

# Determinação de doses equivalentes em diagnósticos médicos utilizando a técnica de PET/CT

Luis C. B. Vargas, Jacó J. S. Costa, Jéssica A. Oliveira, Sérgio Gavazza, Cláudio L. Oliveira, Domingos O. Cardoso, Rudnei K. Morales

Instituto Militar de Engenharia  
Pça Gen. Tibúrcio, 80, 22290-270  
Praia Vermelha - Rio de Janeiro, RJ, Brasil

**RESUMO:** A tomografia por emissão de pósitron (PET/CT) é um procedimento da medicina nuclear utilizado para diagnósticos médicos. No Brasil, a técnica emprega o  $^{18}\text{F}$ -FDG (Fluordesoxiglicose) como principal radiofármaco, emissor de pósitrons que, quando se une com elétron e o par é aniquilado, produzem dois fótons gama com energia de 0,511 MeV no corpo do paciente que, assim, representa uma fonte de radiação no local do diagnóstico. Este estudo apresenta uma metodologia para calcular as taxas de exposição, exposição e dose equivalente semanal, devidas à radiação ionizante, proveniente do paciente, em um ponto, em função do tempo e da atividade do radiofármaco administrada ao paciente. Nos cálculos consideram-se a interação da radiação gama no corpo humano e no ar, e o conceito de kerma de colisão para a dosimetria da radiação. Finalmente é proposta uma planilha eletrônica para otimizar os cálculos desenvolvidos, em função das características operacionais de uma instalação de PET/CT.

**PALAVRAS-CHAVE:** PET/CT. Fluordesoxiglicose. Exposição. Dose. Dose equivalente.

**ABSTRACT:** Positron emission tomography (PET/CT) is a nuclear medicine procedure used for medical diagnosis. In Brazil, This technique uses the positron emitter  $^{18}\text{F}$ -FDG (Fluorodesoxyglucose) as radiopharmaceutical which, if annihilated, produces two gamma photons with energy of 0.511 MeV in the patient's body, thus becoming a radiation source at the diagnosis facility. This study presents a calculation methodology for the exposure rates, exposure and weekly equivalent dose due to the ionizing radiation from the patient, at a point, as a function of the time and activity of the radiopharmaceutical administered to the patient. The calculations consider the interaction of gamma radiation in the human body and air, and the concept of collision kerma for radiation dosimetry. Finally, a spreadsheet is suggested to optimize the calculations developed depending on the operational characteristics of a PET/CT facility.

**KEYWORDS:** PET/CT. Fluorodesoxyglucose. Exposure. Dose. Equivalent Dose

## 1. INTRODUÇÃO

O aumento na utilização do PET/CT (PET – Tomografia por Emissão de Pósitron e CT – Tomografia Computadorizada), como forma de diagnóstico, demonstra a importância dessa ferramenta na detecção precoce de desarranjos celulares no corpo humano. Nessa técnica utilizam-se recursos da medicina nuclear (PET) e da radiologia (CT), resultando em informações combinadas das funções metabólicas e anatômicas de um determinado tecido alvo.

Certos radionuclídeos sofrem transição isobárica e decaem espontaneamente convertendo um próton em um nêutron, resultando na emissão de um pósitron com elevada energia cinética. Por interação com a matéria, o pósitron perde energia até que interage com um elétron livre, processo de aniquilação de pares, já que o pósitron é uma antipartícula do elétron. No processo de aniquilação são produzidos dois fótons de 0,511 MeV (energia referente à massa de repouso do elétron/pósitron) na mesma direção e sentidos opostos [5], detectados por coincidência, em cintiladores dispostos radialmente em torno do paciente, produzindo as imagens tomográficas. Essa é a energia de referência para os raios gama e demais parâmetros relacionados utilizados neste trabalho.

Os radionuclídeos administrados na técnica têm a meia-vida curta como principal característica atendendo, assim, aos períodos de administração e imageamento. Por essa razão, esses compostos são produzidos (em larga escala) em ciclotrons localizados próximos ou na própria instalação de PET/CT. O  $^{18}\text{F}$ -FDG (Fluordesoxiglicose) é o radiofármaco comumente empregado (injeção intravenosa, sendo sua principal característica o alto poder de afinidade com órgãos que possuem elevadas funções metabólicas. O processo de decaimento do radionuclídeo é a emissão de um pósitron, estabilizando-se no nuclídeo  $^{18}\text{O}$  [4].

