

MODIFICAÇÃO DA POSTURA DO SIMULADOR ADULTO MASCULINO (AM) DE REFERÊNCIA DA ICRP 110

Diego C. Galeano¹, Divanízia N. Souza¹, Willian S. Santos¹ e Albérico B. Carvalho Júnior¹

¹ Departamento de Física (DFI)
Universidade Federal de Sergipe (UFS)
Rod. Marechal Rondon s/n
49100-000 São Cristóvão, SE
galeano88@gmail.com

ABSTRACT

Simuladores do tipo voxel são geralmente construídos com base em imagens de tomografia computadorizada e ressonância magnética, por isso, a postura supina (deitado) é a mais adotada. Isto pode resultar em uma superestimativa ou subestimativa da dose de radiação, dependendo do cenário de exposição adotado. Desta forma, o objetivo deste trabalho foi modificar a postura do simulador adulto masculino de referência da ICRP 110, AM (Adult Male), para a postura sentada. Para que a mudança de postura fosse possível, foi necessário aumentar o número de fatias que compõem o simulador AM através da redução da altura do voxel de 8,0 mm para 2,0 mm, tornando assim, cada voxel aproximadamente cúbico. Uma sub-rotina foi criada no software Visual Monte Carlo (VMC) para rotacionar a região da coxa do simulador e posicioná-la entre a região da perna e do tronco. O software ScionImage foi utilizado para reconstruir e suavizar os contornos no joelho e quadril do simulador na postura sentada, e para a visualização 3D do simulador foi utilizado o software VolView. O simulador AM na postura sentada possui as mesmas características anatômicas do simulador na postura em pé. Utilizando o código MCNPX [ref] foi realizado o cálculo de coeficientes de conversão para a geometria de irradiação AP (antero-posterior) comparando o simulador AM em pé e sentado com o objetivo de avaliar a diferença de espalhamento e absorção da radiação pelos dois simuladores. O resultado mostra uma diferença de até 100 % nos coeficientes de conversão por fluência em órgãos situados próximos na região pélvica, e em órgãos com distribuição em todo o corpo (como a pele, músculo, nódulos linfáticos e esqueleto).

1. INTRODUÇÃO

Conhecer as doses absorvidas em órgãos e tecidos radiosensíveis é importante para conhecer os efeitos deletérios que as radiações ionizantes podem causar no corpo humano e estabelecer limites de doses à diversos cenários de exposições. No entanto, a dose absorvida em um órgão ou tecido não pode ser medida diretamente no indivíduo exposto, sendo assim, utiliza-se simuladores antropomórficos físicos ou computacionais para estimativa de dose.

Atualmente existem 4 tipos de simuladores computacional, os simuladores matemáticos, que são construídos a partir de equações matemáticas [1,2]. Os simuladores do tipo voxels, são construídos geralmente com base em imagens de tomografia computadorizadas (TC) e ressonância magnética (MRI) [3]. E os simuladores NURB's e MESH, que são simuladores construídos em superfícies de malhas e tem como base imagens de tomografia computadorizadas e de atlas anatômicos [4].

Pelo fato das imagens de TC e MRI serem adquiridas com o indivíduo na posição supinada, os simuladores do tipo voxels, NURBS e MESH são construídos somente nesta postura, limitando a quantidade de cenários e/ou resultando em estimativas de doses imprecisas.

Galeano *et al* [5] e Cavalcante *et al* [6], modificaram a postura dos simuladores voxel VOXTISS8 e FAX, respectivamente, e observaram diferenças significativas na dose depositada em alguns órgãos e tecidos comparados com o mesmo simulador na postura em pé, entretanto, os simuladores utilizados são simuladores antigos, que não possuem características anatômicas coerentes com a publicação de nº 89 da ICRP [7]. Neste sentido, o objetivo deste trabalho foi modificar a postura do simulador adulto masculino de referência (AM - Adult Male) fornecido pela publicação de nº 110 da ICRP (International Commission on Radiological Protection) [3].

2. MATERIAIS E MÉTODOS

Neste trabalho foi utilizado o simulador de referência AM na postura em pé, que possui 222 imagens segmentadas (fatias) em que cada uma delas é composta por 127 x 254 voxels, representando um homem adulto de massa de 73 kg e altura de 1,76 m [3]. As estruturas anatômicas estão de acordo com as recomendações da publicação de nº 89 da ICRP [7].

