



Validação dosimétrica de trabéculas ósseas sintéticas geradas por método Monte Carlo paramétrico

F. G. Oliveira^a; A. F. G. de Andrade^a; J. W. Vieira^a;

A. C. H. de Oliveira^b; F. R. A. Lima^c

^aInstituto Federal de Pernambuco (IFPE Campus Recife), 50740-540, Recife-PE, Brasil

^bUniversidade Federal Rural de Pernambuco (UFRPE), 52171-900, Recife-PE, Brasil

^cCentro Regional de Ciências Nucleares do Nordeste (CRCN-NE), 50740-540, Recife-PE, Brasil

baby.oliveira@hotmail.com.br

RESUMO

Um dos maiores desafios da dosimetria numérica é estimar a dose de radiação ionizante absorvida pelos tecidos moles que se localizam nas trabéculas ósseas. Em função da dificuldade na obtenção de imagens micro-CT de amostras de ossos reais (OR), surgiu a necessidade da geração de trabéculas ósseas sintéticas. Neste trabalho, amostras trabeculares sintéticas virtuais (BU), geradas no *software* BABY por métodos Monte Carlo parametrizado pela função densidade de probabilidade (fdp) Burr XII, e seus equivalentes OR foram submetidas a avaliações dosimétricas no Modelo Computacional de Exposição (MCE) masculino adulto em posição ortostática (MSTA), acoplado ao *software* EGSnrc, com fontes idealizadas emissoras de fótons e considerando como alvo os dois tecidos ósseos mais radiosensíveis: a medula óssea vermelha e a superfície endosteia dos ossos trabeculares, das regiões do esterno, espinha, fêmur, pelve e crânio. Para análise das similaridades dosimétricas entre os MCEs MSTA_BU e MSTA_OR, foi calculado o erro relativo de D/INAK para cada uma das energias, quanto menor o erro, maior a semelhança entre os resultados dosimétricos. O erro relativo médio foi de 4,34%, permitindo a conclusão de que as trabéculas sintéticas geradas por fdps com as mesmas características da fdp da Burr XII podem substituir com sucesso os ossos OR em testes dosimétricos ósseos semelhantes utilizando MCEs semelhante ao MSTA.

Palavras-chave: Distribuição Burr XII, software BABY, EGSnrc, Modelo computacional de exposição.

ABSTRACT

One of the biggest challenges of numerical dosimetry is to estimate the dose of ionizing radiation absorbed by the soft tissues that are located in bone trabeculae. Due to the difficulty in obtaining micro-CT's images of real bone (OR) samples, the need for the generation of synthetic bone trabeculae emerged. In this work, the virtual synthetic trabecular samples (BU), generated in the *software* "BABY" with Monte Carlo's methods parameterized by the probability density function (fdp) Burr XII and their OR equivalents were submitted to dosimetric evaluations in the Computational Model of Exposure (MCE). This MCE consist of an adult male phantom in orthostatic position (MSTA), coupled to the EGSnrc *software*, with idealized photon-emitting sources and targeting the two most radiosensitive bone tissues: the red bone marrow and the foramen-bone surface of the trabecular bone regions of the sternum, spine, femur, pelvis and cranium. For the analysis of the dosimetric similarities between the MSTA_BU and MSTA_OR MCEs, the relative error of D/INAK for each of the energies was calculated, the smaller the error, the bigger the similarity between the dosimetric results. The average of all relative errors obtained was 4.34%, allowing the conclusion that the synthetic trabeculae generated by fdps with the same characteristics of Burr XII's fdp can successfully replace the OR bones in similar bone dosimetric tests.

Keywords: Distribution Burr XII, *software* BABY, EGSnrc, Computational Model of Exposure.

1. INTRODUÇÃO

Deste a década de 2010, o Grupo de Pesquisa em Dosimetria Numérica e o Grupo de Pesquisa em Dosimetria Computacional e Sistemas Embarcados, ambos referenciados neste artigo por GDN (<http://dosimetrianumerica.org/>), vêm dando ênfase em estudos relacionados à trabéculas ósseas, mais especificamente no aprimoramento dos Modelos Computacionais de Exposição (MCEs), para avaliar a dose de radiação ionizante absorvida pelos tecidos moles que se localizam nas trabéculas ósseas. Estas trabéculas são estruturas cavernosas localizadas, principalmente, nas extremidades dos ossos longos. São de importância vital para dosimetria das radiações ionizantes porque no seu interior existe a Medula Óssea Vermelha (MOV) e a sua superfície é composta pelas Células da Superfície endosteia (CSO), os dois tecidos ósseos mais radiosensíveis do corpo humano [1].

A radiosensibilidade da MOV e da CSO pode induzir doenças como, câncer ósseo, leucemia e leucopenia, independentemente do tipo de exposição (acidentais, ocupacionais ou ambientais). Portanto sempre é preciso avaliar a dose absorvida nesses tecidos.

Existe um grau maior de dificuldade para realização da avaliação dosimétrica nesses dois tecidos em comparação com os outros, não só por estarem distribuídos pelo corpo humano inteiro como também pela complexidade da sua geometria. Essas características dificultam a representação da estrutura das trabéculas ósseas de modo realístico [2].

