

Eficácia de aventais equivalentes a 0,5 mm de chumbo em procedimentos PET usando o método Monte Carlo

Efficacy of aprons equivalent to 0.5 mm of lead in PET procedures using the Monte Carlo

R. B. Fonsêca¹; L. Campos²; A. Amaral¹

¹*Departamento de Energia Nuclear, Universidade Federal de Pernambuco, 50740-540, Recife-Pe, Brasil*

²*Departamento de Física, Universidade Federal de Sergipe, 49100-000, São Cristóvão-Se, Brasil*

amaral@ufpe.br

Em Tomografia por Emissão de Pósitrons (PET), os profissionais de saúde estão expostos a fótons de 511 keV, resultantes do processo de aniquilação pósitron-elétron. Este valor é cerca de quatro vezes superior à energia média dos fótons com 140 keV, normalmente emitida em ambiente envolvendo Tomografia por Emissão de Fóton Único (SPECT). Apesar disso, aventais equivalentes a 0,5 mm de chumbo, recomendados como equipamentos de proteção individual em procedimentos com SPECT, são também empregados em PET. Neste contexto, o objetivo deste trabalho foi avaliar a eficácia dos aventais equivalentes a 0,5 mm de chumbo, habitualmente empregados em SPECT, como equipamento de proteção individual em atividades envolvendo PET, utilizando o código Monte Carlo N-Particle versão 4C (MCNP4C). Para tanto, a energia média deposita por partícula foi calculada para as regiões correspondentes às grandezas operacionais Hp(10) e Hp(0,07), em duas situações de exposição individual: com e sem o uso do avental. Os resultados obtidos indicam valores estatisticamente iguais para Hp(10), nas duas situações simuladas. Em relação à região Hp(0,07), o uso do avental acarreta um aumento de até 26% para a dose absorvida. Com base nos resultados deste trabalho, pode-se afirmar que aventais equivalentes a 0,5 mm de chumbo não oferecem proteção adequada aos profissionais de saúde envolvidos em procedimentos com Tomografia por Emissão de Pósitrons.

Palavras-chave: PET; Aventais de chumbo; Método Monte Carlo

In Positron Emission Tomography (PET), health staff is exposed to 511-keV photons, which is a result of the positron annihilation process. This energy is about four times greater than the 140 keV commonly found in studies based on Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT). Besides this different level of energy, 0.5 mm lead-equivalent aprons have being used either in SPECT or PET procedures. In this context, this work was designed for evaluating the effectiveness of such aprons in individual radioprotection of health professionals involved in Positron Emission Tomography. For this, by using MCNP4C-based Monte Carlo simulations, the average energy delivered per particle to the regions corresponding to operational quantities Hp(10) and Hp(0.07) were calculated for two conditions of individual exposures: wearing and not wearing a 0.05 mm lead-equivalent apron. The results obtained pointed out that Hp(10) has similar value in both situations. On the other hand, for the region corresponding to Hp(0.07), wearing this lead apron will improve this dose in about 26%. On the basis of this work, 0.5 mm lead equivalent aprons do not offer adequate protection for medical staff working on Positron Emission Tomography.

Keywords: PET; Lead-equivalent apron; Monte Carlo method

1. INTRODUÇÃO

A Medicina Nuclear (MN) é uma especialidade médica que utiliza fármacos marcados com radioisótopos com finalidade diagnóstica e terapêutica. Para o uso da MN em diagnóstico, a distribuição do radiofármaco no corpo do paciente é conhecida a partir de imagens bidimensionais (planares) ou tomográficas (SPECT), que são geradas em uma câmara cintilográfica (RAHMIM & ZAIDI, 2008). Em meados da década de 80, a Tomografia por Emissão de Pósitrons (PET), utilizando a desoxiglicose marcada com flúor-18 (¹⁸F-FDG), foi introduzida como método de imagem in vivo da atividade metabólica do corpo humano. Vinte anos depois, surgiram os equipamentos híbridos, associando PET com a Tomografia Computadorizada (CT) (BEN-HAIM & ELL, 2009), que permitem a aquisição sequencial de imagens e possibilitam a localização anatômica de alterações metabólicas em um único exame (CAMARGO, 2005).

