



Técnicas Monte Carlo para construção de imagem sintética da região trabecular do crânio de adultos

Allyne Loureiro Silva¹, José de Melo Lima Filho², José Wilson Vieira³, Fernando R. de A. Lima⁴

¹Graduanda em Tecnologia em Radiologia IFPE. Bolsista do CNPq. e-mail: lyne_loureiro@hotmail.com

²Doutorando em Tecnologias Energéticas Nucleares – IFPE/DEN. e-mail: josedemelo@gmail.com

³Doutor em Tecnologias Energéticas Nucleares – IFPE/UPE/DEN-UFPE. e-mail: jose.wilson59@uol.com.br

⁴Doutor em Energia Nuclear – CRCN-NE/CNEN. e-mail: falima@cnen.gov.br

Resumo: Diversas áreas da ciência e tecnologia utilizam técnicas Monte Carlo (MC) para modelar objetos reais. Pretendeu-se neste trabalho aplicar técnicas MC que possam gerar imagens tridimensionais (3D) sintetizadas no computador a partir de algoritmos binários, isto é, matrizes 3D contendo apenas dois espécimes, por exemplo, os valores numéricos 0 e 255. A construção de imagens sintéticas é importante para medicina e dosimetria, pois não são permitidas exposições de pacientes e/ou voluntários à radiação ionizante para estudo. Foram estudados e implementados algoritmos das distribuições uniforme, mínima e normal transladada para construção de sólidos binários. Neste artigo, pretendeu-se obter tais matrizes contendo alguma similaridade com as geometrias das trabéculas ósseas que tem em sua superfície o tecido ósseo mais radiosensível juntamente com a medula óssea vermelha. Para isto, foram adotados critérios de similaridade. São utilizadas imagens micro-CT de amostras de ossos reais para avaliar a dose absorvida nos tecidos ósseos de modelos antropomórficos de adultos. Os modelos computacionais de exposição (MCEs) mais atuais desenvolvidos pelo GPDC&SE (Grupo de pesquisa em dosimetria computacional e sistemas embarcados) usam o código Monte Carlo EGSnrc. As imagens micro-CT serviram de referência visual para escolha de algoritmos geradores de sólidos binários. O osso sintético foi construído nas dimensões 8 colunas \times 3 linhas \times 8 fatias ou seja, no formato de paralelepípedo com 192 voxels de acordo com a literatura mais atual e com percentual de 51,42 do osso do crânio definido de acordo com a ICRP 70 (*International Commission on Radiological Protection*). Adotou-se a visualização do bloco de imagens reais, das imagens sintéticas e o número total de voxels das células osteogênicas localizadas nas superfícies endosteas do osso trabecular (BSC) desses fantasmas como descritores de similaridade. O osso sintético obtido pela distribuição normal transladada é o mais similar ao osso real correspondente.

Palavras-chave: Algoritmos binários, Distribuição Normal Transladada, Imagens sintéticas, Modelo computacional de exposição, Técnicas Monte Carlo

1. INTRODUÇÃO

Um dos maiores desafios da dosimetria numérica é estimar a dose da radiação ionizante absorvida pelos tecidos moles do esqueleto dentro das cavidades do osso trabecular. Os tecidos moles do esqueleto radiosensíveis são formados pelas células hematopoéticas da medula óssea vermelha (RBM) e superfícies endosteas do ossotrabecular (BSC).

A maior dificuldade em avaliar a dose absorvida na RBM e nas BSC consiste em representar de modo realístico a complexa estrutura do osso trabecular.

O tecido ósseo esponjoso é povoado por trabéculas e tecido medular. Sabe-se que as dimensões das “cavernas” têm uma variação grande que vai de 50 micrômetros a 2000 micrômetros e que a distribuição delas varia com a região do osso e também com a idade. Como se vê há diversas variáveis (por exemplo, localização do osso e idade) a serem consideradas para se propor funções de distribuição que descrevam estes volumes.

