

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO  
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS  
DEPARTAMENTO DE ENERGIA NUCLEAR**

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIAS  
ENERGÉTICAS E NUCLEARES (PROTEN)**

**AVALIAÇÃO DA EFICÁCIA DO AVENTAL EQUIVALENTE A 0,5 mm  
DE CHUMBO EM TOMOGRAFIA POR EMISSÃO DE PÓSITRONS  
ATRAVÉS DE SIMULAÇÕES MONTE CARLO**

**RODRIGO BEZERRA FONSÊCA**

**RECIFE - PERNAMBUCO – BRASIL  
ABRIL – 2008**

# **Livros Grátis**

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

**AVALIAÇÃO DA EFICÁCIA DO AVENTAL EQUIVALENTE A 0,5 mm  
DE CHUMBO EM TOMOGRAFIA POR EMISSÃO DE PÓSITRONS  
ATRAVÉS DE SIMULAÇÕES MONTE CARLO**

**RODRIGO BEZERRA FONSÊCA**

**AVALIAÇÃO DA EFICÁCIA DO AVENTAL EQUIVALENTE A 0,5 mm  
DE CHUMBO EM TOMOGRAFIA POR EMISSÃO DE PÓSITRONS  
ATRAVÉS DE SIMULAÇÕES MONTE CARLO**

Dissertação de mestrado submetida ao Programa de Pós-graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, do Departamento de Energia Nuclear, da Universidade Federal de Pernambuco, para obtenção do título de Mestre em Ciências. Área de Concentração: Dosimetria e Instrumentação.

**ORIENTADOR: PROF. DR. ADEMIR DE JESUS AMARAL**

**RECIFE - PERNAMBUCO – BRASIL  
ABRIL- 2008**

**F676a**

**Fonseca, Rodrigo Bezerra.**

Avaliação da eficácia do avental equivalente a 0,5 mm de chumbo em tomografia por emissão de Póstrons através de simulações Monte Carlo / Rodrigo Bezerra Fonseca. - Recife: O Autor, 2008.  
100 folhas, il : figs., tabs.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, 2008.

Inclui Bibliografia, Apêndice e Anexo.

1. Dosimetria. 2. Tomografia. 3. Póstrons. 4. Método Monte Carlo – Instrumentação. I. Título.

**UFPE**

**621.01448**

**CDD (22. ed.)**

**BCTG/2008-201**

**AVALIAÇÃO DA EFICÁCIA DO AVENTAL EQUIVALENTE A 0,5 mm  
DE CHUMBO EM TOMOGRAFIA POR EMISSÃO DE PÓSITRONS  
ATRAVÉS DE SIMULAÇÕES MONTE CARLO**

**Rodrigo Bezerra Fonsêca**

**APROVADO EM: 25.04.2008**

**ORIENTADOR: Prof. Dr. Ademir de Jesus Amaral**

**COMISSÃO EXAMINADORA:**

*Carlos Alberto Brayner*

Prof. Dr. Carlos Alberto Brayner de Oliveira Lira – DEN/UFPE

*José Wilson Vieira*

Prof. Dr. José Wilson Vieira – CEFET/PE - UPE

*Laélia P. B. Campos dos Santos*

Profa. Dra. Laélia Pumilla Botelho Campos dos Santos – DEINFO/UFRPE

**Visto e permitida a impressão**

*Ademir de Jesus Amaral*  
Coordenador do PROTEN/DEN/UFPE

*filha Ana Priscila*

*Dedico esta dissertação à  
minha esposa e ao meu  
filho. Amo Voçês!*

## **Agradecimentos**

Certamente, esta pesquisa não foi desenvolvida por uma única pessoa e sim um grupo de pessoas que contribuíram ora de forma acadêmica ora de forma pessoal, onde incentivaram e deram suporte para que este trabalho pudesse ser concluído. Por isso, a grande importância em ressaltar e lembrar estas pessoas, através dos agradecimentos. Portanto, o autor gostaria de expressar sua sincera gratidão por tornar este trabalho possível a:

A minha família, em especial a meu pai, **Francisco Roosevelt Bezerra Fonsêca**, minha mãe, **Vanda Maria Bezerra Fonsêca** e **Maria de Fátima** que me acompanharam durante toda minha vida e sempre estiveram ao meu lado me auxiliando.

A minha esposa, **Karla Patrícia Ferreira de Lima**, que me ajudou na dissertação e me deu suporte em todos os sentidos para a conclusão deste trabalho, ao meu querido filho, **Vinicius de Lima Bezerra Fonsêca**, que nasceu durante o mestrado e me deu muita alegria e estímulo.

A Família da minha esposa, em especial a: **Vaubam Carvalho** (tio) pelas discussões acadêmicas e conselhos, **Joselita Enedino** (mãe) e **Joelma Enedino** (tia) por cuidarem de meu filho nos momentos em que se precisou e dar suporte nas horas difíceis.

**Dr. Ademir Amaral** pela supervisão, orientação, conselhos e amizade durante todo o mestrado, onde muito me ensinou indo além de seu papel como orientador acadêmico

**Dra. Laélia Campos** pela grande ajuda durante todo o mestrado e suas significativas contribuições e sugestões para a dissertação como um todo.

**Dr. Carlos Brayner** pelos seus questionamentos que foram de grande importância na discussão e estruturação da dissertação.

**Dr. João Antônio** por suas significativas contribuições para a dissertação, em especial na área de radioproteção.

**Dr. José Wilson Vieira** por suas observações e discussão técnicas em modelagem matemática e modelos computacionais antropomórficos.

Aos meus amigos do GERAR, em especial **Thiago Salazar**, e do Departamento de Energia Nuclear que me auxiliaram no desenvolvimento do texto de dissertação e me deram suporte sempre que necessário.

Aos meus amigos de longas datas que sempre estiveram comigo e foram minha válvula de escape muitas vezes, em especial a **Marlos Feitosa, Douglas Silva e Felipe Paiva**.

Aos Funcionários do DEN pelo seu profissionalismo em manter e conservar a estrutura do Departamento de Energia Nuclear, suporte sempre que necessário em especial a **Dona Magali, Dona Lia, Seu Zacarias e Dona Eliete**.

A Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – CAPES – que possibilitou esta pesquisa através de seu suporte financeiro.

**AVALIAÇÃO DA EFICÁCIA DO AVENTAL EQUIVALENTE A 0,5 mm DE  
CHUMBO EM TOMOGRAFIA POR EMISSÃO DE PÓSITRONS  
ATRAVÉS DE SIMULAÇÕES MONTE CARLO**

**Autor: Rodrigo Bezerra Fonsêca**

**Orientador: Prof. Dr. Ademir de Jesus Amaral**

**RESUMO**

Em Tomografia por Emissão de Pósitrons (PET), os profissionais de saúde estão expostos a fótons de 511 keV, resultante 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 que já vem sendo utilizados em tarefas envolvendo a SPECT são empregados, também, na PET, independentemente da energia dos fótons emitidos. Neste contexto, este trabalho teve como objetivo avaliar a eficácia dos aventais equivalentes a 0,5 mm de chumbo na radioproteção individual de profissionais envolvidos em procedimentos para exames por PET. Para tanto, a energia média depositada por partícula foi calculada utilizando o método Monte Carlo, com auxílio do código MCNP4C, nas regiões correspondentes às grandezas operacionais  $H_p(10)$  e  $H_p(0,07)$ , em duas situações de exposição individual: com e sem o uso do avental. Os resultados obtidos indicam que na região  $H_p(10)$  a dose absorvida com avental é estatisticamente igual a sem o uso do avental. Em relação à região  $H_p(0,07)$ , o uso do avental acarreta um aumento de até 26% para a dose absorvida. Com base neste trabalho, 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.

Palavra Chave: Medicina Nuclear, PET, Radioproteção, EPI, Avental Pumbífero Monte Carlo, MCNP.

**EVALUATION OF THE EFFECTIVENESS OF 0.5 mm LEAD EQUIVALENT  
APRON IN POSITRON EMISSION TOMOGRAPHY  
BY MONTE CARLO SIMULATION**

**Author: Rodrigo Bezerra Fonsêca**

**Advisor: Prof. Dr. Ademir de Jesus Amaral**

**ABSTRACT**

In Positron Emission Tomography (PET), medical staff is exposed to 511 keV photons, which is a result of the positron-electron annihilation process. This energy is about four times the 140 keV commonly found in studies based on Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT). Despite these different energy levels, 0.5 mm lead equivalent aprons have been used either in SPECT or PET studies. 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 the code MCNP4C based Monte Carlo simulations, the average energy delivered per particle to the regions corresponding to operational quantities  $H_p(10)$  and  $H_p(0.07)$  were calculated for two conditions of individual exposures: wearing and not wearing a 0.05 mm lead apron. The results obtained pointed out that  $H_p(10)$  has similar values in both situations. On the other hand, for the region corresponding to  $H_p(0.07)$ , wearing this lead apron will increase absorbed doses 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.

**Keyword:** Nuclear Medicine, PET, Radioprotection, PPE, Lead Apron, Monte Carlo, MCNP.

## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 1.</b> Ilustração da molécula [ <sup>18</sup> F]-Fluordexoglicose (FDG).....	<b>20</b>
<b>Figura 2.</b> Ilustração do decaimento de um radionuclídeo por emissão de pósitron e do processo de aniquilação pósitron-elétron com emissão de dois raios gama com 511 keV cada. ....	<b>21</b>
<b>Figura 3.</b> Ilustração do efeito Fotoelétrico. ....	<b>26</b>
<b>Figura 4.</b> Ilustração da emissão do fóton de fluorescência.....	<b>27</b>
<b>Figura 5.</b> Ilustração da emissão do elétron Auger. ....	<b>27</b>
<b>Figura 6.</b> Coeficiente de atenuação mássico vs. a energia do fóton incidente. Curva para a água ( $Z_{\text{efetivo}} = 7,42$ ) e o chumbo ( $Z = 82$ ). ....	<b>28</b>
<b>Figura 7.</b> Ilustração do efeito Compton.....	<b>30</b>
<b>Figura 8.</b> Seção de choque diferencial Klein-Nishina, $d_e\sigma/d\Omega_\phi$ , pelo ângulo $\phi$ do fóton espalhado, para a energia do fóton incidente, $h\nu = 0,01, 0,1, 1, 10, 100$ e $500$ MeV. ....	<b>32</b>
<b>Figura 9.</b> Importância relativa dos três tipos de interação dos raios gama.....	<b>33</b>
<b>Figura 10.</b> Exemplo da saída do código para o Tally *F8.....	<b>48</b>
<b>Figura 11.</b> Exemplo de 4 dos 10 testes estatísticos realizado pelo código MCNP4C.....	<b>48</b>
<b>Figura 12.</b> Exemplos de fantasmas antropomórficos: (A) representando várias idades, desde o recém-nascido até o adulto (B) masculino (ADAM) e feminino (EVA) e (C) representando o estágio da gravidez no fim de cada trimestre. ....	<b>50</b>
<b>Figura 13.</b> Ilustração das duas classes de fantasmas existentes: (A) Fantoma Matemático ou Estilizado, modelo TM-8281, e (B) Fantoma Tomográfico ou Voxel, modelo Vip-Man. ....	<b>50</b>
<b>Figura 14.</b> Ilustração do procedimento de segmentação de uma seção transversal para a obtenção do Voxel. ....	<b>51</b>
<b>Figura 15.</b> Situação real da administração do [ <sup>18</sup> F]-FDG no paciente. Imagem obtida no Hospital Saint Cloud – França. ....	<b>56</b>
<b>Figura 16.</b> Corte longitudinal, pelo plano $x = 0$ , do modelo empregado nas simulações. Nesta imagem é possível visualizar algumas estruturas internas do fantoma, o ambiente representado pela esfera, a fonte à esquerda e o fantoma à direita. As diferentes cores representam os diferentes tecidos que preenchem o modelo. Imagem obtida através do aplicativo Visual Editor – Vised, versão 8E. ....	<b>57</b>
<b>Figura 17.</b> (A) Representação externa tridimensional do fantoma TM-8281. (B) Corte transversal no fantoma TM-8281 pelo plano $z = 53$ cm, considerando a origem na interface entre os membros inferiores e o torso, estando localizada a uma altura de 80 cm em relação aos “pés” do fantoma. Neste corte, pode-se visualizar algumas estruturas internas. Imagens obtidas através do aplicativo Visual Editor – Vised, versão 8E. ....	<b>59</b>
<b>Figura 18.</b> Ilustração da Localização e forma do avental no fantoma. (A) corte longitudinal e (B) transversal do fantoma. O avental foi aumentado de 0,5 mm para 3 cm para melhor visualização do mesmo. Imagens obtidas através do aplicativo Visual Editor – Vised, versão 8E. ....	<b>61</b>
<b>Figura 19.</b> Dimensões da fonte utilizada nas simulações. ....	<b>62</b>
<b>Figura 20.</b> Tally de Fluxo (F4). Espectro dos fótons, na região de interesse que representa a quantidade operacional $H_p(0,07)$ , para a fonte localizada a uma distância de 50 cm do fantoma. ....	<b>68</b>

<b>Figura 21.</b> Tally de Fluxo (F4). Espectro dos elétrons na região de interesse que representa a quantidade operacional $H_p(0,07)$ , para a fonte localizada a 50 cm do fantoma. ....	<b>71</b>
<b>Figura 22.</b> Curvas traçadas a partir dos valores da energia média depositada por desintegração (EMD), com e sem o uso do avental de chumbo puro com 0,5 mm de espessura, na região de interesse central que representa a $H_p(0,07)$ .....	<b>73</b>
<b>Figura 23.</b> Tally de Fluxo (F4). Espectro dos fótons na região de interesse que representa a quantidade operacional $H_p(10)$ , para a fonte localizada a 50 cm do fantoma.....	<b>76</b>
<b>Figura 24.</b> Tally de Fluxo (F4). Espectro dos elétrons na região de interesse que representa a quantidade operacional $H_p(10)$ , para a fonte localizada a 50 cm do fantoma.....	<b>77</b>
<b>Figura 25.</b> Curvas traçadas a partir dos valores da energia média depositada por desintegração, com e sem o uso do avental de chumbo puro com 0,5 mm de espessura, na região $H_p(10)$ . ....	<b>79</b>
<b>Figura 26.</b> Ilustração do modelo matemático empregado na simulação que representa a situação real simulada por Ahmed et al. (2007). Imagens obtidas através do aplicativo Visual Editor – Vised, versão 8E. ....	<b>83</b>
<b>Figura C1.</b> Linhas de emissão dos raios-X característicos devido à transição eletrônica no átomo. ....	<b>98</b>
<b>Figura 27.</b> Fluxo de elétrons com e sem avental na região $H_p(10)$ .....	<b>100</b>

## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 1.</b> Faixas de energia em que o efeito Fotoelétrico e Compton são predominantes na água. ....	<b>33</b>
<b>Tabela 2.</b> Faixas de energia em que o efeito Fotoelétrico e Compton são predominantes no chumbo. ....	<b>34</b>
<b>Tabela 3.</b> Elementos normalmente incorporados em alguns aventais de proteção que são comercializados. ....	<b>36</b>
<b>Tabela 4.</b> Grandezas que podem ser calculadas pelo MCNP4C. ....	<b>46</b>
<b>Tabela 5.</b> Intervalo do erro relativo estimado pelo MCNP. ....	<b>47</b>
<b>Tabela 6.</b> Composição elementar (% da massa) dos tecidos do fantoma, do Ar e suas respectivas densidades. ....	<b>58</b>
<b>Tabela 7.</b> Valores da EMD na região de interesse $H_p(0,07)$ com e sem o uso do avental. ....	<b>66</b>
<b>Tabela 8.</b> Razão da EMD com e sem o avental, respectivamente, na região de interesse $H_p(0,07)$ . ....	<b>67</b>
<b>Tabela 9.</b> Valores da EMD na região de interesse $H_p(10)$ com e sem o uso do avental. ....	<b>74</b>
<b>Tabela A1.</b> Fatores de ponderação da Radiação, $w_R$ ....	<b>93</b>
<b>Tabela A2.</b> Fatores de Peso dos Tecidos, $w_T$ ....	<b>94</b>
<b>Tabela C1.</b> Valores das Energias de ligação do chumbo, teórica e considerada pelo MCNP4C, para cada camada eletrônica. ....	<b>97</b>
<b>Tabela C2.</b> Energia de Ligação da Camada K e dos raios-X característicos emitidos por cada linha de emissão. ....	<b>98</b>
<b>Tabela C3.</b> Energia de ligação da Camada L e dos raios-X característicos emitidos por cada linha de emissão. ....	<b>99</b>

## LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

<b>Anvisa</b>	Agência Nacional de Vigilância Sanitária.
<b>ALARA</b>	Tão baixo quanto razoavelmente exequível - <i>As Low as Reasonably Achievable</i> .
<b>B</b>	Fator de crescimento (Buildup).
<b>c</b>	velocidade da luz ( $c = 3 \times 10^8$ m/s).
<b>Des</b>	Desintegração.
<b>E</b>	Energia.
<b>E<sub>b</sub></b>	Energia de ligação do elétron ao átomo.
<b>ED</b>	Dosímetro Eletrônico – <i>Electronic Dosimeter</i> .
<b>EGS</b>	Electron Gamma Shower.
<b>EMD</b>	Energia Média Depositada por partícula.
<b>EPI</b>	Equipamento de Proteção Individual.
<b>Fn</b>	Mnemônico para o cartão conta (Tally) cuja função é ‘n’ do código MCNP.
<b>F4</b>	Função 4 do cartão tally do MCNP4C, fornece o fluxo de partículas em uma região de interesse definida pelo usuário.
<b>F8</b>	Função 8 do cartão tally do MCNP4C, fornece a energia média depositada por partícula em uma região de interesse definida pelo usuário.
<b>[<sup>18</sup>F]-FDG</b>	[ <sup>18</sup> F]-Fluordexoglicose.
<b><sup>18</sup>F</b>	Flúor com número de massa 18.
<b>Fdp</b>	Função de densidade de probabilidade.
<b>hν</b>	Energia do fóton incidente.
<b>hν'</b>	Energia do fóton espalhado.
<b>H<sub>p</sub></b>	Dose equivalente individual penetrante (Sv).
<b>H<sub>s</sub></b>	Dose equivalente individual superficial (Sv).
<b>H<sub>p</sub>(d)</b>	Dose equivalente pessoal (Sv) a uma profundidade ‘d (mm)’ no tecido mole.
<b>H<sub>p</sub>(0,07)</b>	Dose equivalente pessoal (Sv) a uma profundidade de 0,07 mm no tecido mole.

<b>H<sub>p</sub>(10)</b>	Dose equivalente pessoal (Sv) a uma profundidade de 10 mm no tecido mole.
<b>I</b>	Intensidade do feixe após atravessar um meio absorvedor.
<b>ICRP</b>	Comissão Internacional de Proteção Radiológica – <i>International Commission on Radiological Protection</i> .
<b>ICRU</b>	Comissão internacional de Unidades e Medidas da Radiação – <i>International Commission on Radioation Units and Measurements</i>
<b>IMP</b>	Mnemônico para o cartão importância do código MCNP.
<b>INP</b>	Arquivo de entrada do código MCNP.
<b>K</b>	Nível eletrônico K do átomo.
<b>I<sub>0</sub></b>	Intensidade do feixe incidente.
<b><sup>131</sup>I</b>	Iodo-131.
<b>l</b>	Espessura do meio absorvedor (cm).
<b>L</b>	Nível eletrônico L do átomo.
<b>LiF</b>	Fluoreto de lítio.
<b>m</b>	Duas vezes a massa de repouso do elétron.
<b>m<sub>d</sub></b>	Massa contida no volume V de interesse na dosimetria.
<b>MC</b>	Monte Carlo.
<b>MCNP</b>	Monte Carlo N-Particle.
<b>MCNP4C</b>	Monte Carlo N-Particle versão 4C.
<b>MIRD</b>	<i>Medical Internal Radiation Dose</i> .
<b>Mm</b>	Mnemônico para o cartão de material/tecido no MCNP.
<b>MN</b>	Medicina Nuclear.
<b>MODE</b>	Mnemônico para o cartão do tipo de radiação transportada pelo MCNP.
<b>NPS</b>	Mnemônico para o cartão do número de histórias simuladas do MCNP.
<b>Pb</b>	Chumbo com número de massa igual a 206.
<b>P(C)</b>	Probabilidade de interação do fóton por efeito Compton.
<b>P(F)</b>	Probabilidade de interação do fóton por efeito Fotoelétrico.
<b>PET</b>	Tomografia por Emissão de Pósitron - <i>Positron Emission Tomography</i> .
<b>R</b>	Erro relativo fornecido pelo MCNP.
<b>S<sub>x</sub></b>	Desvio padrão do valor médio $\bar{x}$ fornecido pelo MCNP.

<b>SPECT</b>	Tomografia por Emissão de Fóton Único - <i>Single Photon Emission Computed Tomography</i> .
<b>T</b>	Energia cinética do elétron.
<b>T<sub>1/2</sub></b>	Tempo de meia-vida.
<b>TLD</b>	Dosímetro Termoluminescente.
<b>VOXEL</b>	Elemento de Volume – <i>Volume Element</i> .
<b>x</b>	plano onde todos os pontos do plano cartesiano (x,y,z) possuem um único valor de x.
$\bar{x}$	Valor médio da energia depositada fornecido pelo MCNP.
<b>z</b>	Plano onde todos os pontos do plano cartesiano (x,y,z) possuem um único valor de z.
<b>Z</b>	Número atômico.
<b>μ</b>	Coefficiente de absorção linear (cm <sup>-1</sup> ).
<b>μ/ρ</b>	Coefficiente de absorção linear mássico (cm <sup>-2</sup> /g).
<b>ρ</b>	Densidade (g/cm <sup>3</sup> ).
<b>γ</b>	Raio gama.

# SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO .....</b>	<b>16</b>
<b>2</b>	<b>REVISÃO BIBLIOGRÁFICA .....</b>	<b>19</b>
<b>2.1</b>	<b>Medicina Nuclear .....</b>	<b>19</b>
2.1.1	Tomografia por Emissão de Póstron (PET).....	20
<b>2.2</b>	<b>Atenuação dos fótons pela matéria.....</b>	<b>23</b>
2.2.1	Atenuação exponencial: caso ideal.....	23
2.2.2	Atenuação exponencial: caso geral.....	24
2.2.3	Fator de Crescimento (ou Buildup), B.....	24
<b>2.3</b>	<b>Tipos de Interação dos fótons com a matéria .....</b>	<b>25</b>
2.3.1	Efeito Fotoelétrico .....	26
2.3.2	Efeito Compton .....	30
2.3.3	Importância relativa entre o efeito Compton e Fotoelétrico .....	33
<b>2.4</b>	<b>Equipamento de Proteção Individual: Avental Pumbífero.....</b>	<b>34</b>
<b>2.5</b>	<b>Dosimetria .....</b>	<b>39</b>
2.5.1	Dosimetria Numérica.....	41
2.5.2	O Método Monte Carlo para Transporte de Partículas .....	41
2.5.3	Monte Carlo N-Particle versão 4C (MCNP4C).....	43
2.5.4	Modelos antropomórficos computacionais (Fantomas computacionais).....	49
<b>3</b>	<b>MATERIAL E MÉTODOS .....</b>	<b>53</b>
<b>3.1</b>	<b>Monte Carlo N-Particle versão 4C (MCNP4C).....</b>	<b>53</b>
<b>3.2</b>	<b>Descrição dos modelos utilizados nas simulações .....</b>	<b>55</b>
3.2.1	Ambiente .....	57
3.2.2	Fantoma: MIRD-5 .....	59
3.2.3	Modelagem da região de interesse para o cálculo da energia média depositada por partícula (EMD) .....	60
3.2.4	Modelagem do avental.....	60
3.2.5	Modelagem da fonte: Seringa.....	61
<b>3.3</b>	<b>Testes de confiabilidade para os resultados da EMD e do modelo computacional de exposição individual.....</b>	<b>63</b>
<b>4</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÃO .....</b>	<b>65</b>
<b>4.1</b>	<b>Resultados das simulações para o avental com espessura de 0,5 mm de chumbo puro ..</b>	<b>65</b>
4.1.1	Valores das EMD na região de interesse $H_p(0,07)$ .....	65
4.1.2	Espectro do Fluxo dos fótons e elétrons na região de interesse $H_p(0,07)$ .....	68
4.1.3	Comportamento das EMD na região $H_p(0,07)$ em função da distância Fonte-Fantoma .....	73
4.1.4	Valores das EMD na região de interesse $H_p(10)$ .....	74
4.1.5	Espectro do Fluxo dos fótons e elétrons na região de interesse $H_p(10)$ .....	76
4.1.6	Comportamento das EMD nas regiões $H_p(10)$ em função da distância fonte-Fantoma.....	78
<b>4.2</b>	<b>Considerações sobre a eficácia dos aventais equivalentes a 0,5 mm de chumbo: Convencional e Composto. ....</b>	<b>80</b>
4.2.1	Avental Convencional equivalente a 0,5 mm de chumbo.....	80
4.2.2	Avental Composto equivalente a 0,5 mm de chumbo .....	81

4.3	Comparação com resultados da literatura .....	82
5	CONCLUSÕES.....	86
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	87
	APÊNDICE A - Grandezas Dosimétricas .....	92
	Dose Absorvida.....	92
	Dose Equivalente .....	92
	Dose Efetiva.....	93
	APÊNDICE B - Interação de elétrons com a matéria.....	95
	Ionização e Excitação .....	95
	Radiação de Freamento (Bremsstrahlung).....	95
	Relação Alcance-Energia para elétrons .....	96
	APÊNDICE C – Energias de Ligação e Linhas de Emissão dos Raios-X do Chumbo ....	97
	ANEXO I – Valores do Fluxo de Elétrons (Tally F4) na Região Hp(10).....	100

# 1 INTRODUÇÃO

Com a constatação de que as radiações ionizantes causam efeitos biológicos danosos à saúde humana meses após a descoberta dos raios-X por Röntgen em 1895, medidas de segurança vêm sendo constantemente tomadas e aprimoradas visando minimizar tais efeitos. As primeiras providências tomadas nesta direção foram dadas por organizações da Inglaterra e da Alemanha que estabeleceram orientações para a blindagem dos raios-X (SHULTIS; FAW, 2005). Posteriormente, durante as décadas que precederam à II Guerra Mundial, foram realizadas mudanças significativas nas recomendações com relação à blindagem, das quais pode-se destacar o uso de aventais plumbíferos (equivalente a 0,5 mm de chumbo) que são bastante utilizados até os dias atuais (SHULTIS; FAW, 2005).

Atualmente, o avental plumbífero consiste no principal meio de proteção as radiações primárias e secundárias geradas em ambientes de raios-X, aos quais os tecnólogos estão expostos (CHRISTODOULOU et al., 2003; MCCAFFREY, 2007). Na maioria destes ambientes, os raios-X possuem picos de energia que variam de 60 a 120 kVp, correspondendo a energias médias de 35 à 60 keV, aproximadamente (MCCAFFREY et al., 2007).

Além do uso dos aventais em ambientes de raios-X, os mesmos também vêm sendo empregados na radioproteção dos trabalhadores da Medicina Nuclear (MN) (MURPHY, 1993). Porém, na MN a energia dos fótons emitidos é normalmente superior aos emitidos em ambientes de raio-X. Este aspecto tem motivado a realização de vários estudos que acabaram por validar a eficácia do uso dos aventais para o radionuclídeo emissor de fóton único empregado na MN, o  $^{99m}\text{Tc}$  (que emite fótons de 140 keV) sendo utilizado em mais de 80% dos procedimentos da MN (WARREN-FORWARD et al., 2007). Este ramo da MN que faz uso destes radionuclídeos para o diagnóstico é também conhecido como Tomografia por Emissão de Fóton Único (SPECT – *Single Photon Emission Computed Tomography*).

