

Proceeding Series of the Brazilian Society of Computational and Applied Mathematics

Uso de Técnicas Monte Carlo para Geração e Polimento de Imagens Ladrilhadas de Ossos Trabeculares

José Wilson Vieira¹

Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Pernambuco (IFPE)

Escola Politécnica de Pernambuco (POLI-UPE)

Pedro Henrique Avelino de Andrade²

Departamento de Energia Nuclear - Universidade Federal de Pernambuco (DEN-UFPE)

Alex Cristovão Holanda de Oliveira³

Departamento de Energia Nuclear - Universidade Federal de Pernambuco (DEN-UFPE)

Lindeval Fernandes de Lima⁴

Departamento de Matemática - Universidade Federal de Roraima (DMAT-UFRR)

Márcio Marques da Silva⁵

Departamento de Energia Nuclear - Universidade Federal de Pernambuco (DEN-UFPE)

Fernando Roberto de Andrade Lima⁶

Centro Regional de Ciências Nucleares do Nordeste (CRCN-NE)

Resumo. Um dos maiores desafios em dosimetria numérica é estimar a energia depositada nos tecidos radiosensíveis do esqueleto, as células hematopoéticas da medula óssea vermelha (MOV) e as células osteogênicas nas superfícies endosteas dos ossos (CSO). A maior dificuldade em avaliar a dose (energia / massa) na MOV e nas CSO consiste em modelar as trabéculas ósseas. Os grupos de pesquisa a que pertencem os autores têm utilizando técnicas Monte Carlo (MC) para produzir blocos de imagens trabeculares. Neste trabalho, a esponjosa da cúpula craniana do adulto masculino representado pelo fantoma MASH (Male Adult meSH) do DEN-UFPE foi cortada e reamostrada. Então, técnicas MC foram usadas para produzir as trabéculas da região. As imagens dos blocos produzidos foram justapostas para compor imagens com as mesmas dimensões das reamostrada do MASH, similar à junção de ladrilhos na composição de um piso. As junções entre os “ladrilhos” foram polidas com filtros de moda estatística. Por fim, foram utilizadas operações de lógica entre os pixels das imagens do MASH e as ladrilhadas para obter as imagens contendo o tecido trabecular separado do medular. Reamostrando todo o fantoma e trocando o seu tecido esponjoso por imagens como as produzidas para este trabalho, a dosimetria nos tecidos ósseos poderá ser realizada de modo similar à dos tecidos moles do corpo humano.

Palavras-chave. Métodos Monte Carlo, Reamostragem, Segmentação de Imagens, Operações de Lógica.

¹jose.wilson59@uol.com.br

²andrade.pha@gmail.com

³oliveira_ach@yahoo.com

⁴lindeval.ufrr@gmail.com

⁵smarciom@gmail.com

⁶falima@cnen.gov.br

1 Introdução

Os tecidos moles radiosensíveis do esqueleto são formados pelas células hematopoéticas da medula óssea vermelha (MOV) e pelas células osteogênicas localizadas nas superfícies endosteas do osso trabecular (CSO). A maior dificuldade em avaliar a dose absorvida (energia/massa do tecido) na MOV e nas CSO consiste em representar realisticamente a estrutura do osso trabecular. A Figura 1 mostra a distribuição de trabéculas ósseas de uma pilha de imagens micro-CT de um crânio de adulto [4]. Esta e todas as imagens 3D apresentadas neste trabalho foram produzidas no software livre Fiji. Amostras similares são usadas nos atuais modelos computacionais de exposição (MCEs) desenvolvidos pelo Grupo de Pesquisa em Dosimetria Numérica e pelo Grupo de Pesquisa em Dosimetria Computacional e Sistemas Embarcados (referenciados neste trabalho por GDN). Estes MCEs são compostos por fantasmas de voxels acoplados ao código Monte Carlo (MC) EGSnrc [3] e simulam o transporte de fótons e elétrons através da matéria, suas interações com os átomos desta e avaliam a energia depositada nos diversos sítios das trajetórias MC que as partículas descrevem até escaparem do fantoma ou sua energia atingir um valor de corte. Para estimar a energia depositada na MOV e nas CSO em um fantoma, o GDN tem usado um método baseado em imagens micro-CT [4]. Este método requer amostras de cinco grupos de ossos: costelas (incluindo as clavículas e o esterno), espinha, ossos longos, pelve e crânio.