A PET emprega radionuclídeos emissores de pósitrons que geram dois fótons com energia de 511 keV, cerca de quatro vezes superior à energia média emitida pelo ^{99m}Tc (fótons de 140 keV), radioisótopo utilizado na maioria dos procedimentos de MN convencional. Entretanto, apesar do nível de energia dos fótons emitidos em PET, tem-se observado que, na prática, profissionais ocupacionalmente expostos utilizam aventais equivalentes ao chumbo comumente indicados para procedimentos em SPECT. Isto se deve a alguns fatores, tais como: (a) O rápido crescimento do uso da PET, concorrendo para que as novas práticas fossem realizadas em instalações inicialmente projetadas para exames SPECT, conseqüentemente empregando as mesmas estruturas de blindagem, bem como de radioproteção individual (TOWSON, 2003); (b) A falta de padronização e normas que limitem níveis de transmissão para o uso do avental de forma eficaz (CHRISTODOULOU et al., 2003).

Nesse contexto, o objetivo do presente trabalho foi avaliar a eficácia dos aventais equivalentes a 0,5 mm de chumbo na radioproteção de profissionais envolvidos em procedimentos de Tomografia por Emissão de Pósitrons (PET), a partir de experimento teórico envolvendo simulação de exposição individual, com o auxílio do código Monte Carlo para transporte de partículas MCNP4C.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

O cenário relativo à administração do radiofármaco foi modelado para uma seringa plenamente preenchida e o braço do tecnologista estendido, de forma a maximizar a dose absorvida pelo tecnologista (ROBERTS et al., 2005). Para representar as possíveis distâncias da fonte com relação à flexão do braço do tecnologista, foram utilizados os seguintes valores: 40, 50, 60, 70, 80, 90, 100 cm em relação ao torso do fantoma.

O modelo computacional utilizado para representar o tecnologista nas simulações foi o fantoma matemático conhecido como MIRD-5 modelo TM-8281 (1996), desenvolvido pela Oak Ridge National Laboratory (ORNL), e baseado no modelo de Cristy e Eckerman (1987). Para compor o fantoma (Figura 1), três tecidos distintos foram utilizados: tecido mole, pulmão e osso com densidades de 1,04; 0,296 e 1,4 g.cm⁻³, respectivamente (ICRP, 2003).

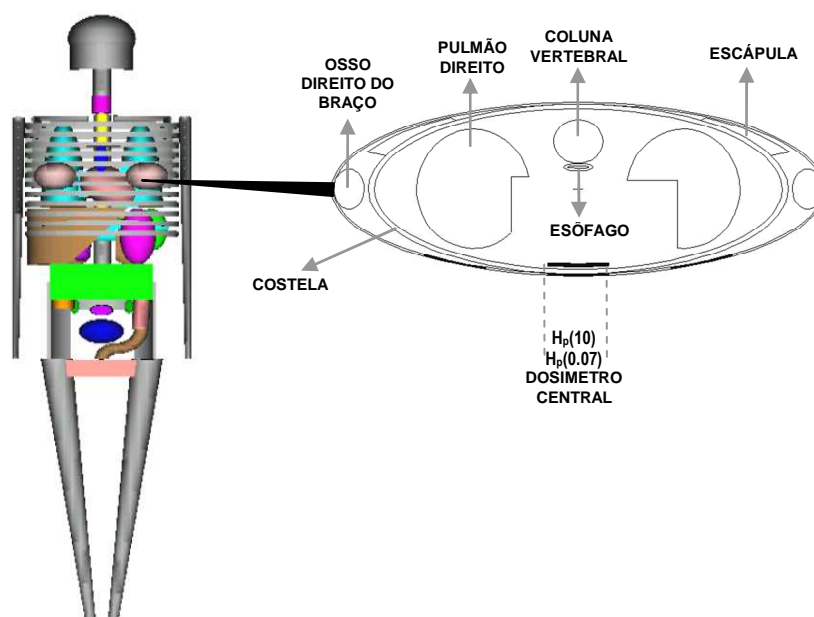


Figura 1: Modelo do fantoma e das regiões de interesse.

