

CONSTRUÇÃO DE OSSOS TRABECULARES SINTÉTICOS POR MÉTODO MONTE CARLO PARAMÉTRICO

Lima Filho, J. M.¹, Vieira, J. W.^{1,2}, Leal Neto, V.¹, Lima, V. J. M.³ e Lima, F. R. A.^{4,5}

¹ Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Pernambuco - IFPE,

² Escola Politécnica de Pernambuco – Universidade de Pernambuco – EPP/UPE

³ Departamento de Anatomia da Universidade Federal de Pernambuco – DA/UFPE

⁴ Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco – DEN-UFPE

⁵ Centro Regional de Ciências Nucleares do Nordeste/Comissão Nacional de Energia Nuclear – CRCN/ CNEN

RESUMO

Segundo o relatório 103 da ICRP, a medula óssea vermelha (*Red Bone Marrow*, RBM) e as células das superfícies dos ossos (*Bone Surface Cells*, BSCs) são os tecidos ósseos mais radiosensíveis. A maior dificuldade em avaliar a dose absorvida nestes tecidos consiste em representar, de modo realístico, a estrutura do osso trabecular. Nos modelos computacionais de exposição (MCEs) disponíveis na página www.caldose.org do DEN-UFPE, a representação foi obtida usando imagens micro-CT de regiões do crânio, coluna vertebral, esterno, pelve e fêmur de um adulto. Cada MCE contém um fantoma acoplado ao código Monte Carlo (MC) EGSnrc e 27 arquivos de dados que descrevem órgãos-fontes para avaliações dosimétricas internas. Neste trabalho foram organizados e executados dois MCEs: MSTA_OR e MSTA_NT. Nestas siglas, M representa o fantoma de *voxels* adulto masculino MASH (Male Adult meSH) do DEN-UFPE; STA corresponde à postura ortostática dos fantasmas; OR referencia amostras de Ossos Reais; e NT, amostras de ossos sintéticos obtidas por métodos Monte Carlo (MC) parametrizados pela função densidade de probabilidade (fdp) de Johnson do tipo SB (neste artigo também referenciada por fdp Normal Transladada). A fdp NT possui dois parâmetros que ajustam seu perfil nos limites entre a fdp exponencial e a fdp Normal. O MSTA_OR foi executado como disponível e serviu como base para a construção do MSTA_NT. Este MCE é similar ao MSTA_OR exceto no conjunto das matrizes micro-CT contendo as amostras de ossos, que então, foram obtidas a partir de imagens sintetizadas pela fdp NT e outros métodos MC de polimentos e ajustes das amostras. São apresentados resultados dosimétricos usando a tireoide como órgão-fonte, a RBM, as BSCs e tecidos trabeculares do corpo inteiro como órgãos-alvos para comprovar que a substituição das amostras OR por similares NT em simulações com os MCEs do DEN-UFPE produz resultados positiva e fortemente correlacionados.

1. INTRODUÇÃO

A medula óssea vermelha (*Red Bone Marrow*, RBM) e as células das superfícies dos ossos (*Bone Surface Cells*, BSCs) são os tecidos ósseos mais radiosensíveis [1]. A maior dificuldade em avaliar a dose absorvida nestes tecidos consiste em representar, de modo realístico, a complexa estrutura do osso trabecular. Nos modelos computacionais de exposição (MCEs) disponíveis na página do DEN-UFPE, a representação foi obtida usando imagens micro-CT de regiões do crânio, coluna vertebral, esterno, pelve e fêmur de um adulto. A Figura 1 exibe vistas 3D de amostras destes ossos reais. Estas e todas as imagens 3D apresentadas neste trabalho foram feitas no software livre FIJI, disponível em <http://fiji.sc/wiki/index.php/downloads>.

¹ E-mail do Autor. josedemelo@gmail.com

Estas amostras são usadas nos atuais MCEs desenvolvidos pelo Grupo de Dosimetria Numérica de Recife (GDN) (<http://dosimetrianumerica.org>). Os MCEs são baseados em fantasmas de voxels e no código MC EGSnrc [2]. Estas amostras foram fornecidas por outros institutos de pesquisa. Dentre as dificuldades em reproduzir o método das micro-CT [3, 4] para a dosimetria óssea vale ressaltar a necessidade de imagens de ossos de pessoas reais com resolução de micrômetros, e o fato da distribuição da medula óssea no corpo humano variar muito com a idade [5]. O GDN tem realizado alguns testes de métodos MC para construção de ossos sintéticos [6].