Além da SPECT, atualmente, tem-se empregado a mais recente técnica de diagnóstico por imagem em Medicina Nuclear, a Tomografia por Emissão de Pósitrons (PET), sendo esta a que mais cresceu, em relação ao uso, entre as técnicas de diagnóstico por imagem (WEBB, 2003). Isto tem despertado uma maior preocupação em relação à radioproteção dos profissionais de saúde, uma vez que, diferentemente da SPECT, a PET emprega

radionuclídeos emissores de pósitrons que, devido ao processo de aniquilação pósitron-elétron, são gerados dois fótons com energia de 511 keV.

Apesar da alta energia dos fótons emitidos em PET, cerca 4 vezes superior à energia média emitida pelos radioisótopos empregados na SPECT de 140 keV, tem-se observado, na prática, que os tecnologistas utilizam nesta nova técnica aventais pumblíferos com mesmas espessuras daqueles comumente utilizados em SPECT. Este fato se deve à soma de alguns fatores, como: o rápido crescimento do uso da PET, que fez com que os exames fossem realizados nas mesmas instalações onde são realizados os exames de SPECT, conseqüentemente empregando as mesmas estruturas de blindagem, inclusive os aventais pumblíferos (TOWSON, 2003); a falta de padronizações e normas que limitem níveis de transmissão para o uso do avental de forma eficaz (CHRISTODOULOU et al., 2003); e falta de dados na literatura sobre a eficácia do uso desses equipamentos de proteção individual em PET.

No Brasil, no intuito de limitar a exposição dos profissionais às radiações ionizantes provenientes de práticas da medicina nuclear, foi definida pela CNEN a **norma 3.05 - Requisitos de Radioproteção e Segurança para Serviços de Medicina Nuclear** (CNEN-NE 3.05, 1996). Entretanto, esta norma não discute parâmetros técnicos de referência para radioproteção na PET, mesmo porque esta nova técnica de diagnóstico só chegou ao Brasil em 1998, dois anos após o estabelecimento da referida norma (ROBILOTTA, 2006).

Recentemente, a Agência Nacional de Vigilância Sanitária (Anvisa) permitiu profissionais de saúde, instituições e o público em geral opinar (até 7/6/2007) sobre sua nova proposta de regulamentação de serviços de Medicina Nuclear, incluindo aspectos de proteção radiológica. Entretanto, como este regulamento ainda não foi publicado não há como saber se haverá condições específicas para o uso de EPI's em PET.

Diante do exposto, é possível questionar se os EPI's normalmente empregados em medicina nuclear convencional, em particular os aventais de chumbo equivalentes a 0,5 mm de espessura de chumbo por serem os mais amplamente utilizados, são eficazes quando empregados em atividades envolvendo PET. Para tanto, essa análise passa necessariamente pela avaliação dosimétrica das condições de uso desse tipo de avental.

Em estudos dosimétricos, uma das ferramentas bastante utilizadas atualmente são as simulações computacionais a partir de modelos que representam condições de exposição individual. Um modelo de exposição é um arranjo físico ou computacional capaz de determinar tanto a dose absorvida, quanto outras grandezas relevantes para o problema abordado. Quando este arranjo é computacional, é denominado de Dosimetria Numérica.

A dosimetria numérica além de possuir a vantagem de evitar que o homem seja exposto desnecessariamente à radiação ionizante, permite que sejam realizadas avaliações em larga escala em curto intervalo de tempo e a baixo custo. Atualmente, existem vários códigos computacionais que utilizam o método Monte Carlo para fins de dosimetria. Entre estes, destacam-se o MCNP (Monte Carlo N-Particle) e o EGS (Electron Gamma Shower) por serem os mais empregados (CAMPOS, 2005).

Neste contexto, o objetivo deste trabalho foi o de avaliar a eficácia dos aventais equivalentes a 0,5 mm de chumbo habitualmente empregados em SPECT como equipamento de proteção individual em atividades envolvendo a PET, utilizando o código computacional Monte Carlo N Particle versão 4C (MCNP – 4C).

## 2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

### 2.1 Medicina Nuclear

A Medicina Nuclear (MN) é um ramo da medicina que faz uso das radiações ionizantes para fins terapêuticos e diagnósticos. Para tal, a MN emprega moléculas marcadas com átomos radioativos, na forma de fontes não seladas, denominadas radiofármacos. Estes radiofármacos são administrados aos pacientes e distribuem-se no corpo humano de duas maneiras: por perfusão, sendo transportados pelo sangue atingindo o órgão alvo na proporção do fluxo sanguíneo ou segundo vias metabólicas específicas, onde os órgãos alvos são bem definidos. Os radiofármacos de perfusão são também conhecidos como de primeira geração enquanto os específicos de segunda geração.

Diferentemente das técnicas de imagem por transmissão, onde a fonte se encontra externa ao paciente fornecendo informações anatômicas e estruturais do corpo humano como, por exemplo, a Tomografia Computadorizada e os Raios-X, a medicina nuclear fornece informações a respeito da fisiologia do corpo humano. Como a grande maioria das doenças provoca alterações bioquímicas e/ou fisiológicas antes de mudanças anatômicas, a grande vantagem da medicina nuclear é a possibilidade da realização de um diagnóstico precoce que, conseqüentemente, aumenta a probabilidade de um tratamento bem sucedido (WEBB, 2003).

Atualmente, a MN pode ser dividida em duas técnicas: a SPECT ou convencional e a PET ou moderna. A diferença básica entre a SPECT e a PET reside no fato de que a primeira emprega radioisótopos emissores de fóton único, como o  $^{99m}\text{Tc}$  ( $T_{1/2} = 6\text{h}$ ) que emite fótons com energia de 140 keV, sendo empregado em mais de 80% dos exames, enquanto a segunda emprega emissores de pósitrons, como o  $^{18}\text{F}$  ( $T_{1/2} = 109,8\text{ min}$ ) e o  $^{11}\text{C}$  ( $T_{1/2} = 20,4\text{ min}$ ) (WEBB, 2003; OLIVEIRA et al., 2006).

### 2.1.1 Tomografia por Emissão de Póstron (PET)

Embora seja uma modalidade recente de diagnóstico por imagem, a PET foi aplicada pela primeira vez em investigações acadêmicas nos Estados Unidos em 1951 (FRAZEE, 2004). O advento do radiofármaco FDG (Fluordexoglicose), na década de 70, ampliou as perspectivas de aplicações clínicas (WEBER et al., 1999). Entretanto, a consolidação dessa técnica em aplicações clínicas só foi possível a partir dos anos 90, devido à meia-vida curta dos radionuclídeos emissores de pósitrons viáveis associado ao seu alto custo de implantação e execução (ROBILOTTA, 2006).

Comparada com a SPECT, a PET possui uma sensibilidade cerca de 100 vezes superior e uma resolução espacial de 3 a 4 vezes maior (WEBER et al., 1999). Além desta vantagem, a PET apresenta-se como uma técnica bastante eficiente no diagnóstico, prognóstico, monitoramento da terapia e avaliação da recidiva do câncer, sendo, portanto, atualmente a principal ferramenta de escolha na oncologia (WEBB, 2003; TOWNSEND, 2004).

Nos dias atuais, o único radiofármaco com aplicações clínicas em PET é o FDG (LOMEÑA; SOLER, 2005), sendo esta uma molécula análoga à da glicose diferindo somente pela substituição do grupo da hidroxila na posição do C-2 pelo elemento radioativo  $^{18}\text{F}$ , como ilustrado na Figura 1 (WEBER et al., 1999).

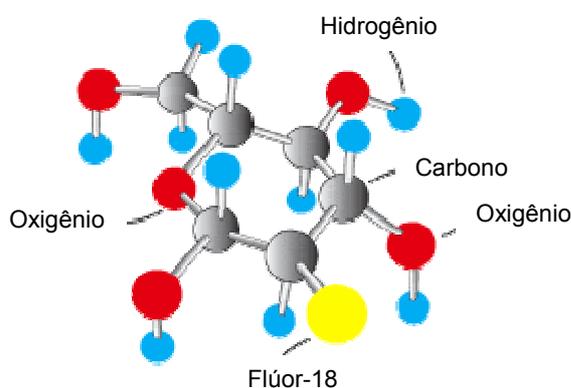
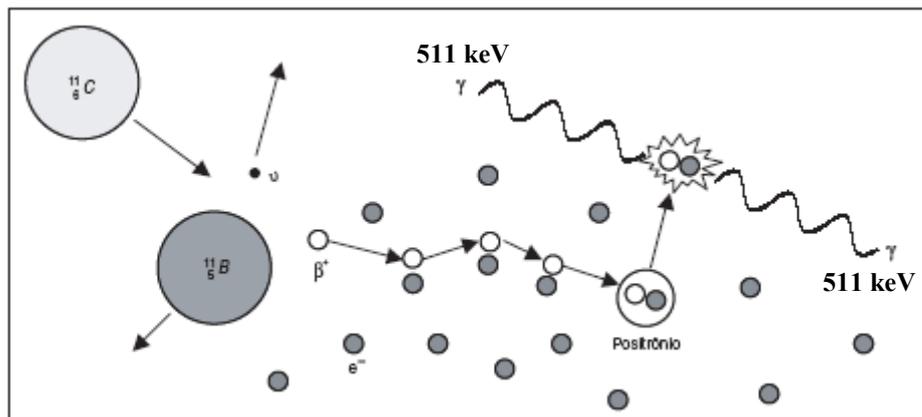


Figura 1. Ilustração da molécula [ $^{18}\text{F}$ ]-Fluordexoglicose (FDG).

Por ser uma molécula análoga à da glicose sua captação acontece onde há um maior metabolismo de glicose, como por exemplo, células cancerígenas, sendo este um dos principais motivos que torna a PET tão importante para a oncologia.

O pósitron, por ser uma partícula que tem a mesma massa do elétron, mas com carga positiva, após sua emissão por um nuclídeo radioativo, percorre cerca de 1 mm no tecido humano antes de interagir com um elétron (sua antipartícula) (WEBER, 2003), resultando no fenômeno de aniquilação. A radiação resultante da aniquilação pósitron-elétron consiste em dois fótons de 511 keV emitidos aproximadamente em sentidos opostos ( $\sim 180^\circ$ ), também conhecidos por fótons de aniquilação (BROWN; YASILLO, 1997). Este processo de aniquilação pósitron-elétron está ilustrado na Figura 2, a seguir.



**Figura 2. Ilustração do decaimento de um radionuclídeo por emissão de pósitron e do processo de aniquilação pósitron-elétron com emissão de dois raios gama com 511 keV cada (ROBILOTTA, 2006).**

Desta forma, além do risco do potencial de ionização dos pósitrons, os tecnologistas estão expostos a fótons de alta energia (511 keV) emitidos em PET, cerca de quatro vezes superior à energia média de 140 keV dos fótons emitidos na SPECT. Devido à alta energia desses fótons, muitos trabalhos têm sido realizados com o intuito de avaliar os níveis de exposição em PET através do cálculo da dose absorvida<sup>1</sup> por estes profissionais (ROBERTS et al., 2005; ZEFF; YESTER, 2005). Até agora, estes estudos mostraram que a dose efetiva recebida em PET é superior à recebida em SPECT, porém, não ultrapassando o

<sup>1</sup> A **dose absorvida** é a principal grandeza física da radioproteção, usada para avaliar a resposta biológica como resultado da exposição à radiação. A dose absorvida é definida como sendo a quantidade de energia absorvida  $dE$  por unidade de massa  $dm$  do tecido ou órgão irradiado ( $D = dE/dm$ ). A unidade no Sistema Internacional (SI) é joule por quilograma ( $\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}$ ), que possui um nome especial de gray (Gy). A definição de dose absorvida é utilizada independentemente da natureza de radiação ionizante (ICRU, 1993). Uma descrição sobre outras grandezas derivadas da dose absorvida encontra-se no Anexo I.

limite anual para os trabalhadores de 20 mSv (CHIESA et al., 1997; ICRP 60, 1975; ROBERTS et al., 2005; SEIERSTAD et al., 2006; SMART, 2004).

Esta dose recebida pelos profissionais de saúde na realização dos exames na PET, é proveniente de diferentes tarefas realizadas tais como: preparação e administração do radiofármaco, acompanhamento do paciente para a mesa de aquisição de imagens, retirada do paciente da sala de aquisição de imagem, entre outras (GUILLET et al., 2005; SEIERSTAD et al., 2006).

Em cada tarefa, os profissionais de saúde estão expostos em diferentes níveis, à radiação ionizante (GUILLET et al., 2005; ROBERTS et al., 2005; SEIERSTAD et al., 2006), sendo a administração do radiofármaco uma das que mais contribui, ou em algumas clínicas a que mais contribui para a dose total (GUILLET et al., 2005; SEIERSTAD et al., 2006; ZEFF; YESTER, 2005). Entretanto, o uso de blindagens para seringa tem conseguido diminuir significativamente a dose recebida pelos tecnólogos nesta tarefa (GUILLET et al., 2005; ROBERTS et al., 2005).

Um dos fatores que levam a diferentes níveis de exposição a que os profissionais de saúde estão sujeitos, em cada tarefa, são as diferentes geometrias de irradiação, podendo ser desde uma fonte pontual, representada pela seringa preenchida com o FDG, até uma fonte extensa, representada pelo paciente após a administração do FDG.

A redução dos níveis de exposição aos fótons de 511 keV através do uso da blindagem e equipamentos de proteção individual requer uma atenção especial em PET (BROWN; YASILLO, 1997). Para se ter uma idéia, a camada semi-redutora, de chumbo ou tungstênio, para fótons emitidos em PET é cerca de 13 vezes mais espessa que a necessária para atenuar os fótons emitidos pelo  $^{99m}\text{Tc}$  (BIXLER et al., 1999). O entendimento destas diferenças na atenuação entre fótons de diferentes energias e a influência do tipo de material na sua atenuação, requer o conhecimento da lei que governa a redução quantitativa do número de fótons ao passarem através de um meio qualquer. Como também, dos mecanismos de interação a nível atômico responsáveis por esta redução, ambos descritos a seguir.

## 2.2 Atenuação dos fótons pela matéria

Devido à ausência de carga e de massa de repouso, os fótons têm uma grande probabilidade de passar através de um meio sem interagir, por isto, não tem um alcance definido na matéria. Enquanto que as partículas carregadas sempre perdem parte ou toda sua energia, através de várias interações, ao atravessar um meio absorvedor. Para mais detalhes sobre os mecanismos de interação dos elétrons deve-se observar Apêndice II (ATTIX, 1986).

A probabilidade de interação do fóton com a matéria depende de sua energia, da composição e espessura do meio atenuador (ATTIX, 1986) e a característica básica de atenuação de um feixe de fótons é a diminuição exponencial de sua intensidade à medida que atravessa um meio absorvedor, como descrito a seguir.

### 2.2.1 Atenuação exponencial: caso ideal

Considerando um feixe mono-energético com intensidade inicial  $I_0$  que ao incidir perpendicularmente em um meio absorvedor cada partícula é completamente absorvida na interação, sem produzir partículas secundárias e espalhadas, ou passa através do absorvedor sem mudar de direção e energia. Então, a intensidade final do feixe,  $I$ , após atravessar um meio absorvedor de espessura,  $l$ , é dada por:

$$I = I_0 e^{-\mu l} \quad (1)$$

onde,  $\mu$  ( $\text{cm}^{-1}$ ) é o *coeficiente de atenuação linear*, ou simplesmente *coeficiente de atenuação*.

Este coeficiente depende tanto do material que compõe o meio absorvedor como da energia do fóton incidente e é o resultado da soma dos coeficientes devido a cada tipo de interação ou processo de absorção (ver seção §2.4) (ATTIX, 1986; KAPLAN, 1975; CEMBER, 1996). Quando é dividido pela densidade  $\rho$  do meio absorvedor, é obtido o coeficiente de atenuação mássico  $\mu/\rho$  ( $\text{cm}^2/\text{g}$  ou  $\text{cm}^2/\text{kg}$ ).

A lei de atenuação exponencial, descrita pela Eq. (1), se aplica tanto para o caso ideal descrito acima (absorção simples, sem partícula espalhada ou secundária) ou em um arranjo

teórico/experimental onde as partículas secundárias são produzidas, porém não são contabilizadas na intensidade final do feixe. Esta última configuração é chamada de geometria de atenuação para feixe estreito ou boa geometria.

### 2.2.2 Atenuação exponencial: caso geral

Para geometrias de atenuação para feixes largos, ou seja, qualquer geometria de atenuação que não seja boa geometria, as partículas espalhadas e secundárias (elétrons e fótons) podem reincidir na direção do detector e quando isto acontece contribuem para o feixe transmitido. Esta contribuição aditiva representa um crescimento efetivo da intensidade do feixe em relação ao valor esperado (ATTIX, 1986).

Desta maneira, a Eq. (1) não é mais válida, assim sendo modificada de tal forma a levar em consideração as partículas adicionadas que irão atingir o detector. Esta modificação é feita pelo acréscimo de um fator de crescimento (ou Buildup),  $B$ , como mostrado a seguir:

$$I = BI_0 e^{-\mu^1}, \quad (2)$$

onde  $B$  depende da energia do fóton incidente e do meio absorvedor (ATTIX, 1986).

### 2.2.3 Fator de Crescimento (ou Buildup), $B$

Devido a uma grande parte das partículas espalhadas e secundárias reincidirem no detector, o conceito do fator de crescimento é bastante útil na descrição quantitativa da atenuação de feixe. Esse fator pode ser aplicado para qualquer tipo de geometria, atenuador ou quantidades físicas da radiologia (e.g. números de partículas, exposição, kerma ou dose). Sua definição é dada por:

$$B = \frac{\text{radiação primária + secundária e espalhada}}{\text{radiação primária}} \quad (3)$$

para o caso ideal (boa geometria),  $B = 1$ , enquanto que, para o caso do feixe largo  $B > 1$  (ATTIX, 1986). O fator de buildup depende da composição e espessura do absorvedor, como também da energia do fóton incidente (BIXLER et al., 1999).

### 2.3 Tipos de Interação dos fótons com a matéria

A interação do fóton com a matéria se faz através de cinco mecanismos, a saber:

- Espalhamento Rayleigh ou Coerente;
- Efeito Fotoelétrico;
- Efeito Compton;
- Produção de Pares;
- Interação Fotonuclear.

Dos cinco mecanismos acima apresentados, para a faixa de energia da radiação empregada em aplicações médica, somente os efeitos Fotoelétrico e Compton são significantes (AURENGO et al., 1997).

O espalhamento Rayleigh é um processo de espalhamento elástico de fótons, sendo somente significativo para fótons de baixa energia (UV, luz visível). Portanto, para energias ao nível de raio-X e gama que são emitidos em radiologia e medicina nuclear, por exemplo, este efeito é desprezível (ATTIX, 1986; AURENGO et al., 1997).

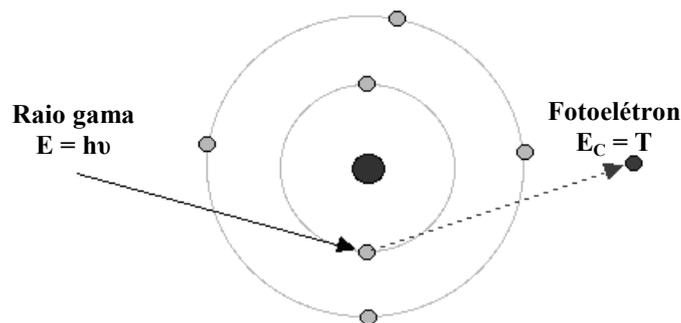
Já a produção de pares que é um fenômeno de interação, em geral, do fóton com o núcleo do átomo, onde a energia do fóton incidente é convertida em duas partículas (o pósitron e o elétron) com mesma massa, energia cinética e cargas opostas. Pela lei de conservação de energia para a produção de pares ocorrer é necessária que o fóton tenha uma energia mínima de 1,022 MeV, obtida utilizando a equação  $E = mc^2$  que corresponde à transformação da massa de repouso das duas partículas em energias, onde  $E$  é a energia do fóton,  $m$  (igual a duas vezes a massa do elétron) é a soma da massa de repouso das duas partículas e  $c$  (igual a  $3 \times 10^8$  m/s<sup>2</sup>) é a constante da velocidade da luz. Como em PET os fótons gerados possuem uma energia de 0,511 MeV, então este mecanismo de interação não irá existir (ATTIX, 1986; AURENGO et al., 1997).

Por fim, o efeito Fotonuclear que é a absorção pelo núcleo de um fóton energético (excedendo alguns MeV) seguido da emissão de um próton, ( $\gamma$ , p), ou nêutron, ( $\gamma$ , n), também não irá ocorrer devido a necessidade de fótons de alta energia (ATTIX, 1986).

Assim, com exceção do efeito fotoelétrico e Compton que são descritos de forma mais detalhada a seguir, o restante dos mecanismos de interação ou são desprezíveis ou não existem para energias utilizadas em PET.

### 2.3.1 Efeito Fotoelétrico

No efeito fotoelétrico, representado na Figura 3, o fóton incidente com energia  $h\nu$  transfere toda a sua energia ao elétron fortemente ligado a um átomo do meio absorvedor que é ejetado com energia cinética,  $T$ . Para que este efeito ocorra, a energia do fóton incidente,  $h\nu$ , deve ser maior que a energia de ligação do elétron,  $E_b$  ( $h\nu > E_b$ ).



**Figura 3. Ilustração do efeito Fotoelétrico.**

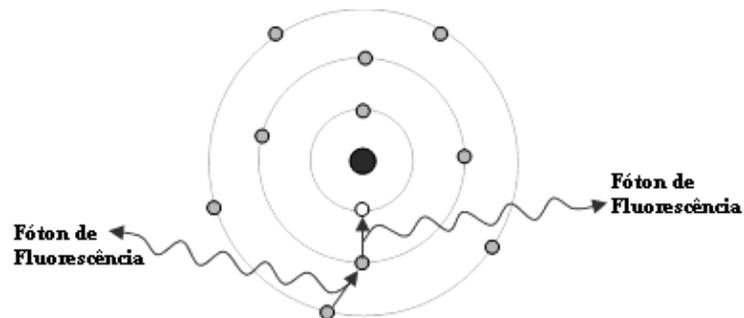
A energia cinética,  $T$ , do elétron ejetado, comumente chamado de *fotoelétron*, é igual à diferença entre as energias do fóton incidente,  $h\nu$ , e de ligação do elétron,  $E_b$ , no átomo:

$$T = h\nu - E_b \quad (4)$$

Este fotoelétron ao ser ejetado deixa uma vacância (buraco) no átomo, o qual será ocupado por elétrons de camadas eletrônicas mais externas. Esta ocupação é seguida pela emissão de um fóton com energia,  $h\nu'$ , que corresponde à diferença da energia dos níveis do átomo. Então, por exemplo, quando o elétron ejetado tem energia de ligação  $E_b$  e é substituído por um com energia de ligação  $E'_b < E_b$ , tem-se que a energia do fóton emitido é:

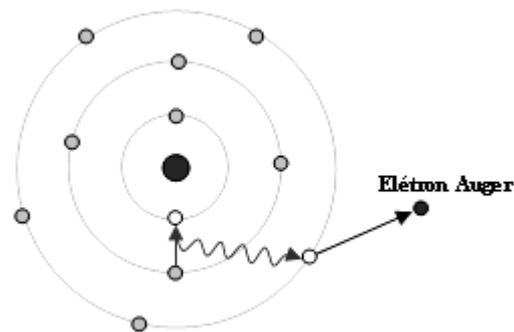
$$h\nu' = |E'_b - E_b| \quad (5)$$

O fóton gerado pela transição do elétron de uma camada mais energética (ou mais externa) para ocupar o buraco deixado pelo fotoelétron em uma mais interna, pode escapar do átomo sem sofrer interação e se difundir pelo meio absorvedor, sendo, neste caso, chamado de fóton de fluorescência (ver Figura 4). Caso este fóton interaja e ejetar um elétron do próprio



**Figura 4. Ilustração da emissão do fóton de fluorescência.**

átomo onde foi gerado com uma energia de ligação  $E_a < h\nu'$ , dará origem ao fenômeno conhecido por efeito Auger (ver Figura 5). Este elétron ejetado com energia cinética  $h\nu' - E_a$ , é conhecido por *elétron Auger*.



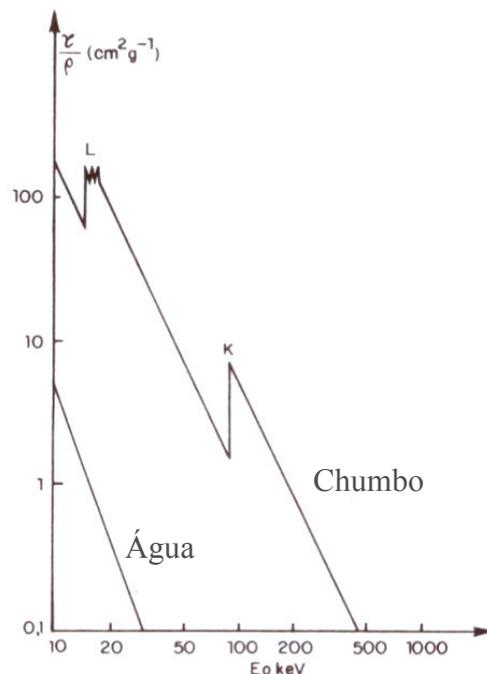
**Figura 5. Ilustração da emissão do elétron Auger.**

O efeito Auger ocorre em competição com a emissão do fóton de fluorescência. Para compostos do meio biológico o efeito Auger predomina (até 90%). Nos dois casos (fóton de fluorescência e efeito Auger) o elétron que substitui o elétron ejetado pelo fóton incidente, também deixa uma vacância, que será ocupada por uma emissão de outro fóton que irá interagir ou não com o elétron do átomo, e assim por diante (AURENGO et al., 1997).

Como o efeito fotoelétrico é a interação do fóton incidente com o elétron do átomo alvo, então pode-se dizer que ao atravessar a matéria o fóton “enxerga” somente os elétrons. Desta forma quanto maior densidade de elétrons, ou mais denso se tornar o meio absorvedor, maior a probabilidade de interação deste fóton. Assim, tem-se que a probabilidade do efeito fotoelétrico ocorrer,  $P(F)$ , é diretamente proporcional a densidade do material absorvedor:

$$P(F) \propto \rho \quad (6)$$

Com relação à energia do fóton incidente tem-se que  $P(F)$  possui uma forte dependência, como ilustrado na Figura 6, onde o coeficiente de atenuação mássico,  $\tau/\rho$ , é plotado em função da energia do fóton incidente para água e o chumbo, que representam elementos de número atômico baixo e alto, respectivamente. Como o gráfico é obtido em escala logarítmica, a curva é quase uma reta com uma inclinação de -3, aproximadamente.



**Figura 6.** Coeficiente de atenuação mássico vs. a energia do fóton incidente. Curva para a água ( $Z_{\text{efetivo}} = 7,42$ ) e o chumbo ( $Z = 82$ ) (AURENGO et al., 1997).

Desta forma, tem-se que:

$$P(F) \propto (h\nu)^{-3} \quad (7)$$

Esta forte dependência com o inverso do cubo da energia do fóton incidente implica que o efeito fotoelétrico para um dado elemento é mais importante para fótons de baixa energia.

Na Figura 6, a curva para o chumbo tem duas descontinuidades em aproximadamente 15 keV e 88 keV, as quais são chamadas de pico de absorção (*absorption edges*), correspondendo à energia de ligação da camada L e K. Um fóton com energia menor que 15 keV não tem energia suficiente para ejetar o elétron da camada L, limitando-se às camadas mais externas.

