

Um Algoritmo para Segmentação de Imagens Micro-CT de Tecidos Ósseos Esponjosos Usados em Modelos Computacionais de Exposição às Radiações Ionizantes

José W. Vieira¹

IFPE, Recife, PE

UPE, Recife, PE

Larissa C. S. Santos² Antônio C. D. Antonino³

UFPE, Recife, PE

Fernando R. A. Lima⁴

CRCN-NE, Recife, PE

UFPE, Recife, PE

Resumo. Um desafio da dosimetria numérica é estimar a energia depositada nos tecidos moles ósseos, formados pelas células hematopoéticas da RBM (*Red Bone Marrow*) e pelas células osteogênicas das superfícies endosteas trabeculares (*Bone Surface Cells, BSC*). Desde 2006, os autores participam de publicações sobre dosimetria baseadas em técnicas Monte Carlo (MC) de transporte da radiação através de voxels esponjosos obtidos de imagens micro-CT de cinco regiões do esqueleto adulto: crânio, espinha, esterno, pélvis e fêmur. As trabéculas de adultos têm dimensões lineares da ordem de $0,1\text{ mm}$ enquanto os simuladores antropomórficos (fantomas) utilizados em dosimetria são, tipicamente, constituídos de voxels cúbicos com aresta da ordem de 1 mm . Por isso o método micro-CT implementado nos Modelos Computacionais de Exposição (MCEs) dos autores utiliza amostras esponjosas para, em tempo de execução, avaliar se uma deposição de energia ocorreu na trabécula ou no tecido medular. Neste artigo é apresentado um algoritmo para transformar uma pilha micro-CT do crânio de um adulto na amostra esponjosa. As imagens disponíveis foram submetidas a técnicas de processamento para diminuir ruídos, cortar, corrigir curvatura 3D, rotacionar, aumentar contraste, polir, juntar e segmentar, com base na fração do volume trabecular, a amostra desejada. Usando como descritores de similaridade os erros relativos entre as contagens de voxels nas superfícies e nos volumes, e o coeficiente de correlação linear entre as contagens de voxels por fatia nas amostras, o algoritmo foi validado.

Palavras-chave. Processamento de imagens, Dosimetria, Monte Carlo, Modelos computacionais de exposição, Tecido esponjoso, Micro-CT.

1 Introdução

A radiosensibilidade óssea está nas células hematopoéticas da RBM e nas osteogênicas das superfícies endosteas das trabéculas (BSC). Suas doses são avaliadas usando o método das micro-CT [5] [4], baseado em imagens com voxels cúbicos com $60\text{ }\mu\text{m}$ de aresta, de onde foram retiradas as amostras com 160 colunas, 60 linhas e 160 fatias exibidas na Figura 1. A Tabela 1 mostra

¹jose.wilson@recife.ifpe.edu.br

²larissa.css@outlook.com

³antonio.antonino@ufpe.br

⁴fernando.ralima@ufpe.br

percentuais do volume de osso trabecular obtidos em três fontes. As arestas de voxels dos fantasmas do GDN [2]⁵ têm 1200 μm o que inviabiliza uma aplicação direta das simulações MC em tecidos moles aos tecidos ósseos. Desde que apresentado e validado o método das micro-CT faz parte dos MCEs desenvolvidos pelo GDN. A coleção de amostras da coluna 3 da Tabela 1 foi usada pelo grupo até 2017, quando foi substituída pela coleção equivalente da coluna 4.

Neste artigo, um algoritmo é apresentado para retirar, de uma pilha de imagens micro-CT, a amostra a fazer parte das simulações com MCEs. Usando como descritores de similaridade os erros relativos entre as contagens de voxels nas superfícies e nos volumes, e o coeficiente de correlação linear entre as contagens de voxels por fatia nas amostras, o algoritmo foi validado e implementado para uso nos aplicativos *in-house* do GDN.