Os MCEs disponíveis na página do Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco (DEN-UFPE), <http://www.caldose.org/>, baseados em fantasmas de *voxels* e no código Monte Carlo EGSnrc, usam amostras de cinco grupos de ossos trabeculares: Costelas (incluindo clavículas e o esterno), espinha, ossos longos, pelve e crânio [2]. Essas amostras foram geradas com base em imagens micro-CT (*Computed Tomography*), extraídas de um esqueleto feminino com idade de 30 anos, produzidas por Kramer e colaboradores (2012) no Laboratório de Imagem do Departamento de Arqueologia e Antropologia da Universidade de Bristol, Reino Unido. Dentre as dificuldades desse método, existe a necessidade de máquinas capazes de obter imagens de ossos reais com resolução micrométrica, o que poderia ser evitado utilizando imagens virtuais [1]. Em função disso, o GDN tem desenvolvido *softwares* para geração de trabéculas sintéticas a partir de método Monte Carlo (MC), paramétrico e não-paramétrico.

Vieira et al. (2013) apresentou uma metodologia para a construção de imagens trabeculares sintéticas da região de um crânio adulto utilizando técnicas MC não paramétricas, esse método foi implementado no *software* MonteCarlo. Esse mesmo *software* comporta outra funcionalidade adicionada por Lima Filho e colaboradores (2015), a geração de trabéculas sintéticas utilizando método MC parametrizado pela função densidade de probabilidade (fdp) de Johnson do tipo SB, ou fdp normal transladada. O *software* MonteCarlo está disponível em <http://dosimetrianumerica.org/software/>.

Mais recentemente, Andrade et al. (2016) e Oliveira et al. (2016) apresentaram os *softwares* FREVO (FREquency of *Voxels*) e BABY (Building trAbecular Bone for use indosimetrY of ionizing radiation), respectivamente, os quais geram imagens trabeculares sintéticas de cinco regiões do corpo humano (crânio, fêmur, pelve, coluna e esterno). O primeiro *software* utiliza a metodologia de Vieira et al (2013). Enquanto o segundo emprega a metodologia de Lima Filho et al (2015). Contudo, a fdp utilizada no método MC paramétrico é da distribuição Burr XII, composta por três parâmetros. Como os percentuais de *voxels* de osso trabecular dos blocos sintéticos gerados pelos métodos MC paramétricos não apresentaram diferença dos percentuais relativos aos

blocos OR (amostras de osso real) e em relação às superfícies de *voxels* apresentaram uma boa similaridade, decidiu-se verificar a similaridade dosimétrica entre os conjuntos de blocos [5].

Este artigo tem por objetivo validar o uso das trabéculas geradas por método MC paramétrico, através da comparação dos seus resultados dosimétricos com os das amostras OR correspondentes.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

Nessa seção vão ser descritos os materiais e o método utilizados para validação dosimétrica das trabéculas ósseas sintéticas. O trabalho foi desenvolvido no Laboratório de Dosimetria Numérica (LDN) do IFPE Campus Recife. Os computadores utilizados para as simulações possuem como principais características: Processador Intel® Core™ i5-4690S CPU @ 3,20GHz e sistema operacional Windows 7 Ultimate de 64 bits. Nestas máquinas, os principais softwares utilizados foram o Fiji (<http://fiji.sc/wiki/index.php/Downloads>), EGSnrc [6] e BABY [5].

O MCE original completo utilizado encontra-se disponível na página do DEN-UFPE e compreende: o fantoma MASH (Male Adult meSH) na posição ortostática (MSTA - Mash STAnding), renomeado nesse trabalho como MSTA_OR, e quatro fontes idealizadas emissoras de fótons.

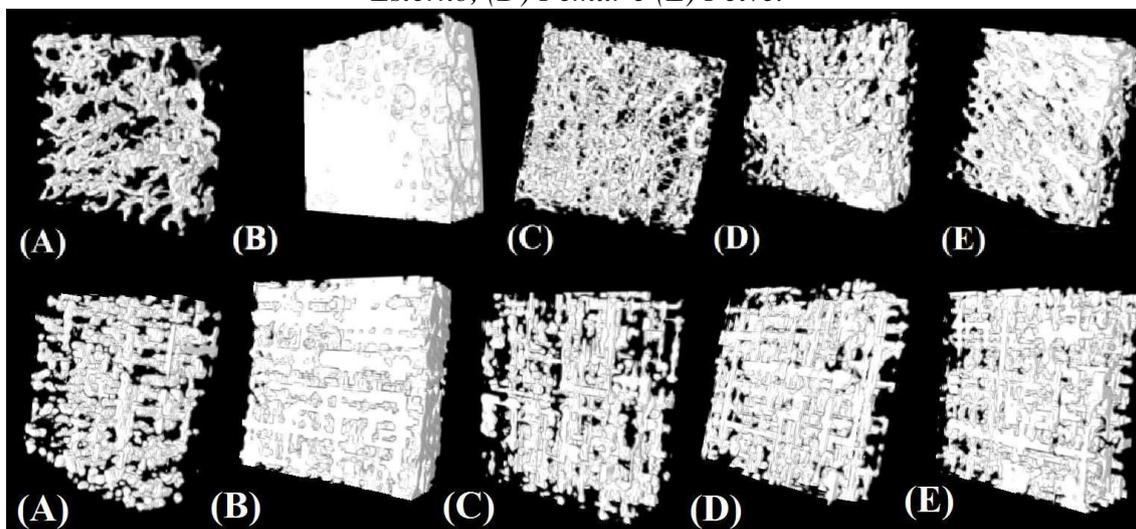
As amostras micro-CT de ossos trabeculares reais (blocos OR) utilizadas nesse trabalho são as mesmas produzidas por Kramer e colaboradores (2012) usando-se um *micro-scanner Skyscan 1172* com resolução de 60 μm com 80 kV, cujas imagens 3D são mostradas na Figura 1. Enquanto as amostras sintéticas (blocos BU) são as mesmas analisadas por Oliveira et al. (2016), produzidas a partir do *software* BABY. Cada conjunto de blocos apresenta ossos trabeculares para cinco regiões diferentes: esterno, espinha, fêmur, pelve e crânio. Todos os blocos, OR ou BU, apresentam o formato de paralelepípedos com dimensões de 160x60x160 com *voxels* de 60 μm de aresta.