Porém quando a energia é igual à de ligação da camada L, ocorre uma ressonância e a probabilidade do fotoelétron absorver este fóton se torna maior. Além deste ponto, com o aumento da energia do fóton, a probabilidade decai, novamente, com  $(h\nu)^{-3}$  até a próxima descontinuidade, a absorção K. No pico de absorção da camada K a probabilidade aumenta extraordinariamente por um fator de 10, aproximadamente (ATTIX, 1986; KHAN, 1984). Portanto, a camada K é de grande importância na atenuação dos fótons pelo efeito fotoelétrico, correspondendo a cerca de 80% das interações fotoelétricas (KAPLAN, 1975).

A descontinuidade ou pico de absorção para água não é mostrado no gráfico, pois o k-edge da água ocorre para fótons com uma energia muito baixa, aproximadamente, ~0,5 keV (KHAN, 1984).

Já a dependência da probabilidade do efeito fotoelétrico com relação ao número atômico é:

$$P(F) \propto Z^3 \quad (8)$$

Esta forte dependência com o número atômico faz com que o efeito fotoelétrico seja mais importante para elementos de número atômico alto. Desta forma, no geral, o efeito fotoelétrico é mais importante quando fótons de baixa energia interagem com elementos de número atômico alto.

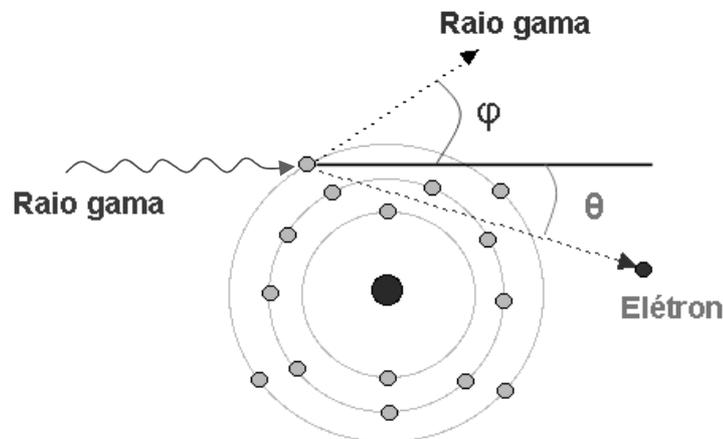
Por fim, tem-se que a probabilidade do efeito fotoelétrico é:

$$P(F) \propto \frac{\rho \cdot Z^3}{(h\nu)^3} \quad (9)$$

Para o fotoelétron, sua emissão se dá com a mesma probabilidade em qualquer direção.

### 2.3.2 Efeito Compton

No efeito Compton, representado pela Figura 7, o fóton interage com um elétron do átomo que é considerado como “livre” (energia do fóton incidente muito maior que a energia de ligação do elétron). Nesta interação, o fóton transfere parte de sua energia ao elétron que é espalhado com um ângulo,  $\theta$ , e energia cinética,  $T$ . O fóton, com energia reduzida, é então espalhado com um ângulo,  $\varphi$ , e energia,  $h\nu'$  (ATTIX, 1986; AURENGO et al., 1997; KHAN, 1984).



**Figura 7. Ilustração do efeito Compton.**

Pelos princípios da conservação de momento e energia obtém-se as Equações (10) e (11) que fornecem informações a respeito da cinemática das interações. A Equação (10) fornece a energia do fóton espalhado,  $h\nu'$ , em função da energia do fóton incidente,  $h\nu$ , e do ângulo de espalhamento do fóton,  $\varphi$ .

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + (h\nu / m_0c^2)(1 - \cos\varphi)}, \quad (10)$$

$h$  é a constante de Planck e  $\nu$  a frequência do fóton. Já a Equação (11), fornece a energia cinética do elétron,  $T$ , após a interação:

$$T = h\nu - h\nu' = \frac{(1 - \cos \varphi)(h\nu / m_0 c^2)}{1 + (1 - \cos \varphi)(h\nu / m_0 c^2)} \cdot h\nu \quad (11)$$

Pela Eq. (11) pode-se concluir que a energia do elétron é máxima quando a energia do fóton espalhado é mínima, ou seja, quando  $\cos \varphi = -1$  ou  $\varphi = 180^\circ$ , que corresponde ao fóton ser espalhado na mesma direção inicial, mas com sentido oposto. A energia do elétron, neste caso, é:

$$T_{MAX} = \frac{h\nu}{1 + (m_0 c^2 / 2h\nu)} \quad (12)$$

Da mesma forma que para o efeito fotoelétrico, tem-se que a probabilidade de ocorrência do efeito Compton,  $P(C)$ , é diretamente proporcional à densidade do material:

$$P(C) \propto \rho \quad (13)$$

Quanto à dependência com a energia do fóton incidente,  $P(C)$  é inversamente proporcional:

$$P(C) \propto (h\nu)^{-1} \quad (14)$$

Como no efeito Compton considera-se que o fóton incidente interage com um elétron livre, tem-se que  $P(C)$  é aproximadamente independente de  $Z$ :

$$P(C) \propto Z^0 \quad (15)$$

Resumindo, tem-se que a probabilidade do efeito Compton depende da densidade do material, da energia do fóton incidente e do número atômico do alvo da seguinte maneira:

$$P(C) \propto \frac{\rho Z^0}{h\nu} \quad (16)$$

Os fótons Compton espalhados possuem probabilidades diferentes em relação ao ângulo de espalhamento, conseqüentemente determinadas energias são mais prováveis. Esta probabilidade em função do ângulo de espalhamento do fóton é fornecida pela seção de choque diferencial Klein-Nishina, obtida por Klein e Nishina em 1928, e está representada graficamente na Figura 8, abaixo, para algumas energias dos fótons incidentes.

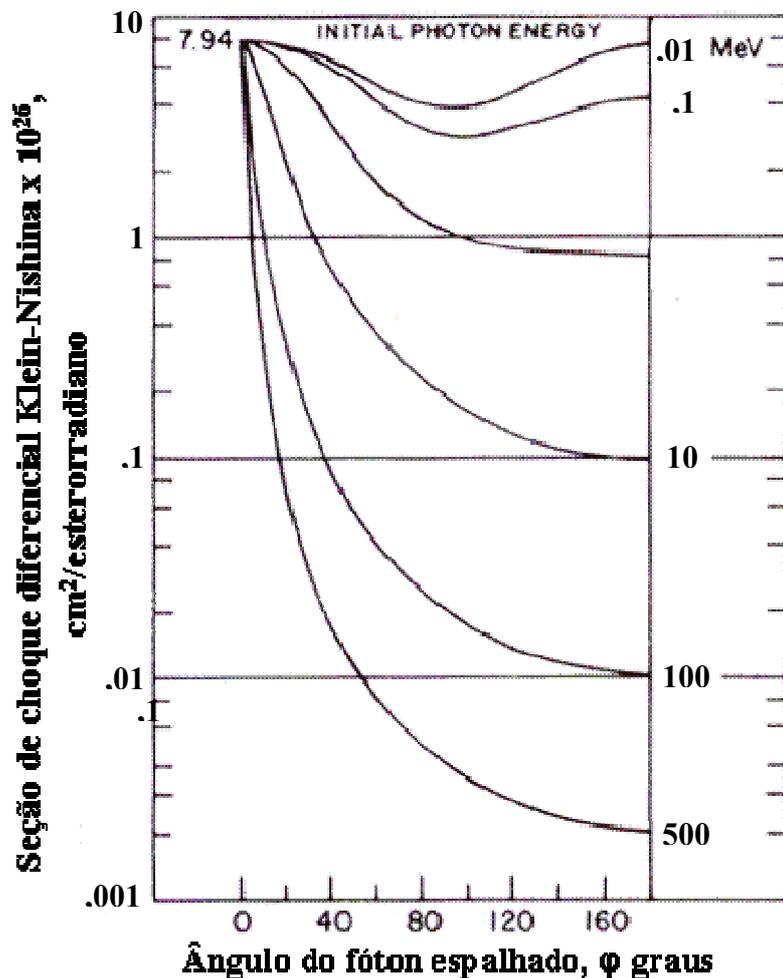


Figura 8. Seção de choque diferencial Klein-Nishina,  $d_e\sigma/d\Omega_\phi$ , pelo ângulo  $\phi$  do fóton espalhado, para a energia do fóton incidente,  $h\nu = 0,01, 0,1, 1, 10, 100$  e  $500$  MeV (adaptado de NELMS, 1953).

Analisando a Figura 8, tem-se que para fótons de baixa energia (e.g. 0,01 MeV) a maior probabilidade de emissão de fótons espalhados é na direção dos fótons incidentes (pequenos ângulos) e na direção simetricamente oposta. À medida que a energia do fóton

incidente aumenta somente os fótons espalhados com pequenos ângulos têm uma maior probabilidade de emissão. Conseqüentemente, os fótons incidentes transferem pouca energia para os elétrons, produzindo, por isto, fótons espalhados mais energéticos.

### 2.3.3 Importância relativa entre o efeito Compton e Fotoelétrico

A probabilidade de ocorrência do efeito fotoelétrico e Compton depende de forma diferente do material e da energia do fóton incidente. Portanto, com a variação dos fatores: energia do fóton incidente,  $h\nu$ , e número atômico,  $Z$ , do alvo, verifica-se a predominância de um ou outro efeito. As duas curvas mostradas na Figura 9 representam os valores de  $Z$  do átomo e,  $h\nu$  (MeV) para o qual o efeito fotoelétrico e Compton, na curva da esquerda, e Compton e produção de pares, na curva da direita, são equiprováveis.

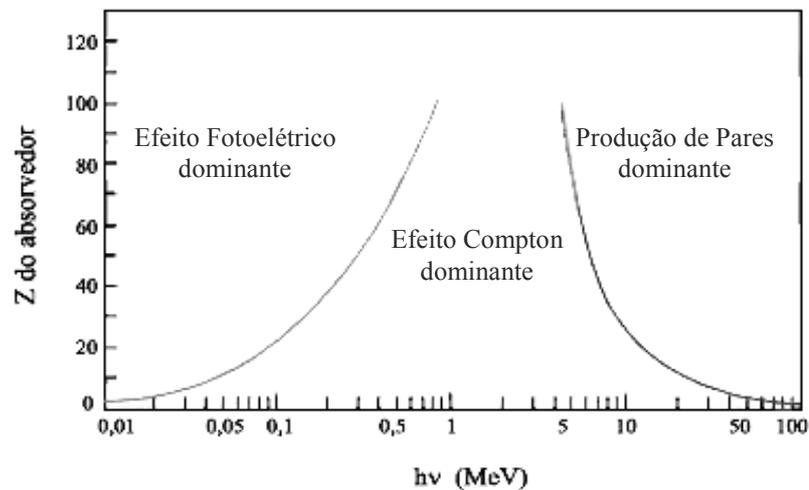


Figura 9. Importância relativa dos três tipos de interação dos raios gama (ATTIX, 1986).

Nas Tabelas 1 e 2, encontram-se as faixas de energia dos fótons incidentes as quais o efeito fotoelétrico e o Compton predominam, novamente, para água e o chumbo, respectivamente.

Tabela 1. Faixas de energia em que o efeito Fotoelétrico e Compton são predominantes na água (AURENGO et al., 1997).

ENERGIA DO FÓTON INCIDENTE	EFEITO DOMINANTE
$h\nu < 50 \text{ keV}$	Fotoelétrico
$50 \text{ keV} < h\nu < 20 \text{ MeV}$	Compton

**Tabela 2. Faixas de energia em que o efeito Fotoelétrico e Compton são predominantes no chumbo (AURENGO et al., 1997).**

ENERGIA DO FÓTON INCIDENTE	EFEITO DOMINANTE
$h\nu < 500 \text{ keV}$	Fotoelétrico
$500 \text{ keV} < h\nu < 1 \text{ MeV}$	Compton

Assim, com o que foi exposto até agora a respeito da atenuação e mecanismos de interação dos fótons com a matéria percebe-se a grande influência do número atômico e densidade dos elementos.

Desta forma, a escolha do elemento é de grande importância na fabricação da blindagem, em particular para os Equipamentos de Proteção Individual (EPI's), pois para este tipo de blindagem existe um fator a mais a ser levado em consideração: o ergonômico. A seguir, será apresentada uma revisão sobre os aventais pumblíferos.

## **2.4 Equipamento de Proteção Individual: Avental Pumblífero**

Desde a comprovação dos danos ao homem devido ao uso das radiações ionizantes, medidas de radioproteção vêm sendo tomadas, em especial o uso de blindagens. Entretanto, somente durante décadas anteriores a II Guerra Mundial quando mudanças evolutivas nas recomendações de blindagem foram feitas, o uso do avental pumblífero foi recomendado para a radioproteção dos trabalhadores na fluoroscopia (SHULTIS; FAW, 2005). Atualmente, além da fluoroscopia, os aventais são empregados em outras áreas de aplicação da radiação ionizante.

Historicamente, os aventais pumblíferos eram compostos por folhas de polímero ou elastômero preenchidas somente com chumbo (Pb) (MCCAFFREY et al., 2007), e por isto, comumente conhecidos por avental de chumbo ou convencional.

Posteriormente, devido a trabalhos como o de Moore et al. (1992) e Ross et al. (1997), que evidenciaram riscos ergonômicos à coluna vertebral dos trabalhadores após a utilização destes aventais por longos períodos, em particular para os cardiologistas que atuam em

intervenção por usarem frequentemente o avental, cerca de 8 ou mais horas por dia, percebeu-se a necessidade em minimizar o seu peso.

Para se ter uma idéia do peso destes aventais, de acordo com Mccaffrey et al. (2007) um avental de chumbo convencional contendo uma área de 0,5 m<sup>2</sup> e uma espessura de 1,5 mm, aproximadamente, possui uma massa de 4,5 kg, que daria a mesma proteção que uma espessura de 0,5 mm de chumbo puro que tem um peso inferior cerca de 2,6 kg, considerando a mesma área. Vale lembrar que devido ao fato do chumbo ser considerado tóxico e de fácil quebra, ao ser manuseado, ele não é utilizado de forma pura.

Assim, com base nesses trabalhos, várias modificações foram propostas para amenizar o peso dos aventais. Dentre estas modificações sugeridas, pode-se destacar: a modificação do design colocando-se velcros de tal forma a transferir a maior sustentação do peso dos aventais para a região pélvica e, em especial, a utilização de outros elementos além do chumbo na composição dos aventais, que implicou numa redução efetiva no peso do avental (CHRISTODOULOU et al., 2003).

A utilização de outros elementos para compor os aventais foi, primeiramente, proposta por Webster et al. (1966), que utilizando compostos de chumbo (Pb), estanho (Sn), iodo (I) e bário (Ba), observou experimentalmente que estes compostos poderiam atenuar de forma equivalente ao Pb puro raios-X de 50 e 125 kVp, com uma redução no peso de 20 a 30%. Este trabalho resultou na produção e amplo uso, atual, de aventais feitos por camadas de Policloreto de Vinila (PVC) contendo Pb e antimônio (Sb), o qual devido ao seu baixo custo foi utilizado em lugar do estanho (CHRISTODOULOU et al., 2003).

Atualmente, os aventais comercializados podem conter uma mistura de vários outros elementos, além dos citados acima, que são incorporados em borracha natural, PVC ou outro polímero que sirva como matriz de sustentação. Alguns destes elementos normalmente utilizados em sua confecção encontram-se na Tabela 3.

**Tabela 3. Elementos normalmente incorporados em alguns aventais de proteção que são comercializados (MCCAFFREY et al., 2007).**

ELEMENTO	Nº ATÔMICO	DENSIDADE (g/cm <sup>3</sup> )	ABSORÇÃO DA CAMADA K (keV)
Cádmio (Cd)	48	8,65	26,70
Índio (In)	49	7,31	27,90
Estanho (Sn)	50	7,30	29,20
Antimônio (Sb)	51	6,69	30,50
Césio (Cs)	55	1,87	36,00
Bário (Ba)	56	3,50	37,40
Cério (Ce)	58	6,66	40,40
Gadolínio (Gd)	64	7,90	50,20
Tungstênio (W)	74	19,30	69,50
Chumbo (Pb)	82	11,36	88,00
Bismuto (Bi)	83	9,75	90,50

A Tabela 3 contém as informações necessárias para a escolha dos elementos na tentativa de otimizar a atenuação dos fótons incidentes pelos aventais (ver seção § 2.3). Como o mecanismo de interação mais importante para a atenuação dos fótons é o efeito Fotoelétrico, uma vez que o fóton é totalmente absorvido, a energia de absorção da camada K é um importante parâmetro para fótons de baixa energia como os empregados, por exemplo, no radiodiagnóstico (ver seção § 2.3.1).

Estes aventais produzidos pela mistura de outros elementos, além do chumbo, são normalmente chamados pelos fabricantes de *aventais compostos* (Composite Apron) ou “de peso leve” (Lightweight Apron) que podem ou não conter Pb em sua composição. Caso não contenham são também conhecidos como aventais *livres de chumbo* (Lead Free ou non-lead Apron). Infelizmente, devido ao nome inicial de avental de chumbo, também chamados atualmente de convencionais ou tradicionais, muitas pessoas, inclusive as que fazem seu uso, ainda pensam erroneamente que todos os aventais são confeccionados com 100% de chumbo ou que só contenham chumbo em sua composição.

Quando confeccionados, a atenuação oferecida tanto pelos aventais convencionais como os compostos é sempre comparada com a produzida por uma determinada espessura de chumbo puro, sendo por isto, referidos comercialmente como aventais equivalentes ao de chumbo puro com determinada espessura. A espessura a que os aventais equivalentes são

comumente comparados é a de 0,5 mm de chumbo puro. Porém, para baixas energias como as emitidas em ambientes de raios-X, também são utilizadas equivalências a 0,25 e 0,3 mm de chumbo puro e para altas energias, como na PET, são também usadas, porém raramente devido ao seu grande peso, equivalências a 1 e 2 mm de chumbo puro.

Entretanto, a equivalência dos aventais não é válida para qualquer energia dos fótons incidentes, como seria desejado, sendo esta dependência com a energia bem mais forte para os aventais compostos, de acordo com o trabalho de Mccaffrey et al. (2007). Os convencionais praticamente não apresentam variação na sua equivalência para a faixa de energia estudada por Mccaffrey et al. (2007) de até 250 kVp que dá uma energia média de 205 keV. Além da equivalência dos aventais compostos terem uma forte dependência com a energia, alguns trabalhos, como os de Muir et al. (2005), Finnerty e Brennan (2005) e Christoudoulou et al. (2003), observaram que alguns destes aventais comercializados não possuíam a equivalência declarada pelos fabricantes.

Para os fótons de baixa energia, como os emitidos em ambientes de raio-X, onde os fótons emitidos possuem picos de energia que variam de 60 à 120 kVp, correspondendo a energias médias de 35 à 60 keV, aproximadamente (MCCAFFREY et al., 2007), os aventais compostos (Green Lite, Hx-Pb e Sn-Ba) testados por Mccaffrey et al. (2007) apresentaram uma atenuação por unidade de massa superior aos convencionais, chegando alguns, para determinadas energias, a oferecer uma atenuação por unidade de massa melhor que a oferecida pelo chumbo puro com 0,5 mm.

Esta melhor atenuação dos aventais compostos em ambientes de raio-X, onde são emitidos vários fótons de baixa energia (espectro contínuo de 0 ao kVp aplicado) se deve ao fato de que a absorção destes fótons é principalmente influenciada pela energia de absorção da camada K. Com isso, a utilização de aventais compostos que possuem vários elementos, conseqüentemente vários K-edge, implica que uma maior quantidade de fótons, em um largo espectro de energia, poderão estar no pico de absorção da camada K e, portanto, podendo ser absorvidos com maior probabilidade.

Porém, para altas energias dos fótons incidentes como os utilizados em MN, todos os elementos se tornam menos eficaz em sua atenuação, pois o efeito fotoelétrico se torna menos relevante requerendo camadas espessas para uma blindagem significativa

(MCCAFFREY et al., 2007). Desta forma, aventais compostos, em geral, são bem menos eficazes, ou seja, para que estes aventais ofereçam a mesma proteção que os convencionais, implicaria num peso muito maior para os compostos (MCCAFFREY et al., 2007), o que vai contra a tendência da fabricação de aventais mais leves.

Por exemplo, no trabalho de Murphy et al. (1993) é encontrado que para a energia média dos fótons de 140 keV, emitidos na SPECT pelo radioisótopo  $^{99m}\text{Tc}$ , uma atenuação pelos aventais com espessura de 0,5 mm de Pb puro foi cerca de 80%, enquanto que para os convencionais equivalentes a 0,5 mm de Pb puro foi, aproximadamente, de 70-75% e para os compostos testados uma atenuação inferior entre 35-40%, aproximadamente. Estes valores de atenuação foram obtidos considerando-se condições de boa geometria. Vale salientar que os compostos investigados por Murphy et al. (1993) não tiveram suas equivalências de 0,5 mm declaradas pelo fabricante, uma vez que não é informada no seu trabalho. Entretanto esta equivalência foi calculada encontrando-se valores de 0,18 e 0,22 mm de chumbo, para os compostos HX e HX-Plus, respectivamente.

Para estudos com PET não há na literatura informações a respeito da atenuação oferecida pelos aventais para os fótons de aniquilação, porém uma estimativa da atenuação pode ser realizada. Sabe-se que uma espessura de chumbo puro de 0,5 mm atenua 6,58% dos fótons com energia de 662 keV provenientes do  $^{137}\text{Cs}$  (MCCAFFREY, 2006) e, aproximadamente, 12% dos fótons com energia de 364 keV provenientes do Iodo-131 ( $^{131}\text{I}$ ) (MURPHY et al., 1993) obtidos considerando boa geometria. A partir destes valores, pode-se inferir que a atenuação dos fótons de aniquilação pelo avental com espessura de 0,5 mm de chumbo puro deva estar entre estes dois valores e mais próximo do valor dado para o  $^{137}\text{Cs}$ . Vale salientar, todavia, que esta atenuação é para avental de chumbo puro, enquanto que para aventais equivalentes ao chumbo os valores devem ser menores.

Contudo, a quantificação da atenuação dos fótons incidentes não é uma grandeza radiológica. Assim, não pode fornecer informações diretas da eficácia dos aventais na redução da exposição à radiação ionizante, mas especificamente dos raios-X ou gama aos quais os profissionais da medicina nuclear estão sujeitos. Portanto, esta avaliação da eficácia deve ser realizada comparando-se a grandeza física dose absorvida, recebida pelos trabalhadores com e sem o uso do avental. A estimativa da dose absorvida é feita através da dosimetria, que será descrita na próxima seção, sendo esta facilmente correlacionada a grandezas de radioproteção

que nos fornece informações a respeito dos efeitos biológicos que são decorrentes da exposição a radiações ionizantes.

Dito isto, com relação à redução da dose absorvida oferecida pelos aventais equivalentes a 0,5 mm de Pb para os fótons de 140 keV, o convencional testado por Ahmed et al. (2007) conseguiu reduzir a dose em 82,7% e de acordo com Warren-Forward et al. (2007) o convencional de mesma equivalência obteve uma redução de 76%.

Estes valores distintos na redução da dose apesar de serem aventais com mesma equivalência ao de chumbo podem ser devido às diferenças da composição dos aventais e da metodologia empregada na realização das aferições dosimétricas. Já para o avental composto da marca Roland com equivalência a 0,5 mm de chumbo e para os mesmos 140 keV, há uma redução da dose de 59% de acordo com Warren-Forward et al. (2007).

Para os fótons de aniquilação, o trabalho recente de Ahmed et al. (2007), obteve uma pequena redução da dose absorvida de 18,2% para o avental convencional equivalente a 0,5 mm de Pb.

## 2.5 Dosimetria

A Dosimetria, de um modo geral, é a determinação da dose absorvida ou da taxa de dose resultante da interação da radiação ionizante com a matéria. Para se determinar estas quantidades físicas, utilizam-se mecanismos que consigam medir ou estimar a energia depositada dentro de seu volume sensível  $V$  de massa  $m_d$ , devido à radiação ionizante (ATTIX, 1986).

De acordo com o tipo de mecanismo utilizado, a dosimetria pode ser dividida em três grandes áreas: dosimetria física, biológica e numérica. A utilização de mecanismos físicos, tais como filmes dosimétricos, TLD's, dosímetro eletrônicos (ED), entre outros, utilizados na monitoração das radiações X e  $\gamma$  é do âmbito da *Dosimetria Física*. Quando informações biológicas são empregadas, tais como aberrações cromossômicas, entre outras expressões do sistema biológico de forma que possam ser correlacionadas com a dose, é denominada de

*Dosimetria Biológica*. Por fim, quando mecanismos matemáticos e estatísticos são utilizados juntamente com ferramentas computacionais, tem-se então a *Dosimetria Numérica*.

Cada área da dosimetria tem sua aplicação. Por exemplo, a dosimetria física é de grande importância na monitoração periódica de profissionais ocupacionalmente expostos. Entretanto, em casos de acidentes, onde muitas vezes não é possível a quantificação da dose através de instrumentos físicos, utiliza-se a dosimetria biológica e/ou a dosimetria numérica como forma de avaliação retrospectiva da dose absorvida. Nesta pesquisa será empregada a Dosimetria Numérica.

Estes cálculos dosimétricos têm com objetivo estimar valores, conhecidos como grandezas de radioproteção definidas primeiramente pela ICRP 26 (1977) e posteriormente pela ICRP 60 (1990), que possam ser correlacionados com efeitos biológicos provocados devido à exposição do homem à radiação ionizante. Visando esta estimativa, a Comissão Internacional de Unidades e Medidas da Radiação (ICRU – *International Commission on Radiation Units and Measurements*) definiu um conjunto de quantidades operacionais para monitoração individual e de área.

Neste trabalho, as duas quantidades operacionais de interesse foram as de monitoramento individual, definida pela ICRU 39 (1985), a dose equivalente individual, penetrante,  $H_p$ , e superficial,  $H_s$ , que posteriormente foi unificada em uma única quantidade “dose equivalente pessoal”,  $H_p(d)$ , (ICRU 47, 1992; ICRU 51, 1993). A dose equivalente pessoal é definida como sendo a dose equivalente em tecido mole a uma profundidade,  $d$ , abaixo de um ponto específico do corpo (ICRU 51, 1993). Para radiação de *fraca penetração*<sup>2</sup>, é usada uma profundidade de 0,07 mm,  $H_p(0,07)$ , que corresponde à dose na pele e para radiação de *forte penetração*, é usada uma profundidade de 10 mm,  $H_p(10)$ , correspondendo a uma dose de corpo inteiro (ICRU 51, 1993).

---

<sup>2</sup> Diz-se que uma radiação é de penetração fraca em um campo unidirecional e uniforme quando a dose equivalente em um pequeno volume na camada sensível da pele é 10 vezes maior que a dose efetiva, caso contrário à radiação é classificada como de penetração forte. Geralmente, a denominação “penetração fraca” é atribuída a fótons com energia abaixo de 15 keV, aproximadamente, e radiação beta (ICRU 47, 1992).

### 2.5.1 Dosimetria Numérica

A dosimetria numérica utiliza simulações em computador para estimar os efeitos das interações que ocorrem quando pessoas são submetidas a fontes de radiação ionizante, combinando técnicas Monte Carlo e simuladores do corpo humano na obtenção da dose (LOUREIRO, 2002).

Através deste método dosimétrico é possível acompanhar as interações da radiação com a matéria, permitindo responder a questionamentos do tipo: “Quantos fótons interagiram pelo efeito fotoelétrico ou Compton?” ou “Qual o fluxo e energia dos elétrons numa determinada região?”.