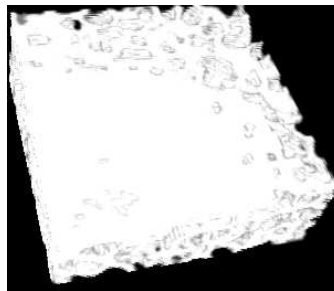


Figura 1: Vista 3D da distribuição de trabéculas ósseas em uma amostra de crânio.

Este era um problema uma vez que não se irradia um ser humano sem uma justificativa. Para contorná-lo, foi desenvolvido um algoritmo gerador de imagens sintéticas de ossos trabeculares [6]. Neste trabalho, as imagens foram produzidas por técnicas MC não paramétricas baseadas nas frequências de tamanhos de clusters de voxels trabeculares (FV) ao longo das três direções da amostra de crânio disponível (aqui referenciadas por Osso Real (OR)) e ajustadas utilizando-se técnicas de polimento de imagens 3D [5].

As funções desenvolvidas anteriormente [6] foram atualizadas para o trabalho e técnicas de polimento de rejuntas, usando filtros 3D de funções estatísticas, foram implementadas nos softwares MonteCarlo e/ou DIP (Digital Image Processing), desenvolvidos pelo GDN e disponíveis em www.dosimetrianumerica.org/software/. O objetivo de organizar estas ferramentas foi demonstrar ser possível separar uma região de tecido esponjoso em tecido trabecular e medular sem a necessidade de usar imagens humanas reais. Segmentação similar pode ser realizada em todo o tecido esponjoso de um fantoma de voxels. Então, o

fantoma conterá todos os tecidos radiosensíveis para realizar avaliações dosimétricas sem a necessidade do método adicional das micro-CT.

2 Construção de Imagens Sintéticas de Ossos Trabeculares

Com base nas ferramentas computacionais desenvolvidas e/ou atualizadas nos softwares DIP e MonteCarlo, são apresentados de forma condensada a seguir os materiais e métodos bem como os resultados deste trabalho.

2.1 Materiais Disponíveis

Todas as implementações computacionais foram realizadas no Laboratório de Dosimetria Numérica do IFPE Campus Recife, em computadores cujas principais características são: processador Intel Core i7 X990 @ 3,47GHz, RAM de 24 GB e sistema operacional Windows 7 Ultimate de 64 bits. Nestas máquinas foram instalados o Fiji, o DIP [5] e o MonteCarlo, os principais softwares utilizados. Foi usado o MASH.dat (MAle meSH, disponível em <http://www.caldose.org/> no formato RAW). Nos softwares do GDN, um fantoma é lido, editado e salvo como arquivo SGI (Simulações Gráficas Interativas. O SGI contém um cabeçalho com as dimensões do fantoma seguido dos dados RAW). O MASH.dat foi convertido em MASH_478C_258L_1462F.sgi.

Seguem os passos para construção da esponjosa segmentada da calota craniana do MASH.

2.2 Construção de um Fantoma Sintético de Osso Trabecular por Técnicas Monte Carlo

Para cortar a região de esponjosa do crânio, com identificador (id) igual a 132, foi usada uma ferramenta de *Cortes* no menu *Fundamentos* do software DIP. Com o ponto 3D e as dimensões obtidos, foi usado o item de menu *Cortes* → *Volume de uma Pilha de Imagens* para cortar o paralelepípedo contendo o tecido esponjoso do MASH. O resultado foi salvo do arquivo Cranio_E_104C_139L_135F.sgi. Para trocar todos os ids diferentes de 132 por 0 foi usado o caminho *Trocas* → *Em uma Pilha SGI de Imagens* → *Trocar* → *Troca Todos os Ids por um IdNovo Exceto uma Lista de Ids Fornecida*.