Nas avaliações dosimétricas computacionais, o GDN tem utilizado, essencialmente, MCEs, ou seja, fantasmas acoplados a códigos de transporte MC de radiação e que utilizam algoritmos de fontes radioativas.

As validações dos blocos sintéticos foram feitas através do código MC EGS (*Electron-Gamma Shower*) na versão NRC, mais amplamente usado em física médica. No EGSnrc foram acoplados os

MCEs MSTA_OR e MSTA_BU. Os dois MCEs são compostos pelo fantoma MASH na posição ortostática, se diferenciando apenas nas amostras trabeculares: O primeiro possui as amostras OR e o segundo, as amostras produzidas no *software* *BABY*.

Figura 1. Blocos OR (primeira linha) e blocos BU: (A) Coluna Lombar, (B) Crânio, (C) Esterno, (D) Fêmur e (E) Pelve.

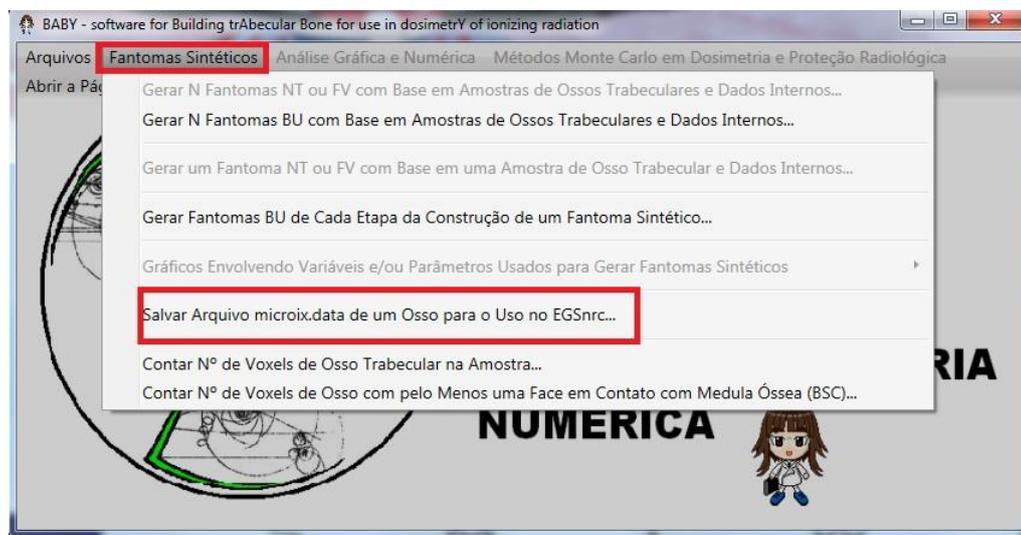


Adaptado: LIMA FILHO et al. (2015) e OLIVEIRA et al. (2016), respectivamente.

Os blocos OR são frequentemente utilizados pelo GDN em um formato de arquivo chamado SGI (Simulações Gráficas Interativas), comumente usados para armazenar imagens, semelhante ao formato RAW de 8 bits, que permite a construção de imagens 3Ds a partir de uma pilha de imagens digitais em níveis de cinza. Os conjuntos de blocos são binários, apresentando dois ids (número identificador do tom de cinza): id = 0 (cor preta) para medula óssea e id = 255 (cor branca) para as trabéculas ósseas. Essas informações também são válidas para os blocos BU.

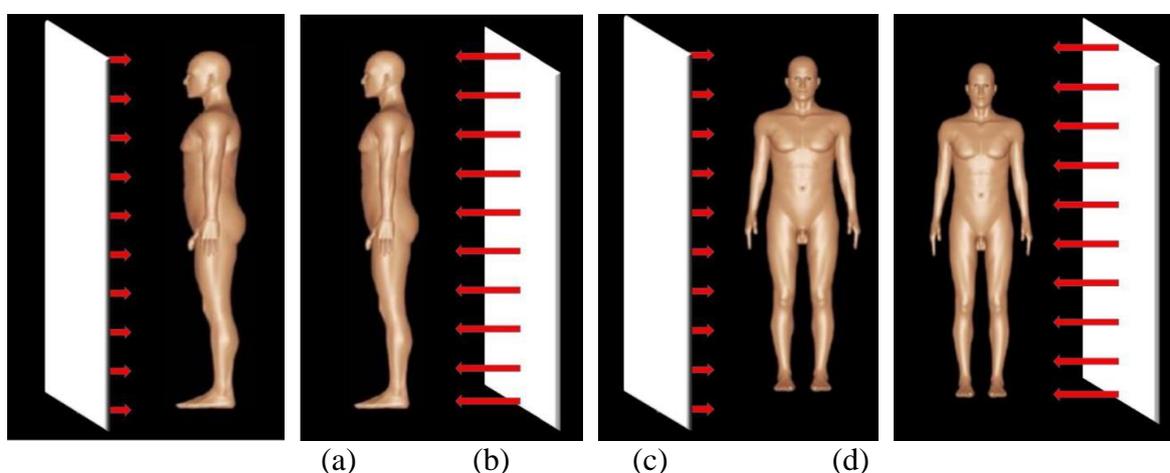
Para adicionar os blocos trabeculares no fantoma MASH, é necessário convertê-los em um arquivo de texto compatível com o EGSnrc, nesse caso o formato DATA. Ambos os *softwares*, MonteCarlo e *BABY*, possuem a funcionalidade para a conversão necessária. Para isso, é necessário acessar o menu “fantoma” de um dos *softwares* e utilizar a opção “Salvar arquivo microix.data de um osso para o uso do EGSnrs...” (Figura 2). Os arquivos, ao serem convertidos para o formato DATA, são nomeados automaticamente, onde “micro55x” é o bloco do crânio, “micro12x” da coluna lombar, “micro10x” do esterno, “micro15x” do fêmur e “micro20x” da pelve.