Outra vantagem da dosimetria numérica é que sua utilização é bastante útil em problemas complexos onde medidas experimentais são difíceis ou até mesmo impossíveis, como, por exemplo, a estimativa da dose recebida pelo paciente em determinado órgão (dose efetiva) quando realizado um exame de medicina nuclear (ROGERS; BIELAJEW, 1990). Além disto, podem ser realizadas avaliações em larga escala, em um curto espaço de tempo, com baixo custo e sem haver, para o homem, uma exposição desnecessária à radiação ionizante (ZAIDE; XU, 2007).

### 2.5.2 O Método Monte Carlo para Transporte de Partículas

O Método Monte Carlo (MC) é um método estatístico de simulação, que por sua vez pode ser definido como qualquer técnica que utiliza uma *seqüência de números aleatórios* para realizar a simulação (BRIESMEISTER, 2000). Tais números, gerados em computador por algoritmos determinísticos, sendo previsíveis e reprodutíveis, não são exatamente aleatórios, sendo, por isto, denominados de números pseudo-aleatórios (BRIESMEISTER, 2000).

Uma das condições para que se possa utilizar o MC é que o sistema físico/matemático possa ser descrito por funções densidade de probabilidade (fdp). Uma vez que as fdp's são conhecidas, a simulação MC é realizada através da amostragem aleatória destas fdp's pela geração dos números pseudo-aleatórios (BRIESMEISTER, 2000).

No contexto de transporte de partículas, onde o método MC teve sua origem no trabalho de John von Neumann e Stanislaw Ulam em Los Alamos nos anos 40 (SHULTIS; FAW, 2005), o MC simula a natureza aleatória das interações das partículas com o meio, sem a necessidade de invocar equações de transporte (SHULTIS; FAW, 2005). As fdp's, no transporte de partículas, são, por exemplo, as expressões matemáticas de probabilidade que governam o alcance da partícula entre dois pontos de interação, que escolhem o tipo de interação para cada ponto, nova energia e direção, o tipo de espalhamento e se há produção de novas partículas (SHULTIS; FAW, 2005).

O conjunto de interações que a partícula passa desde o momento de sua criação na fonte até o momento que ela é completamente absorvida pelo meio ou sai do sistema é chamado de história. A partir das histórias, podem-se obter valores médios de quantidades macroscópicas como a energia depositada, fluxo, dentre outras (BRIESMEISTER, 2000; SHULTIS; FAW, 2005).

A técnica de empregar o computador para gerar histórias de partículas tem como objetivo realizar um experimento teórico que busca reproduzir o processo físico real de transporte de partículas através do meio. Esta simulação direta do fenômeno de transporte é chamada de procedimento Monte Carlo análogo.

Porém, quando são utilizadas técnicas para induzir que certos eventos tenham uma maior probabilidade de ocorrência, então a simulação do fenômeno de transporte é chamada de método Monte Carlo não-análogo. Esta versão do método caracteriza-se pela utilização de procedimentos, denominados técnicas de redução de variância, que visam à obtenção de melhores resultados com a diminuição da quantidade de histórias ou do tempo empregado em cada simulação. Alguns conceitos importantes são aplicados por especialistas em Monte Carlo para aumentar a eficiência computacional, melhorar as técnicas de amostragem e obter resultados mais confiáveis a um menor custo de tempo (SHULTIS; FAW, 2005). O método Monte Carlo não análogo produzirá os mesmos valores que o análogo, desde que as técnicas de redução de variância sejam empregadas corretamente.

A técnica MC incorporada a códigos computacionais vem sendo largamente utilizada na dosimetria em problemas complexos onde a utilização de métodos determinísticos não é possível (ROGERS; BIELAJEW, 1990). Os códigos computacionais desenvolvidos para simulação de transporte de partículas com base no MC possuem quatro componentes principais: (1) dados da seção de choque de todas as interações envolvidas na simulação; (2) o algoritmo utilizado para o transporte de partículas; (3) o método utilizado para especificar a geometria do problema e definir as quantidades físicas de interesse e (4) a análise da informação obtida durante a simulação (ROGERS; BIELAJEW, 1990).

Existem vários códigos computacionais que utilizam o método Monte Carlo para fins de dosimetria, dentre estes, destacam-se o MCNP (Monte Carlo N-Particle) e o EGS (Electron Gamma Shower), por serem os mais empregados (CAMPOS, 2005). Nesta pesquisa foi empregado o MCNP versão 4C.

### **2.5.3 Monte Carlo N-Particle versão 4C (MCNP4C)**

O código computacional Monte Carlo N-Particle (MCNP) foi desenvolvido pelo Los Alamos National Laboratory, na década de 70 nos Estados Unidos e é atualmente um dos códigos computacionais mais utilizados mundialmente na área de transporte de radiação envolvendo nêutrons, fótons, elétrons, pósitrons, como também prótons e partículas alfa (BRIESMEISTER, 2000; JÚNIOR, 2007). Dessa forma, a equipe que o desenvolveu continua constantemente o aperfeiçoando, o que aumenta a segurança nas intercomparações entre o código e experimentos.

Este código permite a construção de geometrias complexas tridimensionais, através da união e interseção de superfícies de até segunda ordem (paralelepípedos, elipsóides, cones, entre outras) e o toro elíptico de quarta ordem, que podem ser preenchidas com materiais de qualquer composição e densidade (BRIESMEISTER, 2000).

A capacidade de tratamento de geometrias complexas em três dimensões e a variedade de opções de dados de entrada faz deste código uma ferramenta muito conveniente e poderosa no campo da física médica, proteção radiológica, modelagem de instalações nucleares, detectores e blindagem da radiação (REIS JÚNIOR, 2007). Como resultados de simulações

realizadas com o auxílio do MCNP é possível obter várias grandezas importantes e por conseguinte a dose absorvida.

### 2.5.3.1 Arquivo de entrada (INPUT) do MCNP

O Arquivo de entrada (INP) contém informações do modelo a ser estudado, que para serem executadas pelo MCNP são organizadas em três blocos ou cartões da seguinte forma:

Título do problema:

#### **Cartão de células – “Cell Cards”**

\*

\*

Linha em branco

#### **Cartão de superfícies – “Surface Cards”**

\*

\*

Linha em Branco

#### **Cartão de Dados – “Data Cards”**

\*

\*

#### ➤ **Cartões de Células – Cell Cards**

Neste cartão, é feita a delimitação das regiões ou células, que constituirão a geometria do problema, através da combinação de elementos geométricos, pré-definidos no Cartão de Superfícies, como: planos, esferas, elipsóides, dentre outras. Esta combinação é realizada utilizando-se operadores lógicos de intersecção e união. Além da construção das células, neste bloco, define-se também, que tipo de material irá compor cada célula com sua respectiva densidade. Opcionalmente, pode-se atribuir para cada célula uma importância através do comando IMP, que está descrito no cartão de dados.

#### ➤ **Cartões de Superfície – Surface Cards**

Neste bloco, são equacionados todos os elementos geométricos a serem utilizados na representação do modelo computacional. Para isto, são usados caracteres mnemônicos

indicando o tipo de superfície e em seguida os coeficientes da equação da superfície selecionada.

➤ **Cartões de Dados – Data Cards**

Este cartão é responsável por todas as informações relacionadas à física do problema estudado. De modo geral, esta parte é composta dos seguintes itens:

*Tipo de Radiação – MODE Card*

Aqui é feita seleção do tipo de partícula (ou partículas) que será transportada no problema, as possibilidades são:

MODE N:	Apenas o transporte de nêutrons;
N P:	Transporte de nêutrons e fótons;
P:	Apenas o transporte de fótons;
E:	Apenas o transporte de elétrons;
P E:	Transporte de fótons e elétrons;
N P E:	Transporte de nêutrons, fótons e elétrons.

O intervalo de energia, das partículas que podem ser simuladas no MCNP4C, é:

- Nêutrons:  $10^{-11}$  MeV a 20 MeV;
- Fótons: 1 keV a 100 GeV;
- Elétrons: 1 keV a 1 GeV.

*O comando IMP Card*

É o mnemônico para a importância da partícula numa determinada célula, podendo ser atribuído o valor de  $IMP:x = 0$  que é utilizado para finalizar a história da partícula quando entra nesta célula ou  $IMP:x \geq 1$  utilizado na separação das regiões geométricas de maior importância para as de menos importância. Este cartão, se empregado corretamente, reduz o tempo de simulação. Onde ‘x’ é o identificador da partícula que será atribuída uma importância, sendo  $x = p$  para fótons,  $x = e$  para elétrons e  $x = n$  para nêutrons.

### *Especificação da fonte*

Neste código, fontes de radiação pontual, superficiais ou volumétricas podem ser definidas, de onde as partículas são emitidas com distribuição arbitrária e com probabilidade específica para a energia e direção. Existem várias opções para descrever a fonte no MCNP; porém, algumas características são comuns, tais como: posição da fonte, energia e tipo de partícula emitida.

### *Tipo de grandeza a ser calculada na simulação - TALLY Card*

O cartão TALLY no MCNP é utilizado para especificar que grandeza macroscópica (e.g. energia depositada, fluência das partículas, dentre outros) o usuário quer que seja escrito nos dados de saída, ao final de uma execução. As opções que podem ser selecionadas estão apresentadas na Tabela 4.

**Tabela 4. Grandezas que podem ser calculadas pelo MCNP4C (BRIESMEISTER, 2000).**

MNEMÔNICO	DESCRIÇÃO	UNIDADES FN	UNIDADES *FN
F1:N, F1:P ou F1:E	Corrente integrada sobre uma superfície	Partículas	MeV
F2:N, F2:P ou F2:E	Fluxo médio sobre uma superfície	Partículas/cm <sup>2</sup>	MeV/cm <sup>2</sup>
F4:N, F4:P ou F4:E	Fluxo médio sobre uma célula	Partículas/cm <sup>2</sup>	MeV/cm <sup>2</sup>
F5:N ou F5:P	Fluxo em um ponto	Partículas/cm <sup>2</sup>	MeV/cm <sup>2</sup>
F6:N, F6:P ou F6:N	Energia depositada em uma célula	MeV/g	jerks/g
F7:N	Deposição de energia média de fissão de uma célula	MeV/g	jerks/g
F8:E ou F8:P,E	Distribuição de pulsos de energia em um detector	Pulsos	MeV

### *Especificação de materiais – Mm Card*

Os materiais são implementados na entrada do código através do cartão Mm, onde ‘m’ é qualquer número inteiro sendo diferente para cada material. Para descrever o material é necessário descrever a fração de cada elemento que o compõe de forma normalizada ou não.

### *Delimitação do problema (Cutoffs)*

Nesta opção são apresentados os limites impostos pelo usuário para a finalização do problema, tais como no: tempo, energia, número de histórias, entre outras. O MCNP utiliza estes parâmetros como limitadores para cada uma das opções selecionadas. Como por exemplo, se empregado o cartão para o número de histórias (Mnemônico NPS), então quando o número de histórias selecionado for atingido, o código irá interromper sua execução e apresentará uma mensagem de finalização do problema.

#### **2.5.3.2 Arquivo de saída (OUTPUT) do MCNP**

Na saída do MCNP, os resultados das interações em cada região (e.g. energia depositada) são normalizados pelo número simulado de histórias e impressos na saída do código com um segundo número, representado por R. O valor de R é dado pela razão entre o desvio padrão do valor médio,  $S_x$ , dividido pelo valor médio estimado,  $\bar{x}$ , correspondendo ao erro relativo que é calculado pelo código. Para os valores de R, é importante considerar a interpretação dada pelo código na Tabela 5.

**Tabela 5. Intervalo do erro relativo estimado pelo MCNP (BRIESMEISTER, 2000).**

<b>INTERVALO DO ERRO RELATIVO</b>	<b>RECOMENDAÇÃO</b>
0,50 – 1,0	Não aceitável
0,20 – 0,50	Não-recomendável
0,10 – 0,20	Questionável
< 0,10	Confiável

Além do valor de R o código realiza 10 testes estatísticos para validar o resultado. De modo geral, estes testes estatísticos são para avaliar se o comportamento dos valores médios encontrados no final da simulação para cada tally requisitado pelo usuário, o valor de R, entre outras variáveis, tiveram comportamento de acordo com o esperado.

Um exemplo de saída para o Tally \*F8 é ilustrado na Figura 10.

Região	Energia depositada (*F8)	R
<i>cell 5</i>	<i>5.05159E-05</i>	<i>0.0950</i>
<i>cell 6</i>	<i>5.50942E-05</i>	<i>0.0900</i>
<i>cell 7</i>	<i>7.56708E-05</i>	<i>0.0734</i>

Figura 10. Exemplo da saída do código para o Tally \*F8.

Por exemplo, na célula 5 – que representa um região do fantoma como o coração, pulmão, bexiga ou qualquer outra que tenha sido delimitada pelo usuário/programador – tem-se que a energia absorvida foi de  $5,05159 \times 10^{-5}$  MeV por partícula e o erro relativo estimado de 9,5%, portanto de acordo com a Tabela 6 este resultado é aceitável.

Juntamente com a resposta fornecida pelo código, como apresentado na Figura 10, uma tabela é apresentada, na qual os resultados dos 10 testes estatísticos são mostrados. Na Figura 11 pode ser visto 4 dos 10 testes realizados pelo código, no qual são avaliados o valor médio e o erro relativo.

tfc bin	--mean--	-----relative error-----		
behavior	behavior	value	decrease	decrease rate
desired	random	<0.10	yes	1/sqrt(nps)
observed	random	0.01	yes	yes
passed?	yes	yes	yes	yes

Figura 11. Exemplo de 4 dos 10 testes estatísticos realizado pelo código MCNP4C.

Desta forma, pode-se ver, por exemplo, que para o valor médio é desejado um comportamento aleatório, assim para o exemplo da Figura 11 observou que este

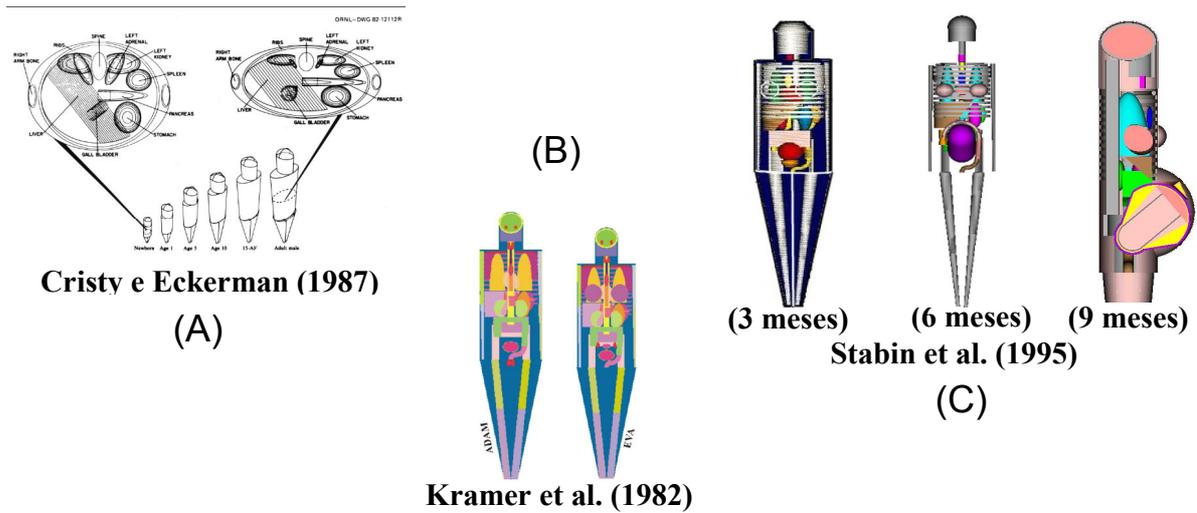
comportamento foi como esperado implicando que, neste teste, o modelo empregado para as simulações foi coerente.

Independentemente do código a ser empregado, em investigações sobre interação das radiações ionizantes com o indivíduo, torna-se necessário à utilização de modelos computacionais que representem o corpo humano traduzindo matematicamente sua anatomia e variações de densidade. Estes modelos são descritos a seguir.

#### **2.5.4 Modelos antropomórficos computacionais (Fantomas computacionais)**

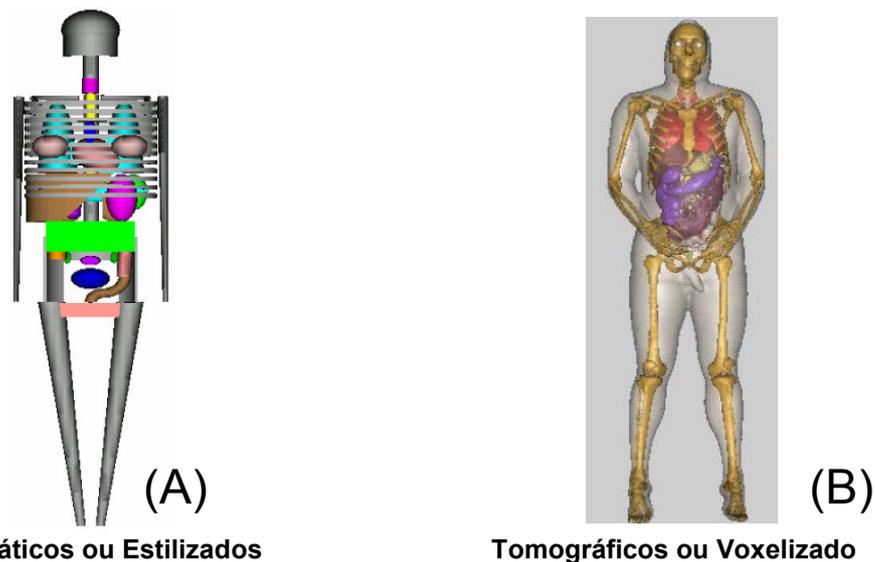
O primeiro modelo antropomórfico computacional (Fantoma computacional) que representava um homem adulto foi desenvolvido a pedido do comitê MIRD (*Medical Internal Radiation Dose*), por pesquisadores da ORNL *Oak Ridge National Laboratory* com o objetivo de calcular, em medicina nuclear, a dose nos órgãos dos pacientes após a administração do radiofármaco (ZAIDE; XU, 2007). Este modelo consistia de três principais regiões: a cabeça e o pescoço, o torso (incluindo os membros superiores) e os membros inferiores, todas compostas por um único tecido tecidos de forma homogênea (FISHER; SNYDER, 1966).

Posteriormente, este primeiro modelo sofreu várias modificações, como a adição dos pulmões e do esqueleto juntamente com os tecidos correspondentes a estas estruturas (tecido do pulmão e esqueleto), tornando-o um fantoma heterogêneo (SNYDER et al., 1969), sendo novamente melhorado nove anos depois (SNYDER et al., 1978). Além destes modelos antropomórficos, foram criados vários outros, como os desenvolvidos por Cristy e Eckerman (1987), Figura 12-(A), que representam uma série de fantomas representando várias idades do homem, desde o recém-nascido até o adulto, o de Kramer et al. (1982), Figura 12-(B), que introduziu o fantoma masculino (ADAM) e o feminino (EVA), o de Stabin et al. (1995), Figura 12-(C) que modelou uma série de fantomas que representavam o estágio da gravidez no fim de cada trimestre.



**Figura 12.** Exemplos de fantasmas antropomórficos: (A) representando várias idades, desde o recém-nascido até o adulto (B) masculino (ADAM) e feminino (EVA) e (C) representando o estágio da gravidez no fim de cada trimestre.

Atualmente, existem duas grandes classes de fantasmas para cálculos dosimétricos bem difundidos: os fantasmas estilizados (ou matemáticos), Figura 13-(A), e os fantasmas tomográficos (ou Voxelizado), Figura 13- (B) (XU, 2005).



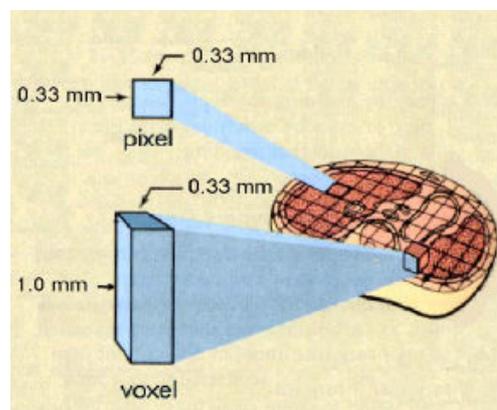
**Figura 13.** Ilustração das duas classes de fantasmas existentes: (A) Fantoma Matemático ou Estilizado, modelo TM-8281, e (B) Fantoma Tomográfico ou Voxel, modelo Vip-Man (XU, 2000).

Os fantasmas matemáticos descrevem o formato do corpo humano, como também dos órgãos internos, pela combinação de equações matemáticas de planos, esferas, cilindros e outras superfícies (XU, 2005). O volume dos órgãos definidos pelas equações é preenchido

por materiais, que representam tecidos do corpo humano, e que têm a composição química elementar e densidades tabuladas em fontes como a ICRP 23 (1975) ou mais recentemente a ICRP 89 (2003).

Embora os fantasmas matemáticos venham contribuindo significativamente para avaliação da dose nas últimas três décadas, as equações matemáticas são limitadas com respeito à capacidade de descrever a complexidade da anatomia humana (LEE; LEE, 2006). Assim, devido à necessidade de modelos mais realistas juntamente com a ajuda dos avanços tecnológicos, tais como: o aumento da capacidade de processamento dos computadores e o surgimento de novas técnicas de imagem (e.g. Tomografia Computadorizada), foram desenvolvidos os modelos tomográficos.

Estes fantasmas tomográficos são construídos a partir de imagens sobrepostas de seções transversais (cortes perpendiculares à altura) do homem obtidas utilizando-se equipamentos modernos de imagem, tais como, Ressonância Magnética (MR) ou Tomografia computadorizada (CT) (LEE; LEE, 2006). Cada corte transversal é então segmentado por linhas entrecruzadas formando pequenos quadrados (pixel). Então, quando estes cortes são sobrepostos e assim estendidos para três dimensões se tornam elementos de volume com um formato de paralelepípedo chamado de Voxel (sigla inglesa para *Volume Element*), como ilustrado na Figura 14. Cada Voxel contém um material específico com sua respectiva densidade que o identifica a um órgão ou tecido particular e assim são armazenadas em um banco de dados que se constituirá no simulador do indivíduo a ser analisado (COAN, 2004).



**Figura 14.** Ilustração do procedimento de segmentação de uma seção transversal para a obtenção do Voxel (XU, 2005).

Os fantasmas tomográficos apresentam uma superioridade em definição e localização dos órgãos com relação aos estilizados, sendo também de grande importância na dosimetria de órgãos que não são representados nos estilizados, como é o caso da medula óssea utilizada na estimativa da dose efetiva de pacientes com câncer submetidos à radioimune terapia (COAN, 2004; ZAIDI; XU, 2007). Em contrapartida, os fantasmas tomográficos não conseguem uma segmentação precisa de estruturas menores que o voxel. Além disto, não são bons modelo padrão na representação de estruturas internas para uma grande população, uma vez que são obtidos de indivíduos específicos (COAN, 2004; XU, 2005). Assim, a depender do nível de realismo e aplicação necessária para os fantasmas na realização dos cálculos dosimétricos, um ou outro tipo poderá ser utilizado.

As simulações realizadas nesta pesquisa não exigiram um alto grau de complexidade dos fantasmas, pois não foram estimadas doses em órgãos, uma vez que a principal finalidade do modelo foi de servir como centro de espalhamento da radiação e de representatividade dos tecidos do ser humano. Além disto, baseado no trabalho de Xu (2005), onde o uso de fantasmas tomográficos em uma simulação de irradiação externa com fótons de determinada faixa de energia (e.g. como a utilizada em medicina nuclear) aparentemente não melhora sua dosimetria em radioproteção com relação aos estilizados, que representa o modelo de irradiação simulado neste trabalho. Então, sem comprometer os cálculos dosimétricos realizados aqui, foi utilizado um fantoma matemático para servir como modelo de exposição nas simulações realizadas (XU, 2005).

Atualmente, os modelos Computacionais Antropomórficos vêm sendo utilizados extensivamente na estimativa das doses provenientes de exames em radiodiagnóstico, para planejamento do tratamento em radioterapia, medicina nuclear e no cálculo das grandezas de radioproteção (CAON, 2004; ZANKL, 1993).

### 3 MATERIAL E MÉTODOS

Para a avaliação da eficácia dos aventais pumblíferos utilizou-se um modelo antropomórfico computacional do tipo matemático para representar o tecnologista na realização de um procedimento (tarefa) real experimentado pelos profissionais de saúde que trabalham em PET.

A partir deste modelo, foi calculada a energia média depositada por partícula (EMD), em duas situações: com e sem o uso do avental através de simulações realizadas com o auxílio do código Monte Carlo N-Particle versão 4C (MCNP4C). Obtidos estes resultados através das simulações, a eficiência dos aventais foi avaliada calculando-se a razão da EMD com o uso do avental pela EMD sem seu uso, respectivamente.

Além disto, foram calculados alguns parâmetros (e.g. coeficiente de absorção linear), fluxos de fótons/elétrons nas regiões de interesse, como também comparações entre a dose efetiva recebida pelo profissional de saúde durante a realização da tarefa modelada e valores de redução da dose oferecida pelo avental calculada por simulações Monte Carlo, nesta pesquisa, com valores obtidos na prática em um centro de medicina nuclear, afim de validar os resultados obtidos e o modelo de exposição utilizado.

A seguir, serão descritos os detalhes da entrada do código MCNP4C para a obtenção da EMD, como também da tarefa modelada em PET, do modelo matemático empregado nas simulações, da região de interesse escolhida para os cálculos dosimétricos, entre outras informações necessárias para a constituição do modelo computacional de exposição e de sua validação.

#### 3.1 Monte Carlo N-Particle versão 4C (MCNP4C)

Nesta pesquisa, foi escolhida a opção 'E P' do cartão *MODE* para o transporte de partículas envolvidas nas simulações. Além disto, utilizaram-se alguns cartões para delimitação do problema (cutoff) e dois cartões de Tally. Cada cartão está descrito abaixo.

➤ **Cartões de delimitação utilizados**

*Cartão PHYS*

Este cartão serve para definir os parâmetros físicos dos processos de interação da radiação com a matéria. O seu formato de entrada no cartão INP é:

PHYS:X En opção1 opção2 ...

onde 'X' representa o tipo de partícula, podendo ter as seguintes opções: N, para nêutron, P, para fóton e E, para elétron. En especifica qual a energia máxima para um tratamento físico detalhado das partículas transportadas e as 'opção1 opção2' vai depender da escolha de 'X', mas em geral são atribuídos os valores 0 ou 1 em cada opção.

Dito isto, seguem abaixo as opções escolhidas para descrever o transporte dos fótons e elétrons. Para os fótons o cartão PHYS tem o seguinte formato:

PHYS:P 0.511 0 0

onde '0.511 MeV' é a energia máxima para um tratamento físico detalhado, o primeiro '0' define que o fóton irá produzir elétron em problemas de MODE E e finalmente o último '0' é para levar em consideração espalhamento coerente.

Já para os elétrons tem-se a seguinte configuração do PHYS:

PHYS:E 0.511 0 0 0 0 1 1 1 1 0

com esta configuração a energia limite superior para os elétrons é de 0,511 MeV e de um modo geral tem-se que: fótons produzam elétrons, elétrons produzam fótons, raio-X seja produzidos por elétrons, elétron knock-on sejam produzidos, fótons secundários produzam elétrons, fótons bremsstrahlung sejam produzidos, entre outras considerações de forma que a interação dos elétrons com a matéria seja descrita da maneira mais completa possível.