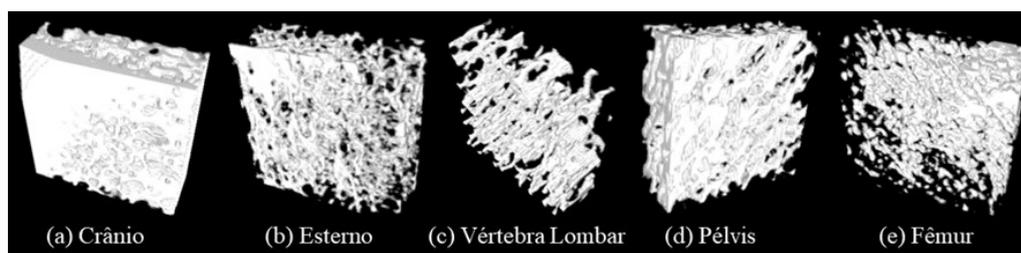


Figura 1: Vistas das amostras de ossos trabeculares de [4]. Fonte: [4].

Tabela 1: Percentuais de ossos trabeculares em adultos. Fonte: [6] [4] [7].

REGIÃO ÓSSEA	% DE OSSO TRABECULAR		
	ICRP 70	KRAMER et al., 2012	VIEIRA, 2017
Crânio	55,4	51,4	51,6
Espinha	11,9	11,3	11,3
Costela/Esterno	10,4	11,4	11,4
Pélvis	19,9	21,2	21,2
Fêmur	14,8	15,2	15,2

2 Metodologia e Resultados

2.1 Materiais

Foram usados os aplicativos Fiji/ImageJ, Paint, DIP, Geany, Visual Studio Community e o Office 365, instalados nos computadores do Laboratório Multiusuário de Dosimetria Numérica (LDN), Centro de Pesquisa, Campus Recife do IFPE, a maioria com o Windows 11 Pro de 64 bits, processador baseado em x64, Intel(R) Xeon(R) CPU E5-2670 v3 @ 2.30GHz 2.30 GHz e 32 GB de RAM. Dos dados de 2012, foi escolhida uma sequência de 162 imagens quadradas de crânio com aresta de 388 pixels.

A Tabela 2 contém os caminhos no DIP [8] para as ferramentas que transformam imagens micro-CT em amostra de esponjosa. Foram implementadas usando técnicas de processamento [3]. Quase sempre o usuário, clicando em menus e itens, deve localizar algum arquivo de entrada no

⁵GDN é a sigla que os autores têm usado para se referirem ao Grupo de Pesquisa em Dosimetria Numérica (CRCN-NE) ou ao Grupo de Pesquisa em Dosimetria Computacional e Sistemas Embarcados (IFPE).

computador, preencher células de uma planilha (ou caixas de texto) com informações, digitar um nome para o arquivo de saída e clicar em um botão para executar a tarefa. Os caminhos são referenciados no texto subsequente pelos rótulos da Tabela 2. O GDN utiliza a extensão SGI (Simulações Gráficas Interativas) em arquivos binários que armazenam uma pilha de imagens de modo similar ao tipo popular RAW. A diferença é que o SGI contém um cabeçalho de 12 bytes reservado para armazenar os valores das dimensões do paralelepípedo que envolve o fantoma. Isto facilita a manipulação destes arquivos no DIP.

Tabela 2: Caminhos de acesso às ferramentas do aplicativo DIP usadas no artigo. Fonte: dos autores.