Figura 2. Menu “fantoma” do software BABY, com destaque para ferramenta usada.



Para execução das simulações, foram consideradas as seguintes fontes idealizadas emissoras de fótons em direções paralelas às faces do paralelepípedo que contém o fantoma (Figura 3): Fonte Anterior-posterior (AP), Posterior-anterior (PA), Lateral direita (RLAT = *Right LATeral*), Lateral esquerda (LLAT = *Left LATeral*). Os valores de energias dos fótons foram de acordo com a faixa de energia utilizada em medicina, 15 keV a 10 MeV.

Figura 3. Vista lateral do fantoma MASH com as geometrias de irradiação AP (a) e PA (b) e Vista frontal com as geometrias de irradiação RLAT (c) e LLAT (d)



Adaptado de: CASSOLA et al, 2009; SANTOS, et al, 2014

2.1. Determinação do número de histórias

Com o intuito de determinar o número de histórias (N) mais apropriado para obter resultados dosimétricos satisfatórios, foram realizadas 25 simulações com valores de N que variaram entre 1×10^5 e 5×10^8 . A escolha do número de histórias foi baseada na análise do tempo computacional (t) e da incerteza estatística avaliada, utilizando a função coeficiente de variância (CV). A Figura 4 mostra a evolução de $t = f(N)$ para a projeção PA e, como esperado, verifica-se que t cresce monotonicamente com N . O gráfico também mostra um grande intervalo de tempo entre o valor de $N=1 \times 10^8$ e $N=2 \times 10^8$, conforme mostrado pelas setas indicativas. Se os resultados dosimétricos para o primeiro valor de tempo já forem satisfatórios (baixo CV), não há a necessidade de desperdiçar um intervalo de tempo maior nas simulações.

Este critério foi avaliado na tireóide e nas glândulas suprarrenais, por serem dois órgãos radiosensíveis, possuírem blindagem natural na direção PA e serem pequenos - uma vez que o erro estatístico em órgãos pequenos é mais elevado. Primeiramente, foram verificadas as mudanças nos valores de dose entre $N=1 \times 10^8$ e $N=3 \times 10^8$, conforme mostrado na Figura 5, por meio do comportamento dos dois órgãos. Para simular, foi utilizado um feixe monoenergético de 100 keV em projeção PA. Notou-se que, à medida que o número de histórias aumentou, os erros relativos correspondentes diminuíram, como esperado. Observou-se, também, que desde a utilização de $N = 9 \times 10^7$, os CVs são menores que 1% e não mostraram oscilações significativas. Assim, o $N = 1 \times 10^8$ foi o escolhido para ser utilizado nas simulações, a fim de assegurar a confiabilidade dos dados.

Também foi feita uma relação entre os números de histórias com as doses absorvidas/kerma incidentes no ar (D/INAK; INAK = INcident Air Kerma) para os mesmos órgãos e notou-se uma variação irrelevante dos resultados a partir de $N=3 \times 10^7$ histórias, conforme mostrado em destaque na Figura 6, o que assegurou o uso de $N=1 \times 10^8$.

A seguir são apresentados os resultados da execução dos MCEs MSTA_OR e MSTA_BU.

Figura 4. Variação do tempo computacional em função do número de histórias.



Figura 5. Avaliação dos CVs dos órgãos tireóide e as glândulas suprarrenais do MCE MSTA_OR em função do número de histórias.