O paciente administrado com esse radiofármaco é considerado, nos procedimentos de cálculo, uma fonte pontual radioativa, emitindo radiação ionizante isotropicamente, tanto na sala de administração, quanto na sala de imagem. Nesse trabalho, calcula-se a taxa de exposição para um determinado ponto “d”, em um tempo “t”, distante das salas de administração e imagem, em uma instalação de PET/CT, com o objetivo de se criar uma planilha eletrônica para determinar, de forma automatizada, a taxa de dose equivalente, no ponto de interesse.

## 2. FATOR DE TRANSMISSÃO PARA RAIOS GAMA NO CORPO HUMANO – $F_T$

Devido a administração do radiofármaco, o paciente atua como uma fonte radioativa, em que o tecido humano torna-se um meio material para a interação da radiação gama. Como ocorre em todo processo de interação da radiação eletromagnética com o meio material, o corpo humano tem a capacidade de atenuá-la. Com isso, considera-se que parte da radiação é transmitida pelo corpo humano, resultando na existência do fator de transmissão no mesmo. A Associação Americana de Física Médica (sigla em inglês – AAPM) [5] estabelece que 36% da radiação eletromagnética, emitida durante o processo de decaimento do  $^{18}\text{F}$ , é atenuada pelo tecido humano, sendo transmitido 64%. Assim, considera-se o valor de 0,64 como o fator de transmissão nos cálculos da potência da fonte.

## 3. FATOR DE ELIMINAÇÃO DO $^{18}\text{F}$ -FDG PELO CORPO HUMANO – $F_E$

Durante o tempo de administração, o paciente pode eliminar, por vias naturais, de 15% a 20% da atividade administrada de  $^{18}\text{F}$ -FDG. Considera-se segundo [5], 15%

para o fator de eliminação. Em consequência, a fração de 85% remanescente é usado para definir o termo fonte após o tempo dispendido na sala de administração.

#### 4. FATORES DE DECAIMENTO RADIOATIVO – $R_T$ E $F_U$

O  $^{18}\text{F}$  decai em função do tempo, com meia vida de 109,77 minutos. Esse comportamento influencia em todos parâmetros dosimétricos correlatos. A equação 1 expressa a redução dos valores desses parâmetros ao longo do tempo [5].

$$R_t = 1.433 \times \left(\frac{T_1}{2}\right) \times \left[1 - e^{-0.693 \frac{t_u}{T_1}}\right] \quad (1)$$

Por outro lado, ao iniciar os procedimentos na sala de imagem, o  $^{18}\text{F}$  administrado para o paciente, também sofre um decaimento calculado pela equação 2 [5]:

$$F_u = e^{-0.693 \times \frac{t_u}{109.77}} \quad (2)$$

$t_u$  é o tempo de permanência do paciente, expresso em minutos, na sala de administração.

#### 5. A TAXA DE EXPOSIÇÃO DA RADIAÇÃO EM UM PONTO - $\dot{X}$

O procedimento seguido, para a determinação da taxa de exposição em um ponto, considera o paciente nas salas de administração ou de imagem. O tempo dispendido na sala de administração será  $t_1$ , e o tempo total dispendido na sala de administração será  $t_u$ . O tempo dispendido na sala de imagem será  $t_2$ , e o tempo total dispendido na sala de imagem será  $t_{im}$ .

A seguir, são apresentados, na Tabela 1, os principais parâmetros para o cálculo da taxa de exposição em um ponto de interesse. Esses parâmetros são identificados de forma semelhante aos usados nos procedimentos de exames utilizando a técnica PET/CT.