O avental equivalente a 0,5 mm de chumbo modelado para as simulações foi do tipo frontal, cobrindo somente o torso do fantoma e tendo a forma da metade da superfície de um cilindro com base elíptica. A Figura 2, a seguir, ilustra a forma do avental e da área do corpo do fantoma protegida pelo avental.

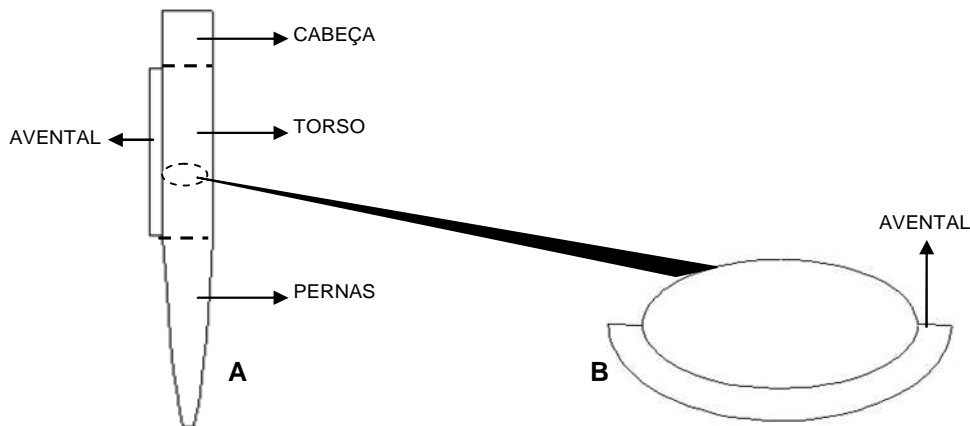


Figura 2: O avental ampliado permite ilustrar o posicionamento e a forma no fantoma, sendo: (A) Corte longitudinal e (B) Corte transversal do fantoma (Imagens obtidas com o aplicativo Visual Editor – Vised, versão 8E).

Para representar a seringa contendo o FDG, foi modelado um cilindro de base circular, com raio de 1 cm, altura de 5 cm, e espessura zero. Os fótons com energia de 511 keV foram simulados distribuídos uniformemente em todo o volume da seringa (Figura 3).

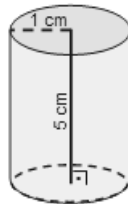


Figura 3: Dimensões da fonte utilizada nas simulações.

A partir deste modelo, foram escolhidas duas regiões de interesse baseadas na definição da grandeza operacional para monitoramento individual pela ICRU51 (1993), dose equivalente pessoal, $H_p(0,07)$ e $H_p(10)$, em duas situações: com e sem o uso do avental, na região do torso. O transporte dos fótons com energia de 511 keV foi simulado com o código Monte Carlo MCNP4C (BRIESMEISTER, 2000). A eficiência do avental foi avaliada por meio da razão das Energias Médias Depositadas (EMD) por partícula com e sem o uso do avental, para as diferentes distâncias fonte-indivíduo simuladas.

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

A Tabela 1 apresenta os valores das Energias Médias Depositadas (EMD) na região de interesse escolhida para representar a grandeza operacional $H_p(0,07)$ em ambas as situações: com e sem o uso do avental. Os erros nas simulações foram inferiores a 3,2%.

