

“Voxelização” do fantoma Alderson-Rando para uso em dosimetria numérica

A. M. Santos¹, J. W. Vieira^{2,3}

¹Centro Federal de Educação Tecnológica do Piauí, Praça da Liberdade, 1597, 64000-040, Teresina, PI, Brasil.

E-mail: adrimarcio@click21.com.br

²Centro Federal de Educação Tecnológica de Pernambuco, Av. Prof. Luiz Freire, 500, Recife, PE, Brasil.

³Escola Politécnica de Pernambuco, Rua Benfica, 455, Recife, PE, Brasil.

Resumo. A utilização de modelos computacionais do corpo humano (fantomas antropomórficos) auxilia na estimativa da dose absorvida em órgãos ou tecidos de pessoas expostas a fontes de radiação localizadas externa ou internamente a estas. Atualmente, os fantomas antropomórficos mais realistas baseiam-se em elementos de volume, os chamados voxels, e são construídos a partir de imagens reais obtidas pela varredura de pessoas por tomografia computadorizada (Computed Tomography, CT) ou ressonância magnética (Magnetic Resonance Imaging, MRI). A Existência de artefatos nas imagens CT ou MRI originais indicam a necessidade da utilização de processos de filtragens antes da segmentação com a finalidade de eliminar ruídos, melhorar contrastes e até mesmo detectar contornos de regiões dos órgãos. Este trabalho apresenta a metodologia utilizada para a criação de um fantoma de voxels a partir de imagens tomográficas do fantoma físico Alderson-Rando (AR) e desenvolver um modelo computacional de exposição formado pelo fantoma resultante da “voxelização” do AR acoplado ao código Monte Carlo EGS4, acrescido de algoritmos para simular fontes radioativas em dosimetria interna.

1. Introdução

Modelos computacionais do corpo humano (fantomas antropomórficos) são ferramentas essenciais em dosimetria numérica e são utilizados para auxiliar na estimativa da dose absorvida em órgãos ou tecidos de pessoas expostas a fontes de radiação localizadas externa ou internamente a estas. Atualmente, os fantomas antropomórficos mais realistas baseiam-se em elementos de volume, os chamados voxels, e são construídos a partir de imagens reais obtidas pela varredura de pessoas por tomografia computadorizada (CT) ou ressonância magnética (MRI).

As estimativas de dose são realizadas através de simulações Monte Carlo (MC) e para isso o fantoma antropomórfico deve estar acoplado a um código MC, que será responsável pela simulação do transporte da radiação através do fantoma. A esse tipo de acoplamento é dado o nome de modelo computacional de exposição ou simplesmente modelo.

Este trabalho apresenta a metodologia adotada para a criação do fantoma de voxels Alderson-Rando virtual (ARV), bem como, o desenvolvimento do modelo computacional de exposição formado pelo fantoma ARV e o código Monte Carlo EGS4.

2. Materiais e Métodos

2.1. Fantoma físico Alderson-Rando

Os fantomas Alderson-Rando (AR) são usados para o mapeamento detalhado da distribuição de doses e são compostos de um esqueleto humano natural recoberto com material radiologicamente equivalente ao tecido mole, cujas densidades se baseavam nas medidas do homem padrão da ICRP 23 [1], atualizada pela ICRP 89 [2]. A composição mais comum deste fantoma contém gorduras, fluidos, músculos e outros tecidos do corpo humano [3]. Os pulmões do Alderson-Rando são moldados para simular pulmões humanos em um estado médio de respiração.

O adulto feminino (Figura 1), por exemplo, está dividido em 36 fatias numeradas de 2,5 cm de espessura e cada fatia possui pequenos orifícios distribuídos numa malha e afastados entre si de 3 ou

1,5 cm, dependendo da fatia. Os orifícios têm a função de acomodar os dosímetros termoluminescentes (Figura 2) dentro do fantoma.