**Tab 1:** Identificações, unidades e descrições dos parâmetros de taxa de exposição.

Parâmetros	Descrição
$A_0$ [MBq]	Atividade administrada para o paciente.
$d_1$ [m]	Distância do paciente, na sala de administração, ao ponto de interesse.
$2\pi d_1^2$ [m <sup>2</sup> ]	Fator geométrico. Considere a direção de somente 1 raio gama de aniquilação do par elétron-pósitron no decaimento do $^{18}\text{F}$ .
$F_T = 0.64$	Fator de transmissão do raio gama no corpo humano.
$S_0$ $\left[\frac{\text{MeV}}{\text{m}^2\text{h}}\right]$	Potência da fonte.
$\mu$ [m <sup>-1</sup> ]	Coefficiente de atenuação linear para o fótons gama de 0.511 MeV no ar.
$\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right) \left[\frac{\text{m}^2}{\text{Kg}}\right]$	Coefficiente de absorção de massa para o fótons gama no ar.
$R_t$	Fator de redução da radiação no tempo (t) conforme a equação 1
$R_{t_u}$	Fator de redução da radiação no tempo de administração $t_u$
$R_{t_{im}}$	Fator de redução da radiação no tempo de imagem $t_{im}$
$F_u$	Parâmetro indicativo da fração da atividade do radiofármaco, após dispendido o tempo na sala de administração.
$F_E$	Eliminação por vias naturais de 15% da atividade administrada do $^{18}\text{F}$ -FDG.

Parâmetros	Descrição
$d_2$ [m]	Distância do paciente, na sala de imagem, ao ponto de interesse.
$e^{-\mu d}$	Atenuação do raio gama na distância "d", no ar.
$B(\mu d)$	Fator de buildup para raio gama no ar para "μd" números de livres caminhos médios. O trabalho utiliza a fórmula de buildup de Berger.

#### 5.1. Para a sala de administração e $0 \leq t \leq t_u$

$$S_0 \left[\frac{\text{MeV}}{\text{m}^2\text{h}}\right] = \frac{A_0 [\text{MBq}] \times 10^6 \left[\frac{\text{des}}{\text{MBq}}\right] \times 3600 \left[\frac{\text{s}}{\text{h}}\right] \times 1 \left[\frac{\text{Y}}{\text{des}}\right] \times 0.511 \left[\frac{\text{MeV}}{\text{Y}}\right] \times F_T}{2\pi d_1^2 [\text{m}^2]} \quad (3)$$

$$S_0 \left[\frac{\text{MeV}}{\text{m}^2\text{h}}\right] = 0.189 \times 10^9 \left[\frac{\text{MeV}}{\text{MBq.h}}\right] \times \left(\frac{A_0}{d_1^2}\right) \left[\frac{\text{MBq}}{\text{m}^2}\right] \quad (4)$$

A taxa de exposição, num ponto ( $d_1$ ), num tempo (t), é dada por:

$$\dot{X} \left[\frac{\text{C}}{\text{kg.h}}\right] = S_0 \left[\frac{\text{MeV}}{\text{m}^2\text{h}}\right] \times R_t \times e^{-\mu d_1} \times B(\mu d_1) \times \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right) \left[\frac{\text{m}^2}{\text{Kg}}\right] \times 1 \times 10^6 \left[\frac{\text{eV}}{\text{MeV}}\right] \times \left[\frac{\text{ion}}{34\text{eV}}\right] \times 1.6 \times 10^{-19} \left[\frac{\text{C}}{\text{ion}}\right] \quad (5)$$

$$\dot{X} \left[\frac{\text{C}}{\text{kg.h}}\right] = 4.706 \times 10^{-15} \left[\frac{\text{C}}{\text{MeV}}\right] S_0 \left[\frac{\text{MeV}}{\text{m}^2\text{h}}\right] \times R_t \times e^{-\mu d_1} \times B(\mu d_1) \times \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right) \left[\frac{\text{m}^2}{\text{kg}}\right] \quad (6)$$

$$\dot{X} \left[\frac{\text{C}}{\text{kg.h}}\right] = 0.889 \times 10^{-6} \left[\frac{\text{C}}{\text{MBq.h}}\right] \times \left(\frac{A_0}{d_1^2}\right) \left[\frac{\text{MBq}}{\text{m}^2}\right] \times R_t \times e^{-\mu d_1} \times B(\mu d_1) \times \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right) \left[\frac{\text{m}^2}{\text{kg}}\right] \quad (7)$$