Cada voxel do simulador AM possui dimensões de base de 2,137 x 2,137 mm e altura de 8,0 mm, entretanto, para realizar a mudança de postura pelo método empregado neste trabalho, os voxels devem ser aproximadamente cúbicos. Portanto, cada fatia foi quadruplicada, reduzindo, assim, a altura de cada voxel para 2,00 mm.

Na segunda etapa do processo de mudança de postura foi utilizado do software Visual Monte Carlo (VMC) [8] para criar uma sub-rotina onde o simulador AM na postura em pé é carregado e dividido em três regiões: 1 – região da perna, compreendida pelas fatias de 1 à 280; 2 – região da coxa, compreendida pelas fatias de 280 à 400; 3 – região do tronco e cabeça, compreendida pelas fatias de 400 à 888. As regiões 1 e 3 foram afastadas entre si. A região 2 foi rotacionada do plano xz para o plano yz e posicionada entre as regiões 1 e 3. Desta forma o simulador AM se encontra na postura sentada, entretanto é necessário realizar a reconstrução do joelho e da região pélvica do simulador, pois durante este processo, alguns voxels são perdidos e alguns tecidos sobrepostos, como ilustrado na Figura 1.

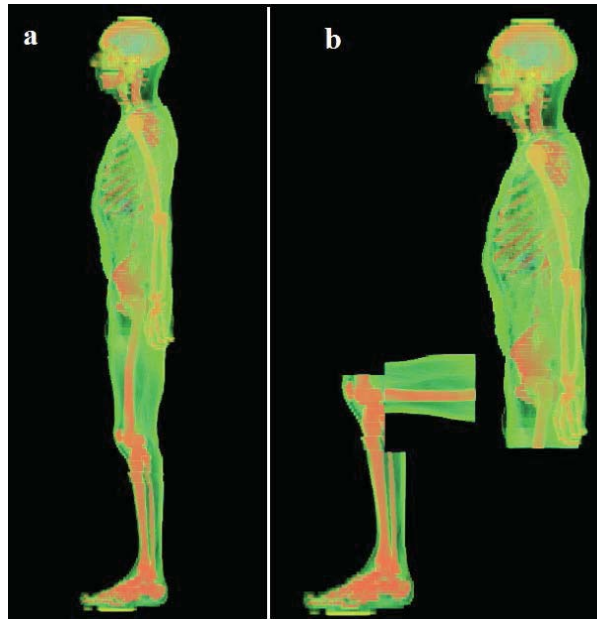


Figura 1. Simulador AM na postura em pé (a) e na postura sentada (b) após o segundo processo para mudança de postura.

Para realizar a reconstrução do joelho e da região pélvica, foi utilizado o software Scion Image[®] versão Alpha 4.0.3.2 [9], além de imagens de diversos atlas de anatomia humana [10]. O Scion Image importa as fatias em formato genérico ou Tiff e permite uma visualização da imagem de cada fatia sequencialmente, facilitando assim, a sua edição. A Figura 2 apresenta a interface de edição do software Scion Image.

Durante a reconstrução, foi utilizado a versão livre do software VolView versão 2.0 [11], como uma ferramenta auxiliar de visualização. O VolView permite visualizar tridimensionalmente o simulador e cada órgão que o compõem.