FIG. 1. *Fantoma Alderson-Rando feminino do Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes (LMRI).*



FIG. 2. *Fatias e orifícios do fantoma Alderson-Rando, utilizados para acomodar dosímetros termoluminescentes.*

2.2. *Aquisição das imagens tomográficas*

O conjunto 3D foi obtido de imagens tomográficas do fantoma AR feminino do Laboratório de Metrologia das Radiações Ionizantes (LMRI), com varreduras realizadas no Centro de Medicina Nuclear de Pernambuco (CEMUPE), utilizando um aparelho tomográfico do tipo SeleCT/SP, fabricado pela PICKER (Figura 3), e ajustado em uma tensão de 120 kV, 178 mAs, campo de 20 x 20 cm e uma matriz de 512 x 512.



FIG. 3. *Aparelho tomográfico do CEMUPE utilizado para obter as imagens tomográficas do fantoma Alderson-Rando.*

2.3. *Melhoramento das imagens tomográficas*

As abordagens sobre melhoramento de imagens são divididas em duas grandes categorias: métodos no domínio espacial e métodos no domínio de frequência. O termo *domínio espacial* se refere ao próprio

plano da imagem e as abordagens nesta categoria estão baseadas na manipulação direta dos pixels em uma imagem. As técnicas de processamento no *domínio de frequência* são baseadas na modificação da *transformada de Fourier* de uma imagem.

Para a construção do fantoma ARV foram utilizados os métodos no domínio espacial, seguindo os seguintes passos: 1 – Eliminação dos ruídos de aquisição através da imagem média [4]; 2 – Pré-segmentação, usando filtros de derivada para detecção de contornos [4]; 3 – Segmentação manual das imagens de saída. Os métodos de processamento de imagens citados aqui estão implantados no software DIP (Digital Image Processing) desenvolvido pelo Grupo de Dosimetria Numérica.

2.3.1. Imagem média

Considere uma imagem ruidosa $g(x, y)$ formada pela adição do ruído $\eta(x, y)$ sobre a imagem original $f(x, y)$, ou seja,

$$g(x, y) = f(x, y) + \eta(x, y) \quad (1)$$

Onde a suposição é que em todo par de coordenadas (x, y) o ruído não está correlacionado e tem valor médio 0. A variância de uma variável aleatória x com média m é definida como $E[(x - m)^2]$, onde $E[\]$ é o valor esperado do argumento. A covariância de duas variáveis aleatórias x_i e x_j é definida como $E[(x_i - m_i) \cdot (x_j - m_j)]$. Se as variáveis não são correlacionadas, sua covariância é 0.

O objetivo desse procedimento é reduzir o conteúdo do ruído adicionando um conjunto de imagens ruidosas, $\{g_i(x, y)\}$. Se o ruído satisfizer as limitações impostas acima, pode-se mostrar que se uma imagem $\tilde{g}(x, y)$ é formada tomando a média sobre K imagens ruidosas,

$$\tilde{g}(x, y) = \frac{1}{K} \sum_{i=1}^k g_i(x, y) \quad (2)$$

Então segue que,

$$E\{\tilde{g}(x, y)\} = f(x, y) \quad (3)$$

E,

$$\sigma_{\tilde{g}(x, y)}^2 = \frac{1}{K} \sigma_{\eta(x, y)}^2 \quad (4)$$

Onde $E\{\tilde{g}(x, y)\}$ é o valor esperado de $\tilde{g}(x, y)$, e $\sigma_{\tilde{g}(x, y)}^2$ e $\sigma_{\eta(x, y)}^2$ são variâncias de $\tilde{g}(x, y)$ e de $\eta(x, y)$, respectivamente. O desvio padrão em qualquer ponto na imagem média é,

$$\sigma_{\tilde{g}(x, y)} = \frac{1}{\sqrt{K}} \sigma_{\eta(x, y)} \quad (5)$$

Quando K cresce as Equações (4) e (5) indicam que a variabilidade (ruído) dos valores dos pixels em cada localização (x, y) decresce. Como $E\{\tilde{g}(x, y)\} = f(x, y)$, isto significa que $\tilde{g}(x, y)$ se aproxima de $f(x, y)$ quando o número de imagens ruidosas usadas no processo de tomada da média cresce.