Cada MCE contém um fantoma acoplado ao código Monte Carlo (MC) EGSnrc e arquivos de dados que descrevem órgãos-fontes para avaliações dosimétricas internas. Foram organizados e executados dois MCEs: MSTA_OR e MSTA_NT. Nestas siglas, M representa o fantoma de *voxels* adulto masculino MASH (Male Adult meSH) do DEN-UFPE; STA corresponde à postura ortostática dos fantasmas; OR referencia amostras de Ossos Reais; e NT, amostras de ossos sintéticos obtidas por métodos Monte Carlo (MC) parametrizados pela função densidade de probabilidade (fdp) de Johnson do tipo SB [7], também referenciada por fdp Normal Transladada que possui dois parâmetros que ajustam seu perfil nos limites entre a fdp exponencial e a fdp Normal.

Para produzir as imagens NT foram desenvolvidos alguns programas em C# [8] baseados na função *System.Random.NextDouble()*, gerador de números aleatórios reais, uniformemente distribuídos no intervalo [0, 1). Utilizando a classe CFantoma [9], é definido inicialmente um paralelepípedo constituído apenas por *voxels* com identificador id 0. Com base em informações sobre o osso a ser modelado, um percentual de 0 é trocado por 255. Ao fim um objeto *CFantoma* é salvo como um arquivo binário que permite a construção de vistas 3D como as mostradas na Figura 1. Este arquivo binário, chamado pelo GDN de SGI (Simulações Gráficas Interativas), é transformado em arquivo de texto contendo informações necessárias para a simulação do transporte, interação e deposição da radiação nas regiões ósseas dos fantasmas de voxels [3].

O MSTA_OR foi executado tal como é disponível na página do DEN-UFPE e serviu como base para a construção do MSTA_NT. Este MCE é similar ao MSTA_OR exceto no conjunto das matrizes micro-CT contendo as amostras de ossos, que então, foram obtidas a partir de imagens sintetizadas pela fdp NT e outros métodos MC de polimentos e ajustes das amostras.

Foram estudados os resultados dosimétricos usando a tireoide como órgão-fonte, a RBM, as BSCs e tecidos trabeculares do corpo inteiro como órgãos-alvos para comprovar que a substituição das amostras OR por similares amostras NT em simulações com os MCEs do DEN-UFPE produz resultados positiva e fortemente correlacionados.

2. MATERIAIS, MÉTODOS E RESULTADOS

O trabalho foi desenvolvido no laboratório de dosimetria numérica (LDN), do IFPE. Foi utilizado um computador com processador Intel® Core (TM) i7 CP X990 @ 3.47GHz, memória RAM de 24,0 GB, sistema operacional Windows 7 Ultimate de 64 Bits. Os *softwares* usados: *Microsoft Visual Studio*, *Microsoft Office*, *EGSnrc*, *Fiji* e *MonteCarlo*.

Foram utilizadas imagens micro-CT de osso trabecular real de amostras de cinco regiões diferentes (esterno, coluna vertebral lombar, fêmur, pelve e osso frontal do crânio), já submetidas a técnicas de processamento de imagens digitais para eliminação de ruídos, aumento de contraste, cortes no formato de paralelepípedos com dimensões de 160 colunas, 60 linhas e 160 fatias e segmentação da medula e trabéculas extraídas de um esqueleto feminino com idade de 30 anos e produzidas no Laboratório de Imagem do Departamento de Arqueologia e Antropologia da Universidade de Bristol, Reino Unido, usando-se um *micro-scanner Skyscan 1172* com resolução de 60 μm com 80 kV, usadas em [4], mostradas na Figura 1.