Tabela 1: Valores da EMD na região de interesse Hp(0,07) com e sem o uso do avental.

Distância fonte-fantoma (cm)	Energia média depositada em Hp(0,07)		
	Sem Avental (MeV/partícula)	Com Avental (MeV/partícula)	Razão da EMD Hp(0,07) com avental/sem avental
40	$4,424 \times 10^{-6}$	$5,570 \times 10^{-6}$	1,259
50	$2,868 \times 10^{-6}$	$3,567 \times 10^{-6}$	1,244
60	$1,980 \times 10^{-6}$	$2,424 \times 10^{-6}$	1,224
70	$1,516 \times 10^{-6}$	$1,777 \times 10^{-6}$	1,173
80	$1,137 \times 10^{-6}$	$1,341 \times 10^{-6}$	1,180
90	$9,540 \times 10^{-7}$	$1,154 \times 10^{-6}$	1,209
100	$7,508 \times 10^{-7}$	$8,827 \times 10^{-7}$	1,176

Comparando-se as EMD nas duas situações simuladas (com e sem o avental) para a mesma distância fonte-fantoma, observa-se que houve um aumento da EMD na situação em que utiliza o avental é utilizado. Pode-se observar que, pela razão da EMD, o uso do avental resultou num aumento significativo da dose absorvida na pele Hp(0,07) em até 26%, aproximadamente, a depender da distância fonte-fantoma. Aplicando o teste t-Student bicaudal na comparação das médias com e sem avental, uma vez que o código MCNP4C garante que a distribuição é normal, e considerando um $\alpha=5\%$, tem-se que os valores são estatisticamente diferentes (p-valor $< 10^{-3}$).

Trabalhos realizados por Seierstad et al. (2007) e por Amaral et al. (2007), envolvendo a monitoração de tecnologistas que trabalham com PET, em serviços de Medicina Nuclear, constataram que a dose equivalente anual na pele é menor que 4 mSv. Assim, mesmo com o aumento previsto de 26% para Hp(0,07), devido ao uso do avental equivalente a 0,5 mm de chumbo, a dose na pele continua muito abaixo do limite anual de 500 mSv atualmente recomendado (ICRP, 1991). Este resultado assegura que a contribuição em termos de dose resultante da interação de fótons com o avental de proteção é desprezível para a dose absorvida na pele.

Por outro lado, para a região de monitoração do corpo inteiro, os resultados das simulações estão dispostos na Tabela 2, que apresenta os valores das EMD para a região de interesse que representa a grandeza operacional Hp(10). Os erros nas simulações foram inferiores a 2,8%.

Tabela 2: Valores da EMD na região de interesse Hp(10) com e sem o uso do avental.

Distância fonte-fantoma (cm)	Energia média depositada em Hp(10)	
	Sem Avental (MeV/partícula)	Com Avental (MeV/partícula)
40	$6,562 \times 10^{-6}$	$6,447 \times 10^{-6}$
50	$4,346 \times 10^{-6}$	$4,193 \times 10^{-6}$
60	$3,013 \times 10^{-6}$	$2,898 \times 10^{-6}$
70	$2,239 \times 10^{-6}$	$2,206 \times 10^{-6}$
80	$1,725 \times 10^{-6}$	$1,708 \times 10^{-6}$
90	$1,373 \times 10^{-6}$	$1,324 \times 10^{-6}$
100	$1,114 \times 10^{-6}$	$1,066 \times 10^{-6}$

Para a grandeza operacional Hp(10), comparando-se as EMD da Tabela 2 com e sem o uso do avental, percebe-se que houve uma diminuição da dose absorvida para todas as distâncias calculadas quando se utiliza o avental. Entretanto, aplicando o teste t-Student bicaudal na comparação das médias com e sem avental e considerando um $\alpha=5\%$, têm-se que os valores não são estatisticamente diferentes (p-valor $> 0,23$), ou seja, estatisticamente o tecnologista que usa o avental recebe a mesma dose quando não utiliza o avental, para o modelo simulado.