2.3.2. Filtros de derivada

O principal objetivo dos filtros baseadas em derivadas (filtros finos ou agudos) é realçar detalhes delicados em uma imagem ou melhorar detalhes que foram embaçados por erro ou por efeito natural

de um método particular de aquisição de imagem. O uso da imagem aguda varia e inclui aplicações que vão da impressão e construção de imagens médicas eletrônicas para inspeção industrial à orientação automática em sistemas militares.

Na seção anterior, foi visto que o embaçamento de imagens pode ser realizado no domínio espacial tomando a média dos pixels em uma vizinhança. Como a média é análoga à integração, pode-se concluir que o aguçamento é realizado pela diferenciação espacial.

Fundamentalmente, a essência da resposta de um operador derivado é proporcional ao grau de descontinuidade da imagem no ponto onde o operador é aplicado. Assim, a diferenciação da imagem melhora extremidades e outras descontinuidades (tais como ruídos) e não atinge áreas com variação lenta nos valores dos tons de cinza.

As derivadas de uma função digital são definidas em termos de diferenças. Há diversos modos de definir estas diferenças. Porém, exige-se que qualquer definição usada para uma derivada de primeira ordem:

- (1) deve ser zero em segmentos monótonos (áreas de valores de tons de cinza constantes);
- (2) deve ser não-nula no início e no fim de um degrau ou rampa de tons de cinza;
- (3) deve ser não-nula ao longo de rampas.

Similarmente, qualquer definição de uma derivada de segunda ordem:

- (1) deve ser zero em áreas monótonas;
- (2) deve ser não-nula no início e no fim de degrau ou rampa de tons de cinza;
- (3) deve ser zero ao longo das rampas de inclinação constante.

Como se está lidando com quantidades digitais cujos valores são finitos, a máxima mudança de tons de cinza possível também é finita e a menor distância sobre a qual podem ocorrer mudanças é entre os pixels adjacentes.

A definição básica do conceito de primeira ordem de uma função unidimensional $f(x)$ é a diferença,

$$\frac{\partial f}{\partial x} = f(x+1) - f(x) \quad (6)$$

Similarmente, define-se uma derivada de segunda ordem como à diferença,

$$\frac{\partial^2 f}{\partial x^2} = f(x+1) + f(x-1) - 2 \cdot f(x) \quad (7)$$

Pode-se verificar que as duas definições satisfazem às condições estabelecidas previamente para as derivadas de primeira e segunda ordem.

2.4. Código EGS4

O sistema EGS (Electron-Gamma Shower) de códigos de computador é um pacote de propósito geral para simulação Monte Carlo do transporte acoplado de elétrons e fótons em uma geometria arbitrária. O sistema de códigos EGS foi formalmente introduzido em 1978 como um pacote chamado EGS3. A história destes códigos é descrita na documentação do SLAC-210 [5].

Atualmente existem duas versões bastante utilizadas desse sistema: o EGS4 [6] que simula o transporte da radiação em uma geometria arbitrária para partículas com energias acima de poucos *keV* e abaixo de alguns *TeV*, simulando processos físicos como: produção de Bremsstrahlung, perda de energia aplicada a partículas carregadas em interações discretas, produção de pares, espalhamento Compton, espalhamento coerente (Rayleigh) e efeito fotoelétrico; e o EGSnrc [7], que é uma

plataforma com interface gráfica para o usuário e corrigiu alguns erros de programação existentes no EGS4.