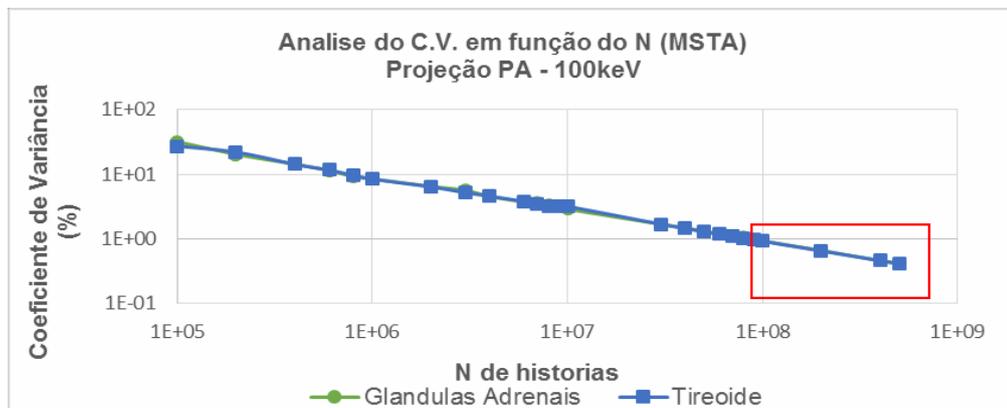
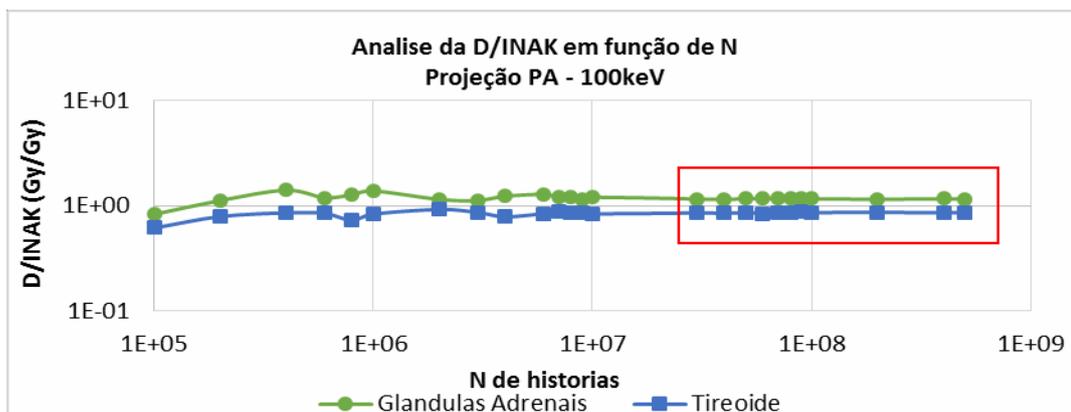


Figura 6. Avaliação da D/INAK dos órgãos tireoide e suprarrenais em função do N



3. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Os resultados das avaliações dosimétricas realizadas com os MCEs MSTA_OR e MSTA_BU são impressos em arquivos de texto como exibido, parcialmente, na Figura 7 e podem ser visualizados através do *software* Geany. Os resultados das regiões de interesse estão apresentados em gráficos cartesianos dos pares (energia, D/INAK), relacionando os valores da energia, em keV, aos D/INAK, em Gy/Gy. As fontes emissoras são: AP, PA, LLAT e RLAT. Os alvos são: MOV (*Red Bone Marrow*); e CSO (*Bone Surface Cells*), de cada uma das regiões ósseas consideradas, que são: esterno, coluna lombar, fêmur direito, fêmur esquerdo, pelve e crânio.

Figura 7. Parte do arquivo de saída após a simulação.

```

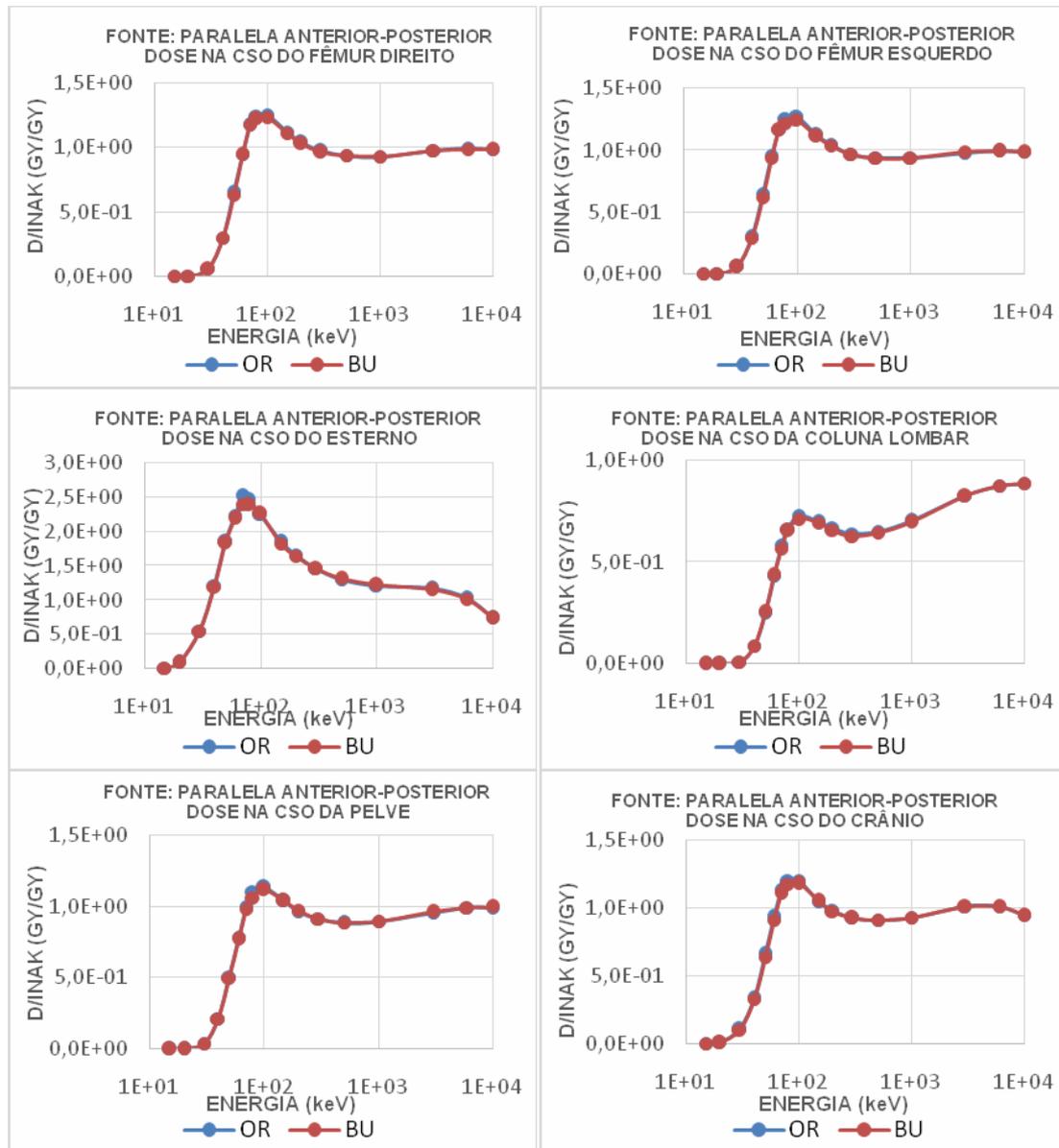
DATE: 10-06-2016 TIME: 11:18:24.
STOP
DATE: 10-06-2016 TIME: 11:36:54.
WHOLE BODY EXPOSURE WITH AN EXTERNAL PARALLEL BEAM AP
SOURCE AT: XS= 28.80 cm YS= -10000.00 cm ZS= 87.84 cm
SOURCE TYPE: PARALLEL BEAM PROJECTION: AP QD: 1.00 BSC THICKNESS = 50 MICRON ICRP MODEL
SOURCE-TO-PHANTOM CENTER: 100.00 m TRAB.VOL.FRAC.: RIBCAGE:0.1145 SPINE:0.1126 LONG BONES:0.1524
FIELD SIZE IN PHANTOM CENTER: 57.6 cm x 175.7 cm
MAXIMUM INCIDENT PARTICLE ENERGY: 15.0 keV SOURCE PARTICLE : PHOTON NUMBER OF MEDIA: 20
INCIDENT FLUENCE AND KERMA REFER TO FIELD OR SPHERE CENTER CELLULARITY: RIBCAGE= 0.600 SPINE= 0.700 L
AIR-KERMA/FLUENCE: 3.124E-12 Gy*cm**2
NUMBER OF INCIDENT PARTICLES: 100000000/ 100000000 ECUT= 20. keV PCUT= 2. keV CORT= 5. k
NUMBER OF MICRO MATRICES: 192