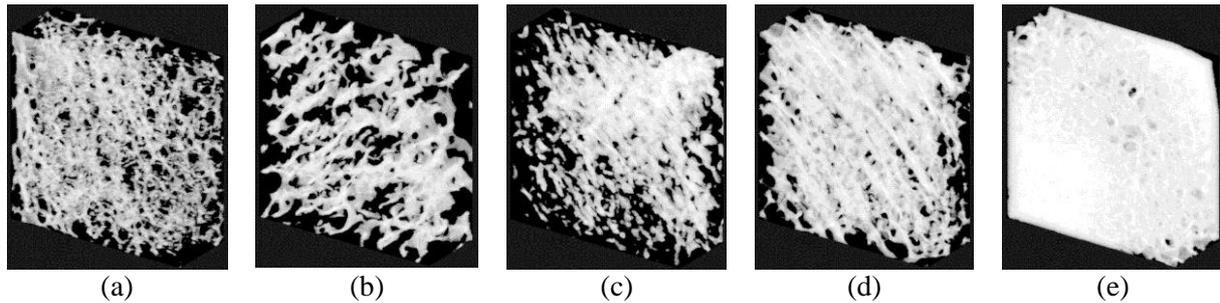


Figura 1. Blocos de ossos reais: (a) esterno, (b) coluna lombar, (c) fêmur, (d) pelve, (e) crânio [6].

O MCE completo com o fantoma MASH na posição ortostática [10], contendo os arquivos de ossos reais, foi baixado da página do DEN-UFPE e aqui foi renomeado como MSTA_OR. Na sequência são apresentadas as etapas desde a formulação do método NT até a descrição qualitativa dos passos para obter as imagens sintéticas utilizando o *software* MonteCarlo como também a organização dos MCEs para o processamento das avaliações dosimétricas pelo EGSnrc.

2.1. Variáveis para Aplicação do Método Monte Carlo

Os blocos OR são binários. São usados somente dois ids, um para osso e outro para o tecido mole. As trabéculas das amostras das cinco regiões se distribuem diferentemente. No esterno, a distribuição das trabéculas se apresenta com maior evidência na direção das fatias. Na lombar, a distribuição se evidencia na direção das linhas, enquanto que na pelve, a distribuição tem tendência predominante nas colunas e fatias.

Para se descobrir como elas se distribuem, foram contados os *voxels* de osso em cada direção. Foram identificados *voxels* agregados, formando *clusters*, nas três direções. Os *clusters* formados variavam em tamanho em cada bloco. Uma vez identificados os tamanhos dos *clusters*, observou-se que as ocorrências de cada um deles variavam em cada bloco. Assim, foram definidas duas variáveis: $X = \text{tamanho do cluster}$ e $Y = \text{frequência do cluster com tamanho } X$, que fornecem informações sobre as trabéculas do bloco OR em cada direção.

Foram elaboradas tabelas relacionando o número de *voxels* formadores dos *clusters* e os correspondentes valores percentuais das frequências dos *clusters* de mesmo tamanho em cada direção. A Figura 2 exhibe os perfis das distribuições do número de *voxels* que formam os

clusters na direção das colunas, das linhas e das fatias, para o fêmur. Os perfis das distribuições de *clusters* em cada direção para as cinco amostras de ossos reais e as tabelas completas destas distribuições podem ser encontradas em [11]. Percebe-se na Figura 2 que cada curva FDP apresenta um máximo e é assimétrica positiva.