Neste trabalho foi usado o EGS4 que possui as seguintes capacidades e características:

- O transporte de elétrons ou fótons pode ser simulado em qualquer elemento químico, substância ou mistura, utilizando as informações existentes no arquivo PEGS4 que, entre outras informações, fornece as seções de choque desses meios em função da energia incidente das partículas;
- O usuário deve fornecer as condições iniciais para uma dada simulação. Isto constitui a fonte radioativa. A partir deste início, as partículas são transportadas através do meio, utilizando-se técnicas MC para tomar diversas decisões como estimar o livre caminho médio entre colisões das partículas com os átomos do meio, escolher um processo físico entre os previstos para uma dada energia, calcular, cumulativamente, a energia depositada, etc.

2.5. Modelo matemático geral de uma fonte radioativa

Para que os resultados obtidos nas simulações reproduzam os resultados reais é necessário avaliar as características do evento estudado e tentar reproduzi-las. O primeiro ponto a ser verificado é a geometria da fonte. Assim, foi desenvolvido o algoritmo de uma fonte geral para ser colocada em qualquer posição dentro do fantoma e servir como base para o desenvolvimento de geometrias específicas como fontes pontuais, planares ou volumétricas.

O modelo matemático, aqui descrito, tem o seguinte algoritmo:

PASSO 01: Sortear três números aleatórios;

PASSO 02: Obter a posição onde ocorrerá a interação utilizando a equação $x_i = XL_i \cdot (N_{\min} + (N_{\max} - N_{\min}) \cdot \text{Naleat}_i)$, sendo x_i uma das variáveis x , y ou z ; XL_i a dimensão do voxel em uma das direções x , y ou z ; N_{\min} e N_{\max} representam os números máximos e mínimos de fatias, linhas e colunas do fantoma e Naleat_i o número aleatório relacionado com as direções x , y e z , respectivamente;

PASSO 03: Identificar o voxel onde ocorreu a interação;

PASSO 04: Verificar se esse voxel é do órgão fonte. Em caso negativo, retornar ao PASSO 01;

PASSO 05: Calcular os co-senos diretores, responsáveis pela próxima interação no fantoma.

2.6. Modelo computacional de exposição

Conforme citado anteriormente, para realizar as simulações é necessário ter um acoplamento Código Monte Carlo + Fantoma de Voxels, formando assim, um modelo computacional de exposição ou simplesmente modelo. O modelo desenvolvido neste trabalho utiliza o código EGS4 com o fantoma Alderson-Rando Virtual acoplado.

A criação desse modelo passa por duas fases distintas:

FASE 01: Construção do fantoma de voxels, que inicia com a aquisição das imagens tomográficas, melhoramento destas e finaliza com a reamostragem da pilha 3D das imagens trabalhadas;

FASE 02: Adaptação de arquivos do EGS4 para reconhecer o fantoma de voxel criado na Fase 01. Os arquivos modificados para reconhecer o ARV foram AR.mor, AR.voxdef.mor, AR.code.mor, ARLIST.dat, PEGS4.dat, pois contém informações como identificação dos órgãos; números máximos de fatias, linhas e colunas; densidades e limites dos órgãos e seções de choque dos compostos que constituem o fantoma.

3. Resultados e Discussões

3.1. Fantoma Alderson-Rando Virtual (ARV)

O processamento das imagens tomográficas do fantoma AR para a construção do fantoma ARV utilizou primeiramente, o método espacial da imagem média para a redução de ruídos (Figura 4b), uma vez que as imagens adquiridas possuíam artefatos (Figura 4a).