Este arquivo corresponde a um fantoma com 104 colunas, 139 linhas e 135 fatias, com voxel cúbico de aresta 1200 μm [4]. Para reamostrar este fantoma de tal modo que cada aresta do seu voxel passe a ter 60 μm , cada aresta de entrada deve ser multiplicada por um fator 20(1200/60), isto é, o fantoma reamostrado deve ser 8000 vezes maior do que o de entrada. Como o computador referenciado não carregaria tal fantoma, foi utilizado o caminho *Cortes* → *N Volumes de uma Pilha de Imagens no Sentido Axial*, para dividir o arquivo em 20 partes. A primeira foi nomeada como CalotaE_104C_139L_007F.sgi e representa a parte esponjosa da calota craniana do MASH não segmentada e não reamostrada.

Usando o caminho *Reamostragens* → *Mantendo o Id do Pixel (Voxel) de Entrada* → *Volumares sem Deformação: SGI* → *SGI*, o arquivo foi reamostrado multiplicando as dimensões de entrada por 20. Foi obtido o arquivo CalotaE_2080C_2780L_140F.sgi.

Na sequência, o software MonteCarlo passou a ser usado para separar os tecidos esponjosos. Então, foi produzida uma amostra sintética cúbica com aresta de 160 pixels e características similares (percentuais de voxels trabeculares e de superfície, além do aspecto 3D) à amostra OR. Para este fim, foi utilizada a funcionalidade implementada no MonteCarlo [6]. O usuário deve carregar a amostra OR, selecionar o tipo de osso e o método MC. Alternativamente, pode carregar, se existir, um arquivo de texto com dados sobre o osso.

O método FV foi desenvolvido por Vieira e colaboradores [6] com o objetivo de, nos MCEs, substituir imagens micro-CT advindas de amostras OR por imagens sintéticas. O método não é paramétrico e precisa apenas de um GNA reais e uniformes, no intervalo $[0, 1)$, e de uma coleção de pontos representativos do perfil da distribuição dos tamanhos de clusters (x) em função da frequência (y) com que aparecem em uma dada direção da amostra. Usando a função nativa *System.Random.NextDouble* é possível obter amostras transformadas y , desde que a expressão $y = y(x)$ possa ser escrita. Obtendo $y = y(x)$, geralmente, com dependência de parâmetros, usa-se a inversão generalizada [2] para trocar x por y na relação entre a função de distribuição acumulada (FDA) do problema e a FDA uniforme, $F(y) = x$. Quando não é possível obter $y = y(x)$, sempre se pode usar uma abordagem não paramétrica para obter amostras de y . A técnica FV implementada no MonteCarlo utiliza as coleções de N pontos (Tamanho de Clusters, Frequência de Ocorrências) obtidas das amostras de ossos fornecidas na entrada, para calcular valores da FDA, $F(y)$. A Tabela 1 mostra, parcialmente, valores obtidos para a amostra OR, quando a contagem é feita na direção das colunas.

Tabela 1: Valores da FDA para a direção das colunas da amostra OR.

y	1	2	3	4	5	...	159
$F(y)$	0,0150	0,0442	0,0727	0,1848	0,3436	...	1,0000

Sorteando um $x = F(y)$ em $[0, 1]$, localiza-se o intervalo $[F(y_n), F(y_{n+1})]$ que o contém e os extremos y_n e y_{n+1} para, então, obter o y amostrado, usando,

$$y = \frac{y_{n+1} - y_n}{F(y_{n+1}) - F(y_n)} [x - F(y_n)] + y_n. \quad (1)$$

Por exemplo, se $x = 0,3378$ for sorteado, obtém-se $y = 5$ (destaque na Tabela 1). Este é o tamanho do cluster sorteado na direção das colunas.

Após a seleção da opção Crânio e da escolha do método FV, o software MonteCarlo mostra uma janela onde há diversas variáveis com valores baseados na amostra OR e em outras simulações já realizadas [6]. Aceitando estes valores (neste trabalho, apenas o número de voxels de superfície e o valor máximo de voxels em clusters na direção das linhas foram ajustados, um em função do percentual de voxels CSO na amostra OR (27,21%) e o outro usando a razão entre os volumes de saída e entrada), 10 blocos cúbicos foram obtidos. Para escolher o melhor, além do aspecto 3D, foram usadas informações salvas em um arquivo de texto. A imagem à esquerda na Figura 2 corresponde à vista 3D do bloco selecionado, renomeado para *Cranio_MC_FV_160.sgi*.