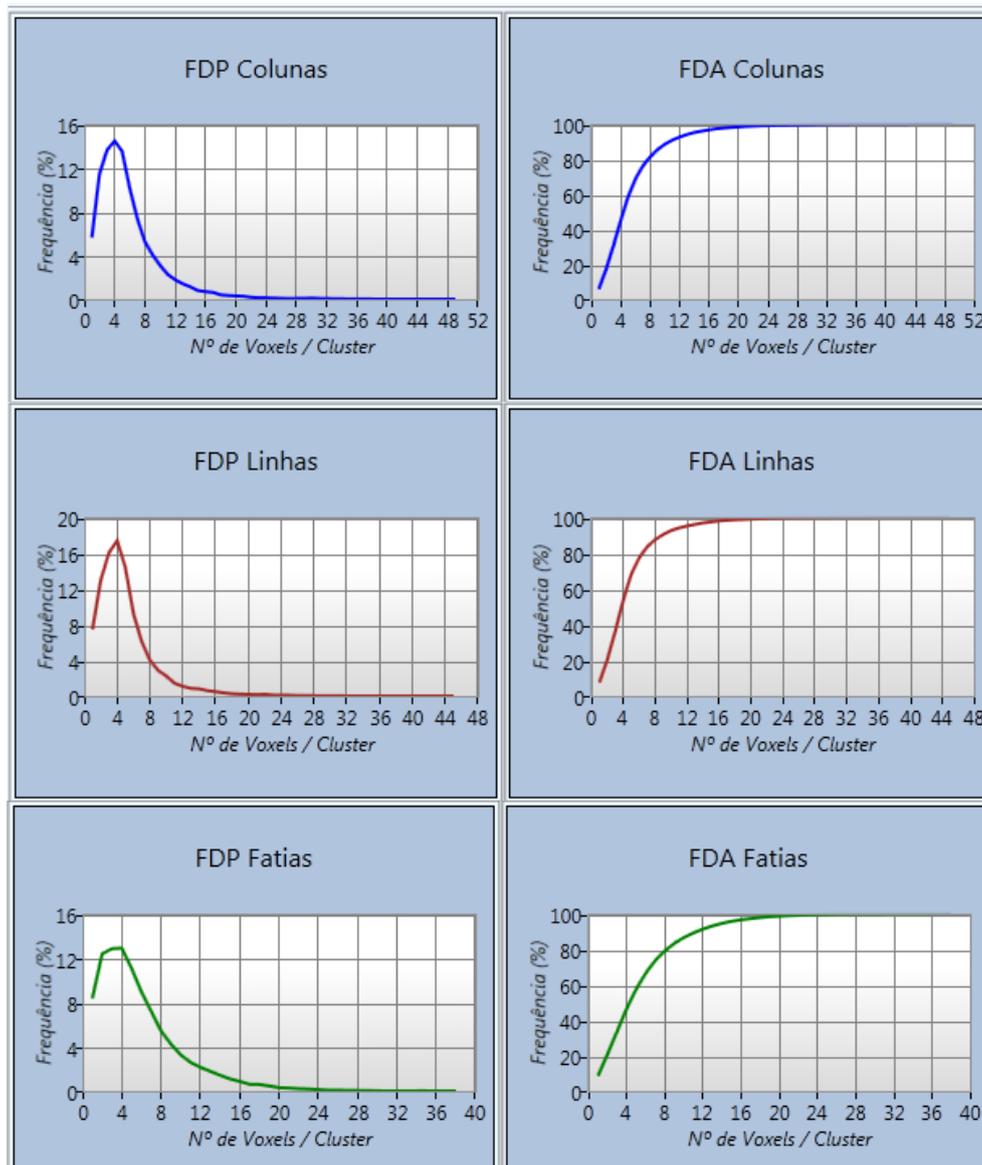


Figura 2. Perfis das FDP e FDA do número de *voxels* por *cluster* na amostra OR do fêmur nas três direções.

2.1.1. FDPs e FDAs para aplicação do método Monte Carlo

As FDPs são definidas por frequências relativas percentuais e as FDAs por frequências relativas acumuladas da variável nas três direções. Para construção dos blocos sintéticos

foram utilizadas técnicas MC baseadas em três FDPs: a uniforme, a normal e a normal transladada. Foram aplicadas transformações de uma FDP uniforme em uma FDP com um máximo no seu domínio para descrever as distribuições de *clusters* de *voxels* de osso trabecular ao longo de uma direção, como visto nos perfis da Figura 2. Pode-se notar que o maior *cluster* tem cerca de 50 *voxels* e o mais frequente tem tamanho 4. Estas características foram utilizadas para modelar FDPs descritoras das distribuições dos *clusters* de *voxels* ao longo das três dimensões das amostras de ossos trabeculares.

A fórmula da FDP [7] é

$$p(y) = \frac{\delta}{\sqrt{2\pi}} \frac{1}{y(1-y)} e^{-\frac{1}{2} \left[\gamma + \delta \ln\left(\frac{y}{1-y}\right) \right]^2}, \quad 0 < y < 1, \quad (1)$$

O parâmetro γ desloca o máximo da função ao longo do seu domínio, o parâmetro δ concentra as amostras com tendência a uma FDP exponencial ou a uma normal. O valor de y é fornecido por

$$y = \frac{1}{1 + e^{-\frac{(z-\gamma)}{\delta}}} \quad (2)$$

A amostragem de y foi realizada por amostras de z da distribuição gaussiana padrão [12]. Para isso, foi utilizada a forma polar das transformações de Box-Muller [13], que é mais rápida e mais robusta. O código em C#, implementado no MonteCarlo, para gerar z está registrado em [14].

Os valores dos parâmetros γ e δ para construção dos blocos sintéticos com base nos correspondentes blocos OR ao longo das três dimensões, foram obtidos com 10^5 simulações. O processamento foi realizado com o *software* MonteCarlo [15, 16, 17] mediante sorteios de valores para γ real, e δ real positivo.