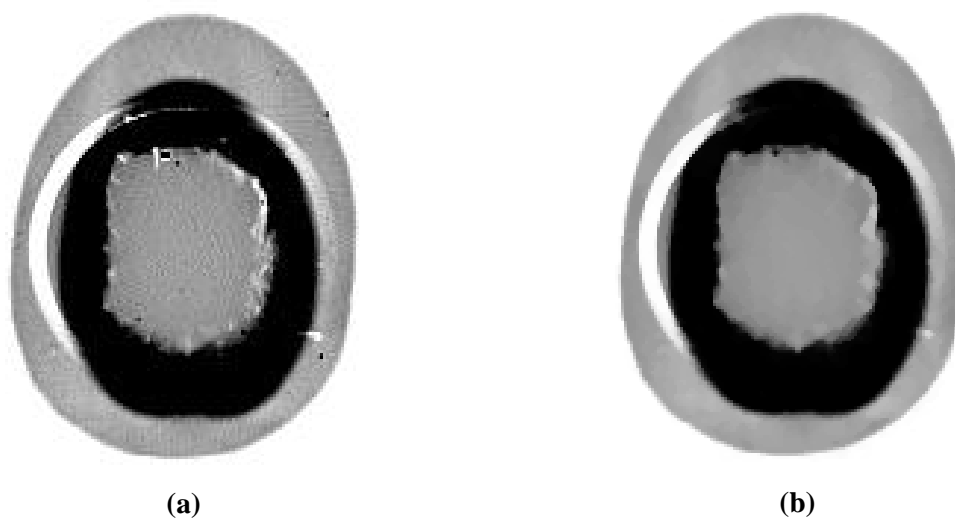


FIG. 4. (a) *Imagem original com ruídos;* (b) *Imagem tratada pelo método da imagem média.*

O próximo passo, terminado o processo da redução de ruídos, foi melhorar os contornos da imagem. Esse procedimento ajuda no processo de segmentação manual, pois, após sua aplicação, os limites das regiões com diferentes densidades ficam bem definidos na imagem.

A Figura 5 mostra os destaques nos contornos das regiões existentes na imagem da Figura 4b, obtidos utilizando um filtro de derivada chamado gradiente de Sobel. Esse tipo de filtro é indicado para situações onde é necessário definir limites de regiões com diferentes tonalidades, equivalentes às deste estudo.



FIG. 5. *Imagem tratada com o filtro de derivada do gradiente de Sobel.*

Na segmentação manual foram destacadas as regiões dos volumes de cada órgão do fantoma AR (pulmão, tecido mole e esqueleto), bem como, selecionados os números identificadores para essas regiões.

O fantoma de voxels resultante dos processos de segmentação e reamostragem é o ARV (Figura 6) com 320 fatias, 436 colunas, 258 linhas e voxels no formato de um paralelepípedo com 1,0 mm x 1,0 mm de base e 3 mm de altura (fatia).