A exposição, num ponto ( $d_1$ ), para o tempo total de administração ( $t_u$ ), é dada por:

$$X \left[\frac{\text{C}}{\text{kg}}\right] = 0.889 \times 10^{-6} \left[\frac{\text{C}}{\text{MBq.h}}\right] \times \left(\frac{A_0}{d_1^2}\right) \left[\frac{\text{MBq}}{\text{m}^2}\right] \times R_{t_u} \times e^{-\mu d_1} \times B(\mu d_1) \times \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right) \left[\frac{\text{m}^2}{\text{kg}}\right] \times t_u [\text{h}] \quad (8)$$

$$X \left[\frac{\text{C}}{\text{kg}}\right] = \dot{X} \left[\frac{\text{C}}{\text{kg.h}}\right] \times t_u [\text{h}] \quad (9)$$

#### 5.2. Para sala de imagem e para $0 \leq t \leq t_1$

No final do período de administração, o paciente libera 15% da atividade administrada, ao ir no banheiro. Então a fração da atividade restante (FE) é igual a 0,85. A atividade decai durante o tempo de administração, e a fração restante após a administração é FU.

A taxa de exposição, num ponto ( $d_1$ ), num tempo (t), é dada por:

$$\dot{X} \left[\frac{\text{C}}{\text{kg.h}}\right] = 0.889 \times 10^{-6} \left[\frac{\text{C}}{\text{MBq.h}}\right] \times \left(\frac{A_0}{d_1^2}\right) \left[\frac{\text{MBq}}{\text{m}^2}\right] \times F_u \times F_E \times R_t \times e^{-\mu d_2} \times B(\mu d_2) \times \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right) \left[\frac{\text{m}^2}{\text{kg}}\right] \quad (10)$$

$$\dot{X} \left[\frac{\text{C}}{\text{kg.h}}\right] = 0.756 \times 10^{-6} \left[\frac{\text{C}}{\text{MBq.h}}\right] \times \left(\frac{A_0}{d_2^2}\right) \left[\frac{\text{MBq}}{\text{m}^2}\right] \times F_u \times R_t \times e^{-\mu d_2} \times B(\mu d_2) \times \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right) \left[\frac{\text{m}^2}{\text{kg}}\right] \quad (11)$$

A exposição, num ponto ( $d_2$ ), para um tempo total de imagem ( $t_{im}$ ), é dada por:

$$X \left[\frac{\text{C}}{\text{kg}}\right] = 0.756 \times 10^{-6} \left[\frac{\text{C}}{\text{MBq.h}}\right] \times \left(\frac{A_0}{d_2^2}\right) \left[\frac{\text{MBq}}{\text{m}^2}\right] \times F_u \times R_t \times e^{-\mu d_2} \times B(\mu d_2) \times \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right) \left[\frac{\text{m}^2}{\text{kg}}\right] \times t_{im} [\text{h}] \quad (12)$$

$$X \left[\frac{\text{C}}{\text{kg}}\right] = \dot{X} \left[\frac{\text{C}}{\text{kg.h}}\right] \times t_{im} [\text{h}] \quad (13)$$

## 6. TAXAS DE DOSE EFETIVA DERIVADAS DAS TAXAS DE EXPOSIÇÃO

Para expressar taxas de dose como uma função das taxas de exposição seguem-se os fatores de conversão usados abaixo [3]:

Taxa de dose absorvida no ar

$$\dot{D} \left[ \frac{\text{Gy}}{\text{s}} \right] = 34 \cdot \dot{X} \left[ \frac{\text{C}}{\text{kgs}} \right] \quad (14)$$

Taxa de dose no tecido

$$\dot{D}_T \left[ \frac{\text{Gy}}{\text{s}} \right] = 37 \cdot \dot{X} \left[ \frac{\text{C}}{\text{kgs}} \right] \quad (15)$$

Taxa de dose equivalente

$$\dot{H} \left[ \frac{\text{Sv}}{\text{s}} \right] = 37 \cdot \dot{X} \left[ \frac{\text{C}}{\text{kgs}} \right] \quad (16)$$

## 7. RESULTADOS

Foram inseridos, em uma mesma planilha, os parâmetros para um desempenho de diagnóstico em instalações de PET / CT e as equações desenvolvidas para a dosimetria de radiação (Eq. 1 a 16). Consideram-se nos dados de entrada informações geométricas, temporais e operacionais usadas no serviço. Os dados de projeto referem-se ao radiofármaco usado no diagnóstico, à energia de radiação emitida durante o decaimento, ao transporte e à interação da radiação gama tanto no ar, quanto no corpo humano. A planilha calcula a potência da fonte, a redução da radiação no tempo e a fração remanescente do radiofármaco após o tempo de administração. Por fim, calculam-se a taxa de exposição, exposição e dose equivalente, em um ponto de interesse, devido ao tempo de administração e imagem gasto por cada paciente e pelo número total de pacientes que usam o serviço semanalmente.