2.2 Construção do bloco sintético de referência

A construção de blocos sintéticos de ossos trabeculares foi realizada por meio do *software* MonteCarlo. A Figura 3 mostra a janela do MonteCarlo com os Dados de Entrada para construção do bloco sintético do fêmur. Os dados de entrada para a construção dos demais blocos podem ser encontrados em [11].

A construção de blocos sintéticos compreende cinco etapas que vão desde a criação do objeto inicial até a obtenção do osso. Os parâmetros e variáveis apresentados na Figura 3 determinam o osso sintético de interesse. Na sequência, é descrita a construção do osso sintético do fêmur, do mesmo modo que foram construídos os outros quatro ossos.

Gera N Fantomas com a FDP Normal Transladada

DADOS DE ENTRADA

Parâmetros das FPDs

Colunas		Linhas		Fatias	
Y	δ	Y	δ	Y	δ
2,873	1,128	2,859	1,238	2,578	0,995

Nº de Voxels por Cluster

Colunas		Linhas		Fatias	
Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo
1	67	1	48	1	50

Dimensões (pixel) do Fantoma de Saída...

Nº Colunas	Nº Linhas	Nº Fatias
160	60	160

Probabilidade de um Cluster Está ao Longo da Direção...

X (Colunas)	Y (Linhas)	Z (Fatias)
0,43	0,07	0,50

Percentuais...

Osso Trabecular (ICRP)	Osso Trabecular (Polimentos Iniciais)	Sementes	Desvios
15,24	60,00	20,00	25,00

Número...

Mínimo de Vizinhos (Clusters)	Mínimo de Vizinhos (Voxels)	Mínimo de Ciclos Locais	Máximo de Ciclos Locais
1	12	4	10

Dados sobre Voxels de Superfície, Caixa Contendo o Fantoma e Quantidade de Fantomas...

Nº de Voxels de Superfície do Osso a Ge	Percentual de Desvio do Nº de Voxels	Parede da Caixa Contendo o Fantoma	Quantidade de Fantomas a Gerar
237310	25,00	2	10

Figura 3. Janela Dados de Entrada para construção de blocos sintéticos.

2.2.1. Etapas da construção de um bloco sintético

No início, é construído um bloco com as mesmas dimensões do bloco OR, ou seja, 160 colunas, 60 linhas e 160 fatias e todos os *voxels* com $id = 0$.

Na etapa 2, foram sorteados *voxels* do bloco inicial para terem seu $id = 0$ trocado pelo $id = 255$. Estes *voxels* de $id = 255$ são chamados sementes. A distribuição das sementes no bloco inicial é baseada na quantidade de *voxels* de $id = 255$ do osso requerido. Para a construção do fêmur é utilizado o percentual de sementes de 20% da quantidade do osso trabecular requerida que é de 15,24% do total de *voxels* do bloco OR.

Para distribuição uniforme das sementes é usada a função nativa *NextDouble()* do MVS 2010 como GNA para amostragem do objeto *rnd* e sorteio de um $valor = rnd.NextDouble()$ em $[0,1)$. Sortear um *voxel* equivale a sortear sua posição $P(x,y,z)$ no bloco onde cada dimensão varia entre os limites mínimo (*min*) e máximo (*max*) declarados como dados de entrada. Desta forma, é realizado um sorteio para cada coordenada visando uma transformação do tipo, $xi = (max - min) * valor + min$. A Figura 4(a) mostra o bloco com as sementes.

O foco da etapa 3 é adicionar a quantidade restante de *voxels* de osso para atingir o percentual requerido, visando à formação de *clusters*. Adicionar *clusters* ao bloco significa formar agrupamentos de *voxels* com $id=255$. Com base nas amostras de ossos reais foi possível estabelecer duas variáveis aleatórias para realizar esta etapa: uma variável para descrever a frequência de direções dos *clusters* e outra para o tamanho dos *clusters*. A primeira variável é definida pela *probabilidade de um cluster estar ao longo de uma direção*. Na Figura 3 os

valores para o fêmur foram 0,43 para as colunas, 0,07 para as linhas e 0,50 para as fatias. A segunda variável aleatória foi definida de acordo com a FDP da Equação (1), onde a variável independente é o tamanho de *cluster* de *voxels* e a variável dependente é a frequência destes *clusters* para cada dimensão do bloco. Os parâmetros para definição desta variável são γ e δ cujos valores para o fêmur são declarados na Figura 3. A Figura 4(b) mostra o bloco sintético do fêmur em construção, com *clusters* adicionados.