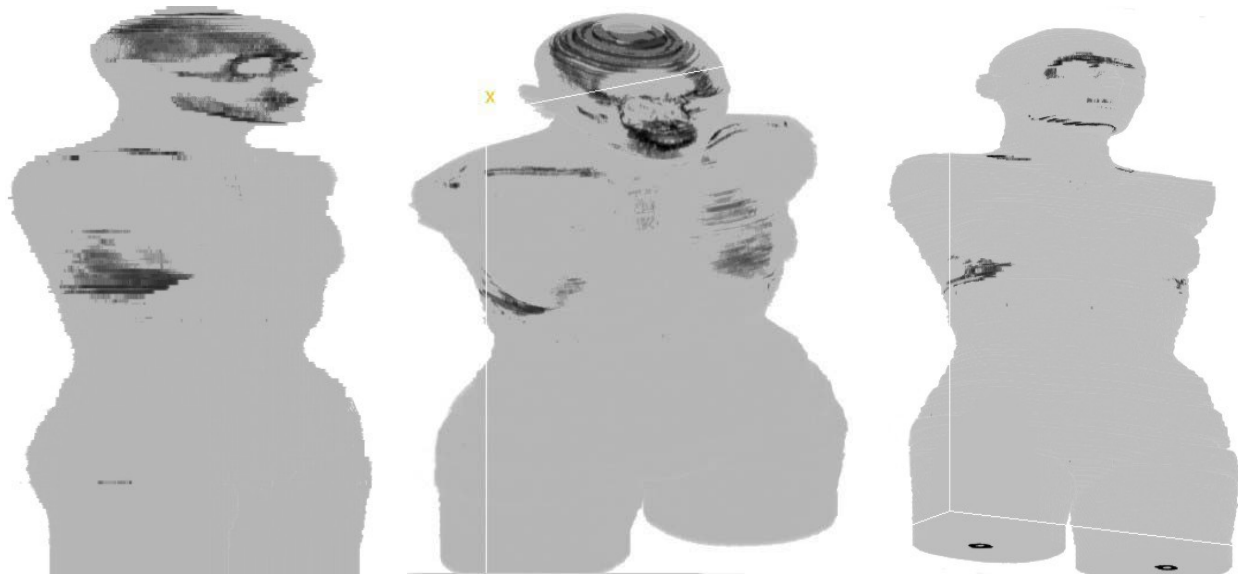


FIG. 6. Vistas do Fantoma ARV, obtida com o software ImajeJ.

3.2. Simulações com o modelo computacional de exposição EGS4+ARV

Com o modelo EGS4 + ARV terminado foram realizados alguns testes iniciais para verificar o comportamento do algoritmo da fonte que foi desenvolvido e adicionado ao EGS4, e, observar se os arquivos de saída das simulações não apresentam resultados incoerentes.

3.2.1. Teste do Número de Histórias

Este teste consiste em variar o número de histórias das partículas emitidas por um órgão fonte e verificar o comportamento dos coeficientes de variância (CV) de cada órgão. Esses coeficientes variam por um fator $\frac{1}{\sqrt{N}}$, sendo N o número de histórias. Com isso, espera-se que aumentando N implique numa redução dos valores de CV.

Na Tabela I estão listados os valores de CV para três simulações realizadas com diferentes números de histórias.

Tabela I. Comportamento do CV *versus* número de histórias, para uma energia de 600 keV.

Órgãos	CV (%)		
	N = 1 × 10 ⁵	N = 5 × 10 ⁵	N = 1 × 10 ⁶
Tecido Mole	2,11	0,95	0,67
Pulmões	0,03	0,02	0,01
Ossos	9,60	4,35	3,12

Os resultados apresentados na Tabela I foram obtidos para simulações considerando como órgão fonte os pulmões do ARV e partículas emitidas (elétrons) com energia média de 600 keV. As Tabelas II e III mostram resultados deste teste para elétrons com energias de 1.000 keV e 5.000 keV.

Tabela II. Comportamento do CV *versus* número de histórias, para uma energia de 1.000 keV.

Órgãos	CV (%)		
	$N = 1 \times 10^5$	$N = 5 \times 10^5$	$N = 1 \times 10^6$
Tecido Mole	1,51	0,68	0,48
Pulmões	0,05	0,02	0,01
Ossos	6,06	2,73	1,96

Tabela III. Comportamento do CV *versus* número de histórias, para uma energia de 5.000 keV.

Órgãos	CV (%)		
	$N = 1 \times 10^5$	$N = 5 \times 10^5$	$N = 1 \times 10^6$
Tecido Mole	0,64	0,28	0,20
Pulmões	0,10	0,05	0,03
Ossos	1,97	0,86	0,61

Nestas Tabelas pode-se verificar que os CVs diminuíram com o aumento de N indicando que o modelo é sensível a variações do número de histórias.

3.2.2. Teste da Energia Depositada

Neste teste foram realizadas simulações de diferentes energias médias das partículas emitidas pelo órgão fonte. Para partículas mais energéticas tem-se que a dose nos órgãos aumenta. As simulações foram realizadas para valores de energia de 600 keV, 1.000 keV e 5.000 keV e um número de histórias de $N = 1 \times 10^6$ elétrons.

Nas Tabelas IV e V estão listados os resultados da dose acumulada nos pulmões e nos ossos do ARV.

Tabela IV. Dose Acumulada no pulmão do ARV para diferentes energias.