CAMINHO	RÓTULO
Fundamentos → Conversões → Coleções de Imagens 2D → N Imagens de Mesma Dimensão em uma Pilha SGI...	01
Fundamentos → Conversões → Coleções de Imagens 2D → Uma Pilha SGI em um Arquivo de Texto microIx.data de Osso Trabecular Lido no MCEs do EGSnrc...	02
Fundamentos → Cortes → Volume de uma Pilha SGI de Imagens → Obtendo o Volume Automaticamente para SGIs com Fundo 0 → Salvando o Máximo Volume Cortado...	03
Fundamentos → Cortes → Volume de uma Pilha SGI de Imagens → Digitando Localização e Dimensões do Volume → Salvando Apenas o Volume Cortado...	04
Fundamentos → Trocas → Em uma Pilha SGI de Imagens → Trocar → Troca um Intervalo de Ids por um Único Id...	05
Fundamentos → Rotações → Ortogonais de uma Pilha SGI...	06
Fundamentos → Contagens → Contagem Voxels → Conta Voxels em um FANTOMA.SGI...	07
Fundamentos → Contagens → Outras Contagens → Conta de Voxels de Trabécula na Superfície de uma Pilha SGI de Osso Esponjoso...	08
Fundamentos → Contagens → Outras Contagens → Conta Voxels de um ID por Fatia em uma Pilha SGI...	09
Domínio Espacial → Transformações de Tons de Cinza → Uma Pilha SGI de Imagens → Linear 3D [0, 255]...	10
Domínio Espacial → Transformações de Tons de Cinza → Uma Pilha SGI de Imagens → Três Funções Lineares...	11
Domínio Espacial → Filtros Não-Lineares → Mediana → Uma Pilha SGI de Imagens...	12
Segmentações → Limiar → Uma Pilha SGI de Imagens → Usando o Percentual Desejado para a Espécie Segmentada com 255 na Pilha SGI...	13
Estudos → Construção de Fantomas → Manipulações em FANTOMAs.SGI → Ajustes Determinísticos → Eliminar Curvas nas Fatias de uma Pilha SGI com Fundo 0...	14
Estudos → Microdosimetria Óssea → Obter um Fantoma com % de Osso Trabecular Definido....	15
Estudos → Microdosimetria Óssea → Usar um Bloco de Entrada SGI como 8° Octante do Bloco de Saída...	16

2.2 Algoritmo para Obtenção de Amostras Esponjosas

PASSO 1: EMPILHAR IMAGENS E DIMINUIR RUÍDOS

Foi usado o caminho 01 para empilhar as 162 imagens selecionadas. A pilha de saída foi salva como C01.sgi (a extensão é omitida na sequência do texto) e exibida na Figura 2a. O caminho 12

foi usado para diminuir ruídos com o filtro da mediana. O arquivo C01 foi carregado e usadas as dimensões padrões da máscara, $3 \times 3 \times 3$, e 10 filtragens para obter a saída, salva como C01mdn, e exibida na Figura 2b.

PASSO 2: CORTAR, AUMENTAR CONTRASTE, PLANIFICAR E APAGAR

Usando o caminho 03, foi cortado de C01mdn o máximo volume com tons de cinza (nct) não-nulos, salvo como C02. Através do caminho 04, passando a localização $(x, y, z) = (25, 25, 0)$ e as dimensões $(\Delta x, \Delta y, \Delta z) = (230, 150, 162)$ para o DIP, a pilha C03 foi cortada (Figura 3a). Como a aparência de C03 indicava baixo contraste, foi usado o caminho 07 para obter sua tabela de frequências, limitada por $(nct_i, f_i) = (0, 15366)$ e $(nct_f, f_f) = (124, 630)$. Então, foi usado o caminho 10 para uma transformação linear. A saída foi salva como C03lin (Figura 3b). O caminho 14 foi usado para eliminar a curvatura natural do crânio. O algoritmo implementado no DIP usa as distâncias da face xz com $y = 0$ ao primeiro voxel com $nct \neq 0$ para deslocar todos os voxels. O que se vê na Figura 3b é a face xz em $y = y_{max}$, que é menos encurvada do que a em $y = 0$. Usando o caminho 06, a pilha C03lin foi girada de 180° em torno de z , resultando em C03rotz, que foi a entrada para a planificação. A saída foi salva como C03pla (Figura 3c). Três funções lineares acopladas por dois pontos foram usadas para aumentar o contraste e saturar a porção cortical. Usando o caminho 11, com $(r_1, s_1) = (1, 200)$ e $(r_2, s_2) = (0, 255)$, C03pla foi carregada e o resultado salvo como C033fl (Figura 3d). Com o caminho 05, $200 \leq nct \leq 255$ foi trocado por 0 e o resultado salvo como C03esp (Figura 3e). Uma filtragem com mediana resultou em C03mdn (Figura 3f).