```

NO. ORGAN	N-VOXEL	ORGAN DENSITY g/cm**3	DOSE/FLUENCE IN REF.PLANE mGy*cm**2	DOSE/INCIDENT AIR-KERMA Gy/Gy	ENER/ETOT ABS. FRACT. MEV/MEV	COEFF.OF VARIANCE %
1 EYES	8748	1.0500	6.2657E-10	2.0054E-01	0.0000E+00	0.49
2 ADRENALS	7866	1.0300	0.0000E+00	0.0000E+00	0.0000E+00	0.00
3 BLADDER WALL	27822	1.0400	4.8818E-14	1.5625E-05	0.0000E+00	31.50
4 RRATN	799162	1.0500	8.3520E-16	2.6732E-07	0.0000E+00	44.72

Os gráficos foram estratificados em oito grupos, de acordo com a fonte e o tecido ósseo radiosensível objetivado. Ou seja, cada grupo possui um gráfico para cada região óssea analisada. Na Figura 8 é possível observar o conjunto de gráficos com energia AP com as CSO como alvo de interesse. Os agrupamentos dos gráficos e os resultados das avaliações dosimétricas na forma de tabelas podem ser solicitados aos autores por e-mail.

Assim como no conjunto exemplificado, as diferenças nos resultados de D/INAK obtidos entre os gráficos dos blocos OR e BU foram mais acentuadas em torno da vizinhança de 100 keV, topo das curvas do gráfico. Essa diferença era esperada, pois em torno da região de 100 keV, em dosimetria externa, frequentemente é encontrado o topo das curvas D/INAK por Energia do fóton, devido à combinação do crescimento do efeito Compton e decrescimento do efeito fotoelétrico nas interações dos fótons com os átomos dos meios à medida que a energia cresce [9].

Figura 8. Gráficos dos D/INAK por Energia. Fonte AP e Alvo as CSO das seis regiões ósseas.

Vale ressaltar que as curvas do fêmur direito e do fêmur esquerdo nas fontes LLAT e RLAT, respectivamente, não apresentam um topo nas curvas em torno da energia de 100 keV, ao contrário dos outros gráficos, aparentando ser um gráfico somente crescente (Figura 9). Essa diferenciação é ocasionada pela localidade das fontes que, por estarem nas laterais do fantoma, transformam o fêmur oposto em blindagem natural, como mostrado na Figura 10, onde se destaca a localização do fêmur direito e esquerdo no fantoma MASH.

Figura 9. Gráficos de $D/INAK$ por Energia. Fonte LLAT e Alvo os MOV da região óssea do fêmur direito e esquerdo, respectivamente.