Energia (keV)	Dose Acumulada (mGy/ Bq s)
600	$2,08 \times 10^{-11}$
1.000	$3,42 \times 10^{-11}$
5.000	$15,03 \times 10^{-11}$

Tabela V. Dose Acumulada nos ossos do ARV para diferentes energias.

Energia (keV)	Dose Acumulada (mGy/ Bq s)
600	$3,96 \times 10^{-14}$
1.000	$13,96 \times 10^{-14}$
5.000	$314,54 \times 10^{-14}$

Os valores listados nas Tabelas de I a V indicam que o acoplamento do fantoma de voxels ARV ao código Monte Carlo EGS4 foi realizado com sucesso, pois, aparentemente os resultados das simulações não são incoerentes. Isso incentiva a realização de novos estudos desenvolvidos através de comparações dos resultados obtidos por esse modelo com os de outros existentes na literatura, além de medidas experimentais realizadas em laboratórios, utilizando geometrias que possam ser reproduzidas pelo modelo computacional de exposições ARV+EGS4.

4. Conclusões e Perspectivas

Neste estudo foi desenvolvido o algoritmo de uma fonte geral para ser colocada em qualquer posição dentro do fantoma e servir como base para o desenvolvimento de geometrias específicas como fontes pontuais, planares ou volumétricas.

Essa fonte foi adicionada ao código Monte Carlo EGS4 para simulações envolvendo o fantoma ARV construído a partir do fantoma físico Alderson-Rando, desde as imagens tomográficas até o acoplamento com o EGS4 e constituindo assim, o modelo computacional de exposição EGS4 + ARV.

O algoritmo da fonte geral, os passos para a construção de um fantoma de voxels a partir de um fantoma físico, entre outros [8] e o modelo EGS4 + ARV, ilustram o caráter inovador deste estudo e constituem contribuições para estudos em Dosimetria Numérica que requeiram o desenvolvimento de um modelo computacional específico para exposições internas e pode ser adaptado para exposições externas.

Como perspectivas para este estudo, podem-se citar a validação do ARV através de medidas experimentais e comparações com outros modelos, além do desenvolvimento de ferramentas para automatizar (ou semi-automatizar) o processo de simulação utilizando modelos computacionais de exposição que possam ser modificados pelo usuário, através de uma interface de entrada de dados, manipulando parâmetros como número de histórias, órgãos fonte, entre outros.

5. Referências Bibliográficas

- [1] ICRP 23. Report of the task group on reference man. International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, 1975.
- [2] ICRP 89. Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: reference values. International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, 2003.
- [3] WHITE, D. R. Tissue substitutes in experimental radiation physics. *Med. Phys.*, 5(6), 467-479, 1978.
- [4] GONZALEZ, R. C.; WOODS, R. E. *Digital Image Processing*. 2ed, Prentice Hall, Upper Saddle River, New Jersey, USA, 2002.
- [5] FORD, R. L.; NELSON, W. R. The EGS code system: computer programmes for Monte Carlo simulation of electromagnetic cascades showers. Report n. SLAC-210, version 3. Stanford Linear Accelerator Center, Stanford University, Stanford, California, 1978.
- [6] NELSON, W. R.; HIRAYAMA, H.; ROGERS, D. W. O. The EGS4 code-system. Report n. SLAC-235. Stanford Linear Accelerator, Stanford, California, 1985.
- [7] KAWRAKOW, I.; MAINEGRA-HING, E.; ROGERS, D. W. O. EGSnrc. Disponível: <www.irs.inms.nrc.ca/inms/irs/EGSnrc/EGSnrc.html>, Acesso em Fevereiro de 2008.
- [8] SANTOS, A. M. Desenvolvimento de um Modelo Computacional para Cálculos de Dose Absorvida em Órgãos e Tecidos do Corpo Humano nas Situações de Exposições Acidentais. 2006. 126p. Tese (Doutorado em Tecnologias Energéticas e Nucleares) – Centro de Tecnologia e Geociências, Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2006.