### *Cartão NPS*

O número de histórias simuladas variou de  $7 \times 10^7$  a  $2,5 \times 10^9$ , sendo o primeiro valor para a menor distância fonte-fantoma e o segundo para a maior distância. Estes valores foram escolhidos para garantir resultados confiáveis, ou seja, valores de  $R < 0,1$ .

#### ➤ **Cartão Tally utilizados**

Foram utilizados o Tally \*F8, que calcula a energia média depositada por partícula (EMD), e o Tally F4 para obter o espectro das partículas que passam através das mesmas regiões de interesse escolhidas para o cálculo do Tally \*F8.

Associado ao cartão F4 foi utilizado o cartão 'En' que especifica os intervalos de energias em que as partículas serão contabilizadas. Dito isto, a saída fornecida pelo código MCNP4C para o Tally F4 foi dividida de tal forma que os fótons e elétrons puderam ser contabilizados em intervalos de 1 keV.

## **3.2 Descrição dos modelos utilizados nas simulações**

Na avaliação da eficácia dos aventais de chumbo em atenuar os feixes de radiação emitidos em PET, é importante definir qual a tarefa realizada pelo tecnologista durante o exame, pois cada tarefa que irá determinar a geometria da irradiação da fonte (e.g. pontual ou extensa) a que este profissional está exposto.

Assim, nesta pesquisa, a tarefa escolhida para representar uma situação real de irradiação a que o tecnologista está exposto foi a de administração do radiofármaco ao paciente. Esta situação representa uma geometria de irradiação, aproximadamente, pontual, onde o tecnologista está exposto de forma anterior-posterior.

Este procedimento da administração do radiofármaco é definindo de acordo com Roberts et al. (2005) como o momento logo após a retirada da seringa de dentro de uma blindagem, até o momento em que o tecnologista deixa a sala de injeção. Desta forma, para o modelo computacional desta tarefa, foi escolhido o momento antes da administração do

radiofármaco, quando a seringa ainda está plenamente preenchida e o braço do tecnologista estendido a sua frente.

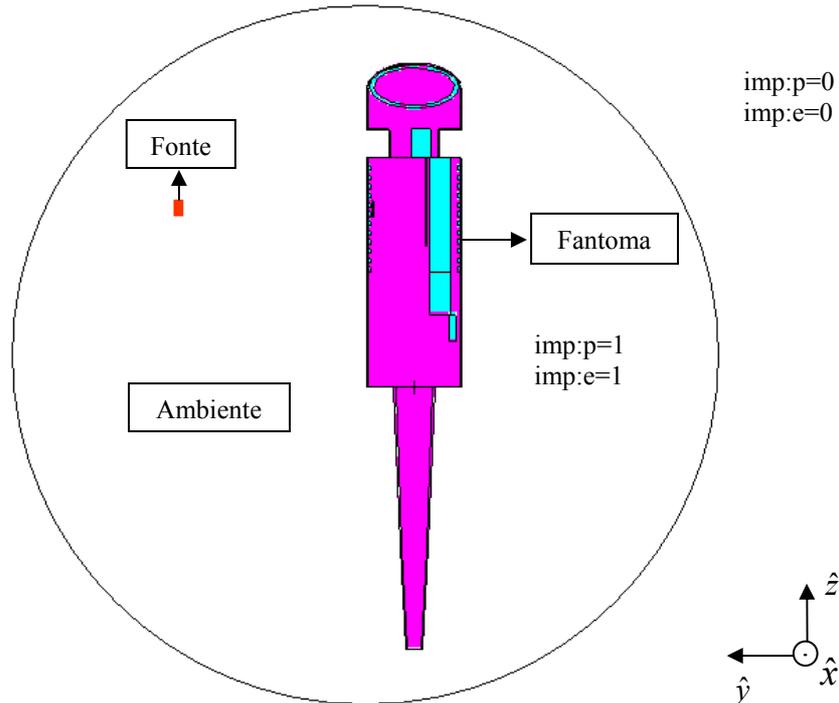
A Figura 15, a seguir, apresenta uma tarefa típica em PET, na qual o profissional de saúde administra o radiofármaco (FDG) ao paciente, representando o modelo de exposição para a avaliação da eficácia do avental.



**Figura 15. Situação real da administração do [ $^{18}\text{F}$ ]-FDG no paciente. Foto obtida durante procedimento para estudo em PET no Hospital Saint Cloud – França.**

Para fins de simulação, foram levados em consideração apenas a fonte, o tecnologista e o avental, uma vez que o interesse nesta pesquisa foi o de estudar a eficácia do avental na atenuação dos fótons de 511 keV e não calcular a dose absorvida ao realizar esta tarefa. Portanto, não foram modelados, entretanto, elementos do ambiente, tais como paredes e cama, que servem somente como centros de espalhamento da radiação e geração de partículas secundárias.

Na Figura 16, pode-se visualizar um corte longitudinal do modelo computacional de exposição desenvolvido para representar a situação real, Figura 15, nas simulações MC.



**Figura 16.** Corte longitudinal, pelo plano  $x = 0$ , do modelo empregado nas simulações. Nesta imagem é possível visualizar algumas estruturas internas do fantoma, o ambiente representado pela esfera, a fonte à esquerda e o fantoma à direita. As diferentes cores representam os diferentes tecidos que preenchem o modelo. Imagem obtida através do aplicativo Visual Editor – Vised, versão 8E.

Na Figura 16 percebem-se três elementos: o fantoma, a fonte, e o espaço de interesse (ambiente) em torno desses. Estes três elementos representam o profissional de saúde, radiofármaco FDG e a sala onde se administra o radiofármaco, respectivamente. A seguir, é descrito de forma detalhada cada elemento do modelo utilizado nas simulações, assim como a composição elementar e a densidade de todos os tecidos utilizados.

### 3.2.1 Ambiente

O ambiente representa o local onde é realizada a tarefa de administração do FDG e onde todos os outros elementos modelados estão inseridos. Este ambiente tem a geometria de uma esfera com raio de 1,5 m e espessura zero, já que não nos interessa a radiação espalhada por ela. Por este motivo, também, definido na entrada do código que a região exterior à esfera tenha importância zero, ou seja, qualquer partícula que sair da esfera será dada como terminada sua história.

O material que preenche a esfera é o ar. A composição elementar e densidade do ar e de outros tecidos são informadas na Tabela 6.

**Tabela 6. Composição elementar (% da massa) dos tecidos do fantoma, do Ar e suas respectivas densidades.**

Elemento	Tecido mole <sup>a</sup>	Osso <sup>a</sup>	Pulmão <sup>a</sup>	Ar <sup>b</sup>
H	10,454	7,337	10,134	-
C	22,663	25,475	10,238	0,000124
N	2,490	3,057	2,866	0,755267
O	63,525	47,890	75,752	0,231781
F	-	0,025	-	-
Na	0,112	0,326	0,184	-
Mg	0,013	0,112	0,007	-
Si	0,030	0,002	0,006	-
P	0,134	5,095	0,080	-
S	0,204	0,173	0,225	-
Cl	0,133	0,143	0,266	-
Ar	-	-	-	0,012828
K	0,208	0,153	0,194	-
Ca	0,024	10,190	0,009	-
Fe	0,005	0,008	0,037	-
Zn	0,003	0,005	0,001	-
Rb	0,001	0,002	0,001	-
Sr	-	0,003	-	-
Zr	0,001	-	-	-
Pb	-	0,001	-	-
Densidade (g/cm <sup>3</sup> )	1,04	1,4	0,296	0,00120479

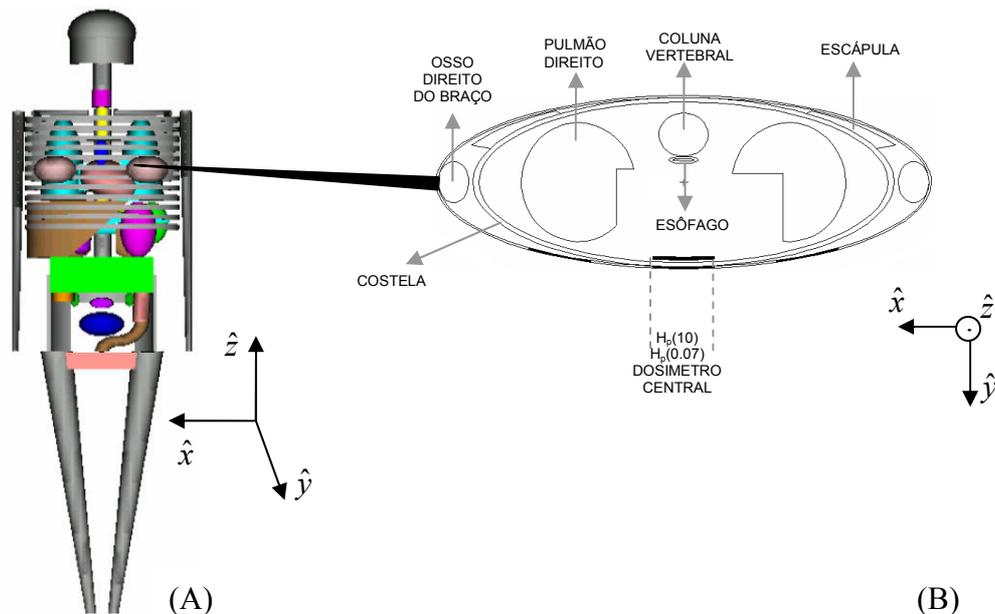
<sup>a</sup> ICRP 23 (1975).

<sup>b</sup> <http://physics.nist.gov/cgi-bin/Star/compos.pl?matno=104> acessado em abr. de 2008

### 3.2.2 Fantoma: MIRD-5

O modelo computacional utilizado para representar o tecnólogo nas simulações foi o conhecido como MIRD-5, criado pela ORNL modelo TM-8281 (1996), obtido em <http://mcnp-green.lanl.gov/resources.html>.

Na Figura 17-(A), tem-se a representação externa do fantoma utilizado e suas dimensões. Já na Figura 17-(B) tem-se um corte transversal mostrando algumas de suas estruturas internas e as regiões escolhidas para o cálculo da EMD.



**Figura 17. (A) Representação externa tridimensional do fantoma TM-8281. (B) Corte transversal no fantoma TM-8281 pelo plano  $z = 53$  cm, considerando a origem na interface entre os membros inferiores e o torso, estando localizada a uma altura de 80 cm em relação aos “pés” do fantoma. Neste corte, pode-se visualizar algumas estruturas internas. Imagens obtidas através do aplicativo Visual Editor – Vised, versão 8E.**

Para compor o fantoma, três tecidos distintos foram utilizados: tecido mole, pulmão e osso com densidades de  $1,04$ ,  $0,296$  e  $1,4$   $\text{g}/\text{cm}^3$ , respectivamente (Tabela 7). As composições elementares e densidades de cada tecido utilizadas nesta pesquisa foram obtidas da ICRP 23 (1975).

### 3.2.3 Modelagem da região de interesse para o cálculo da energia média depositada por partícula (EMD)

Para realizar a avaliação da eficácia do avental equivalente a 0,5 mm de Pb, foram escolhidas duas regiões de interesse baseada na definição da quantidade operacional para monitoramento individual pela ICRU, dose equivalente pessoal,  $H_p(0,07)$  e  $H_p(10)$ . Entretanto, como a ICRU não define o posicionamento destas regiões, então, estas foram posicionadas de forma a maximizar a EMD.

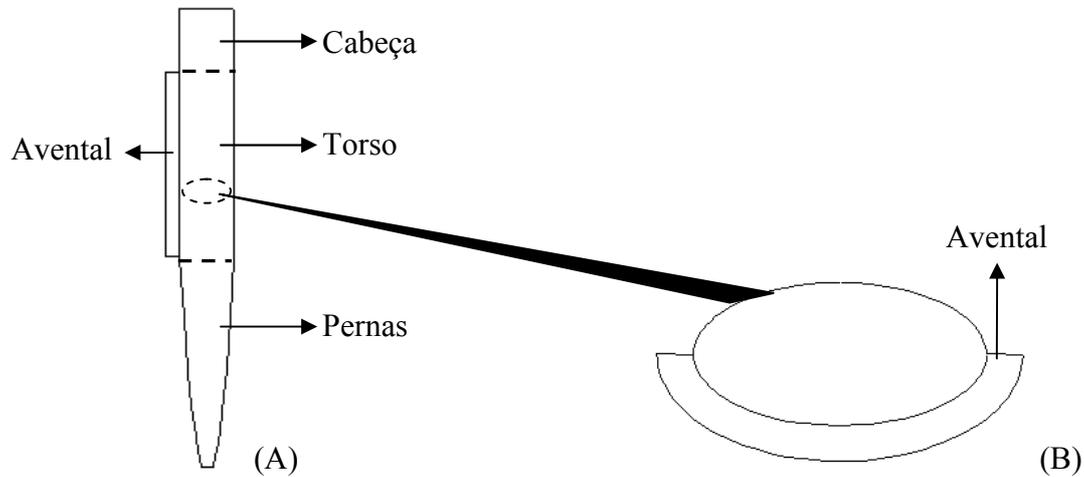
Todas as coordenadas cartesianas apresentadas, a seguir, em relação ao posicionamento e modelagem destas regiões, têm como referencial o eixo cartesiano apresentado na Figura 17-(A), onde a origem é centralizada na interface entre as pernas e o torso. Assim, é possível dizer que ambas as regiões escolhidas para o cálculo da EMD estão limitadas verticalmente pelos planos  $z = 52$  e  $z = 57$  cm.

Desta forma, a região que representa a quantidade operacional  $H_p(0,07)$  está compreendida entre dois cilindros com base elíptica, concêntricos ao cilindro do torso, estando o cilindro mais externo a uma distância de 0,07 mm do cilindro que delimita o torso, e limitada pelos planos  $x = \pm 2,5$  cm. Para a  $H_p(10)$  outros dois cilindros foram utilizados, com as mesmas características, mas de forma que o espaço compreendido pelos cilindros esteja a 10 mm de profundidade. Sua limitação se dá, também, pelos planos  $x = \pm 2,5$ . As dimensões das regiões de interesse são: altura de 5 cm; largura de 5 cm; e espessuras de 0,19 e 0,3 cm, para as regiões que representam as quantidades  $H_p(0,07)$  e  $H_p(10)$ , respectivamente. O volume da região que representa a quantidade  $H_p(0,07)$  é de  $4,79 \text{ cm}^3$  e para a  $H_p(10)$  é de  $6,5 \text{ cm}^3$ , aproximadamente. Estes volumes modelados representam a quantidade operacional  $H_p(d)$  para os cálculos de energia depositada e fluxo de partículas e estão localizados na altura do coração, aproximadamente, sendo preenchidos por tecido mole.

### 3.2.4 Modelagem do avental

O avental modelado para as simulações nesta pesquisa foi do tipo frontal, cobrindo somente o torso do fantoma e tendo a forma da metade da superfície de um cilindro com base elíptica. Para delimitar a espessura do avental utilizaram-se dois cilindros concêntricos com

base elíptica. Na Figura 18 estão ilustradas a forma do avental e da área protegida do corpo do fantoma pelo avental.



**Figura 18. Ilustração da Localização e forma do avental no fantoma. (A) corte longitudinal e (B) transversal do fantoma. O avental foi aumentado de 0,5 mm para 3 cm para melhor visualização do mesmo. Imagens obtidas através do aplicativo Visual Editor – Vised, versão 8E.**

O avental modelado é composto de chumbo puro e possui uma espessura de 0,5 mm, representando o caso ideal, uma vez que é utilizado como referência na confecção dos aventais equivalentes a 0,5 mm de chumbo, que são comumente utilizados na radioproteção dos trabalhadores em práticas na Medicina Nuclear convencional (SPECT).

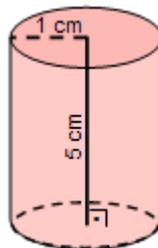
### 3.2.5 Modelagem da fonte: Seringa

Como o código MCNP4C, diferentemente das versões mais recentes do MCNP, não simula o transporte de pósitrons, que são as partículas emitidas pelo  $^{18}\text{F}$  utilizados em exames PET. Então, no seu lugar, foi simulado o transporte dos fótons com energia de 511 keV emitidos pelo processo de aniquilação pósitron-elétron. Devido à utilização dos fótons ao invés dos pósitrons nas simulações, os valores da EMD são duas vezes menores que os valores que seriam obtidos caso fossem simulados os pósitrons. Como cada pósitron produz dois fótons de aniquilação, seria necessária metade das partículas simuladas para obter a mesma energia média depositada e conseqüentemente a média seria aumentada por um fator de 2.

Como o procedimento simulado é a administração do radiofármaco (FDG) no paciente, então, a utilização destes fótons de aniquilação é uma boa aproximação já que os

pósitrons emitidos pelo  $^{18}\text{F}$  possuem uma energia média de 0,212 MeV e máxima de 0,635 MeV. Desta forma, somente alguns pósitrons conseguem produzir ionização fora de seringa de plástico com 1 mm de espessura que contenha o FDG (BROWN; YASILLO, 1997).

Para representar a seringa, que contém o FDG, foi modelado um cilindro com base circular, com raio de 1 cm, altura de 5 cm, Figura 19, limitada pelos planos  $z = 52$  e  $z = 57$  com espessura zero e seu centro localizado nas coordenadas cartesianas  $(0, y, 54,5 \text{ cm})$ . A fonte radioativa está uniformemente distribuída em todo este volume, sendo sua emissão isotrópica.



**Figura 19. Dimensões da fonte utilizada nas simulações.**

Em relação ao seu posicionamento, seu centro está alinhado com o centro da região de interesse para o cálculo da EMD, ou seja, a distância entre os dois centros é a menor possível, Figura 16. Quanto aos valores de 'y', foram utilizados: 40 a 100 cm em intervalos de 10 cm com relação ao torso do fantoma. Estas distâncias foram escolhidas para representar as possíveis distâncias da fonte com relação ao profissional de saúde devido à flexão do braço e para avaliar o comportamento da energia média depositada por partícula à medida que a distância fonte-fantoma aumenta.

Desta forma, como para cálculos em proteção radiológica sempre levam-se em consideração os valores máximos das doses, então o posicionamento escolhido para a fonte, neste trabalho, garante que as EMD calculadas nas regiões de interesse que representam as quantidades  $H_p(0,07)$  e  $H_p(10)$  são máximas em cada valor de y, levando em consideração somente a lei do inverso do quadrado da distância.

### 3.3 Testes de confiabilidade para os resultados da EMD e do modelo computacional de exposição individual

Objetivando fazer com que os resultados encontrados para as EMD através de simulações Monte Carlo sejam confiáveis, foram realizadas algumas comparações entre valores teóricos com experimentais e esperados apresentados na literatura, uma vez que estas comparações são fortes indicativos de que os fenômenos físicos estão sendo simulados de maneira fidedigna a situação real.

Para tal, foram obtidos valores de: percentual de atenuação dos fótons para o avental com 0,5 mm de chumbo puro empregado nesta pesquisa em condições de boa geometria; do coeficiente de absorção linear para o chumbo utilizando a Eq. (1), do fluxo de fótons e elétrons e do comportamento da EMD em função da distância fonte-indivíduo.

Para tal estudo da variação da EMD em função da distância utilizou-se a opção do Origin: *analysis>non-linear curve fit* e em seguida escolhendo a função Allometric1, dada por:

$$E(d) = ad^b \quad (17)$$

Onde  $E(d)$  é a energia média depositada por partícula,  $d$  é a distância da fonte em relação ao fantoma,  $a$  e  $b$  são constantes a serem determinadas, mas é a constante  $b$  que fornecerá o comportamento da  $E(d)$  em relação à distância. Como as simulações realizadas foram para uma fonte, aproximadamente pontual, espera-se que o valor de  $b$  seja próximo e maior que -2 (valor que representam uma fonte pontual: lei do inverso do quadrado da distância).

Como estes testes descritos acima não garantem se o modelo computacional de exposição individual escolhido é uma boa representação da situação real, então a partir da EMD foi calculada a dose efetiva recebida pelo profissional de saúde durante a realização da tarefa de administrar o FDG e comparado com valores práticos apresentados no trabalho de Amaral et al. (2007).

Para o cálculo da dose foi empregada a seguinte equação:

$$Dose[Gy/des] = \frac{E \left[ \frac{MeV}{des} \right] \times 1,6 \times 10^{-13} \left[ \frac{J}{MeV} \right] \times 1 \left[ \frac{Gy \cdot kg}{J} \right]}{\rho \left[ \frac{g}{cm^3} \right] \times V [cm^3] \times 0,001 \left[ \frac{kg}{g} \right]}, \quad (18)$$

onde: E é a energia depositada na região de interesse;  $1,6 \times 10^{-13} [J/MeV] \times 1 [Gy \cdot kg/J]$  são as transformações de MeV para Gy;  $\rho$  é a densidade do tecido que preenche a região de interesse e V é o volume da região de interesse e  $0,001 [kg/g]$  é a conversão de g em kg.

## 4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados das simulações com o MCNP4C estão dispostos em tabelas e gráficos de forma a comparar as energias médias depositadas por desintegração (EMD) com e sem o uso do avental, nas diferentes distâncias fonte-indivíduo simuladas. Além disto, são apresentados gráficos que comparam tanto o fluxo de fótons como os de elétrons em ambas as situações: com e sem o avental, nas regiões de interesse escolhidas para representar a quantidade operacional  $H_p(d)$ , objetivando uma avaliação mais detalhada da radioproteção oferecida pelo o avental e para uma validação dos resultados através do cálculo do coeficiente de absorção linear e de observações dos fenômenos físicos.

Como a eficiência do avental foi avaliada através da razão das EMD não é necessário convertê-las em dose absorvida, já que os fatores que seriam empregados para esta conversão são constantes e, assim, seriam cancelados quando feita a razão. Outro motivo, pelo qual não será feita esta conversão é que não foi o objetivo, neste trabalho, o cálculo da dose recebida pelo profissional ao realizar a tarefa de administrar o radiofármaco ao paciente. E sim, avaliar a eficiência do avental pumblífero em atenuar os fótons de aniquilação (511 keV) para uma geometria de irradiação condizente a uma situação real experimentada pelos profissionais de saúde durante a realização do exame em PET.

### 4.1 Resultados das simulações para o avental com espessura de 0,5 mm de chumbo puro

Para todas as simulações realizadas para o cálculo das EMD tanto na região  $H_p(0,07)$  como para a  $H_p(10)$ , com ou sem o uso do avental, foram obtidos valores de  $R < 4\%$  e aprovação em todos os 10 testes estatísticos realizados pelo código MCNP4C.

#### 4.1.1 Valores das EMD na região de interesse $H_p(0,07)$

Na Tabela 7, têm-se os valores das EMD na região de interesse escolhida para representar a quantidade operacional  $H_p(0,07)$  em ambas as situações: com e sem o uso do avental. A cada EMD está associado o seu respectivo valor de R.

Tabela 7. Valores da EMD na região de interesse  $H_p(0,07)$  com e sem o uso do avental.

Distância fonte-fantoma (cm)	EMD na região $H_p(0,07)$			
	Sem Avental (MeV/des)	Erro relativo (R)	Com Avental (MeV/des)	Erro relativo (R)
40	$4,42372 \times 10^{-6}$	0,0237	$5,57043 \times 10^{-6}$	0,0216
50	$2,86806 \times 10^{-6}$	0,0256	$3,56706 \times 10^{-6}$	0,0248
60	$1,98024 \times 10^{-6}$	0,0293	$2,42358 \times 10^{-6}$	0,0285
70	$1,51546 \times 10^{-6}$	0,0301	$1,77724 \times 10^{-6}$	0,0286
80	$1,13692 \times 10^{-6}$	0,0282	$1,34097 \times 10^{-6}$	0,0301
90	$9,53969 \times 10^{-7}$	0,0289	$1,15350 \times 10^{-6}$	0,0280
100	$7,50773 \times 10^{-7}$	0,0303	$8,82682 \times 10^{-7}$	0,0324

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 quando o tecnologista utiliza o avental.

Desta forma, o uso do avental de chumbo com 0,5 mm de espessura ao invés de reduzir a dose absorvida pelo profissional exposto à radiação ionizante, como esperado, provocou um aumento da dose absorvida. Aplicando o teste t-Student bicaudal<sup>4</sup> 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  $< 10^{-3}$ ).

Na Tabela 8, tem-se quantitativamente o aumento da energia depositada por partícula ou dose absorvida devido ao uso do avental, calculado através da razão da EMD com o uso do avental pela EMD sem o uso do avental.

<sup>4</sup> O teste t-student é um teste estatístico utilizado para comparar se os valores médios de dois grupos são estatisticamente distintos. Para aplicar este código cada grupo deve possuir distribuição normal.

**Tabela 8. Razão da EMD com e sem o avental, respectivamente, na região de interesse  $H_p(0,07)$ .**

<b>Distância fonte-fantoma (cm)</b>	<b>Razão da EMD <math>H_p(0,07)</math> com avental/sem avental</b>
40	1,259
50	1,244
60	1,224
70	1,173
80	1,180
90	1,209
100	1,176

Pode-se observar que, para todas as distâncias, o uso do avental resultou num aumento significativo da dose absorvida  $H_p(0,07)$  em até 26%, aproximadamente, a depender da distância fonte-fantoma.

Analisando estimativas de dose efetiva anual recebida pelos tecnologistas que trabalham em PET obtidos por Seierstad et al. (2006) com a dose equivalente na pele obtida por Amaral et al. (2007), tem-se que a dose equivalente anual recebida na pele pelos trabalhadores em PET é menor que 4 mSv. Desta forma, apesar deste aumento expressivo de até 26% , a dose na pele continua muito abaixo do limite máximo anual permitido atualmente de 500 mSv (ICRP, 60). Contudo, levando-se em consideração os efeitos estocásticos das radiações ionizantes e o princípio ALARA, qualquer exposição desnecessária à radiação ionizante deve ser evitada.

Este aumento da dose absorvida na região  $H_p(0,07)$  surge devido à geração de partículas secundárias e espalhadas provenientes da interação dos fótons incidentes (511 keV) com o avental, que sem o uso do avental não existiam. Conseqüentemente, esta geração de partículas leva a um aumento no fluxo de fótons e elétrons na região de interesse  $H_p(0,07)$ , que neste caso, como indicam os resultados (Tabela 7), provoca um aumento da dose absorvida na pele. A seguir, está descrito detalhadamente a origem e energia das partículas que contribuem para o aumento da dose absorvida.

#### 4.1.2 Espectro do Fluxo dos fótons e elétrons na região de interesse $H_p(0,07)$ .

Com o auxílio do código MCNP4C foi obtido o espectro dos fótons, Figura 20, na região de interesse  $H_p(0,07)$ , com e sem o uso do avental, através do cartão Tally F4, para a fonte localizada a 50 cm do fantoma.