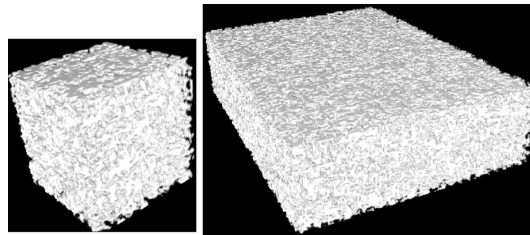


Figura 2: Vistas 3D da amostra de entrada e de um dos blocos de saída.

Este arquivo foi usado para gerar 25 blocos com dimensões (416, 556, 140). A imagem à direita na Figura 2 corresponde a um deles. Então, foi executada a seguinte técnica de ladrilhamento: No i -ésimo ciclo de um laço, uma lista de 25 imagens foi criada e preenchida com as fatias da i -ésima posição nos blocos. Esta lista foi usada para preencher um objeto `System.Drawing.Bitmap` com 2080 colunas e 2780 linhas, que foi salvo como imagem JPEG. Aqui, a atividade do DIP é similar a de um pedreiro que, tendo organizado 25 caixas de ladrilhos em uma matriz 5×5 , construiu o i -ésimo piso justapondo os i -ésimos ladrilhos de cada caixa. As 140 imagens foram salvas com os nomes `Calota_FV_i.jpg`, com $i = 1, 2, \dots, 140$.

Algumas técnicas de filtragem usando funções estatísticas [1] foram usadas para minimizar problemas como as junções e as pequenas regiões soltas nas imagens ladrilhadas. A técnica baseada na moda em um filtro com volume $3 \times 3 \times 3$ foi aplicada sobre a coleção de imagens obtida e as imagens resultantes foram salvas com os nomes `CalotaModa_FV_i.jpg`, $i = 1, 2, \dots, 140$. A Figura 3 mostra as regiões da junção entre os dois primeiros “ladrilhos” da primeira linha e os dois da segunda, cortadas das imagens `Calota_FV_070.jpg` e `CalotaModa_FV_070.jpg`. Pode-se ver que o polimento com o filtro de moda 3D foi eficiente.

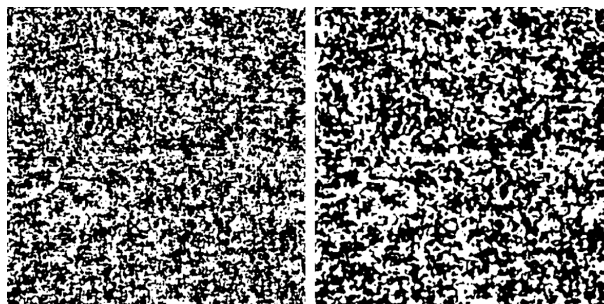


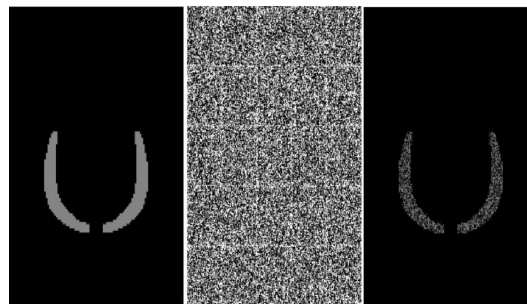
Figura 3: Cortes numa região de junções de imagens ladrilhadas, sem (esquerda) e com (direita) polimento.