Na planilha, esses dados são simplificados em uma tabela para facilitar a obtenção dos valores de dose equivalentes desejados.

**Tab 2:** Dados de entrada para cálculo da exposição e dose equivalente em PET/CT.

A <sub>0</sub>	MBq	Atividade administrada	555
d <sub>1</sub>	m	Distância da sala de administração	8
d <sub>2</sub>	m	Distância da sala de imagem	3
t <sub>1</sub>	min	Tempo gasto na sala de administração	60
t <sub>U</sub>	min	Tempo total gasto na sala de administração	60
t <sub>2</sub>	min	Tempo gasto na sala de imagem	30
t <sub>im</sub>	min	Tempo total gasto na sala de imagem	30
N <sub>w</sub>		Números de pacientes por semana	40

**Tab 3:** Dados de projeto para cálculo da exposição e dose equivalente em PET/CT.

T <sub>1/2</sub>	min	Tempo de meia vida para o <sup>18</sup> F-FDG	109,77
E	MeV	Energia do raio gama	0,511
Ar		Meio de atenuação	
μ	m <sup>-1</sup>	Coefficiente de atenuação linear para o ar	0,0105
μ <sub>en</sub> /ρ	m <sup>2</sup> /kg	Energia do coeficiente de absorção de massa para o ar	0,00297
a		Parâmetro da fórmula do buildup de Berger	2,264
b		Parâmetro da fórmula do buildup de Berger	0,066
TF <sub>T</sub>		Fator de transmissão do raio gama no corpo humano	0,640
F <sub>E</sub>		Fator de eliminação do corpo humano	0,850

**Tab 4:** Dados de saída (calculados) para cálculo da exposição e dose efetiva em PET/CT.

S <sub>01</sub>	MeV/m <sup>2</sup> h	Potência da fonte para sala de administração	1,64x10 <sup>9</sup>
S <sub>02</sub>	MeV/m <sup>2</sup> h	Potência da fonte para sala de imagem	1,17x10 <sup>10</sup>
		Atenuação da radiação para distância d <sub>1</sub>	0,920
		Atenuação da radiação para distância d <sub>2</sub>	0,963
		Buildup de Berger para distância d <sub>1</sub>	1,189
		Buildup de Berger para distância d <sub>2</sub>	1,070
R <sub>t1</sub>		Fator de redução da radiação para o tempo t <sub>1</sub>	0,833
R <sub>t2</sub>		Fator de redução da radiação para o tempo t <sub>2</sub>	0,911
R <sub>tu</sub>		Fator de redução da radiação para o tempo de administração	0,833
R <sub>tim</sub>		Fator de redução da radiação para o tempo de imagem	0,911
F <sub>u</sub>		Parâmetro indicativo da fração da atividade do radiofármaco, após dispendido o tempo na sala de administração.	0,685
χ(t <sub>1</sub> )	C/kg h	Taxa de exposição para distância d <sub>1</sub> e tempo t <sub>1</sub>	0,021
χ <sub>tu</sub>	C/kg	Exposição para distância d <sub>1</sub> para o total de tempo administrado t <sub>U</sub>	0,0208
H <sub>tu</sub>	Sv	Dose efetiva para distância d <sub>1</sub> para o total de tempo administrado t <sub>U</sub>	0,771
H <sub>tuw</sub>	Sv	Dose efetiva semanal para distância d <sub>1</sub> para o total de tempo administrado t <sub>U</sub>	30,8
χ(t <sub>2</sub> )	C/kg h	Taxa de Exposição para a distância d <sub>2</sub> e tempo t <sub>2</sub>	0,0896
χ <sub>ti</sub>	C/kg	Exposição para distância d <sub>2</sub> para o total de tempo de imagem t <sub>i</sub>	0,0448
H <sub>ti</sub>	Sv	Dose efetiva para distância d <sub>2</sub> para o total de tempo de imagem t <sub>i</sub>	1,660
H <sub>tiw</sub>	Sv	Dose efetiva semanal para distância d <sub>2</sub> para o total de tempo de imagem t <sub>i</sub>	66,3
H	Sv	Total de dose efetiva das salas de administração e imagem	2,430
H <sub>w</sub>	Sv	Total de dose efetiva semanal das salas de administração e imagem	97,1