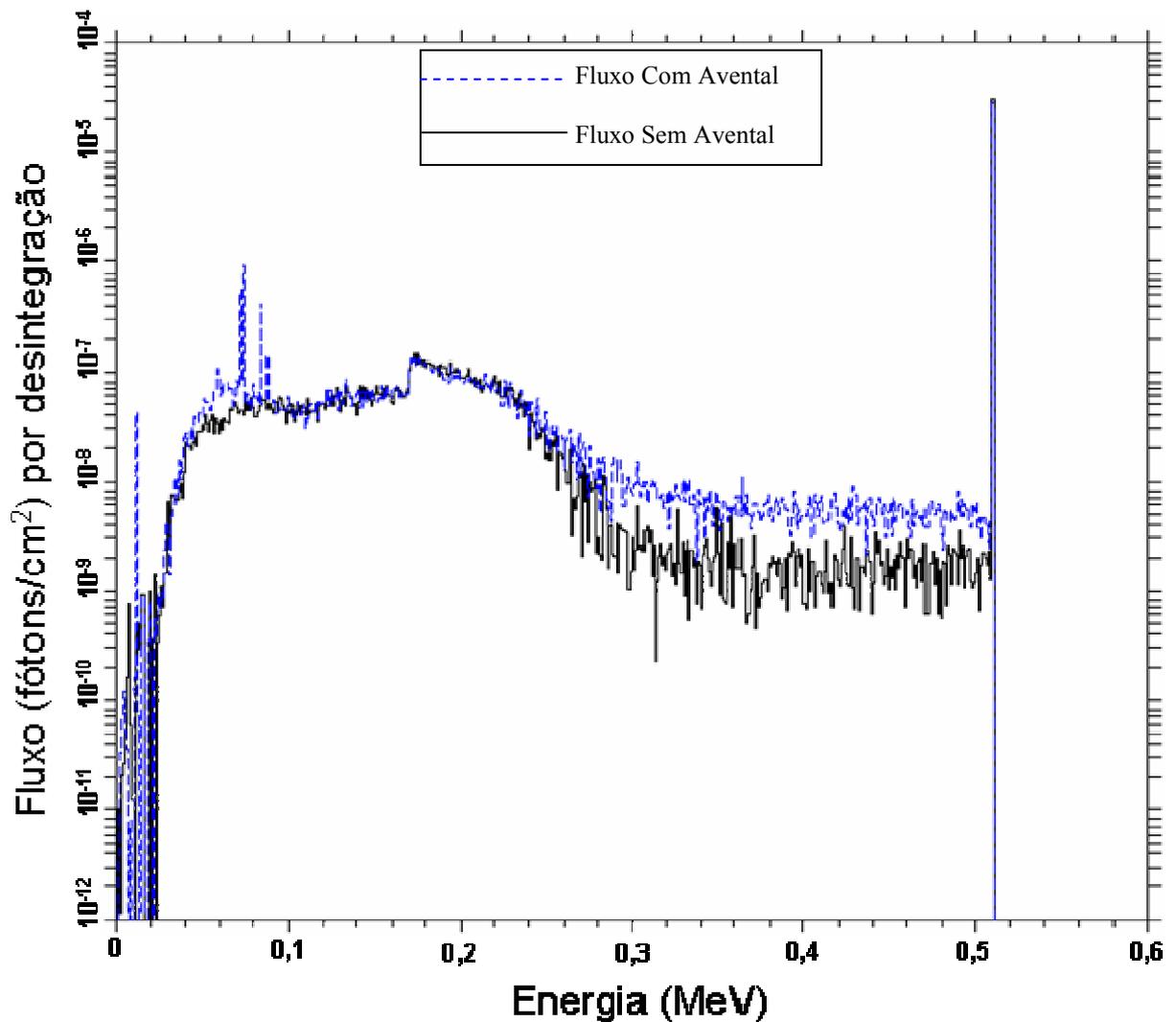


Figura 20. Tally de Fluxo (F4). Espectro dos fótons, na região de interesse que representa a quantidade operacional  $H_p(0,07)$ , para a fonte localizada a uma distância de 50 cm do fantoma.

Observando-se a Figura 20, constata-se um aumento do fluxo de fótons para certas energias quando o tecnologista utiliza o avental. Este aumento surge devido à interação dos fótons incidentes com o avental através de dois mecanismos de interação: efeito fotoelétrico e Compton.

Quando esta interação fóton-avental se dá por efeito fotoelétrico são gerados os fótons de fluorescência que são responsáveis pelo aparecimento, na Figura 20, de seis picos na região abaixo de 0,170 MeV. Estes picos correspondem às linhas de emissão de raios-X no chumbo (ver Apêndice C) para as transições das seguintes camadas eletrônicas: 1)  $L\beta'_2$  (média de  $M \rightarrow L_2$ ) que se encontra no intervalo de 12 a 13 keV; 2)  $L_{III}$  (média de  $N \rightarrow L_{III}$ ) e  $L\beta'_1$  (média de  $M \rightarrow L_1$ ) que corresponde ao pico do intervalo de 13 a 14 keV; 3)  $K\alpha_2(L_2 \rightarrow K)$  pico do intervalo de 73 a 74 keV; 4)  $K\alpha_1(L_3 \rightarrow K)$  pico do intervalo 75 a 76 keV; 5)  $K\beta'_1$  (média de  $M \rightarrow K$ ) pico do intervalo de 85 a 86 keV e 6)  $K\beta'_2$  (média de  $N \rightarrow K$ ) pico do intervalo de 88 a 89 keV.

Como se pode ver no Apêndice C, as energias da maioria dos fótons de fluorescência são menores que o intervalo a que pertencem. Por exemplo, a transição  $K\beta'_2$  emite um fóton com energia de 87,519 keV, porém ele é contabilizado pelo MCNP4C no intervalo entre 88 e 89 keV. Isto está ocorrendo devido ao intervalo de energia empregado de 1 keV (ver seção § 3.1), pois com este intervalo inteiro o programa considera somente números inteiros e por isso arredonda o valor 87,519 para 88 keV. Caso fosse definido um intervalo de fração, como 0,5 keV, este fóton seria contabilizado no intervalo entre 87,5 e 88 keV. Entretanto, nos cálculos da energia média depositada por desintegração, este arredondamento não é realizado.

Os fótons de fluorescência que são emitidos e não geram um pico na Figura 20 se deve ao fato de que a probabilidade de emissão é insignificante, com pode ser verificado no Apêndice C.

Estes fótons de fluorescência podem interagir novamente por efeito fotoelétrico ou Compton com o próprio avental ou com o fantoma. Desta forma, quando interagem por efeito Compton são predominantemente responsáveis pelo surgimento, na Figura 20, de um aumento no fluxo de fótons na região entre 50 e 73 keV, aproximadamente. Caso seja por efeito fotoelétrico (que é predominante no chumbo, ver seção § 2.3.3) gera fótons de fluorescência com energia máxima igual à energia de ligação da camada L.

Já quando a interação dos fótons de aniquilação com o avental é por efeito Compton, produz um aumento no fluxo de fótons na região entre 173,3 keV, obtido utilizando a Eq. (10), e 511 keV, Figura 20. Analisando esta região, percebe-se um maior aumento do

fluxo para os fótons com energia superior a cerca de 290 keV, ou seja, fótons espalhados com ângulos menores que  $76^\circ$ . Este aumento do fluxo para energias acima de 290 keV está de acordo com o comportamento esperado pela seção de choque diferencial de Klein-Nishina (ver seção § 2.3.2), onde há uma maior probabilidade que os fótons sejam espalhados em ângulos pequenos.

Com relação ao percentual de atenuação dos fótons incidentes (511 keV) quando o profissional utiliza o avental de chumbo com 0,5 mm de espessura, obteve-se a partir dos resultados fornecidos no arquivo saída do MCNP4C que seu decréscimo foi de 7,9%. Este valor está dentro do intervalo esperado de 6,58 a 12% (ver seção § 2.4), sendo, portanto um indicativo da veracidade dos resultados.

Outro cálculo que pode ser realizado para avaliar a precisão do código MCNP4C é do coeficiente de absorção linear,  $\mu$  ( $\text{cm}^{-1}$ ) a partir deste valor de atenuação de 7,9% dos fótons com energia de 511 keV, aplicando a Eq. (1), uma vez que o valor do decréscimo é obtido nas simulações de forma a representar uma condição de boa geometria. Dito isto, fazendo  $I = 0,921I_0$  e  $x = 0,05$  cm, obteve-se um valor igual a  $1,65 \text{ cm}^{-1}$  para  $\mu$ . Este valor está em excelente concordância com o valor do coeficiente de absorção linear de  $1,68 \text{ cm}^{-1}$  para fótons com energia de 508 keV, tabulado por Davisson e Evans (1952). A diferença entre estes dois valores é menor que 2%.

Entretanto, mais importante que o fluxo de fótons é o fluxo de elétrons, uma vez que estas partículas são o veículo pelo qual o fóton transfere sua energia para o meio. Desta forma, obteve-se através do código MCNP4C utilizando o Tally F4 o espectro dos elétrons secundários na região de interesse central,  $H_p(0,07)$ , na Figura 21, para as duas situações: com e sem o uso do avental e para a fonte localizada a 50 cm do fantoma.

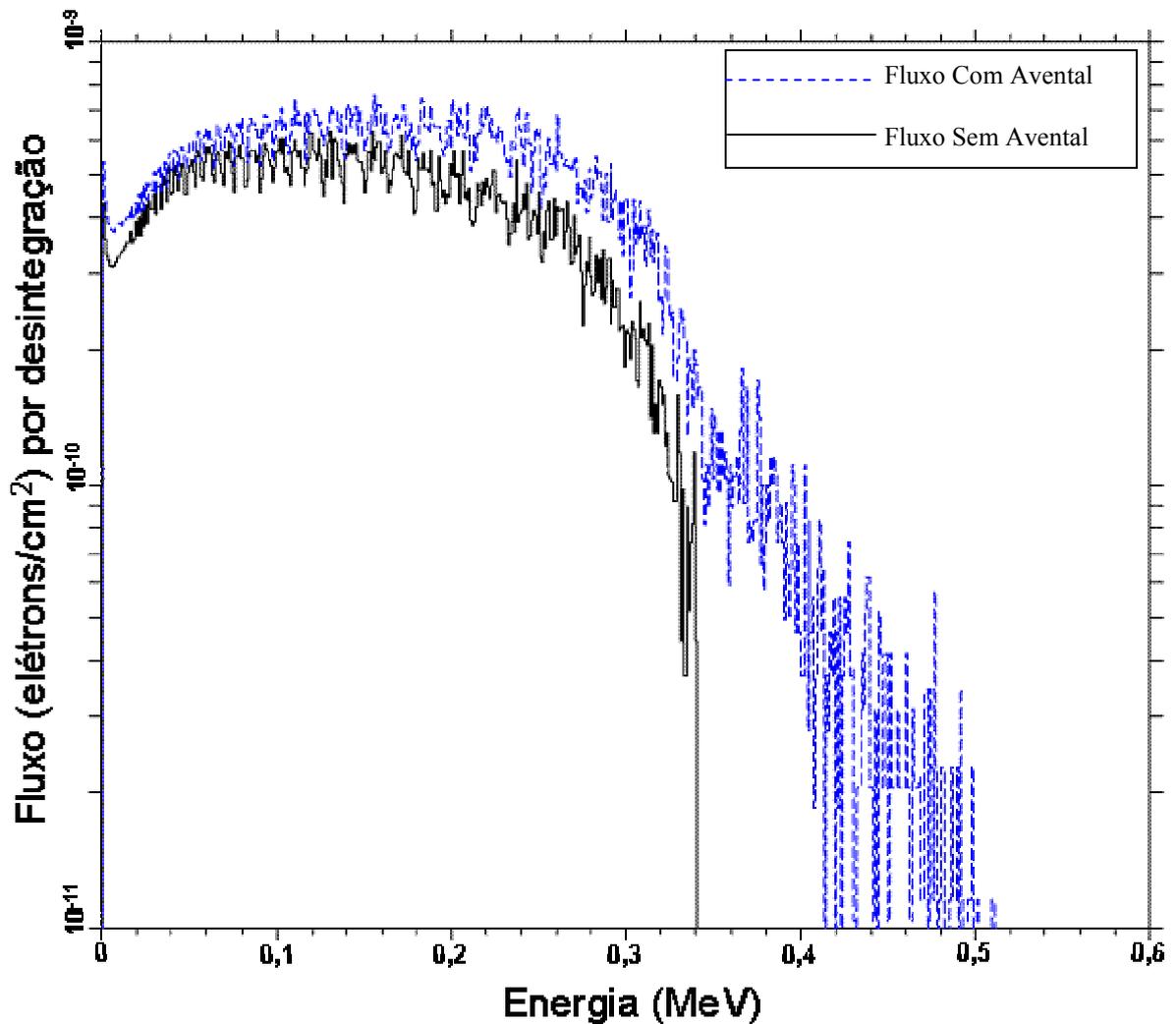


Figura 21. Tally de Fluxo (F4). Espectro dos elétrons na região de interesse que representa a quantidade operacional  $H_p(0,07)$ , para a fonte localizada a 50 cm do fantoma.

De um modo geral, diferentemente dos fótons, percebe-se na Figura 21 que para os elétrons houve um aumento no fluxo para todas as energias quando se utiliza o avental. Este aumento no fluxo de elétrons na região  $H_p(0,07)$  é consequência da interação dos 7,9% dos fótons incidentes com o avental de chumbo, tanto por efeito fotoelétrico como Compton. Estas interações provocam gerações de partículas secundárias e espalhadas próximas à região anterior do fantoma que antes não havia, uma vez que o livre caminho médio dos fótons com 511 keV em tecido mole é cerca de 7 cm, bem superior à profundidade onde se encontra a região de interesse  $H_p(0,07)$ .

Houve também, devido ao uso do avental a geração de elétrons com energias acima de 340 keV, como pode ser verificado na Figura 21 para o fluxo de elétrons com avental, que antes não existiam quando o fantoma era exposto sem o avental. A não existência de elétrons com energia acima de 340 keV quando não se utiliza o avental, se deve ao fato de que o mecanismo de interação do fóton de aniquilação com o tecido mole é praticamente por efeito Compton (ver seção §2.3.3). Desta forma, os elétrons gerados possuem uma energia máxima de 340 keV, obtida pela Eq. (12), aproximadamente, como pode ser visualizado pelo fluxo de elétron sem o avental na Figura 21.

Quando a interação com o avental é por efeito Compton, os elétrons gerados possuem energias complementares a dos fótons Compton e são predominantemente responsáveis pelo acréscimo de elétrons na região entre Zero e 340 keV, Figura 21. Para esta mesma região, tem-se também uma contribuição devido aos fótons de fluorescência que interagem ou por efeito fotoelétrico ou Compton.

Já quando a interação se dá por efeito fotoelétrico são gerados fotoelétrons com uma energia média de 423 keV, aproximadamente, correspondente à interação dos fótons com os elétrons da camada K. Desta maneira, de acordo com a Eq. (B1) para o alcance dos elétrons, tem-se que estes elétrons alcançam uma profundidade no tecido mole de 1,33 mm que é justamente onde se encontra a região de interesse que representa a quantidade operacional  $H_p(0,07)$ . Portanto, estes fotoelétrons são predominantemente responsáveis pelo surgimento na Figura 21, de um fluxo elétrons na região acima 340 keV.

Esta faixa de energia dos fotoelétrons é consequência da perda de sua energia devido às interações de ionização e excitação com o meio antes de atingirem a região de interesse  $H_p(0,07)$ . Nesta mesma região, acima de 340 keV, há também contribuição devido aos fotoelétrons gerados pela interação por efeito fotoelétrico com o avental ou com o corpo humano dos fótons espalhados por efeito Compton.

#### 4.1.3 Comportamento das EMD na região $H_p(0,07)$ em função da distância Fonte-Fantoma

De forma a avaliar comportamento da variação da distancia fonte-fantoma, então utilizando-se os valores das EMD apresentados na Tabela 8, foram plotadas os pontos das curvas apresentadas na Figura 22. Estes pontos foram ajustadas utilizando-se a função Allometric1 do Origin versão 5.0.

Na Figura 22 tem-se para a região  $H_p(0,07)$  as curvas com e sem o uso do avental.

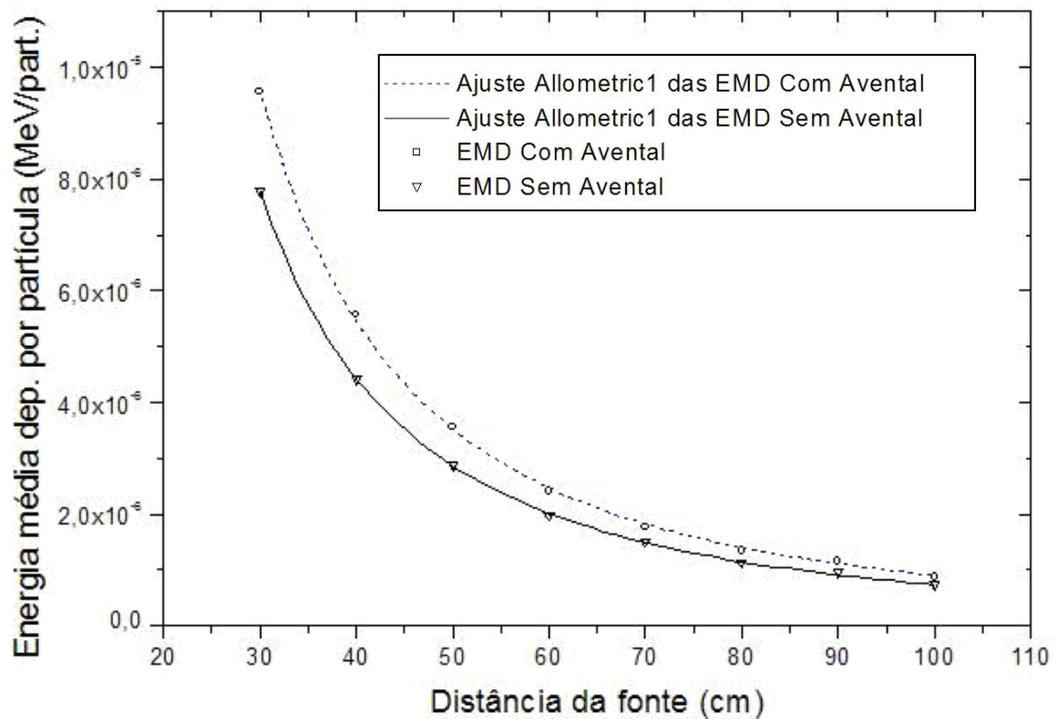


Figura 22. Curvas traçadas a partir dos valores da energia média depositada por desintegração (EMD), com e sem o uso do avental de chumbo puro com 0,5 mm de espessura, na região de interesse central que representa a  $H_p(0,07)$ .

A partir da Figura 22, observa-se de forma qualitativa o aumento da EMD (ou dose absorvida), para todas as distâncias, quando o profissional de saúde utiliza o avental para a atenuação dos fótons de aniquilação emitidos em PET.

Com relação ao comportamento das EMD com o aumento da distância, obteve-se os seguintes valores de  $b$  para os pontos da Figura 22:  $b = -1,95925 \pm 0,01936$  para a curva com uso do avental e  $b = -1,95032 \pm 0,00942$  sem o uso do avental.

Assim, tem-se que as EMD variam aproximadamente com o inverso do quadrado da distância, confirmando que a fonte radioativa (a seringa) empregada nas simulações é aproximadamente pontual. Além da fonte ser aproximadamente pontual, outro fator que influencia o fator  $b$  ser maior que  $-2$  são as partículas secundárias e espalhadas geradas pela interação dos fótons incidentes (511 keV) com o fantoma e com o avental.

#### 4.1.4 Valores das EMD na região de interesse $H_p(10)$

Na Tabela 9, tem-se os valores das EMD para a região de interesse que representa a quantidade operacional  $H_p(10)$ .

**Tabela 9. Valores da EMD na região de interesse  $H_p(10)$  com e sem o uso do avental.**

Distância fonte-fantoma (cm)	EMD na região $H_p(10)$			
	Sem Avental (MeV/des)	Erro relativo (R)	Com Avental (MeV/des)	Erro relativo (R)
40	$6,56148 \times 10^{-6}$	0,0194	$6,44728 \times 10^{-6}$	0,0188
50	$4,34589 \times 10^{-6}$	0,0209	$4,19285 \times 10^{-6}$	0,0213
60	$3,01322 \times 10^{-6}$	0,0239	$2,89747 \times 10^{-6}$	0,0242
70	$2,23898 \times 10^{-6}$	0,0249	$2,20597 \times 10^{-6}$	0,0239
80	$1,72495 \times 10^{-6}$	0,0233	$1,70843 \times 10^{-6}$	0,0250
90	$1,37308 \times 10^{-6}$	0,0240	$1,32413 \times 10^{-6}$	0,0243
100	$1,11381 \times 10^{-6}$	0,0247	$1,06621 \times 10^{-6}$	0,0276

Comparando-se as EMD da Tabela acima com e sem o uso do avental, percebe-se que houve uma diminuição da dose absorvida para todas as distâncias calculadas quando utiliza-se 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 ( $P > 0,23$ ), ou seja, estatisticamente o tecnologista que usa o avental recebe a mesma dose quando não utiliza o avental, para o modelo simulado.

Como não houve diferença significativa entre as EMD com e sem o avental, então não se realizou o cálculo da razão das medidas para estimar-se quantitativamente a redução da

dose absorvida oferecida pelo avental em cada distância simulada. Entretanto, as diminuições foram inferiores a 5% para qualquer distância.

De forma a validar o modelo desenvolvido para representar a situação real de administração do radiofármaco, foi calculada a dose efetiva através da Eq. (18).

Então, considerando que o valor médio do braço esticado seja de 60 cm e utilizando o valor da EMD com o uso do avental na região  $H_p(10)$ , substituindo na Eq. (19) o valor da  $EMD = 2,9 \times 10^{-6}$ , a densidade do tecido mole  $\rho = 1,04 \text{ g/cm}^3$  e o volume da região  $H_p(10)$ ,  $V = 6,5 \text{ cm}^3$ , obtém-se o seguinte valor para a dose absorvida por desintegração:

$$Dose[Gy/des] = \frac{2,9 \times 10^{-6} \left[ \frac{MeV}{des} \right] \times 1 \left[ \frac{particula}{des} \right] \times 1,6 \times 10^{-13} \left[ \frac{J}{MeV} \right] \times 1 \left[ \frac{Gy \cdot kg}{j} \right]}{1,04 \left[ \frac{g}{cm^3} \right] \times 6,5 [cm^3] \times 0,001 \left[ \frac{kg}{g} \right]} \quad (19)$$

$$Dose = 7,1 \times 10^{-17} \frac{Gy}{des} = 7,1 \times 10^{-8} \frac{nGy}{des} = 7,1 \times 10^{-2} \frac{nGy}{MBq \cdot s} \quad (20)$$

A partir deste valor, considerando um tempo de exposição durante a realização da tarefa de administrar o radiofármaco, de 66 s (AMARAL et al., 2007), aproximadamente, multiplicando este resultado por 2 (ver seção § 3.2.5) e levando-se em consideração que a EMD na região  $H_p(10)$  é uma estimativa da dose efetiva, tem-se:

$$Dose = 9,1 \pm 0,2 \frac{nSv}{MBq} \quad (21)$$

Comparando este valor com o  $H_p(10)$  encontrado por Amaral et al. (2007) de  $8,1 \pm 2,8 \text{ nSv/MBq}$ , tem-se que o valor da dose efetiva recebida pelo tecnologista durante a realização de administração do radiofármaco calculada através de simulações Monte Carlo, nesta pesquisa, está em boa concordância com a medida na prática em um centro de Medicina Nuclear – PET. Consequentemente, indicando que o modelo de exposição computacional desenvolvido neste trabalho é uma boa representação da tarefa real de administração do radiofármaco efetuada pelo tecnologista em PET.

#### 4.1.5 Espectro do Fluxo dos fótons e elétrons na região de interesse $H_p(10)$

Novamente, utilizando o código MCNP4C obteve-se o espectro dos fótons através do Tally F4, Figura 23, na região de interesse  $H_p(10)$  com e sem o uso do avental, para a fonte localizada a 50 cm do fantoma.

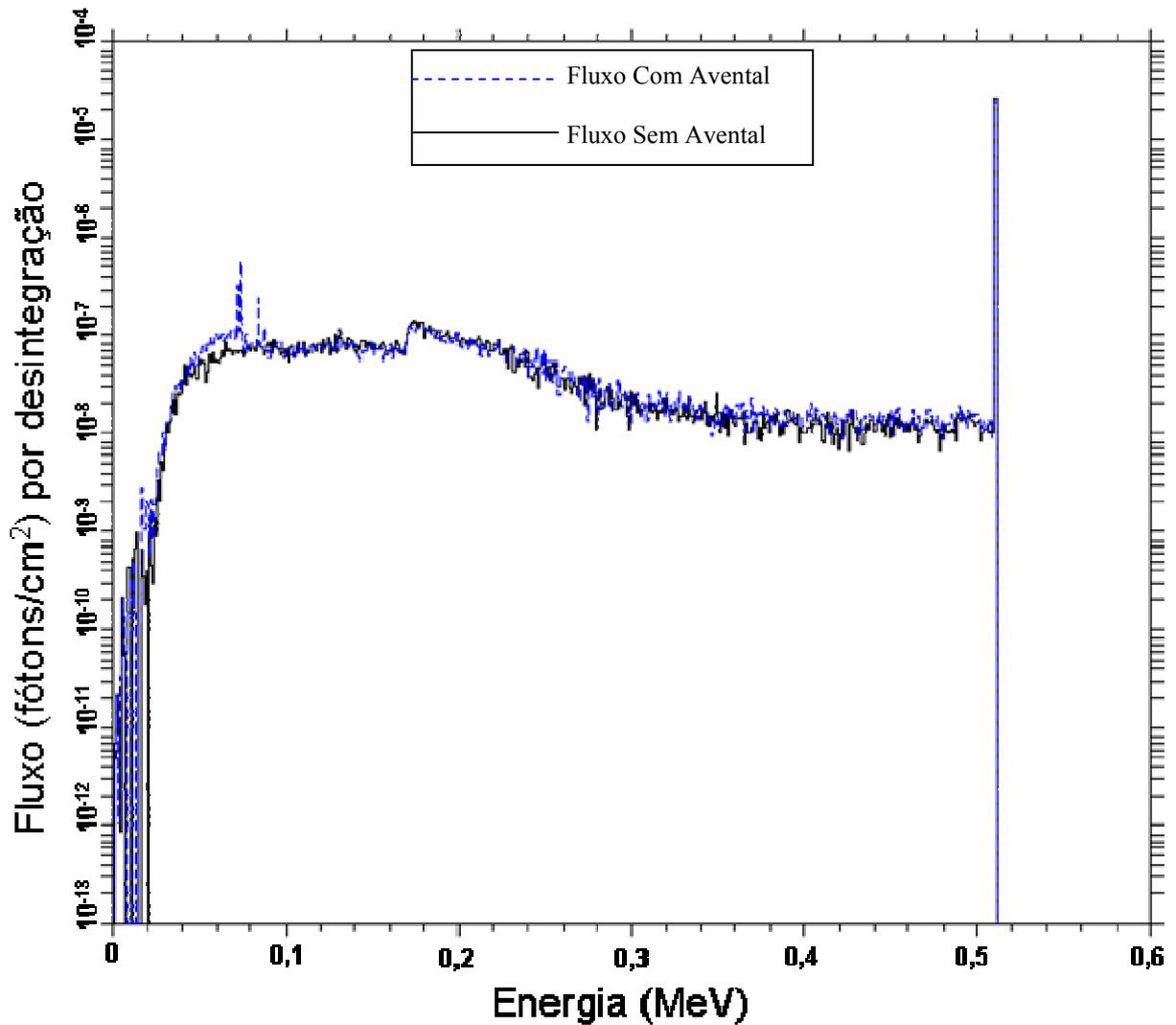


Figura 23. Tally de Fluxo (F4). Espectro dos fótons na região de interesse que representa a quantidade operacional  $H_p(10)$ , para a fonte localizada a 50 cm do fantoma.

Na região  $H_p(10)$  houve uma atenuação de 7,88% dos fótons incidentes (511 keV) quando utiliza-se o avental de chumbo com 0,5 mm de espessura. Esta atenuação é bem próxima da encontrada para a região  $H_p(0,07)$ , como era de se esperar, sendo esta pequena diferença devido a flutuações estatísticas. A influência da fina camada de pele que se encontra antes da região de interesse que representa a quantidade  $H_p(10)$  é insignificante.

