais órgãos não foram observadas diferenças significativas.

Tabela II. Valores de dose absorvida normalizados pela atividade da fonte (considerando apenas os fótons com energias próximas a 140 keV).

Órgão	Espectro total		Espectro Monoenergético		Espectro de três gamas	
	mGy/MBq	%	mGy/MBq	%	mGy/MBq	%
Coração	0,0110	0,29	0,0089	0,58	0,0102	0,75
Esôfago	0,0010	2,48	0,0010	4,36	0,0010	6,08
Pulmão	0,0009	0,48	0,0009	0,85	0,0009	1,19
Estômago	0,0007	0,98	0,0007	1,70	0,0007	2,39
Fígado	0,0004	0,64	0,0004	1,09	0,0004	1,55
Coluna Vertebral	0,0004	0,77	0,0004	1,32	0,0004	1,90

Na Figura 3 podem ser observadas as diferenças nas distribuições de energia absorvida para o espectro monoenergético (Figura 3a) e o espectro total (Figura 3b). Na distribuição considerando o espectro total observa-se a distribuição de energia nos tecidos cardíacos não é tão homogênea quanto a

representada pelo espectro monoenergético. As figuras foram representadas com aquela mesma escala de cores, e representam qualitativamente as diferenças na deposição de energia. A cor amarela representa maior deposição de energia, enquanto a cor azul representa menor deposição.

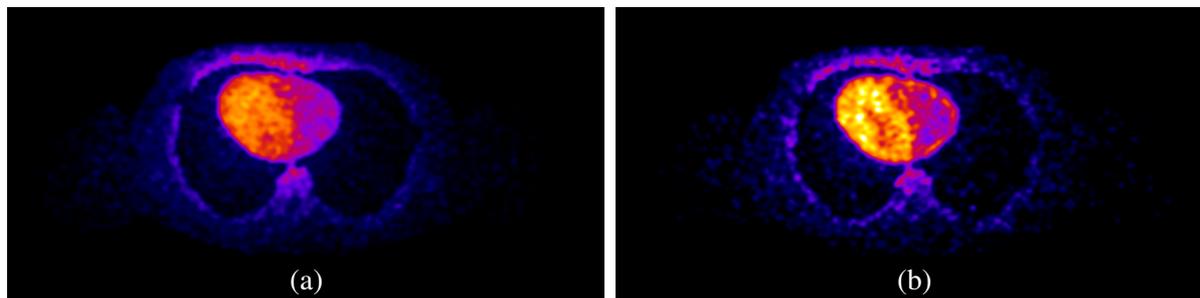


FIG. 2. Representação da deposição de energia considerando as diferentes descrições do espectro de Tc-99m: (a) espectro monoenergético e (b) espectro total.

#### 4. Conclusões

Os resultados demonstraram que o transporte combinado dos elétrons Auger e raios X característicos do Tc-99m aumentam a dose absorvida, especialmente nos órgão/tecidos próximos ao local onde o radiofármaco foi absorvido. O estudo evidencia a importância da descrição do espectro completo do Tc-99m nas simulações de dosimetria em medicina nuclear. Ressaltamos que este é um trabalho preliminar, que considera apenas um modelo simplificado de perfusão miocárdica com captação apenas no coração, sem considerar as captações em regiões adjacentes, como o fígado e o baço. Pretende-se ampliar este estudo, considerando a distribuição real deste radiofármaco nos tecidos e órgãos do organismo humano.

#### 5. Referência

- [1] Gur, Y. S., Farncombe, T. H., Pretorius, P. H., et al., Comparison of Scatter Compensation Strategies for Myocardial Perfusion Imaging Using Tc-99m Labeled Sestamibi. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, Vol. 49, No. 5, 2309-2314 (2002).
- [2] Cherry, S. R., Sorenson, J. A., Phelps, M. E., *Physics in Nuclear Medicine* 3rd edn (Philadelphia, PA: Saunders, 2003).
- [3] Allison, J., Amako, K., Apostolakis, J., et al., GEANT4 Developments and Applications, *IEEE Transactions on Nuclear Science*, Vol. 53, No. 1, p. 270-278 (2006).
- [4] Luxton, G., Jozsef, G., Radial dose distribution, dose to water and dose rate constant for monoenergetic photon point sources from 10 keV to 2 MeV: EGS4 Monte Carlo model calculation. *Med. Phys.*, Vol. 26, No. 12, p. 2531-2538 (1999).
- [5] King, M. A., Devries, D. J., Pan, T. S., Pretorius, P. H., Case, J. A., An investigation of the filtering of TEW scatter estimates used to compensate for scatter with ordered subset reconstructions, *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, Vol. 44, p. 1140-1145 (1997).
- [6] Kramer, R.; Vieira, J. W.; Khoury, H. J.; Lima, F. R. A.; Fuelle, D., All about MAX: a male adult voxel phantom for Monte Carlo calculations in radiation protection dosimetry. *Phys. Med. Biol.*, Vol. 48, p. 1239-1262 (2003).
- [7] Zubal, I. G., Harrbell, C. R., Smith, E. O.; Rattner, Z., Gindi G., Hoffer, P. B., Computerized three-dimensional segmented human anatomy, *Med. Phys.*, Vol. 21, p. 299-302 (1994).