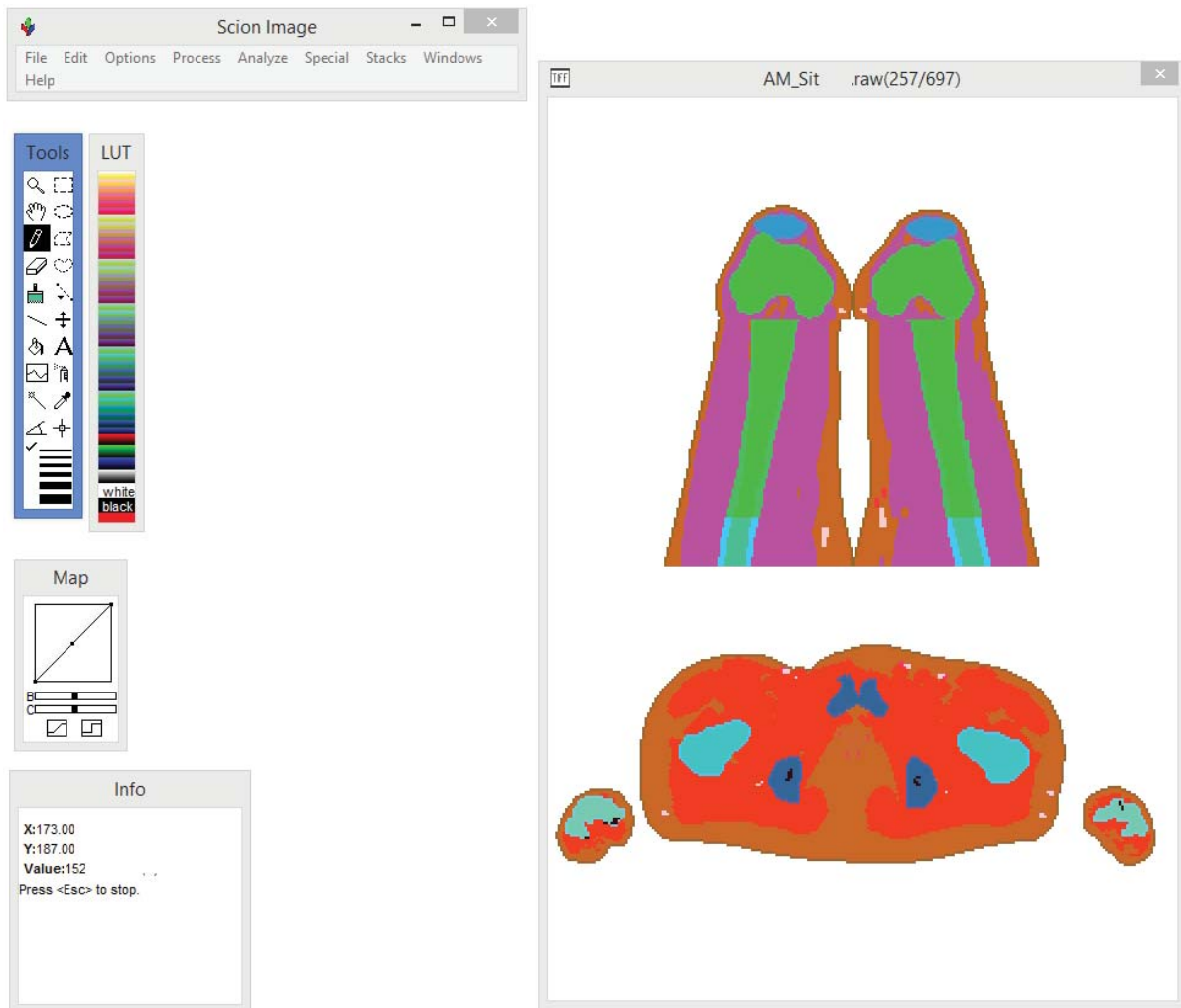


Figura 2. Interface de visualização e edição do software Scion Image, versão Alpha 4.0.3.2.

A reconstrução do joelho e região pélvica se mostra, de forma qualitativa, coerente anatomicamente, não havendo grandes prejuízos anatômicos durante o processo de mudança de postura. Todos os órgãos e tecidos do simulador AM na postura sentada possuem massas iguais aos do simulador AM de referência na postura em pé. A Figura 3 apresenta cortes frontais, sagital e axial da região da coxa do simulador AM na postura sentada, bem como imagens tridimensionais do mesmo.