O polimento é uma técnica de processamento de imagens que faz a troca de ids de *voxels* do bloco sintético mediante a troca de id=0 por id=255 ou a troca de id=255 por id=0 [18]. O polimento permite fechar buracos no interior de *clusters*, estabelecer inserções de pontes ligando *clusters* vizinhos, ou aparar pontas.

O polimento inicial distribui *voxels* de id=255 no bloco numa quantidade maior do que a do bloco OR, com o propósito de conectar *voxels* ou *clusters* de *voxels* eventualmente soltos. A função procura *voxels* com id=0 que tenham pelo menos um vizinho direto com id=255 e substitui o id por 255. Caso o *voxel* com id=0 esteja no contorno, a procura pelo vizinho com id=255 também leva em conta *voxels* diagonais. O resultado desta operação pode adicionar uma quantidade de *voxels* com id=255 que pode superar o percentual do bloco OR. A Figura 4(c) mostra o bloco sintético com o polimento inicial. O polimento final tem por finalidade atingir um percentual de osso próximo ao do bloco OR.

Na etapa 5, é executado um polimento visando atingir o percentual de osso trabecular presente no bloco OR, assegurando uma estrutura de osso similar à amostra de osso real correspondente. A Figura 4(d) mostra o bloco do fêmur após a etapa final de construção.

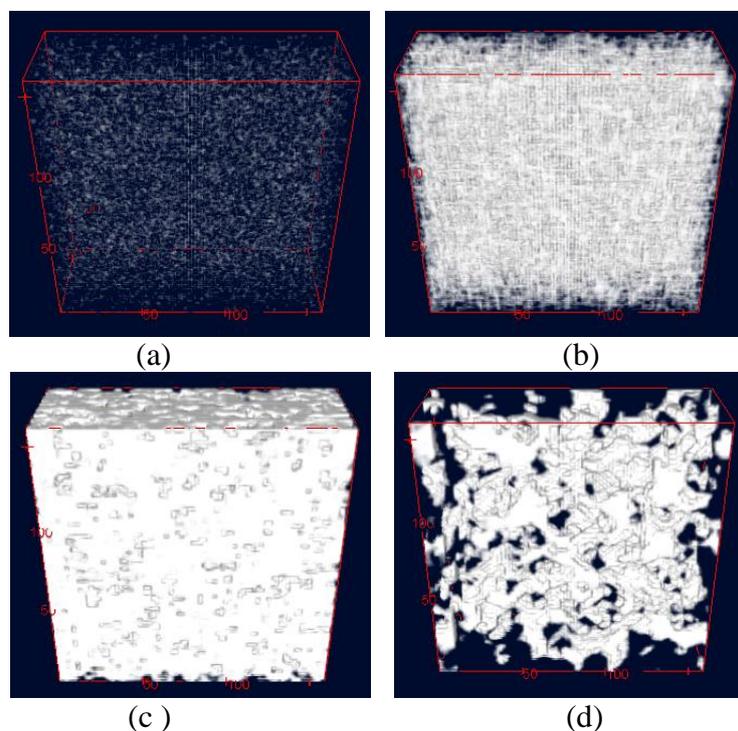


Figura 4. (a) Bloco exibindo sementes, (b) bloco exibindo clusters adicionados, (c) bloco após o polimento inicial, (d) bloco sintético do fêmur.

As variáveis: - Número Mínimo de Vizinhos, - Número Mínimo e Máximo de Ciclos Locais e - Desvios, presentes na janela do MonteCarlo mostrada na Figura 3, interferem no tempo computacional de execução.

2.3 Modelos Computacionais de Exposição

As avaliações dosimétricas, realizadas para validação do bloco sintético construído para cada um dos ossos OR, foram feitas utilizando os MCEs: MSTA_OR e MSTA_NT. O MSTA_OR é composto pelo fantoma MASH na posição ortostática [10], com os ossos originais, baixados do site do DEN-UFPE. O MSTA_NT é composto pelo mesmo fantoma MASH na posição ortostática, porém com os ossos sintéticos.