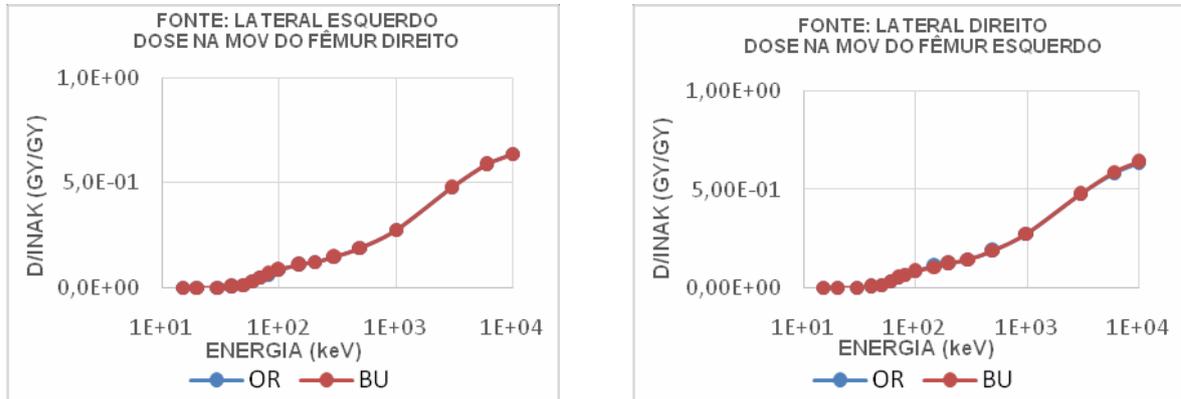
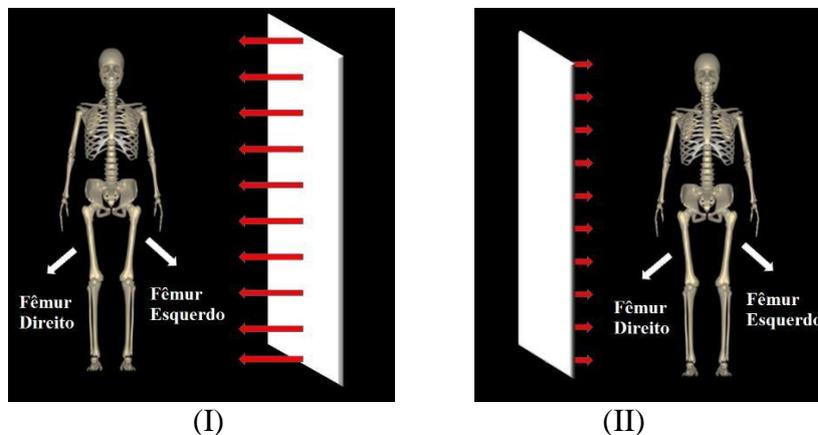


Figura 10. Vista frontal dos esqueletos do fantoma MASH com a geometria de irradiação (I) LLAT e (II) RLAT.



Adaptado de: CASSOLA et al, 2009; SANTOS, et al, 2014.

Para análise das similaridades dosimétricas entre os MCEs MSTA_BU e MSTA_OR, foi calculado o erro relativo percentual (ER%), equação 1, de $D/INAK$ para cada uma das 17 energias de cada alvo objetivado nas regiões ósseas, onde y' representa o valor medido no bloco OR e y o valor obtido do bloco BU.

$$ER\% = \left| \frac{y - y'}{y'} \right| \times 100 \quad (1)$$

Com o ER% de cada ponto, foi extraída uma média (ERM%) por osso e por regiões ósseas radiosensíveis, que consta na Tabela 1, quanto menor o ERM% obtido, maior a semelhança entre

os resultados. O maior ERM% referente às fontes é para o alvo da MOV do fêmur na fonte AP, com o valor de 17,77%, enquanto o menor valor é encontrado para a mesma fonte, mas, para o tecido ósseo do crânio com 0,72%.

Pertinente à média das médias, as fontes AP e PA apresentaram uma similaridade mais acentuada do que as fontes RLAT e LLAT, como indicam os valores da última linha da Tabela 1. Com relação à região óssea, a maior diferença entre os resultados dosimétricos foi no fêmur, enquanto o crânio apresentou a maior semelhança (última coluna da Tabela 1). Se forem tomadas as médias dos valores referentes para cada trabécula (última linha ou coluna da Tabela 1), obtêm-se um valor global de 4,34%. Tal valor aponta que os blocos BU podem substituir os blocos OR para dosimetria óssea.

Tabela 1. Valores das médias dos erros relativos percentuais dos gráficos dos D/INAK por Energia.

ERM% por osso e por regiões ósseas radiosensíveis						
Fonte		AP	PA	LLAT	RLAT	Média das Médias
Crânio	MOV	0,72	0,82	0,78	0,8	0,93
	CSO	1,54	1,22	0,78	0,8	
Pelve	MOV	1,48	3,09	5,87	4,51	5,91
	CSO	1,48	4,97	9,59	16,27	
Espinha	MOV	5,52	0,43	1,72	0,72	2,54
	CSO	7,27	2,19	1,72	0,72	
Esterno	MOV	1,35	2,64	8,62	10,32	5,34
	CSO	1,25	2,72	2,68	13,07	
Fêmur	MOV	17,77	1,56	7,59	5,23	6,97
	CSO	4,24	8,34	6,65	4,42	
Média das Médias		4,26	2,80	4,60	5,69	4,34

Como o método implementado no EGSnrc sorteia uniformemente um *voxel* do bloco trabecular que esteja no caminho aleatório do fóton simulado, a dosimetria óssea se torna praticamente independente da estrutura do bloco.