Observando a Figura 23, tem-se também um aumento no fluxo de fótons para as mesmas energias que as encontradas na região de interesse  $H_p(0,07)$  quando emprega-se o avental. Entretanto, em relação ao fluxo na região a profundidade da pele, a região  $H_p(10)$  por estar a uma maior profundidade acarreta num menor aumento em relação ao caso em que não há uso do avental, devido à absorção e dispersão dos fótons antes de atingirem a profundidade de 10 mm.

Apesar do fluxo de fótons ser maior ao utilizar-se o avental, assim apontando na direção contrária dos valores das EMD  $H_p(10)$  que são menores na mesma situação, quando analisou-se o fluxo de elétrons, Figura 24, pode-se compreender a redução da EMD ao usar o avental e também ratificar a importância dos elétrons na dosimetria.

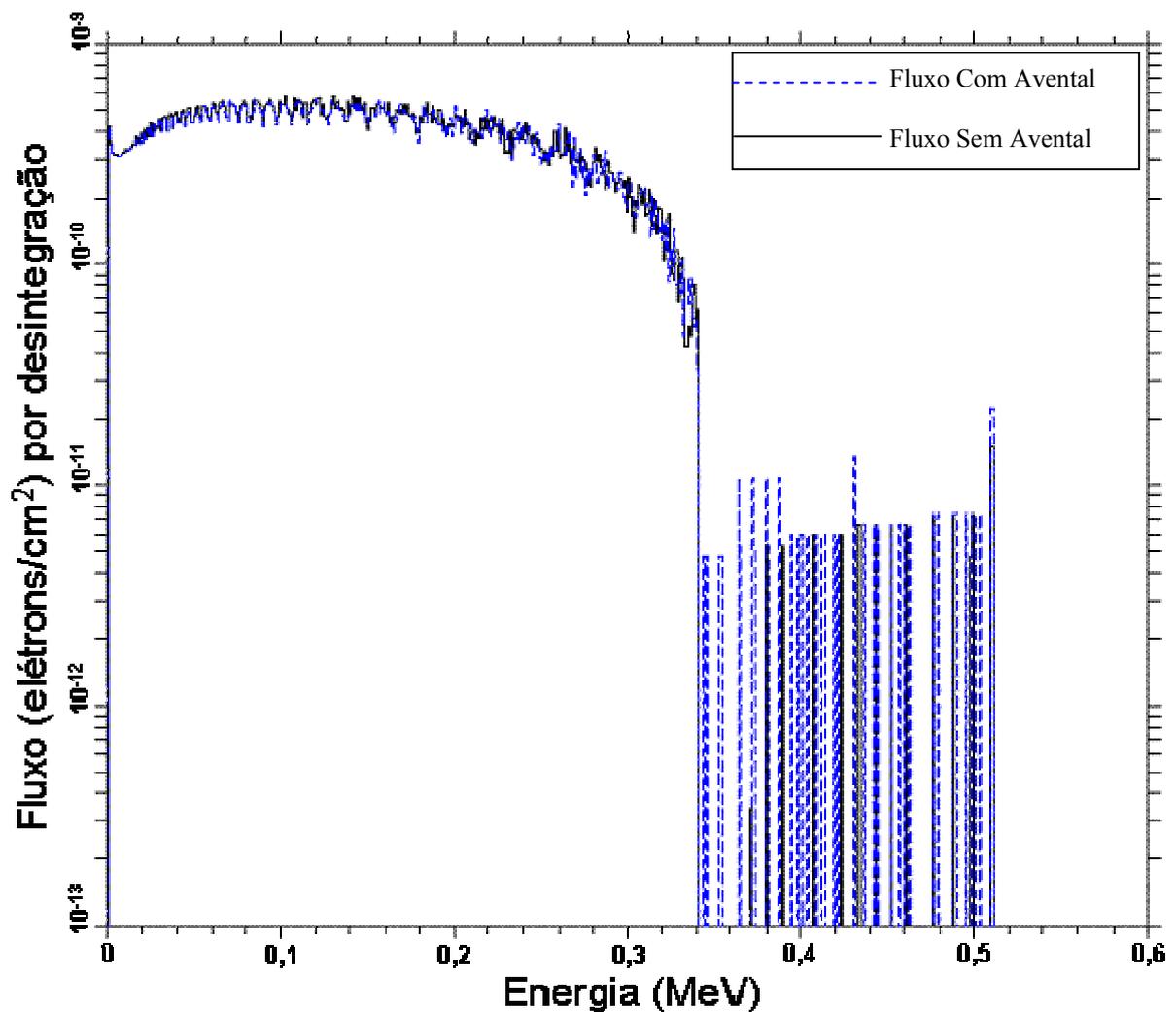


Figura 24. Tally de Fluxo (F4). Espectro dos elétrons na região de interesse que representa a quantidade operacional  $H_p(10)$ , para a fonte localizada a 50 cm do fantoma.

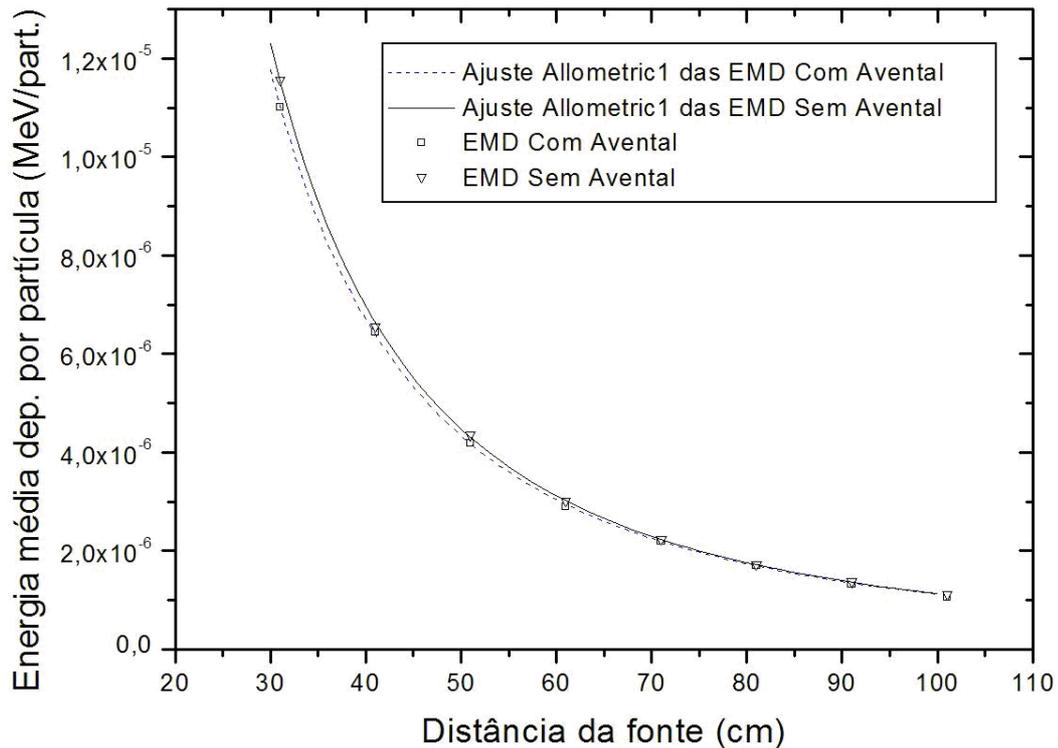
Desta forma, analisando a saída fornecida pelo código MCNP4C (ver Anexo I) foi encontrado que houve um pequeno aumento no fluxo de elétrons, para a situação sem avental, em praticamente toda a faixa de energia até 340 keV. A soma destes pequenos acréscimos acarreta numa EMD maior quando não se utiliza o avental. Para energias superiores a 340 keV, há um maior fluxo de elétrons quando se utiliza o avental, porém a contribuição da energia depositada por estes elétrons é menor que a dos elétrons com energia abaixo de 340 keV, como pode ser verificado comparando-se os valores da EMD com e sem o uso do avental.

Além disto, tem-se que os valores do fluxo de elétrons apresentados na Figura 24 para energias acima de 340 keV tanto com avental como sem avental não devem ser considerados quantitativamente, pois possuem valores do erro relativo  $R > 0,5$ , desta forma devem ser rejeitados (ver seção § 2.5.3.2). Entretanto, estes valores são indicativos da existência de elétrons com energia acima de 340 keV.

A partir do que foi apresentado acima, tem-se de um modo geral que o uso do avental acarreta num aumento significativo da EMD na região de interesse  $H_p(0,07)$  onde representa a região que encontram-se as células basais consideradas como células alvo para a indução de câncer devido à radiação ionizante. Para a região de interesse  $H_p(10)$ , o uso do avental não fornece diferença significativa entre as EMD com e sem o uso do avental.

#### **4.1.6 Comportamento das EMD nas regiões $H_p(10)$ em função da distância fonte-Fantoma**

A partir dos valores das EMD obtidas através das simulações e apresentados na Tabela 10, foram plotados os pontos das curvas apresentadas na Figura 25 e posteriormente ajustados utilizando-se a função Allometric1 do Origin.



**Figura 25.** Curvas traçadas a partir dos valores da energia média depositada por desintegração, com e sem o uso do avental de chumbo puro com 0,5 mm de espessura, na região  $H_p(10)$ .

A partir dos ajustes dos pontos da Figura 25, nota-se de forma qualitativa valores da EMD menor quando se utiliza o avental, entretanto como visto esta diminuição é insignificante.

Com relação ao comportamento das EMD com o aumento da distância, foram obtidos os seguintes valores de  $b$  para os pontos da Figura 25:  $b = -1,95122 \pm 0,00959$  para a curva com o uso do avental e  $b = -1,98140 \pm 0,00866$  sem o uso do avental.

Assim, obteve-se também para a região  $H_p(10)$  que as EMD variam com o inverso do quadrado da distância, aproximadamente. Para a obtenção destes valores de  $b$  utilizaram-se as distâncias da fonte mais 1 ( $d+1$ ) uma vez que esta região está a uma profundidade de 10 mm. Este acréscimo de uma unidade (em cm) fez com que os valores de  $b$  se aproximassem do valor de  $b = -2$  que seria o comportamento teórico esperado para uma fonte pontual onde não houvesse partículas espalhadas e secundárias contribuindo para a contagem pelo detector.

## **4.2 Considerações sobre a eficácia dos aventais equivalentes a 0,5 mm de chumbo: Convencional e Composto.**

Devido à falta de informações na literatura a respeito da composição elementar e densidade dos aventais equivalentes, não foi possível simular e quantificar a sua eficácia em reduzir a exposição aos raios gama de 511 keV emitidos em PET.

Porém, como os mecanismos de interações com os aventais equivalentes são os mesmos (efeito fotoelétrico e Compton) e como o avental de chumbo puro com 0,5 mm é utilizado como referencial na fabricação dos aventais equivalentes, então é possível fazer considerações sobre a eficácia dos aventais equivalentes a 0,5 mm de chumbo puro.

Desta forma, é apresentada, a seguir, uma análise qualitativa para os dois casos de aventais equivalentes com 0,5 mm ao de Pb: convencional e composto, baseada nos resultados obtidos nas simulações para o avental de chumbo puro com 0,5 mm de espessura e em dados da literatura.

### **4.2.1 Avental Convencional equivalente a 0,5 mm de chumbo**

Como de acordo com Mccfrey et al. (2007) o avental convencional mantém praticamente constante sua equivalência por unidade de massa a 0,5 mm de chumbo em uma larga faixa de energia, inclusive para energias de fótons acima de 140 keV (emitida pelo  $^{99m}\text{Tc}$ ), podendo ser verificado pelo trabalho de Murphy et al. (1993), onde o avental fabricado pela iNFAB teve uma equivalência de 0,48 e 0,5 mm e o fabricado pela Profexray obteve valores de 0,55 mm para as principais energias emitidas em SPECT de 140 keV e 364 keV (emitida pelo  $^{131}\text{I}$ ).

Portanto, espera-se que os aventais convencionais equivalentes a 0,5 mm mantenham suas equivalências muito próximas a 0,5 mm para os fótons emitidos em PET, implicando que a atenuação oferecida pelo avental convencional para os fótons de aniquilação esteja em torno de 7,9%, não diferindo de forma significativa. Assim, praticamente a mesma quantidade e as mesmas características (e.g. energia) de partículas secundárias e espalhadas sejam geradas, uma vez que o elemento de alto número atômico presente nestes aventais é o chumbo.

Desta forma, espera-se que os valores EMD para ambas as regiões de interesse e o fluxo tanto dos fótons como dos elétrons com e sem o avental sejam próximos aos obtidos para o caso do avental de chumbo puro com 0,5 mm de espessura.

#### **4.2.2 Avental Composto equivalente a 0,5 mm de chumbo**

Diferentemente dos aventais convencionais, como demonstrado no trabalho de Mccfrey et al. (2007), os compostos são fortemente dependentes da energia dos fótons incidentes e para serem equivalentes a 0,5 mm para a faixa de energia emitida em Medicina Nuclear teriam que ter um peso significativamente maior que os convencionais.

Porém, na prática, sabe-se que os aventais compostos possuem um peso inferior em relação aos convencionais, uma vez que a principal motivação que levou a fabricação destes aventais foi à redução do seu peso. Por isto, a atenuação oferecida pelos aventais compostos para energias emitidas em práticas da medicina nuclear deve ser menor que a oferecida pelos convencionais, como demonstrado no trabalho de Murphy et al. (1993), onde os aventais compostos testados tiveram uma equivalência de no máximo 0,22 mm para uma energia de 364 keV.

Considerando uma espessura de 0,22 mm de Pb puro que representa a equivalência ao avental composto testado Murphy et al. (1993) e o valor de  $1,65 \text{ cm}^{-1}$  para o coeficiente de absorção linear, obtém-se uma atenuação de aproximadamente 3,6% para os fótons de aniquilação (511 keV). Este valor percentual de atenuação dos fótons é uma boa estimativa, pois o valor da espessura utilizada foi para fótons menos energéticos de 364 keV, uma vez que a tendência é que a atenuação diminuía com o aumento da energia.

Desta forma, baseado nesta estimativa espera-se que o valor das EMD na região  $H_p(10)$  seja equivalente ao caso do chumbo puro: a mesma em ambas as situações. Já para a região  $H_p(0,07)$  se houver algum aumento significativo, este deverá ser inferior ao encontrado para o caso simulado nesta pesquisa, tendendo a razão com e sem o uso do avental ao valor unitário. Consequentemente, implicando que o fluxo de fótons e elétrons com avental seja próximo a situação sem o uso do avental ou até estatisticamente iguais.

### 4.3 Comparação com resultados da literatura

Na Literatura, a única publicação referente à avaliação da eficácia do avental equivalente ao chumbo em atenuar a radiação ionizante proveniente do radionuclídeo  $^{18}\text{F}$  foi o de Ahmed et al. (2007), em forma de resumo, onde as aferições foram feitas através de instrumentos físicos.

De acordo com este resumo, a avaliação do avental foi feita da seguinte maneira: utilizou-se 4 dosímetros termoluminescente (TLD) com dimensões de 3 mm x 3 mm; dois localizados na região anterior e dois na região posterior de um avental equivalente a 0,5 mm de espessura de chumbo. A partir daí, calculou-se a dose e posteriormente obteve-se o percentual de redução pelo cálculo da razão dos dois valores. Como já apresentado, esta aferição obteve uma redução de 18,2%.

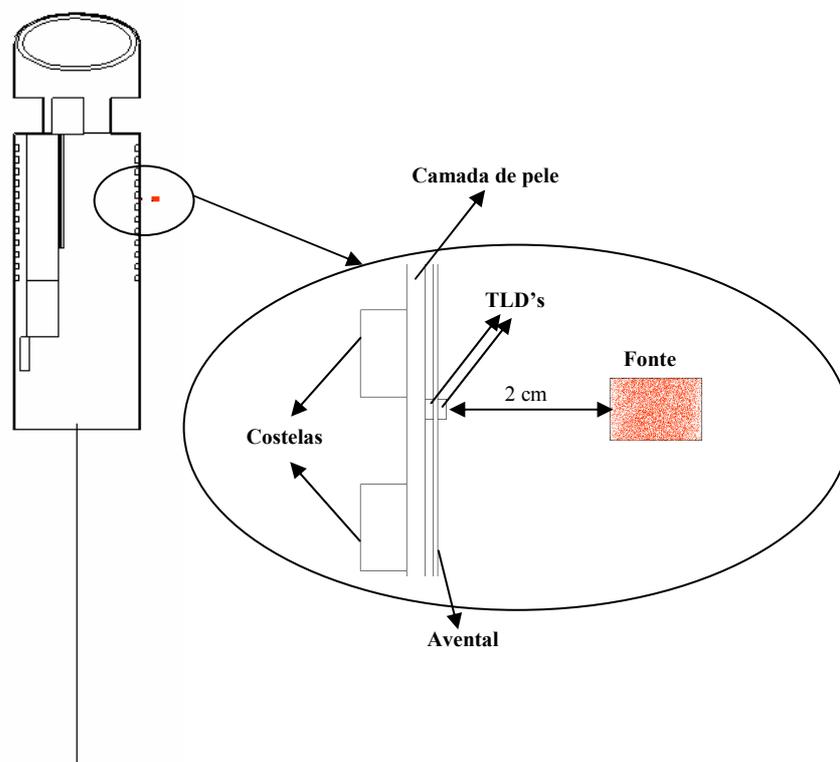
Como o modelo teórico utilizado neste trabalho difere do modelo físico de Ahmed et al. (2007), uma comparação direta não é possível, pelos seguintes fatores:

- (1) A princípio o TLD mede uma quantidade física e não operacional  $H_p(d)$ , já que o resumo não discrimina, pois para uma aferição da  $H_p(d)$  seria necessário adicionar ao TLD uma camada de um material equivalente ao tecido mole com espessura correspondendo à profundidade  $d$  de acordo com a ICRU 51 (1985);
- (2) A fonte está a uma distância de 2 cm que dificilmente representa uma situação real experimentada em procedimentos na PET;
- (3) A fonte utilizada é emissora de pósitrons, tendo em vista a utilização do radioisótopo  $^{18}\text{F}$ , posicionada a 2 cm de distância do TLD, ver Figura 26;
- (4) O avental empregado é do tipo convencional com equivalência de 0,5 mm.

Entretanto, visando comparar com os resultados encontrados neste trabalho, realizou-se uma simulação com as mesmas características oferecida pelo resumo com o acréscimo das seguintes informações:

- (1) Utilizou-se o fantoma criado pela ORNL modelo TM-8281 (1996) para representar o tecnologista e fornecer suporte ao avental;
- (2) O TLD simulado foi o de LiF com densidade de  $2,635 \text{ g/cm}^3$  e dimensões de  $3 \text{ mm} \times 3 \text{ mm} \times 0,9 \text{ mm}$ . Foram colocados na altura da fonte, externo ao fantoma em duas posições: anterior e posterior ao avental, como ilustrado na Figura 26;
- (3) A fonte simulada foi um cilindro com 1 cm de raio e 1 cm de altura emissora de fótons com 511 keV;
- (4) O avental modelado foi o com 0,5 mm de espessura de chumbo puro devido à falta de informações na literatura a respeito da composição e densidade dos aventais equivalentes.

Na Figura 26, está ilustrado o modelo empregado neste trabalho na comparação dos resultados obtidos por Ahmed et. al (2007) com os aqui apresentados.



**Figura 26. Ilustração do modelo matemático empregado na simulação que representa a situação real simulada por Ahmed et al. (2007). Imagens obtidas através do aplicativo Visual Editor – Vised, versão 8E.**

O resultado da razão com e sem avental obtido pela simulação foi 1,185 (ou 18,5%), ou seja, houve novamente um aumento da dose absorvida quando se utiliza o avental de chumbo puro com 0,5 mm de espessura.

Desta forma, a comparação dos resultados, bem como das características dos modelos indicam que o aumento obtido por Ahmed et al. (2007) é devido à fonte estar muito próxima ao TLD e a fonte ser emissora de pósitrons. Portanto, os pósitrons emitidos pelo  $^{18}\text{F}$  conseguem atingir o TLD que está na região anterior do avental, depositando, assim, grande quantidade de energia e conseqüentemente fornecendo esta falsa impressão de redução da dose absorvida pelo avental quando exposto ao  $^{18}\text{F}$ .

Portanto, este resultado encontrado por Ahmed et al. (2007) não contraria os resultados obtidos no presente trabalho, uma vez que calculou-se a eficiência do avental para os fótons de 511 keV, tendo em vista que a energia depositada devido aos pósitrons é insignificante, uma vez que normalmente as fontes estão a uma distância superior ao alcance médio dos pósitrons no ar de 36 cm (BROWN; YASILLO, 1997) . Além disto, a fonte empregada em PET estará sempre contida no paciente após a administração do radiofármaco ou dentro de invólucros (e.g. seringa e corpo humano) fazendo com que praticamente nenhum pósitron emitido pelo  $^{18}\text{F}$  consiga produzir ionização fora da região que o contenha (BROWN; YASILLO, 1997).

Embora os resultados obtidos nesta pesquisa tenham sido para o caso do avental de chumbo puro com 0,5 mm, foi possível avaliar a eficácia dos equivalentes, uma vez que o elemento chumbo é usado como referência em blindagens e, conseqüentemente, na determinação da equivalência dos aventais comercializados.

Por fim, objetivando assegurar o princípio básico da radioproteção, o ALARA, outras medidas devem ser tomadas, que não o uso de aventais equivalentes a 0,5 mm de espessura, visando à redução da dose absorvida pelos tecnólogos que realizam procedimentos na Tomografia por Emissão de Pósitron. Como por exemplo, pode-se destacar as seguintes medidas já avaliadas: treinamentos periódicos dos tecnólogos; otimização do processo de administração do radiofármaco (e.g. posicionamento do cateter antes da administração do radiofármaco); o uso de laboratórios quentes projetados (ou com blindagens adequadas) às

manipulações para estudos com PET (AMARAL et al., 2007; BROWN; YASILLO, 1997; GUILLET et al., 2005; LEROY, 2006; ROBERTS et al., 2005).

## 5 CONCLUSÕES

A partir dos resultados obtidos nas simulações envolvendo exposição individual a uma fonte aproximadamente pontual e emissora de fótons com 511 keV, que representa uma situação real de exposição na PET, objetivando avaliar a eficácia de aventais equivalentes a 0,5 mm de chumbo puro, pode-se concluir que:

- Os resultados obtidos por simulações Monte Carlo através do código MCNP versão 4C estão em concordância com valores encontrados na literatura, indicando que o modelo computacional de exposição individual empregado nesta pesquisa pode ser utilizado para avaliação da eficácia dos aventais em exames de Tomografia por Emissão de Pósitrons.
- O modelo computacional desenvolvido neste trabalho é uma boa representação da tarefa de administrar o radiofármaco na Tomografia por Emissão de Pósitron, tendo em vista a boa concordância da dose efetiva calculada por simulação Monte Carlo quando comparada com a medida em um centro de Medicina Nuclear.
- Considerando apenas o valor da dose absorvida de corpo inteiro, representada pela quantidade operacional  $H_p(10)$ , o uso do avental de chumbo com 0,5 mm de espessura é dispensável.
- O uso de aventais de chumbo puro com 0,5 mm de espessura resulta em um aumento das doses absorvidas na pele,  $H_p(0,07)$ , de até 26%, aproximadamente, a depender da distância fonte-indivíduo.
- Com base neste trabalho, 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.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AHMED, S. et al. The effectiveness of lead aprons in reducing radiation exposures from specific radionuclides. **The Journal of Nuclear Medicine**, v. 48, p. 470, 2007. suplemento 2.
- AMARAL, A.; ITIÉ, C; BOK, Bernard. Dose Absorbed by Technologists in Positron Emission Tomography Procedures with FDG. **Brazilian Archives of Biology and Technology**, v. 50, p. 129-134, 2007, edição especial.
- ATTIX, F. H. **Introduction to radiological physics and radiation dosimetry**. New York: A Wiley-Interscience Publication, 1986.
- AURENGO, A.; PETITCLERC, T.; GRÉMY, F. **Biophysique**. Paris: Flammarion Médecine-Sciences, 2 ed., 1997.
- BIXLER, A.; SPRINGER, G.; LOVAS, R. Practical aspects of radiation safety for using fluorine-18. **Journal of Nuclear Medicine Technology**, v. 27, n. 1, p. 14-16, Mar. 1999.
- BRIESMEISTER, J. F. In: MCNP – A general Monte Carlo N-Particle Transport Code. Los Alamos National Laboratory report LA-12625-M, Version 4C, 2000.
- BROWN, T. F.; YASILLO, N. J. Radiation safety considerations for PET centers. **Journal of Nuclear Medicine Technology**, v. 25, p. 98-102, 1997.
- CAMPOS, L. P. B. **Modelagem e simulação da dose absorvida pela tiróide devido a contaminação por isótopos de iodo de meia-vida curta em acidentes nucleares**. Recife: EDUFPE, 2005. Tese de doutorado.
- CAON, Martin. Voxel-based computational models of real human anatomy: a review. **Radiation and Environmental Biophysics**, v. 42, n. 4, p. 229-235, Feb. 2004.
- CEMBER, H. **Introduction to health physics**. 3 ed. New York: McGraw-Hill, 1996.
- CHIESA, C. et al. Radiation dose to technicians per nuclear medicine procedure: comparison between technetium-99m, gallium-67 and iodine-131 radiotracers and fluorine-18 fluorodeoxyglucose. **European Journal of Nuclear Medicine**, v. 24, n. 11, p. 1380-1389, nov. 1997.
- 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.
- CRISTY, M.; ECKERMAN, K. F. Specific absorbed fractions of energy at various ages from internal photon sources. **Rep. ORNL/TM 8381/V1-V7**. Oak Ridge, TN: Oak Ridge Natl. Lab, 1987.

COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. **CNEN**. Requisitos de Radioproteção e Segurança para Serviços de Medicina Nuclear. Rio de Janeiro: CNEN, abr. 1996. norma 3.05. Disponível em: <<http://www.cnen.gov.br/seguranca/normas/mostra-norma.asp?op=305>>. Acesso em: 25 Set. 2006.

COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. **CNEN**. Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica. Rio de Janeiro: CNEN, jan. 2005. norma 3.01. Disponível em: <<http://www.cnen.gov.br/seguranca/normas/tra-norma.asp?op=305>>. Acesso em: 25 set. 2006.

DAVISSON, C. M.; EVANS, R. D. Gamma-Ray Absorption Coefficients. **Reviews of Modern Physics**, v. 24, n. 2, Abr. 1952.

FINNERTY, M.; BRENNAN, P. C. Protective aprons in imaging departments: manufacturer stated lead equivalence values require validation. **European Radiology**.n. 15, p. 1477-1484, 2005.

FISHER H. L.; SNYDER W. S. **Variation of dose delivered by <sup>137</sup>Cs as a function of body size from infancy to adulthood**. ORNL-4007. Rep. TN 221–28. Oak Ridge, TN: Oak Ridge Natl. Lab, 1966.

FRAZEE, D. Positron emission tomography: a technology assessment of PET imaging—past, present, and future. **Radiology Management** 26: 38–43, 2004.

GUILLET, B. et al. Technologist Radiation exposure in routine clinical practice with <sup>18</sup>F-FDG PET. **Journal of Nuclear Medicine Technology**, v. 33, n. 3, p. 175-179, set. 2005.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **ICRU**. Determination of the dose equivalents for photons in slab phantoms of tissue-equivalent material PMMA. Bethesda, MD: Report 39, 1985.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **ICRU**. Measurement of dose equivalents from external photon and electron radiations. Bethesda, MD: Report 47, 1992.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **ICRU**. Quantities and unites in radiation protection dosimetry. Bethesda, MD: Report 51, 1993.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Reference Man: Anatomical, Physiological and Metabolic Characteristics. **ICRP Publication 23**. Oxford, Pergamon Press, 1975.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. **ICRP Publication 26**. Oxford, Pergamon Press, 1977.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, **ICRP Publication 60**, Pergamon Press, Oxford, 1990.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection: Reference Values. **ICRP Publication 89**. Oxford, Pergamon Press, 2003.