PASSO 3: JUSTAPOR OCTANTES

Um corte com $(20, 25, 61)$ e $(160, 100, 100)$ em C03mdn, resultou na C04 (Figura 4a), usada como 8° octante de uma pilha construída por justaposição. Nos planos coordenados da Figura 4b [1], o 8° octante deve ter as faces frontal, superior e lateral direita contendo apenas osso esponjoso para encaixar em suas cópias, apropriadamente rotacionadas para os outros octantes. Aplicando rotações de 180° em torno de x e de 180° em torno de z , C04 foi reposicionada, obtendo-se C04rotxz. Esta foi carregada no DIP, através do caminho 16, e o resultado foi salvo como C05. Na sequência foram realizados polimento com a mediana (C05mdn) e novo aumento linear de contraste (C05lin). Algumas pilhas deste passo são exibidas na Figura 4.

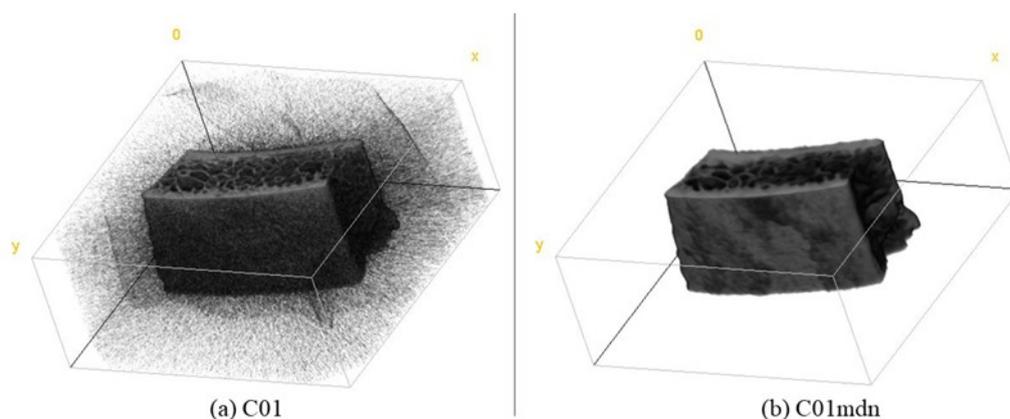


Figura 2: Empilhando as imagens originais e diminuindo ruídos. Fonte: dos autores.

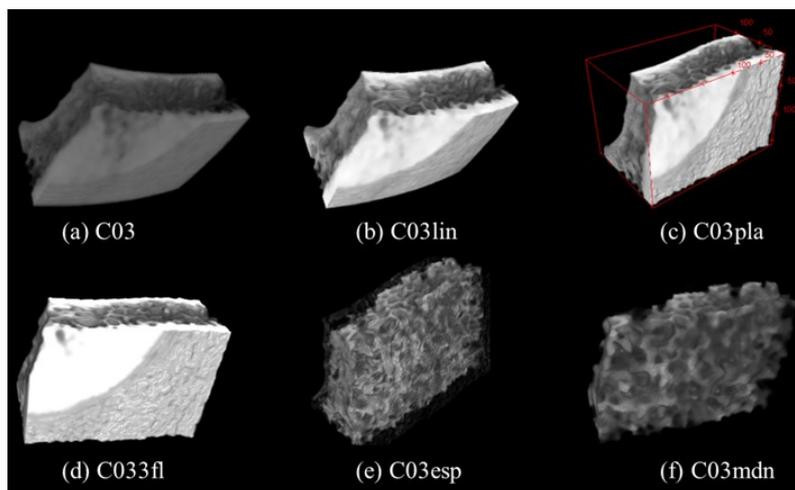


Figura 3: Cortando, aumentando contraste, planificando e apagando osso cortical. Fonte: dos autores.