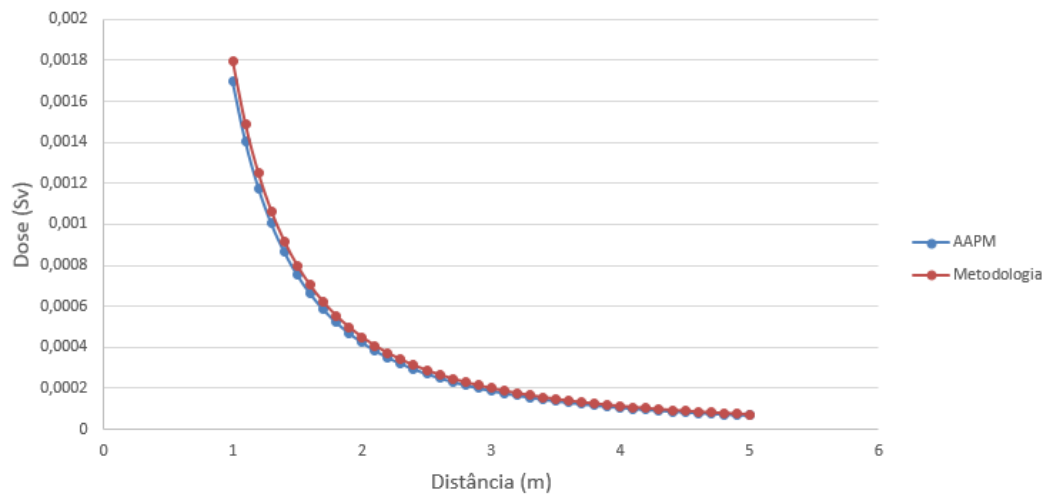
**Tab 5:** Planilha eletrônica com os cálculos da dose equivalente total semanal em uma instalação de PET/CT, para diferentes intervalos de tempo.

$A_o$	$d_1$	$d_2$	$t_U$	$t_I$	$N_w$	$H_{IUW}$	$H_{IW}$	$H_w$
MBq	m	m	min	min		$\mu Sv$	$\mu Sv$	$\mu Sv$
555	6	3	60	30	40	53,76	66,29	120,04
555	6	3	50	20	40	46,15	48,53	94,68
555	6	3	51	21	40	46,93	50,48	97,41
555	6	3	52	22	40	47,71	52,39	100,10
555	6	3	53	23	40	48,48	54,26	102,74
555	6	3	54	24	40	49,25	56,09	105,34
555	6	3	55	25	40	50,01	57,89	107,90
555	6	3	56	26	40	50,77	59,64	110,41
555	6	3	57	27	40	51,52	61,36	112,88
555	6	3	58	28	40	52,27	63,04	115,31

555	6	3	59	29	40	53,02	64,68	117,70
555	6	3	60	30	40	53,76	66,29	120,04
555	8	3	60	30	40	30,85	66,29	97,14
555	8	7	60	30	40	30,85	12,71	43,56
555	12	15	60	30	40	14,21	2,97	17,17