O GPDC&SE tem desenvolvido MCEs baseados em fantasmas de voxels e no código Monte Carlo EGSnrc. Para estimar a energia depositada na RBM e nas BSC em um fantoma, o GPDC&SE tem usado um método baseado em imagens micro-CT [KRAMER, 2009] de cinco grupos de ossos

com diferentes percentuais de volume do osso trabecular que são: esterno, lombar, fêmur, pelve e crânio, construídos de acordo com a ICRP (*International Commission on Radiological Protection*) 70 [ICRP 70, 1995]. As imagens originais foram obtidas por micro-CT scanner de amostras de ossos de adultos e foram fornecidas por outros institutos de pesquisa. Esta é a maior dificuldade em reproduzir este método: além da necessidade de imagens de ossos de pessoas reais com resolução de micrômetros, a distribuição da medula óssea no corpo humano, de acordo a ICRP 70, varia muito com a idade.

Este artigo apresenta estudos realizados verificando a possibilidade da substituição das imagens micro-CT nos MCEs por imagens sintetizadas no computador, baseadas em amostragens Monte Carlo. Estas imagens sintéticas foram geradas de acordo com as percentagens de osso trabecular indicadas pela ICRP 70 para adultos. As imagens foram ajustadas para substituírem os blocos de micro-CT usadas em MCEs tradicionalmente desenvolvidos pelo GPDC&SE. Os blocos foram gerados inicialmente com as dimensões 162 colunas \times 62 linhas \times 162 fatias (em pixels), portanto maiores do que as dos blocos pretendidos, em seguida essas dimensões foram ajustadas para 160 colunas \times 60 linhas \times 160 fatias (em pixels), usando as funções densidade de probabilidade (fdp) uniforme, mínima e normal transladada para o osso trabecular do crânio.

Foram feitas comparações entre as imagens do osso real e dos ossos sintéticos levando em conta os aspectos visuais e também os volumes de BSC para apontar o conjunto de imagens mais apropriado para substituir as imagens de ossos reais.

2. MATERIAL E MÉTODOS

Algumas das etapas necessárias para a construção de imagens 3D no computador requereram o desenvolvimento de alguns programas computacionais. Isto foi feito no ambiente de desenvolvimento integrado do Microsoft Visual Studio 2010, como projeto *WPF Application* [XU 2009], que utiliza a linguagem C# em um ambiente de código e a linguagem de marcação XAML (eXtensible Application Markup Language) em um ambiente de design.

Foi utilizado para essa etapa do projeto o software fantasmas sintéticos em desenvolvimento pelos pesquisadores José Wilson Vieira e José de Melo Lima Filho (Fig 1).

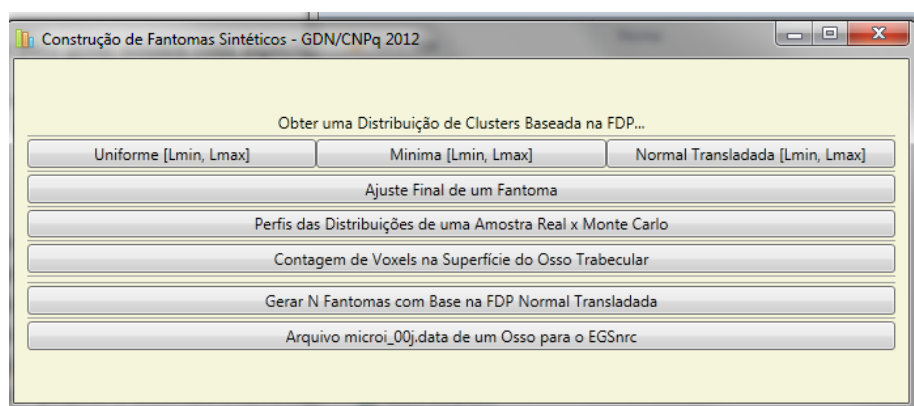


Figura1- Interface do software fantasmas sintéticos

Foram gerados três blocos de imagens sintéticas construídas e denominados OS_U, OS_M e OS_NT que são apresentados a seguir:

Osso Sintético_ fdp Uniforme: OS_U

Para obter as imagens sintéticas do osso trabecular, inicialmente utilizou-se a distribuição uniforme executada pela função *NextDouble* (implementada em C# na classe *System.Random* do Microsoft Visual Studio 2010) para gerar números aleatórios uniformes reais entre 0 e 1, resultando em um bloco tridimensional (3D), com 162 colunas \times 62 linhas \times 162 fatias (em pixels) contendo dois



números identificadores (IDs): um para representar o osso trabecular e o outro para representar o tecido mole. Nesta distribuição, os voxels receberam os IDs 0 (para medula) e 255 (para as trabéculas). No primeiro momento, o bloco foi criado e preenchido com 0's. Em seguida, foi sorteada uma quantidade de voxels de osso trabecular baseada em um percentual da quantidade necessária, informado pelo usuário. Estes voxels iniciais foram rotulados como sementes de uma estrutura 3D. Na sequência foi sorteada a quantidade restante de voxels necessária para atingir o percentual do osso crânio. Neste segundo passo, a regra fundamental foi: "o código só aceita voxels que já tenham pelo menos um vizinho com o ID 255". A intenção dessa regra foi criar agrupamentos ou clusters de voxels com ID 255 representativos do osso. Ao final as dimensões dos blocos foram ajustadas para 160 colunas \times 60 linhas \times 160 fatias (em pixels) de acordo com a região óssea em estudo.

Osso Sintético_fdp Mínima: OS_M

A construção do OS_M seguiu os passos do método anterior com a seguinte diferença: os tamanhos dos clusters que é o agrupamento de voxels nas três direções (coluna, linha e fatia) foram definidos via sorteios pela fdp mínima que estabelece para cada vetor de valores aleatórios no intervalo [xmin, xmax] onde xmin e xmax são fornecidos pelo usuário e indicam os tamanhos mínimo e máximo respectivamente, dos clusters do osso real (OS) em cada direção. A variável *dimensaoClusterAtual* recebe valores mínimos destes vetores. No estudo das distribuições dos tamanhos de clusters de ossos na amostra do osso real, nas três direções, foram observadas as maiores frequências de clusters de tamanhos pequenos. Isto justifica a pesquisa de blocos construídos a partir desta distribuição.

Osso Sintético_fdp Normal Transladada: OS_NT

É de conhecimento que as imagens são binárias e já existe uma classe que pode iniciar uma destas imagens com as dimensões fornecidas pelo usuário e com os elementos fixados para 0. Agora, são necessários métodos computacionais que transforme esta matriz 3D de 0's em uma coleção de valores 0 e 255 com atributos que resultem em alguma similaridade com a amostra de osso real do crânio disponível. O grupo de dosimetria numérica de Recife (GDN/CNPq) tem realizado alguns testes em busca destes métodos transformadores [LIMA FILHO et. al., 2011]. Neste trabalho, a pesquisa foi centrada em técnicas Monte Carlo que transformem uma fdp uniforme em uma fdp onde ocorra um máximo no seu domínio [KALOS & WHITLOCK, 1986]. Isto porque, como se pode ver na Figura 2(a), a distribuição de conjuntos de voxels (clusters) de osso ao longo de qualquer uma das três dimensões da amostra não é uniforme.

A fdp normal (ou gaussiana) padrão unidimensional [KALOS & WHITLOCK, 1986] é definida como:

$$f(z) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{1}{2}z^2}, \quad -\infty < z < \infty \quad (1)$$

Para criar uma lista com valores de z foi usado o método de Box-Muller Polar.

Do mesmo modo que a fdp uniforme já foi descartada apenas com argumentos visuais baseados nas imagens das Figuras 1(a), 1(c) e 1(d), pode-se novamente argumentar que as distribuições dos clusters de voxels ao longo das três direções do bloco de osso trabecular também não têm uma distribuição central tão simétrica como a gaussiana. É mais razoável investigar distribuições que possuam um máximo como a gaussiana, mas com parâmetros de controle para a posição deste máximo ao longo do domínio.