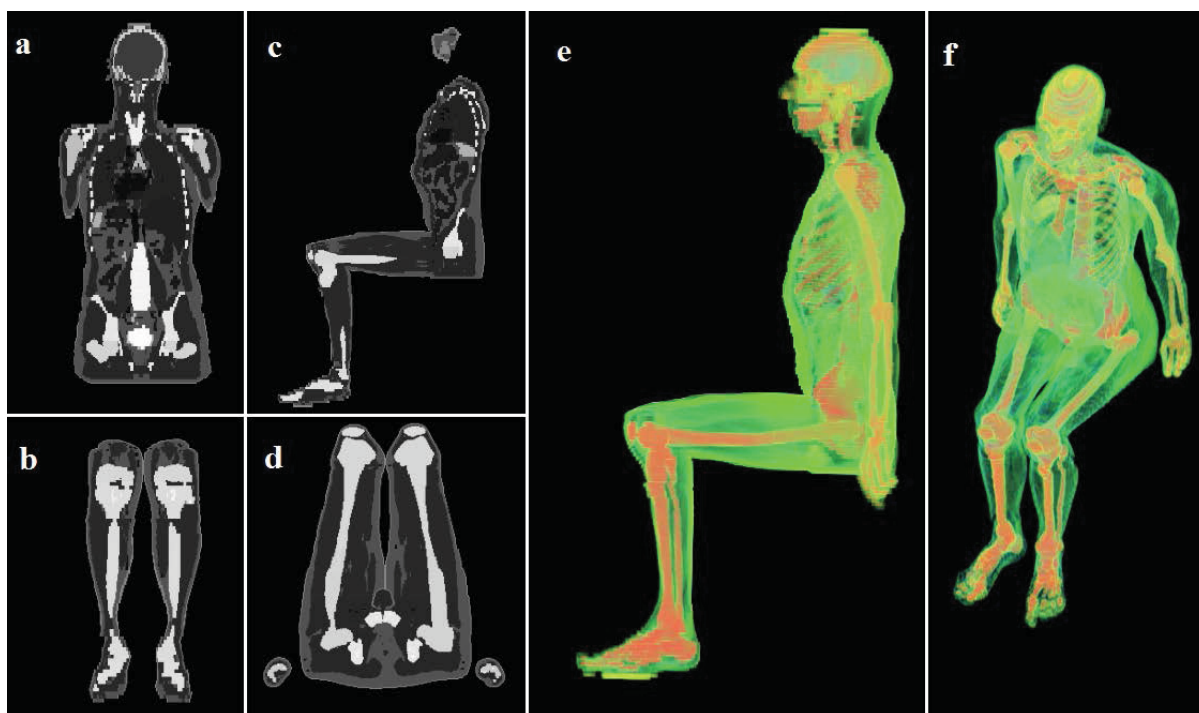


Figura 3. (a) corte frontal evidenciando o tronco do simulador AM na postura sentada. (b) corte frontal da perna do simulador. (c) corte sagital da coxa esquerda do simulador. (d) corte axial da evidenciando a região pélvica ao joelho. (e) e (f) imagens tridimensionais do simulador AM na postura sentada.

A fim de conhecer possíveis diferenças entre a energia depositada no simulador na postura em pé e sentada, foi realizado o cálculo de coeficientes de conversão de dose absorvida por fluência para o simulador nas duas posturas, utilizando uma fonte de feixes de fótons monoenergéticos, com energia variando de 0,010 MeV até 10 MeV, e geometria de projeção antero-posterior, AP. Para a postura em pé a fonte tem dimensões de (54,2798 x 177,6) cm², e para a postura sentada a fonte tem dimensões de (54,2798 x 139,2) cm². O código de transporte de radiação utilizado foi o MCNPX [12]. Os resultados foram comparados entre as duas posturas.

3. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Na comparação dos coeficientes de conversão de dose entre as duas posturas, alguns órgãos apresentaram diferenças significativas, principalmente em órgãos situados na região pélvica e em órgãos e tecidos que possuem distribuição por corpo todo. A Tabela 1 apresenta os órgãos e a diferença percentual dos órgãos que apresentaram diferenças maiores que 5 %. A figura 4 apresenta a razão entre os coeficientes de conversão de dose entre a postura em pé e sentado dos órgãos que apresentaram diferenças significativas.

Tabela 1. Diferença percentual entre os coeficientes de conversão de dose da postura em pé e sentada do simulador AM.