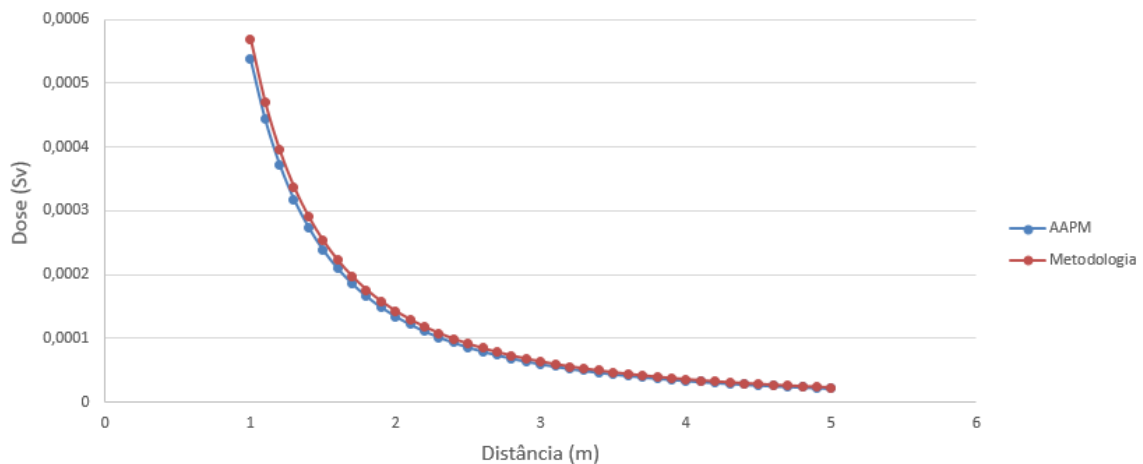
Realizou-se uma comparação entre os resultados da metodologia abordada no trabalho e a apresentada pela AAPM [5] para o cálculo da dose equivalente semanal em diferentes distâncias das salas de administração e do tomógrafo (Fig. 1 e Fig. 2). Nessas simulações, mantiveram-se constantes o tempo de permanência do paciente na sala de administração (60 min) e na sala do tomógrafo (30 min), o número de pacientes semanais (40) e a atividade da fonte (555 MBq). Os resultados das simulações são concordantes. Eles apresentam uma variação de 6% entre as curvas mostrando que o procedimento de cálculo adotado para determinação das doses efetivas semanais é válido.

Comparação do resultado da fórmula da AAPM e Metodologia do Trabalho (Sala de Administração)



**Fig 1:** Doses equivalentes semanais com o paciente na sala de administração.

Comparação do resultado da Fórmula da AAPM e a Metodologia do Trabalho (Sala do Tomógrafo)



**Fig 2:** Doses equivalentes semanais com o paciente na sala do tomógrafo.

## 8. CONCLUSÃO

A determinação da dose efetiva em um ponto de interesse é um fator importante para a dosimetria da radiação na técnica de diagnóstico PET / CT, que tem por característica principal a utilização de radiação ionizante de alta energia. Essa é a finalidade da proteção radiológica para a prevenção de doses acima dos limites permitidos por norma em IOE e indivíduo do público, envolvidos nos procedimentos de obtenção de imagens para diagnóstico. Os principais parâmetros considerados neste trabalho, em vista, da dosimetria de radiação foram: potência da fonte, taxa de exposição, exposição, taxa de dose e dose efetiva em um ponto de interesse. Na derivação das equações, aplicou-se o conceito de kerma (“kinect energy realed in material”), sendo as equações de doses efetiva derivadas da taxa de exposição gerada no ponto de interesse. Validando o método de cálculo proposto, a comparação mostra que a metodologia de cálculo para doses equivalentes apresentada nesse trabalho, é concordante com aquele apresentada pela AAPM. Essas equações podem ser programadas para uso

em planilhas para realização do cálculos de modo mais rápido, minimizando os erros operacionais. A planilha possibilita o cálculo da dose efetiva em tempo real, de acordo com o período de exame e o número de pacientes que utilizaram o serviço sequencialmente. Espera-se que este trabalho forneça uma ferramenta auxiliar para o cálculo das doses efetivas para o planejamento da operação dessas instalações.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] A. B. Chilton, et al. “*Principles of radiation shielding*”, Prentice-Hall, EUA, 1984. ISBN 013709907X
- [2] A. Foderaro, “*The photon shielding manual*” - 2<sup>a</sup> edition. University Park, April 1978.
- [3] F. H. Attix, “*Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*”, John Wiley & Sons, 1986. ISBN 0-471-01146-0
- [4] Hays M.T et al, Watson E.E, Thomas S.R, et al. “MIRD Dose Estimate Report No. 19: Radiation absorbed dose estimates from 18F-FDG. J. Nucl. Med. 2002;43:210-214.
- [5] M. T. Madsen et al, “*AAPM Task Group 108: PET and PET/CT Shielding Requeriments*” Medical Physics, **Vol. 33**, Nº 1, Janeiro de 2006.