De forma a validar o modelo desenvolvido para representar a situação real de administração de radiofármaco, foi calculada a dose absorvida através da seguinte equação:

$$\text{Dose [Gy / des]} = \frac{E \left[\frac{\text{MeV}}{\text{des}} \right] \times 1,6 \cdot 10^{-13} \left[\frac{\text{J}}{\text{MeV}} \right] \left[\frac{\text{Gy} \cdot \text{kg}}{\text{J}} \right]}{\rho \left[\frac{\text{g}}{\text{cm}^3} \right] \times V [\text{cm}^3] \times 0,001 \left[\frac{\text{kg}}{\text{g}} \right]} \quad (\text{Eq. 1})$$

Onde: E é a energia depositada na região de interesse, resultado da simulação Monte Carlo; $1,6 \cdot 10^{-13}$ é o fator de conversão de MeV para Gy; ρ é a densidade do tecido que preenche a região de interesse; V é o volume da região; e $0,001$ é o fator de conversão de g em kg.

Utilizando o valor médio de 60 cm para o comprimento de braço esticado, e a EMD obtida com o uso do avental na região Hp(10), obtém-se o seguinte valor para a dose absorvida:

$$\text{Dose} = 7,1 \cdot 10^{-2} \frac{\text{nGy}}{\text{MBq.s}} \quad (\text{Eq. 2})$$

Amaral e colaboradores (2007) encontraram uma dose efetiva por atividade administrada de FDG da ordem de $8,1 \pm 2,8 \text{ nSv/MBq}$, para a tarefa de administração do radiofármaco por um tecnologista em procedimentos PET, onde o tempo médio de exposição foi de 132 s.

Para efeito de comparação com o trabalho experimental de Amaral et al. (2007), foi empregado o mesmo intervalo de tempo de exposição (132 s) com o objetivo de avaliar a mesma dose absorvida através da Eq. 2. Sabendo-se que para fótons o fator de ponderação da radiação é igual 1, obtém-se o seguinte valor para a dose efetiva: $9,4 \pm 0,2 \text{ nSv/MBq}$.

Comparando-se o valor de Hp(10) encontrado neste trabalho com o valor obtido por Amaral et al. (2007), pode-se afirmar que o valor da dose efetiva recebida pelo tecnologista, durante a administração do radiofármaco, e estimada usando o método Monte Carlo, está em boa concordância com a dose medida experimentalmente em centros de Medicina Nuclear-PET.

A partir dos resultados da simulação, de um modo geral, o uso de avental equivalente a 0,5 mm de chumbo leva a um aumento significativo da EMD na região de interesse Hp(0,07), a qual representa a região onde encontram-se as células basais, consideradas como células alvo para a indução de câncer devido à radiação. Embora a grandeza operacional Hp(0,07) seja definida para estudos envolvendo exposição a radiações pouco penetrantes, neste caso, esta grandeza torna-se fundamental na avaliação da dose na pele devido à interação de fótons com os aventais.

Enquanto que para a dose absorvida na pele, representada por Hp(0,07), o uso de aventais equivalente a 0,5 mm de chumbo leva a um incremento de até 26%, a depender da distância fonte-indivíduo, em relação à grandeza Hp(10), não foram obtidas diferenças significativas em situações com ou sem o uso de aventais. Em outras palavras, em termos de Hp(10), o avental equivalente a 0,5 mm de chumbo não oferece proteção alguma para exposição a fótons de energia de 511 keV.