Em Johnson, (1949), demonstra-se que a fdp obtida pela modificação da normal,

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



pode ser amostrada pelo algoritmo

$$y = \frac{1}{1 + e^{\frac{z - \gamma}{\delta}}} \quad (3)$$

onde z é uma variável aleatória normal padrão, e γ (real) e δ (real positivo) são parâmetros que controlam o formato da curva $p(y)$ ao longo do seu domínio.

Critérios utilizados para comparação de resultados

As imagens sintéticas geradas por meio dos três métodos apresentados foram comparadas ao conjunto denominado OR (Osso Real), usando os seguintes critérios de descrição:

- O número total de voxels das BSC nos OR, OS_U, OS_M e OS_NT criados neste trabalho;
- A similaridade das imagens, ou seja, a análise subjetiva do grau de semelhança entre as imagens sintéticas e as imagens de ossos reais.

3.RESULTADOS E DISCUSSÃO

A Tabela 1 mostra os parâmetros usados nas construções dos blocos de ossos sintéticos realizadas neste trabalho. Todos os resultados foram obtidos nos computadores do Laboratório de Dosimetria Numérica do IFPE.

Tabela 1. Parâmetros usados nas construções dos blocos de ossos sintéticos.

PARÂMETRO	VALOR		
Parâmetros da fdp NT	Colunas: $\gamma=3,033$ $\delta=0,870$ Linhas: $\gamma=2,116$ $\delta=0,848$ Fatias: $\gamma=3,157$ $\delta=0,936$		
Nº de voxels por cluster	Colunas: min=1 max=159 Linhas: min=1 max=59 Fatias: min=1 max=158		
Dimensões (pixel) do fantoma de saída	Número Colunas: 160	Número Linhas: 60	Número Fatias: 160
Probabilidade de um cluster está ao longo da direção	x (colunas): 0,33	y (linhas): 0,34	z (fatias): 0,33
Percentuais	Osso trabecular real: 51,42	Sementes:10,00	Desvios: 20,00
Número	Mínimo de vizinhos (cluster)=1	Mínimo de vizinhos (voxels)=12	
Número de histórias	500.000		
Para Voxels de superfície	Nº voxels OR = 417917	Percentual de desvio=20,00	Nº fantasmas a gerar=1

Resultados dos números de voxels nas BSC dos ECMs

A Tabela 2 apresenta o número total de voxels nas BSC dos quatro Ossos. O osso sintético OS_NT é o que mais se aproxima do OR. Neste caso a distribuição espacial dos voxels de osso trabecular influi na contagem dos voxels de osso que tenham pelo menos uma face em contato com voxels de medula óssea.

Tabela 2: Erro relativo percentual do número de voxels na superfície do osso trabecular sintético.

Osso	Osso Real	OS_NT	OS_M	OS_U
Nº total de voxels das BSC	417917	451568	486513	327887
Erro (%)	0	8,05	16,41	21,54

Resultados baseados na visualização 3D

A Figura 2 mostra vistas 3D do OR e dos OS. Há um grau de similaridade subjetivo bastante razoável entre o OS_NT e o OR. As imagens dessa figura foram visualizadas pelo ImageJ [disponível em <http://rsb.info.nih.gov/ij>, 2007].