Para execução das simulações, foi utilizado o código MC EGSnrc [19], para as simulações do transporte e interação de fótons com a matéria.

No conjunto de ferramentas baixado do site do DEN-UFPE foram mantidas as 27 fontes para dosimetria interna. Para cada fonte são apresentadas as dimensões do macro *voxel* cúbico com 0,12 cm de aresta, o número de energias igual a 15 variando de 10 keV a 4000 keV. O número de histórias foi 5×10^7 fótons. Como resultados destas avaliações foram consideradas as doses absorvidas por atividade acumulada (D/AAs) da energia de fótons emitidos por fontes e absorvida por alvos associados a tecidos ósseos do esqueleto humano adulto e registradas nos arquivos de saída do EGSnrc para cada fonte e alvo de cada MCE. Esta medida é comumente utilizada em medicina nuclear.

3.1 Blocos de imagens sintéticas NT de ossos trabeculares

A Figura 5 mostra os cinco blocos de ossos NT construídos. Não há diferença entre os percentuais de *voxels* de osso trabecular nos blocos OR e NT correspondentes.

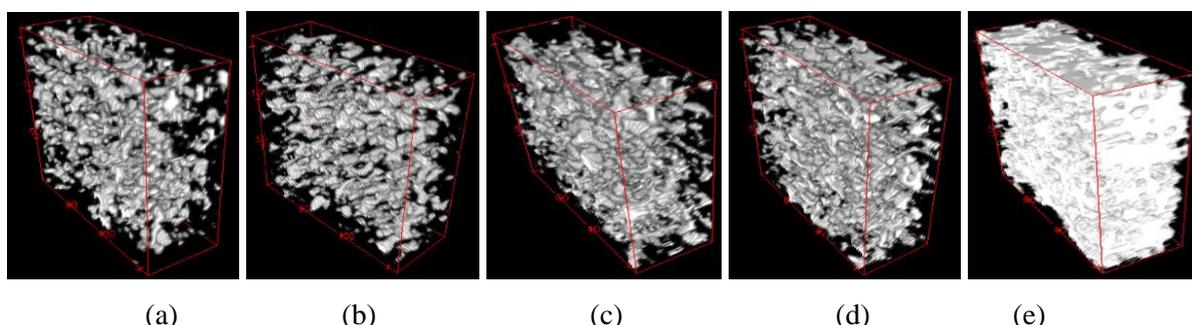


Figura 5. Blocos NT: (a) esterno, (b) coluna lombar, (c) fêmur, (d) pelve, (e) crânio

As quantidades de *voxels* nas superfícies dos ossos OR e NT apontaram erros relativos (ERs) calculados por $ER = [(NVSOR - NVSNT) * 100] / NVSOR$, entretanto a média destes ERs é menor

que 8,5%, indicando portanto que o modo como as superfícies dos ossos trabeculares reais e virtuais se distribuem no volume, tem um bom grau de similaridade. Isto é o desejado, pois o volume das BSCs de um dado osso influencia no valor da dose ali absorvida ou na trajetória dos fótons dali emitidos.

3.2 Avaliações dosimétricas

Os resultados dosimétricos são relativos à tireoide como fonte emissora de fótons e o total da RBM, o total das BSCs e o total do Osso Trabecular como alvos nos MCEs. As energias dos fótons, medidas em keV, os valores da dose absorvida por atividade acumulada D/AA, medidas em mGy/MBq.s e foi considerado o erro médio relativo EMR(%) calculado pela relação entre média e desvio padrão das D/AAs para cada energia, multiplicada por 100.

Os valores das D/AAs, para cada energia, nos dois MCEs apresentaram-se bem próximos e os EMRs são menores que 4,15%, o que indica boa precisão nas avaliações dosimétricas.

A análise estatística do coeficiente de correlação linear ρ de Pearson baseia-se em valores que variam de -1 a 1 . Quando o valor de ρ tende a 1 indica que as variáveis em foco estão positiva e fortemente correlacionadas implicando num modelo matemático tendendo à função identidade. Isto é o que ocorre com as D/AAs obtidas nas avaliações dosimétricas em cada alvo.

3. CONCLUSÕES

As amostras OR e NT correspondentes, foram submetidas a avaliações dosimétricas em MCEs com o fantoma MASH_sta acoplado ao EGSnrc, os resultados foram comparados e apontaram que os ossos sintéticos produzidos podem substituir com sucesso os ossos reais para dosimetria óssea.