Energia (MeV)	Diferença percentual (%)							
	Cólon	Nódulos Linfáticos	Músculo	Próstata	Pele	Testículos	Bexiga Urinaria	Esqueleto
0,010	83%	63%	26%	0%	18%	40%	100%	3%
0,015	42%	69%	29%	100%	13%	46%	84%	1%
0,020	24%	64%	32%	94%	9%	50%	86%	3%
0,030	16%	48%	34%	90%	7%	55%	82%	7%
0,040	16%	38%	33%	87%	7%	57%	77%	10%
0,050	17%	33%	33%	84%	7%	58%	74%	11%
0,060	17%	30%	32%	82%	7%	57%	71%	11%
0,070	18%	30%	31%	80%	7%	55%	70%	12%
0,080	18%	29%	31%	79%	7%	54%	69%	12%
0,100	19%	28%	30%	79%	6%	50%	69%	12%
0,150	19%	26%	30%	76%	6%	44%	69%	12%
0,200	19%	26%	29%	75%	5%	40%	69%	12%
0,300	20%	25%	28%	71%	4%	34%	69%	12%
0,400	19%	23%	27%	69%	3%	29%	69%	11%
0,500	19%	22%	26%	66%	3%	26%	68%	11%
0,511	19%	23%	26%	66%	3%	25%	68%	11%
0,600	19%	22%	25%	64%	2%	23%	67%	11%
0,662	19%	22%	25%	62%	2%	22%	67%	10%
0,800	18%	21%	24%	59%	1%	18%	65%	10%
1,000	18%	20%	23%	55%	0%	15%	63%	10%
1,117	18%	19%	22%	52%	0%	14%	63%	9%
1,330	17%	18%	21%	49%	-1%	11%	60%	9%
1,500	17%	17%	20%	46%	-2%	9%	59%	9%
2,000	15%	17%	19%	39%	-3%	6%	55%	8%
3,000	14%	14%	16%	33%	-4%	0%	49%	7%
4,000	12%	11%	14%	30%	-5%	-3%	45%	6%
5,000	11%	10%	13%	27%	-5%	-7%	42%	6%
6,000	11%	7%	12%	25%	-5%	-10%	40%	6%
6,129	11%	8%	12%	24%	-5%	-10%	39%	5%
8,000	9%	5%	10%	23%	-5%	-16%	35%	5%
10,000	8%	2%	9%	22%	-6%	-24%	33%	5%