Para realizar a separação da esponjosa na amostra cortada e reamostrada, foi utilizada uma operação de lógica que lê, em um laço externo, as 140 imagens do MASH e as correspondentes FV, e cria uma imagem de saída preenchida, inicialmente, com 0. Em um laço duplo interno, são lidos o `id_MASH` (0 ou 132) e o `id_FV` (0 ou 255). O valor do

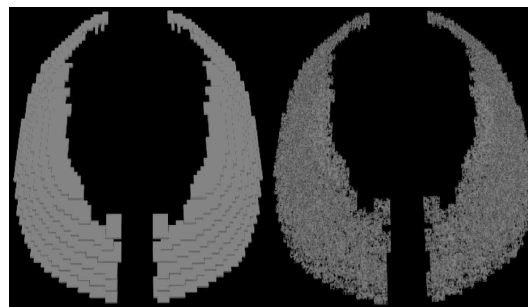
respectivo id de saída pode ser:

$$id = \begin{cases} 132 & \text{se } id_MASH = 132 \text{ e } id_FV = 255 \\ 3 & \text{se } id_MASH = 132 \text{ e } id_FV = 0 \\ 0 & \text{caso contrário} \end{cases}$$

O resultado foram 140 imagens JPEG 2080×2780 contendo 0 para representar o fundo, 3 para medula óssea e 132 para osso trabecular. A Figura 4(a) mostra as imagens de rótulo 70 das coleções produzidas. A Figura 4(b) mostra vistas 3D da esponjosa antes e após a segmentação.



(a)



(b)

Figura 4: (a) Imagens 70 das coleções da esponjosa craniana produzidas. (b) Vistas 3D da calota craniana antes e após a segmentação.

3 Conclusões

Diversas funcionalidades foram adicionadas aos softwares DIP e MonteCarlo para realização deste trabalho. O caráter geral das novas ferramentas computacionais desenvolvidas permite sua utilização para construções de fantasmas sintéticos como o da Figura 4(b). Como se vê nesta e na Figura 4(a), o método MC, as técnicas de polimento de imagens ladrilhadas e as operações de lógica utilizados se mostraram eficientes na criação de “cavernas do osso” como as das imagens micro-CT disponíveis. As informações contidas nestes fantasmas sintéticos vão ser utilizadas pelo GDN em novos MCEs em fase de

desenvolvimento. Sem dúvida, a segmentação de regiões de estruturas tão complicadas como as trabéculas ósseas adicionará novos paradigmas ao campo da dosimetria numérica das radiações ionizantes. As informações detalhadas sobre a geometria deste tecido, sintetizadas nas imagens do mesmo modo que os demais órgãos e tecidos moles do corpo humano, permitirão a simulação do transporte da radiação, sua interação com o meio e avaliação da energia depositada na MOV e nas CSO com um grau de realismo e precisão ainda não experimentados pelos dosimetristas. O custo computacional decorrente também será de grandes proporções. Contudo, o Laboratório de Dosimetria Numérica do IFPE Campus Recife está se equipando com computadores de alto desempenho e os membros do GDN estudam programação paralela em CPU (Central Processing Unit) e GPU (Graphics Processing Unit) para viabilizar as tarefas citadas.

Agradecimentos

Os autores agradecem ao DEN-UFPE pela disponibilização do fantoma de voxels MASH, à FACEPE, ao IFPE e ao CNPq pela ajuda financeira.

Referências

- [1] R. C. Gonzalez and R. E. Woods, *Digital Image Processing*, 2nd edition, Prentice Hall, 2002.
- [2] M. H. Kalos and P. A. Whitlock, *Monte Carlo Methods*, Wiley-Interscience Publication, New York, 1986.
- [3] I. Kawrakow, E. Mainegra-Hing, D. W. O. Rogers, F. Tessier, B. R. B. Walters, The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport, *NRCC Report PIRS-701*, National Research Council of Canada, Ottawa, Canada, 2013.
- [4] R. Kramer, H. J. Khoury, J. W. Vieira, K. A. Robson Brown, 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*, 36 (11), 5007-5016, 2009.
- [5] J. W. Vieira and F. R. A. Lima, A Software to Digital Image Processing to be Used in the Voxel Phantom Development, *Cellular and Molecular Biology*, 55, 16-22, 2009.
- [6] J. W. Vieira, V. Leal Neto, J. M. Lima Filho, J. R. S. Cavalcanti e F. R. A. Lima, Desenvolvimento de um Método Monte Carlo não Paramétrico para Gerar Imagens Sintéticas de Ossos Trabeculares, *IX Latin American IRPA Regional Congress on Radiation Protection and Safety - IRPA 2013*, Sociedade Brasileira de Proteção Radiológica - SBPR, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, de 15 a 19 de abril, 2013.