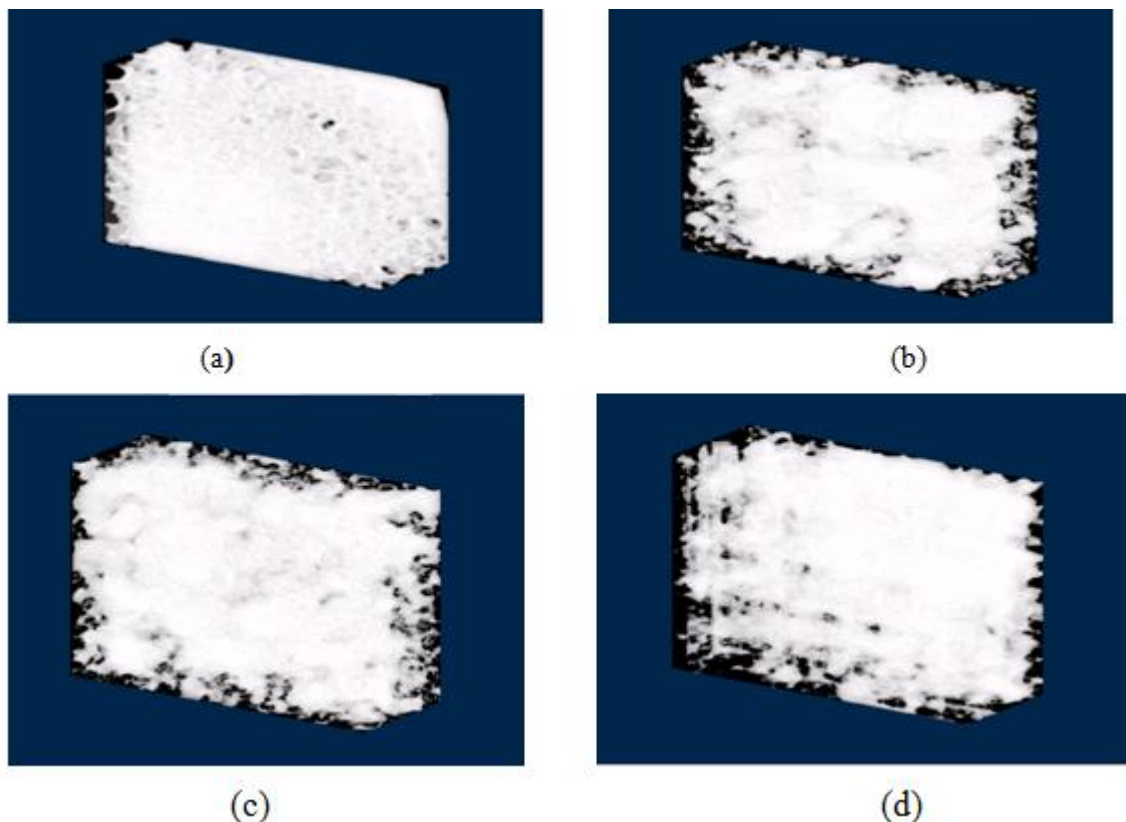


Figura 2. Imagens de osso trabecular do crânio. (a) OR (b) OS_NT (c) OS_M (d) OS_U.

4. CONCLUSÕES

Considerando os critérios de similaridade apresentados e discutidos, conclui-se que o OS_NT é um bom descritor da região do crânio. Na continuidade deste trabalho de pesquisa o método OS_NT será testado para outros percentuais de sementes, e a construção de osso trabecular sintético de outras regiões serão também estudadas.

AGRADECIMENTOS

Ao Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Pernambuco – IFPE pelo espaço para pesquisas, ao CNPq pelo apoio financeiro dado ao projeto, e ao Grupo de Dosimetria Numérica & Sistemas Embarcados – GPDC&SE pelo apoio nas pesquisas e realização do projeto.



REFERÊNCIAS

ICRP 70, **Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection: The Skeleton**, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford, 1995.

JOHNSON, N. L., **Systems of Frequency Curves Generated by Methods of Translation**, *Biometrika*, vol. 36, No. 1/2, 149-176, 1949.

KALOS, M. H. and WHITLOCK, P. A., **Monte Carlo Methods**, A Wiley-Interscience Publication, New York, 1986.

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), 5007-5016, 2009.

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, Brasil, October 24-28, 2011.

XU, J., **Practical WPF Charts and Graphics**, APRESS Copyrighted Material, USA, 2009.



VII CONNEPI
Congresso Norte Nordeste de Pesquisa e Inovação
PALMAS . TOCANTINS . 2012

19 a 21 de outubro - Ciência, tecnologia e inovação: ações sustentáveis para o desenvolvimento regional