4. REFERÊNCIAS

1. ICRP 103, “The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection”, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford (2006).
2. Vieira, J. W., “Construção de um Modelo Computacional de Exposição para Cálculos Dosimétricos Utilizando o Código Monte Carlo EGS4 e Fantomas de Voxels” [tese]. Universidade Federal de Pernambuco, Recife, Brasil (2004).
3. Kramer, R., Khoury, H. J., Vieira, J. W., Robson Brown, K. A., “Skeletal Dosimetry for External Exposures to Photons Based on μ CT Images of Spongiosa: Consideration of Voxel Resolution, Cluster Size, and Medullary Bone Surfaces”, *Medical Physics*, **Vol. 36 (11)**, pp 5007 – 5016 (2009).

4. 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”, *Phys. Med. Biol.*, **Vol. 57**, pp 3995–4021 (2012).
5. ICRP 70, “Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection: The Skeleton”, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford (1995).
6. Lima Filho, J. M., Vieira, J. W., Lima, V. J. M., Lima, L. F., Lima, F. R. A., Vasconcelos, W. E., “Bone Dosimetry Using Synthetic Images to Represent Trabecular Bones of Five Regions of the Human Body” (*poster*). *INAC 2011 (International Nuclear Atlantic Conference)*, Belo Horizonte, MG, Brazil, October 24-28 (2011).
7. Johnson, N. L., “Systems of Frequency Curves Generated by Methods of Translation”, *Biometrika*, **Vol. 36**, N° 1/2, pp. 149-176 (1949).
8. Sharp, J., “Microsoft Visual C# 2010 Step by Step”, Microsoft Press, Redmond, Washington, USA (2010).
9. Vieira, J. W., Lima, F. R. A., “A Software to Digital Image Processing to be Used in the Voxel Phantom Development”, *Cellular and Molecular Biology*, **v 55**, pp. 16-22 (2009).
10. Cassola, V. F., “Desenvolvimento de Fantomas Humanos Computacionais Usando Malhas Poligonais em Função da Postura, Massa e Altura” [*tese*]. Universidade Federal de Pernambuco, Recife, Brasil (2011).
11. Lima Filho, J. M., “Construção da Esponjosa de Modelos Antropomórficos Baseada em Técnicas Monte Carlo” [*tese*]. Universidade Federal de Pernambuco, Recife, Brasil (2014).
12. Kalos, M. H., Whitlock, P.A., *Monte Carlo Methods, Volume I: Basics*, John Wiley and Sons, New York, USA (1986).
13. Box, G. E. P., Muller, M. E., “A Note on the Generation of Random Normal Deviates”, *Technical Report N° 13*, Statistical Techniques Research Group, Department of Mathematics, Princeton University (1958).
14. Vieira, J. W., Leal Neto, V., Lima Filho, J. M.; Lima, L. Filho Lima, F. R. A., “Desenvolvimento de algoritmos simuladores de fontes radioativas planares para uso em modelos computacionais de exposição”, *Brazilian Journal of Radiation Sciences*, **01** pp. 01– (2013a).
15. Vieira, J. W., Leal Neto, V., Lima Filho, J. M.; Lima, F. R. A., “Transformation of the Normal Distribution for Monte Carlo Modeling of Regions of Adult Trabecular Bones for Use in Computational Models of Exposure” In: *13th International Congress of the International Radiation Protection Association, 2012*, Glasgow. IRPA 13. Glasgow, (2012a).
16. Vieira, J. W., Leal Neto, V., Lima Filho, J. M.; Lima, L. F., Lima, F. R. A., “Modelagem Monte Carlo de Regiões dos Ossos Trabeculares de Adultos para Uso em Modelos Computacionais de Exposição.” In: *Terceiro Congresso de Proteção Contra Radiações da Comunidade dos Países de Língua Portuguesa*, 2012, Lisboa. Proteção (2012b).
17. 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: *IX Latin American IRPA Regional Congress on Radiation Protection and Safety*, 2013, Rio de Janeiro. IRPA 2013, (2013b).
18. Gonzalez, R. C., Woods, R.E., *Digital Image Processing*, Editora Blucher, São Paulo (2000).
19. Kawrakow, I., Mainegra-Hing, E., Rogers, D. W. O., Tessier, F., Walters, B. R. B., *The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport*, 2013.