Então, para usar os blocos sintéticos gerados por método MC paramétrico no código EGSnrc, é necessário apenas controlar o nº de *voxels* de ossos e o nº de *voxels* ósseos na superfície trabecular, em relação a alguma amostra confiável. Utilizando, para construção da trabécula óssea sintética, uma fdp com as mesmas características da fdp da Burr XII.

4. CONCLUSÕES

Neste artigo, foram estudados os resultados dosimétricos usando fontes idealizadas emissoras de fótons, considerando como alvo a MOV e as CSOs, para comprovar que a substituição das amostras OR por similares sintéticas em avaliações dosimétricas em MCEs com o fantoma MASH_sta acoplado ao EGSnrc produz resultados satisfatórios e fortemente correlacionados.

O ERM% global de 4,34% apresentado entre as amostras OR e BU correspondentes, aponta que ossos sintéticos gerados por fdps com as mesmas características da fdp da Burr XII podem substituir com sucesso os ossos OR para dosimetria óssea que utilize MCEs semelhantes ao MSTA.

AGRADECIMENTO

Os autores agradecem a DEN-UFPE pela disponibilização do fantoma de *voxels* MASH e ao IFPE, CRCN, FACEPE e CNPq pelo apoio e incentivo a pesquisa através do projeto “Prototipagem de Fantasmas para Uso em Dosimetria das Radiações Ionizantes” contemplado com recursos da chamada CNPq – SETEC/MEC nº 17/2014 – Apoio a Projetos Cooperativos de Pesquisa Aplicada e de Extensão Tecnológica

REFERÊNCIAS

- [1] LIMA FILHO J. M.; VIEIRA J. W; LEAL NETO V.; LIMA, V. J. M.; LIMA F. R. A. Construção de ossos trabeculares sintéticos por método Monte Carlo paramétrico, In: **CONGRESSO REGIONAL LATINOAMERICANO IRPA DE PROTECCIÓN Y SEGURIDAD RADIOLÓGICA**, 10, 2015, Buenos Aires. Proceedings of the X Congreso Regional Latinoamericano IRPA de Protección y Seguridad Radiológica, 2015. v. 1. p. 1-10.
- [2] VIEIRA J. W; LEAL NETO V.; LIMA FILHO J. M.; CAVALCANTI J. R. S.; LIMA F. R. A. Desenvolvimento de um método Monte Carlo não paramétrico para gerar imagens sintéticas de

ossos trabeculares, In: **LATIN AMERICAN IRPA REGIONAL CONGRESS ON RADIATION PROTECTION AND SAFETY**, 9, 2013, Rio de Janeiro. IRPA, 2013.

- [3] KRAMER, R.; CASSOLA, V. F.; VIEIRA, J. W.; KHOURY H. J.; OLIVEIRA LIRA, C. A. B.; ROBSON BROWN, K. Skeletal dosimetry based on μ CT images of trabecular bone: Update and comparisons. **PhysMed. Biol**, v. 57, p. 3995–4021 2012.
- [4] ANDRADE A. F. G.; OLIVEIRA F. G.; VIEIRA J. W.; OLIVEIRA A. C. H. Desenvolvimento de um *software* para gerar trabéculas ósseas utilizando técnicas Monte Carlo não paramétricas, In: **CONGRESSO DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA DO IFPE**, 11, 2016, Pesqueira. Anais... Pesqueira: IFPE, 2017. p. 280-283.
- [5] OLIVEIRA F. G.; ANDRADE A. F. G.; VIEIRA J. W.; OLIVEIRA A. C. H. Desenvolvimento de um *software* para gerar trabéculas ósseas utilizando técnicas Monte Carlo paramétrica, In: **CONGRESSO DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA DO IFPE**, 11, 2016, Pesqueira. Anais... Pesqueira: IFPE, 2017. p. 299-302.
- [6] KAWRAKOW I.; MAINEGRAHING E.; ROGERS D. W. O.; TESSIER, F.; WALTERS B. R. B.; The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport, NRCC Report PIRS-701, **National Research Council of Canada**, Ottawa, Canada, 2013.
- [7] CASSOLA, V. F.; Lima, V. J.; KRAMER R.; KHOURY H. J. FASH and MASH: female and male adult human phantoms based on polygon mesh surfaces. **Physics in Medicine and Biology**, [s.l.], v. 55, n. 1, p.133-162, 2009. IOP Publishing. <http://dx.doi.org/10.1088/00319155/55/1/009>.
- [8] SANTOS, W. S.; CARVALHO JUNIOR, A. B.; SANTOS, M. S.; PEREIRA, A.; MAIA, A. F. Cálculo de coeficiente de conversão (CCs) de dose de um simulador antropomórfico sentado exposto a uma fonte plana. In: **INTERNATIONAL JOINT CONFERENCE RADIO**, 2011, Recife. Radio 2011. Rio de Janeiro: Sociedade Brasileira de Proteção Radiológica, 2011. v. 1. p. 1-5.

- [9] VIEIRA, José W. et al. Otimização de variáveis radiais na modelagem de fontes radioativas planares usando métodos Monte Carlo não paramétricos. **ROCEEDING SERIES OF THE BRAZILIAN SOCIETY OF COMPUTATIONAL AND APPLIED MATHEMATICS**, [s.l.], v. 3, n. 1, 2015. Brazilian Society for Computational and Applied Mathematics (SBMAC). <http://dx.doi.org/10.5540/03.2015.003.01.0258>.