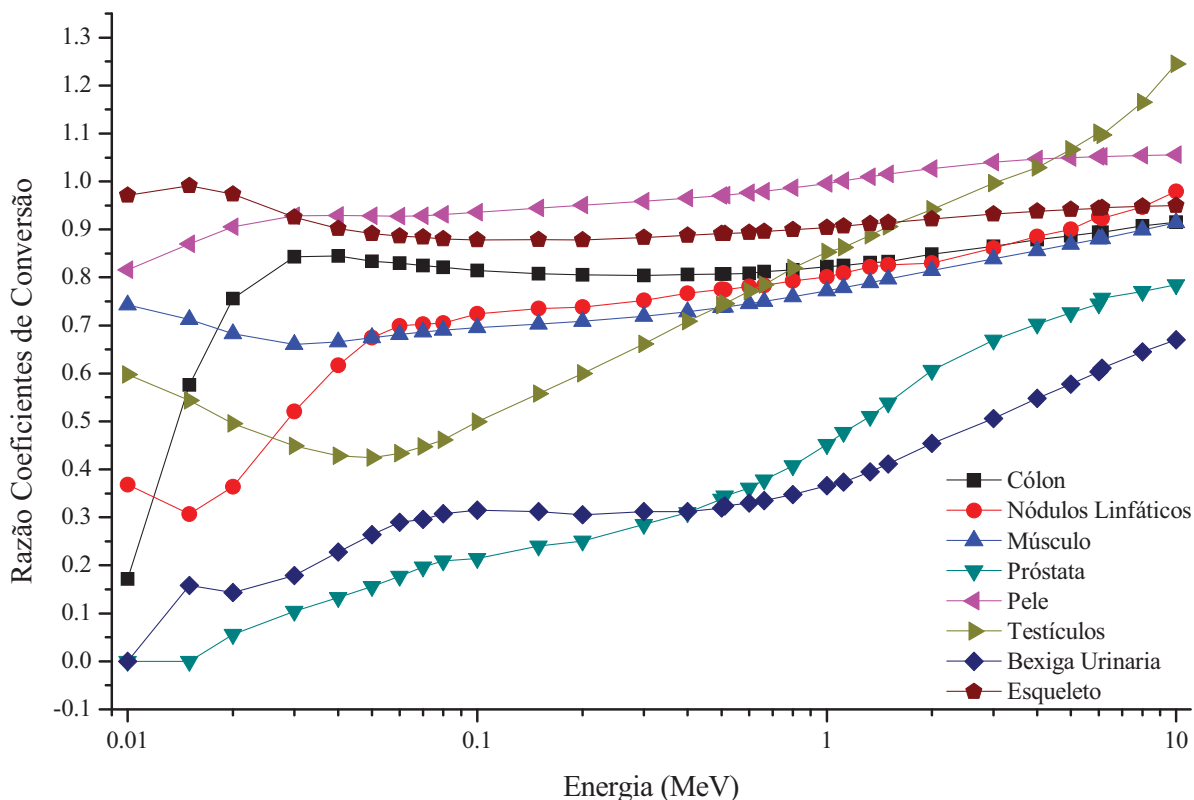


Figura 5. Razão entre os coeficientes de conversão de dose do simulador na postura em pé e os coeficientes de conversão de dose do simulador na postura sentada, (órgãos e tecidos que tiveram diferenças percentuais maiores que 5 %).

4. CONCLUSÃO

Foi possível alterar a postura do simulador antropomórfico computacional de referência anatomicamente coerente com a publicação 89 da ICRP e com um indivíduo na postura sentada, utilizando somente softwares livres.

A comparação dos coeficientes de conversão de dose entre as duas posturas apresentam diferenças significativas, demonstrando a importância da utilização do simulador em diferenças posturas a fim de obter resultados mais coerentes dependendo do cenário de irradiação escolhido.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem a CAPES e CNPQ pelo suporte financeiro parcial ou total.

REFERÊNCIAS

1. H. L. Fisher; W. S. Snyder, *Distribution of dose in the body from a source of gamma rays distributed uniformly in an organ*, Report ORNL-4168, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, TN, USA (1967).

2. R. KRAMER; M. ZANKL; G. WILLIAMS; G. DREXLER, *The calculation of dose from external photon exposures using reference human phantoms and Monte Carlo methods: Part 1. The male (ADAM) and female (EVA) adult mathematical phantoms*, GSF-Report S-885, Neuherberg-Muenchen: Institut fuer Strahlenschutz, GSFForschungszentrum fuer Umwelt und Gesundheit (1982). Reimpresso em 1999.
3. ICRP, 2009. *Adult Reference Computational Phantoms. Internation Commission on Radiological Protection*. Publicação 110. Elsevier, (2009)
4. V. F. CASSOLA; V. J. DE MELO LIMA; R. KRAMER; H. J. KHOURY, “FASH and MASH: Female and Male Adult human phantoms based on polygon mesh surfaces. Part II. Dosimetric calculations”, *Phys Med Biol*, v. **55** (1), pp.163-189 (2010).
5. D. C. Galeano; F. R. Cavalcante; A. B. Carvalho Júnior; J. Hunt, “Comparison of conversion coefficients for equivalent dose in terms of air kerma for photons using a male adult voxel simulator in sitting and standing posture with geometry of irradiation antero-posterior”, *Radiation Physics and Chemistry*, v. **95**, pp.233-235 (2014).
6. F. R. Cavalcante; D. C. Galeano; A. B. Carvalho Júnior; J. Hunt, “Comparison of conversion coefficients for equivalent dose in terms of air kerma using a sitting and standing female adult voxel simulators exposure to Photons in antero-posterior irradiation geometry”. *Radiation Physics and Chemistry*, v. **95**, pp.158-160 (2014).
7. ICRP, 2002. *Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection: Reference Values*. Internation Commission on Radiological Protection. Publicação 89. Oxford: Pergamon press, (2002).
8. J. G. Hunt; F. C. Silva; C. L. Mauricio, “The validation of voxel phantoms and Monte Carlo methods applied to external irradiations”, *Radiat. Prot. Dosim*, v. **108** (1), pp.85–89 (2004).
9. SCION IMAGE© for Windows 95/98, Windows 2000, and Windows NT 4.0 version alpha 4.0.3.2. National Institutes of Health. USA. Scion Corporation, 2000–2001. Disponível em: <http://www.scioncorp.com/>. Acesso em março 2013.
10. L. Sobotta, *Atlas de anatomia humana, vol. 2, 21 ed.*, Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, Brasil (200).
11. VolView (2007) “Kitware VolView, Interactive and Intuitive Volume Visualization”. Disponível em: <http://www.kitware.com/opensource/volview.html>. Acesso em março 2013.
12. D.B. Pelowitz. *MCNPX User’s Manual (version 2.7.0)*. Report LA-CP-11-00438. Los Alamos National Laboratory, USA (2011).