KAPLAN, I. **Nuclear physics**. 2 ed. Massachusetts: Addison-Wesley publishing company, 1975.

KHAN, F. M. **The physics of radiation therapy**. Baltimore: Williams & Wilkins, 1984.

KRAMER, R. et al. The calculation of dose from external photon exposures using reference human phantoms and Monte Carlo methods. Part I: The male (ADAM) and female (EVA) adult mathematical phantoms. **GSF-Report S-885**. Reprint July 1999. Institut für Strahlenschutz, GSF Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit, Neuherberg-München, 1982.

LEE, C.; LEE, J. Computational anthropomorphic phantoms for radiation protection dosimetry: evolution and prospects. **Nuclear Engineering and Technology**, v. 38, n. 3, p. 239-250, Apr. 2006.

LEROY H, et al. On the job: 10 PET/ CT radiation safety strategies. **Disponível em:** <[http://www.medicalimagingmag.com/issues/articles/2006-08\\_03.asp](http://www.medicalimagingmag.com/issues/articles/2006-08_03.asp)>. Acesso em: jan. 2007.

LOMEÑA, F.; SOLER, M.; Clinical application of PET. **Brazilian Archives of Biology and Technology**, v. 48, p.179-183, Oct. 2005.

LOUREIRO, E. C. M. **Construção de simuladores baseados em Elementos de volume a partir de imagens tomográficas coloridas**. Recife: EDUFPE, 2002. Tese de doutorado.

MCCAFFREY, J. P; DOWNTOWN, B. SHEN, H. The attenuation effects of lead and non-lead materials used in radiation shielding garments. **Disponível em:** <[http://www.radmart.com/gl-test\\_results.pdf](http://www.radmart.com/gl-test_results.pdf)>. Acesso em: jan. 2007. abr. 2006.

MCCAFFREY, J. P. et al. Radiation attenuation by lead and nonlead materials used in radiation shielding garments. **Medical Physics**, v. 34, n. 2, p. 530-537, feb. 2007.

MOORE, B. et al. The relationship between back pain and lead apron use in radiologists. **American Journal of Roentgenology**, v. 158, p. 191-193, 1992.

MUIR, S.; MCLEOD, R.; DOVE, R. Light-weight lead aprons light on weight, protection or labeling accuracy?. **Australasian Physical e Engineering Sciences in Medicine**. v. 28, n. 2, p. 1-3, 2005.

MURPHY, P. H; WU, Y.; GLAZE, S. A. Attenuation properties of lead composite aprons. **Radiology**, v. 186, n. 1, p. 269-272, Jan.1993.

NELMS, A. T. Graphs of the Compton energy-angle relationship and the Klein-Nishina formula from 10 keV to 500 MeV. Circular 542, U.S. National Bureau of Standars, Washington, DC, 1953.

OLIVEIRA, R. et al. Preparações radiofarmacêuticas e suas aplicações. **Revista Brasileira de Ciências Farmacêuticas**, v. 42, n. 2, p. 151-165, Abr.-Jun. 2006.

REIS JÚNIOR, J. P. **Cálculos dos coeficientes de conversão para dose efetiva em termos do kerma no ar para fótons utilizando simulador antropomórfico de voxels e o código mcnpX**. Rio de Janeiro: 2007. Dissertação de mestrado.

ROBERTS, F. O. et al. Radiation dose to PET technologists and strategies to lower occupational exposure. **Journal of Nuclear Medicine Technology**, v. 33, n. 1, p. 44-47, Mar. 2005.

ROBILOTTA, C. C. A tomografia por emissão de pósitrons: uma nova modalidade na medicina nuclear brasileira. **Revista Panamericana de Salud Pública**, v. 20, n. 2/3, p. 134-142, 2006.

ROGERS, D. W. O.; BIELAJEW, A. F. Monte Carlo techniques of electron and photon transport for radiation dosimetry. In: KASE, Kenneth R.; BJÄRNGÅRD, Bengt E.; ATTIX, Frank H. (Ed.). **The dosimetry of ionizing radiation**. San Diego: Academic Press, 1990. v. 3.

ROSS, A. M. et al. Prevalence of spinal disk disease among interventional cardiologists. **The American Journal of Cardiology**, v. 79, n.1, p. 68-70, 1997.

SEIERSTAD, T. et al. Doses to nuclear technicians in a dedicated PET/CT centre utilizing fluorodeoxyglucose (FDG). **Radiation Protection Dosimetry**, 20 set. 2006.

SHULTIS, J. K.; FAW, R. E. Radiation shielding technology. **Health Physics**, v. 88, n. 4, p. 297-322, Apr. 2005.

SMART, R.. Task-specific monitoring of nuclear medicine technologists radiation. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 109, n. 3, p. 201-209, 2004.

SNYDER, W. S. et al.. MIRD pamphlet no. 5: estimates of absorbed fractions for monoenergetic photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom. **Journal of Nuclear Medicine**, 10(Suppl.3):5-52, 1969.

SNYDER W. S.; FORD, M. R.; WARNER, G. Estimates of Specific Absorbed Fractions for Photon Sources Uniformly Distributed in Various Organs of a Heterogeneous Phantom. Pamphlet No. 5, Revised. New York: Society of Nuclear Medicine, 1978.

STABIN, M. G. et al. **Mathematical models and specific absorbed fractions of photon energy in the nonpregnant adult female and at the end of each trimester of pregnancy**. ORNL Report ORNL/TM-12907. Oak Ridge, TN:Oak Ridge National Laboratory, 1995.

TOWNSEND, D. W. Physical principles and technology of clinical PET imaging. **Annals Academy of Medicine**, Singapore, v. 33, n. 2, mar. 2004.

TOWSON, J. E. C. Radiation Dosimetry and Protection in PET. In: VALK, E. P. et al. **Positron Emission Tomography: basic science and clinical practice**. Singapore: SPRINGER, 2003.

WARREN-FORWARD, H. et al. A comparison of dose savings of lead and lightweight aprons for shielding of 99m-technetium radiation. **Radiation Protection Dosimetry**, p. 1-8, 24 may 2007.

WEBB, A. **Introduction to biomedical imaging**. New Jersey: IEEE Press, 2003.

WEBER, W. A.; AVRIL, N.; SCHWAIGER, M. Relevance of positron emission tomography (PET) in oncology. **Strahlenther Onkol**, v. 175, n. 8, p. 356-373, 1999.

WEBSTER, E. W. Addendum to composite materials for x-ray protection. **Health Physics**, v. 61, n.6, p. 917-918, dez. 1966.

XU, X. G; CHAO, T. C.; BOZKURT, A. Vip-man: an image-based whole-body adult male Model constructed from color photographs of the visible human project for multi-particle Monte Carlo calculations. **Health Physics**, v. 78, n.5, p. 476-486, 2000.

XU, G. X. Stylized versus tomographic: an experience on anatomical modeling at RPI. In: THE MONTE CARLO METHOD: VERSATILITY UNBOUNDED IN A DYNAMIC COMPUTING WORLD. 2005, Chattanooga, Tennessee, **American Nuclear Society**, LaGrange Park.1 CD-ROM.

ZANKL, M. Computational models employed for dose assessment in diagnostic radiology. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 49, p.:339–344, 1993.

ZAIDI, H.; XU, G. X. Computational anthropomorphic models of the human anatomy: the path to realistic Monte Carlo modeling in radiological sciences. **The Annual Review of Biomedical Engineering**, v. 9, p. 1.1-1.30, 2007.

ZEFF, B. W.; YESTER, M. V. Patient self-attenuation and technologist dose in positron emission tomography. **Medical Physics**, v. 32, n. 4 p. 861-865, 2005.

## APÊNDICE A - Grandezas Dosimétricas

Para o estabelecimento de princípios e sistemas de proteção radiológica, grandezas dosimétricas são necessárias para avaliar de forma quantitativa a exposição do homem à radiação ionizante. A quantificação da dose devido à exposição à radiação pelo homem é também importante para o desenvolvimento de curvas relacionando dose-resposta para efeitos biológicos da radiação, sendo esta a base para a estimação de riscos.

Desta forma, a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (International Commission on Radiological Protection, ICRP), definiu as principais grandezas dosimétricas, a seguir.

### Dose Absorvida

A dose absorvida é a grandeza expressa por:

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \quad (A1)$$

onde  $d\bar{\varepsilon}$  é a energia média depositada pela radiação num elemento de massa  $dm$ . A unidade no SI (Sistema Internacional) é o joule por quilograma (J/kg), denominada gray (Gy) (ICRP 60, 1990).

### Dose Equivalente

Esta grandeza leva em consideração o tipo de radiação que interage com a matéria definida como,

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R} \quad (A2)$$

onde  $w_R$  é fator de ponderação da radiação e  $D_T$  é dose absorvida média no órgão ou tecido. A unidade no Sistema Internacional é o joule por quilograma (J/kg), denominada sievert (Sv) (ICRP 60, 1990).

Na Tabela, abaixo, encontram-se os valores de  $w_R$  para cada tipo de radiação e energia.

**Tabela A1. Fatores de ponderação da Radiação<sup>[a]</sup>,  $w_R$  (CNEN-NN-3.01, 2005).**

Tipo e faixa de energia <sup>b</sup>	Fator de peso da radiação, $w_R$
Fótons, todas as energias	1
Elétrons e muons, todas as energias <sup>c</sup>	1
Nêutrons <sup>d</sup> , energia: < 10 keV	5
10 keV a 100 keV	10
>100 keV a 2 MeV	20
> 2 MeV a 20 MeV	10
> 20 MeV	5
Prótons, exceto os de recuo, energia > 2 MeV	5
Partículas $\alpha$ , fragmentos de fissão, núcleos pesados	20

[a] Todos os valores se relacionam à radiação incidente no corpo ou, para fontes internas, emitida pela fonte.

[b] Valores para outras radiações podem ser obtidos (ver também Anexo A da ICRP-60).

[c] Excluindo elétrons Auger emitidos por radionuclídeos ligados ao DNA, para os quais se aplicam considerações especiais de microdosimetria.

[d] Para consistência nos cálculos, pode-se usar a seguinte expressão para a estimativa de  $w_R$  para nêutrons, em função da energia:  $w_R = 5 + 17 \exp[-(\ln 2) \sqrt{E} / 6]$ , onde  $E$  é a energia em MeV.

## Dose Efetiva

É a soma das doses equivalentes ponderadas nos diversos órgãos e tecidos,

$$E = \sum_T w_T H_T \quad (A3)$$

onde  $H_T$  é a dose equivalente no tecido ou órgão e  $w_T$  é o fator de ponderação de órgão ou tecido. A unidade no sistema internacional é o joule por quilograma (J/kg), denominada sievert (Sv) (ICRP 60, 1990).

Na Tabela 12, estão os valores de  $w_T$  para os órgãos e tecidos. Estes valores foram estabelecidos através de um estudo com uma população de referência onde se tinham pessoas de ambos os sexos e varias idades (ICRP 60, 1990).

**Tabela A2. Fatores de Peso dos Tecidos,  $w_T$  (CNEN-NN-3.01, 2005).**

Tecido ou Órgão	$w_T$ [a, b]
Gônadas	0,20
Medula óssea (vermelha)	0,12
Cólon [c]	0,12
Pulmão [d]	0,12
Estômago	0,12
Bexiga	0,05
Mama	0,05
Fígado	0,05
Esôfago	0,05
Tireóide	0,05
Pele	0,01
Superfície óssea	0,01
Restante [e]	0,05

[a] Valores de  $w_T$  são aqueles da Publicação ICRP-60.

[b] Esses valores foram desenvolvidos para uma população de referência composta por número igual de indivíduos de ambos os sexos e abrange uma ampla faixa etária. Na definição de dose efetiva esses fatores se aplicam a IOE e a indivíduos do público de qualquer sexo ou idade.

[c] Dose calculada como média ponderada por massa, para intestino grosso superior (IGS) e inferior (IGI):  
 $H_{C\acute{o}lon} = 0,57 H_{IGS} + 0,43 H_{IGI}$ .

[d] Região torácica da área respiratória.

[e] Para fins de cálculo, o grupo de tecidos restantes é composto das glândulas supra-renais, cérebro, região extratorácica da área respiratória, intestino delgado, rim, músculo, pâncreas, baço, timo e útero. Nos casos em que um dos tecidos remanescentes mais expostos receba uma dose equivalente mais alta dentre todos os órgãos, deve-se aplicar um fator de peso de 0,025 a esse tecido ou órgão e um fator de 0,025 ponderado por massa aos demais restantes.

A partir da definição destas grandezas dosimétricas pode-se correlacioná-las com efeitos biológicos, tais como radiodermite, náusea, vômito, inclusive cânceres dentre outros produzidos pela radiação ionizante no ser humano e assim classificá-los em duas categorias: efeitos determinísticos, no qual há um limiar na dose para que um determinado efeito biológico ocorra; efeitos estocásticos, em que não a limiar e a probabilidade de um determinado efeito biológico ocorrer aumenta com a dose efetiva.

## **APÊNDICE B - Interação de elétrons com a matéria**

Diferentemente dos fótons, os elétrons são partículas que possuem carga, fazendo com que suas interações com a matéria sejam diferentes, devidos aos campos elétricos gerados pelo próprio elétron e pelo meio (ATTIX, 1986; CEMBER, 1996). Desta forma, devido aos campos elétricos, a probabilidade de um elétron passar pelo meio sem sofrer nenhuma interação é praticamente nula.

A maioria destas interações transfere somente pequenas frações da energia cinética do elétron, assim, é conveniente pensar que a energia cinética está sendo perdida gradualmente, sendo referido comumente como aproximação de desaceleração contínua (CSDA, *continuous slowing-down approximation*).

Os mecanismos pelos quais os elétrons podem perder sua energia cinética ao interagir com o meio são por: colisão, provocando assim a ionização e excitação dos átomos do meio ou através de emissão de radiação eletromagnética, conhecida como Bremsstrahlung, palavra alemã para “radiação de freamento”.

### **Ionização e Excitação**

A interação entre o campo elétrico da partícula beta e dos elétrons dos orbitais do meio absorvedor, afeta o átomo como um todo, distorcendo-o, excitando-o, para níveis mais altos de energia, ou ionizando-o pela ejeção de elétrons da camada de valência. Estes efeitos mencionados anteriormente são causados pela transferência de uma pequena quantidade de energia cinética (poucos eV) para um átomo do meio absorvedor (ATTIX, 1986).

### **Radiação de Freamento (Bremsstrahlung)**

Este fenômeno ocorre quando partículas carregadas, principalmente elétrons ou pósitrons, passa próximo ao núcleo atômico, interagem com o campo elétrico de núcleos de número atômico elevado, levando a uma variação da aceleração, o que pela teórica clássica do eletromagnetismo produz emissão de radiação (ondas eletromagnéticas), denominadas de raios-X de freamento ou "bremsstrahlung". Esta emissão de radiação pelos elétrons pode

chegar até 100% de sua energia cinética. Este fenômeno acontece para 2-3% dos elétrons que passam próximo ao núcleo (ATTIX, 1986; CEMBER, 1996).

Nos outros casos, ao passar próximo ao núcleo a partícula beta sofrerá choque elástico e será espalhado sem emitir radiação eletromagnética (raio-X) ou excitar o núcleo. A quantidade de energia cinética perdida, neste caso, é insignificante e suficiente para manter a conservação do momento na colisão, assim não é um mecanismo de transferência de energia para o meio, mas um importante modo de espalhamento de elétrons e a principal razão dos elétrons seguirem caminhos tão aleatórios (ATTIX, 1986). Embora a radiação de freamento seja um importante modo de dissipação de energia cinética do elétron em meio com  $Z$  elevado, ele é relativamente insignificante em materiais com baixo  $Z$  para energias abaixo de 10 MeV (ATTIX, 1986).

### **Relação Alcance-Energia para elétrons**

De um ponto de vista estocástico, é impossível prever quanto um fóton ou nêutron irá penetrar na matéria, pois somente uma ou poucas interações são necessárias para dissipar toda a sua energia. Já as partículas carregadas, entretanto, possuem uma penetração bem definida à maioria das partículas do mesmo tipo e com a mesma energia (ATTIX, 1986).

Como a capacidade de atenuação do elétron depende principalmente do número de elétrons no seu caminho, ou seja, elétrons/cm<sup>2</sup>, e muito pouco do número atômico do absorvedor (como foi visto  $Z/A$  praticamente constante, seção § 2.4.1), então a medida utilizada para especificar a espessura do material atenuador é a densidade superficial (g/cm<sup>2</sup>, mg/cm<sup>2</sup>). Outra vantagem de se utilizar este sistema é a possibilidade de adicionar espessuras de diferentes materiais (CEMBER, 1996).

A Equação (25) relaciona a espessura em unidades de densidade superficial,  $R$  (g/cm<sup>2</sup>), que é alçada pelos elétrons com energia,  $E$ :

$$R = 0,412E^{1,265-0,0954 \ln E} \quad (\text{B1})$$

esta equação é válida para elétron com  $0.01 \text{ MeV} < E < 2,5 \text{ MeV}$  (CEMBER, 1996).

## APÊNDICE C – Energias de Ligação e Linhas de Emissão dos Raios-X do Chumbo

A seguir, na Tabela 13, tem-se as energias de ligação dos elétrons, teórica e considerada pelo MCNP, para cada camada eletrônica do Chumbo ( $Z = 82$ ).

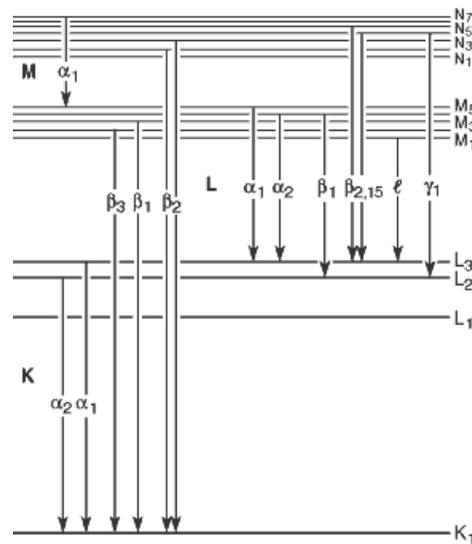
**Tabela C1. Valores das Energias de ligação do chumbo, teórica e considerada pelo MCNP4C, para cada camada eletrônica.**

Valores teóricos*		Valores utilizados pelo MCNP4C	
Camada eletrônica	Energia de Ligação (keV)	Camada eletrônica MCNP	Energia de Ligação (keV)
K	88,0080	K	88,0080
L <sub>I</sub>	15,8630	L <sub>I</sub>	15,8630
L <sub>II</sub>	15,2040	L <sub>II</sub>	15,2040
L <sub>III</sub>	13,0390	L <sub>III</sub>	13,0390
M <sub>I</sub>	3,8510		
M <sub>II</sub>	3,5540		
M <sub>III</sub>	3,0660	M <sub>médio</sub>	3,1080
M <sub>IV</sub>	2,5860		
M <sub>V</sub>	2,4840		
N <sub>I</sub>	0,8918		
N <sub>II</sub>	0,7619		
N <sub>III</sub>	0,6435		
N <sub>IV</sub>	0,4343	N <sub>médio</sub>	0,4890
N <sub>V</sub>	0,4122		
N <sub>VI</sub>	0,1417		
N <sub>VII</sub>	0,1369		

\* Valores obtidos em: <http://www.webelements.com/webelements/elements/text/Pb/bind.html>, acessado em Jan. 2008.

As energias de ligação da camada ‘O’ do chumbo não estão presentes, pois possuem energias desprezíveis. Observando a Tabela acima, percebe-se que o MCNP4C não discrimina as energias de ligação das camadas M e N, levando em consideração somente os seus valores médios.

Na Figura C1, tem-se uma ilustração das linhas de emissão de raios-X para o chumbo.



**Figura C1. Linhas de emissão dos raios-X característicos devido à transição eletrônica no átomo.**

Na Tabela 14, encontra-se as energias dos raios-X emitidos para as transições ilustradas na Figura 27 para a série K do chumbo.

**Tabela C2. Energia de Ligação da Camada K e dos raios-X característicos emitidos por cada linha de emissão.**

Serie-K*					
Camada K	KN <sub>III</sub>	KM <sub>III</sub>	KM <sub>II</sub>	KL <sub>III</sub>	KL <sub>II</sub>
88,008 keV	Kβ <sub>2</sub>	Kβ <sub>1</sub>	Kβ <sub>3</sub>	Kα <sub>1</sub>	Kα <sub>2</sub>
Intensidade	2-5	~20	~10	100	50-53
Energia - R-X	87,367	84,936	84,450	74,969	72,804
MCNP	KN <sub>médio</sub>	KM <sub>médio</sub>		KL <sub>III</sub>	KL <sub>II</sub>
	Kβ' <sub>2</sub>	Kβ' <sub>1</sub>		Kα <sub>1</sub>	Kα <sub>2</sub>
Energia - R-X	<b>87, 519</b>	<b>84,900</b>		<b>74,969</b>	<b>72,804</b>

\* valores obtidos em: [http://www.kayelaby.npl.co.uk/atomic\\_and\\_nuclear\\_physics/4\\_2/4\\_2\\_1.html](http://www.kayelaby.npl.co.uk/atomic_and_nuclear_physics/4_2/4_2_1.html), acessado em Jan. 2008

Em destaque na tabela acima, tem-se as energias de, aproximadamente, 88, 85, 75 e 73 keV dos raios-X considerados pelo código MCNP4C.

Na Tabela 15, tem-se as energias dos raios-X emitidos para cada transição ilustrada na Figura 27 para a serie L do chumbo.

**Tabela C3. Energia de ligação da Camada L e dos raios-X característicos emitidos por cada linha de emissão.**

Serie-L*						
Camada L <sub>I</sub>	L <sub>I</sub> N <sub>III</sub>	L <sub>I</sub> M <sub>III</sub>	L <sub>I</sub> M <sub>II</sub>	Camada L <sub>II</sub>	L <sub>II</sub> N <sub>IV</sub>	L <sub>II</sub> M <sub>IV</sub>
15,863 keV	L $\gamma$ <sub>3</sub>	L $\beta$ <sub>3</sub>	L $\beta$ <sub>4</sub>	15,204 keV	L $\gamma$ <sub>1</sub>	L $\beta$ <sub>1</sub>
Intensidade	~5	50-35	20		~5	~50
Energia - R-X	15,222	12,791	12,305		14,769	12,618
MCNP4C	L <sub>I</sub> N <sub>médio</sub>	L <sub>I</sub> M <sub>médio</sub>			L <sub>II</sub> N <sub>médio</sub>	L <sub>II</sub> M <sub>médio</sub>
	L' <sub>IN</sub>	L' <sub>IM</sub>			L' $\gamma$ ' <sub>1</sub>	L' $\beta$ ' <sub>1</sub>
Energia - R-X	15,413	<b>12,763</b>			14,751	<b>12,104</b>
Serie-L*						
Camada L <sub>III</sub>	L <sub>III</sub> N <sub>V</sub>	L <sub>III</sub> M <sub>V</sub>	L <sub>III</sub> M <sub>IV</sub>	L <sub>III</sub> M <sub>I</sub>		
13,039 keV	L $\beta$ <sub>2</sub>	L $\alpha$ <sub>1</sub>	L $\alpha$ <sub>2</sub>	L $\gamma$ <sub>1</sub>		
Intensidade	~5	~90	10	5-20		
Energia - R-X	12,625	10,555	10,453	9,185		
MCNP4C	L <sub>III</sub> N <sub>médio</sub>	L <sub>III</sub> M <sub>médio</sub>				
	L' <sub>IIIN</sub>	L' $\beta$ ' <sub>1</sub>				
Energia - R-X	<b>12,583</b>	9,939				

\* valores obtidos em: [http://www.kayelaby.npl.co.uk/atomic\\_and\\_nuclear\\_physics/4\\_2/4\\_2\\_1.html](http://www.kayelaby.npl.co.uk/atomic_and_nuclear_physics/4_2/4_2_1.html)

Em destaque na tabela acima, tem-se as energias de 12 e 13 keV, aproximadamente, dos raios-X considerados pelo código MCNP4C.

## ANEXO I – Valores do Fluxo de Elétrons (Tally F4) na Região Hp(10)

Abaixo encontram-se os valores do fluxo de elétrons na região Hp(10) fornecido pelo MCNP4C através do TallyF4.

Energia (MeV)	Fluxo/des. c/ avental	Fluxo/des. s/ avental
0.0000E+00	0.00000E+00	0.00000E+00
1.0000E-03	0.00000E+00	0.00000E+00
2.0000E-03	4.17993E-10	4.20563E-10
3.0000E-03	3.53633E-10	3.51669E-10
4.0000E-03	3.24775E-10	3.23375E-10
5.0000E-03	3.13508E-10	3.15986E-10
6.0000E-03	3.14260E-10	3.15474E-10
7.0000E-03	3.10874E-10	3.10974E-10
8.0000E-03	3.09576E-10	3.12172E-10
9.0000E-03	3.17503E-10	3.17093E-10
1.0000E-02	3.22851E-10	3.26858E-10
1.1000E-02	3.25765E-10	3.34947E-10
1.2000E-02	3.31603E-10	3.35242E-10
1.3000E-02	3.29129E-10	3.36689E-10
1.4000E-02	3.34275E-10	3.37319E-10
1.5000E-02	3.38708E-10	3.40395E-10
1.6000E-02	3.47446E-10	3.52001E-10
1.7000E-02	3.66629E-10	3.75450E-10
1.8000E-02	3.47067E-10	3.58041E-10
1.9000E-02	3.50192E-10	3.69330E-10
2.0000E-02	3.81202E-10	3.92430E-10
2.1000E-02	3.57100E-10	3.70497E-10
2.2000E-02	3.97626E-10	4.03619E-10
2.3000E-02	3.64019E-10	3.70138E-10
2.4000E-02	4.06287E-10	4.12515E-10
2.5000E-02	3.71490E-10	3.80428E-10
2.6000E-02	4.19410E-10	4.34663E-10
2.7000E-02	3.76504E-10	3.85720E-10
2.8000E-02	4.23827E-10	4.29676E-10
2.9000E-02	4.01767E-10	4.20303E-10
3.0000E-02	4.05841E-10	4.10837E-10
3.1000E-02	4.39206E-10	4.51721E-10
3.2000E-02	3.97564E-10	3.99718E-10
3.3000E-02	4.38104E-10	4.56286E-10
3.4000E-02	4.54091E-10	4.66339E-10

Figura 27. Estimativa quantitativa do fluxo de elétrons com e sem avental na região Hp(10).

Como pode ser observado nos valores acima, percebe-se um pequeno acréscimo no fluxo de elétrons para a situação sem avental, o que justifica a maior energia depositada na região Hp(10) quando o profissional não utiliza o avental.

# Livros Grátis

( <http://www.livrosgratis.com.br> )

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)  
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)  
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)  
[Baixar livros de Matemática](#)  
[Baixar livros de Medicina](#)  
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)  
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)  
[Baixar livros de Meteorologia](#)  
[Baixar Monografias e TCC](#)  
[Baixar livros Multidisciplinar](#)  
[Baixar livros de Música](#)  
[Baixar livros de Psicologia](#)  
[Baixar livros de Química](#)  
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)  
[Baixar livros de Serviço Social](#)  
[Baixar livros de Sociologia](#)  
[Baixar livros de Teologia](#)  
[Baixar livros de Trabalho](#)  
[Baixar livros de Turismo](#)