4. CONCLUSÃO

Os resultados das simulações Monte Carlo através do código MCNP, versão 4C, estão em boa concordância com resultados obtidos de monitoração individual, validando assim o modelo computacional de exposição empregado nesta pesquisa, que buscava avaliar a eficácia de aventais equivalentes a 0,5 mm de chumbo na atenuação de fótons emitidos por ocasião de procedimentos com PET. Além disso, a boa concordância entre os resultados calculados neste trabalho para Hp(10), comparados com aqueles obtidos experimentalmente por Amaral et al. (2007), sugere que o modelo computacional de exposição proposto nesta pesquisa simula adequadamente as condições de exposição individual correspondentes a preparação e administração do radiofármaco objetivando Tomografia por Emissão de Pósitrons.

Dos resultados deste trabalho, infere-se que aventais equivalentes a 0,5 mm de chumbo não oferecem proteção adequada aos profissionais de saúde envolvidos em procedimentos com Tomografia por Emissão de Pósitrons.

5. AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem ao CNPq e o projeto INCT em Metrologia das Radiações em Medicina (MCT/CNPq/FAPESP) pelo apoio financeiro no desenvolvimento desta pesquisa.

1. Amaral, A., Itié, C., Bok, B. Dose absorbed by technologists in positron emission tomography procedures with FDG. *Braz. Arch. Biol. Technol.*, 50:129-134, 2007.
2. Briesmeister, J. F. In: MCNP – A general Monte Carlo N-Particle Transport Code. Los Alamos National Laboratory report LA-12625-M, Version 4C, 2000.
3. Ben-Haim, S., Ell, P. 18F-FDG PET and PET/CT in the evaluation of cancer treatment response. *J. Nucl. Med.*, 50:88-99, 2009.
4. Camargo, E. E. Experiência inicial com PET/CT. *Radiol. Bras.*, 38(1): 3-5, 2005.
5. Comissão Nacional de Energia Nuclear. Requisitos de Radioproteção e Segurança para Serviços de Medicina Nuclear. CNEN NN 3.05, 1996.
6. Cristy M., Eckerman, K. F. Specific absorbed fractions of energy at various ages from internal photon sources. ORNL/TM 8381/V1-V7. Oak Ridge National Laboratory, 1987.
7. Christodoulou, E. G. et al. Evaluation of the transmitted exposure through lead equivalent aprons used in a radiology department, including the contribution from backscatter. *Medical Physics*, v. 30, n. 6, p. 1033-1038, Jun. 2003.
8. International Commission on Radiological Protection. Recommendations of the international commission on radiological protection. ICRP Publication 60, Pergamon Press, Oxford, 1991.
9. International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU. Quantities and unites in radiation protection dosimetry. Bethesda, MD: Report 51, 1993.
10. International Commission on Radiological Protection. Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: reference values. ICRP Publication 89, Pergamon Press, Oxford, 2003.
11. Kearfott, K. J., Carey, J. E., Clemenshaw, M. N., Faulkner, D. B. Radiation protection design for a clinical positron emission tomography imaging suite, *Health Phys.*, 63:581-589, 1992.
12. Rahmim, A., Zaidi, H. PET versus SPECT: strengths, limitations and challenges. *Nucl. Med. Commun.*, 29(3):193-207, 2008.
13. Roberts, F. O., Gunawardana, D. H., Pathmaraj, K., Wallace, A., U, P. L., Mi, T., Berlangieri, S. U., O'Keefe, G. J., Rowe, C. C., Scott, A. M. Radiation dose to PET technologists and strategies to lower occupational exposure. *J. Nucl. Med. Tech.*, 33:44-47; 2005.
14. Seierstad, T., Strandén, E., Bjerling, K., Evensen, M., Holt, A., Michalsen, H. M., Wetteland, O., Doses to nuclear technicians in a dedicated PET/CT centre utilizing 18F fluorodeoxyglucose (FDG), *Radiat. Prot. Dosim.*, 123(2):246-249, 2007.
15. Towson, J. E. C. Radiation Dosimetry and Protection in PET. In: VALK, E. P. et al. Positron Emission Tomography: basic science and clinical practice, pp 884. Singapore: SPRINGER, 2003.