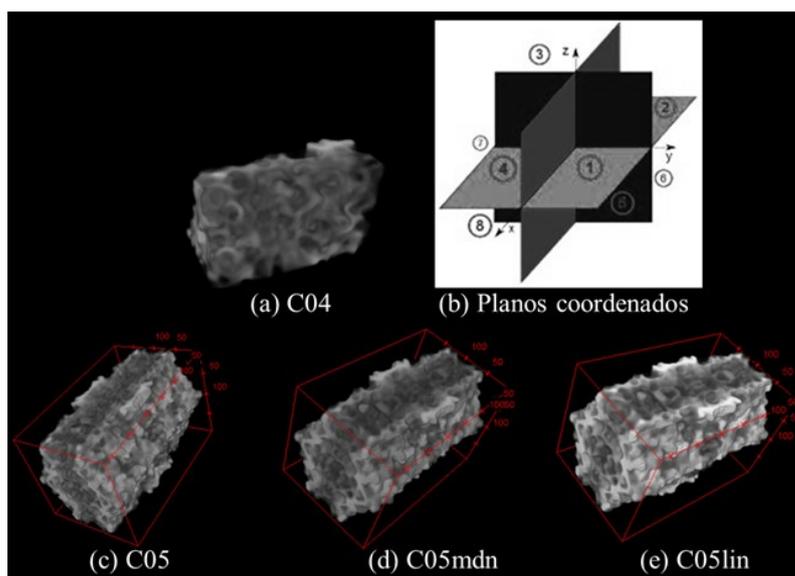


Figura 4: Justapondo octantes, polindo e aumentando contraste. Fonte: dos autores.

4: CORTAR, SEGMENTAR E PROCURAR A AMOSTRA DESEJADA

Em C05lin, um corte com (50, 55, 10) e (220, 90, 180) resultou em C06 (Figura 5a), que, segmentada usando o caminho 13, produziu C06seg (Figura 5b). O percentual informado foi 55% e o obtido 54,54%. Usando o caminho 15, C06seg foi carregada com dimensões da pilha desejada na saída, (160, 60, 160); *nct* do osso, 255; percentual, $p = 51,4$; desvio do percentual, $\delta = 0,6$. Foi obtida uma pilha com 51,69% de osso trabecular, salva como micro55x (nome usado por [4]) e exibida na Figura 5c.

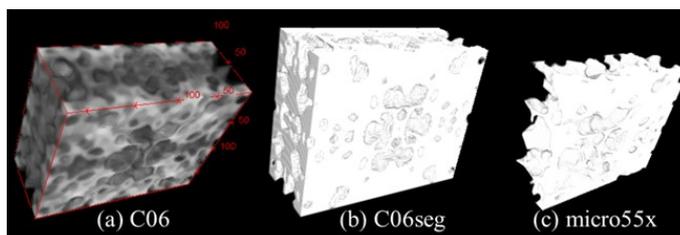


Figura 5: Cortando, segmentando e procurando a amostra desejada. Fonte: dos autores.

PASSO 5: OBTER O ERRO RELATIVO ENTRE CONTAGENS SUPERFICIAIS E A CORRELAÇÃO ENTRE AS CONTAGENS DE VOXELS POR FATIA

Para obter as contagens de voxels superficiais nas pilhas micro55x12 e micro55x, foi usado o caminho 08. Os resultados mostrados em uma janela no final das contagens foram 54723 para a pilha micro55x12 e 45048 para a micro55x. O erro relativo percentual correspondente foi de 17,7%. Os 9675 voxels de superfície a mais que a amostra de 2012 possui são de osso cortical como é notório na vista da Figura 1a. Para obter contagens de voxels por fatia, foi usado o caminho 09. Carregando os arquivos de texto dos resultados em uma planilha do EXCEL, obteve-se o gráfico de dispersão das contagens acumuladas mostrado na Figura 6. Das informações colocadas na área do gráfico vê-se que $R = \sqrt{0,9957} = 0,998$, isto é, a função entre as contagens acumuladas da amostra deste artigo (y) e as da amostra de 2012 (x) é, praticamente, $y = x$.

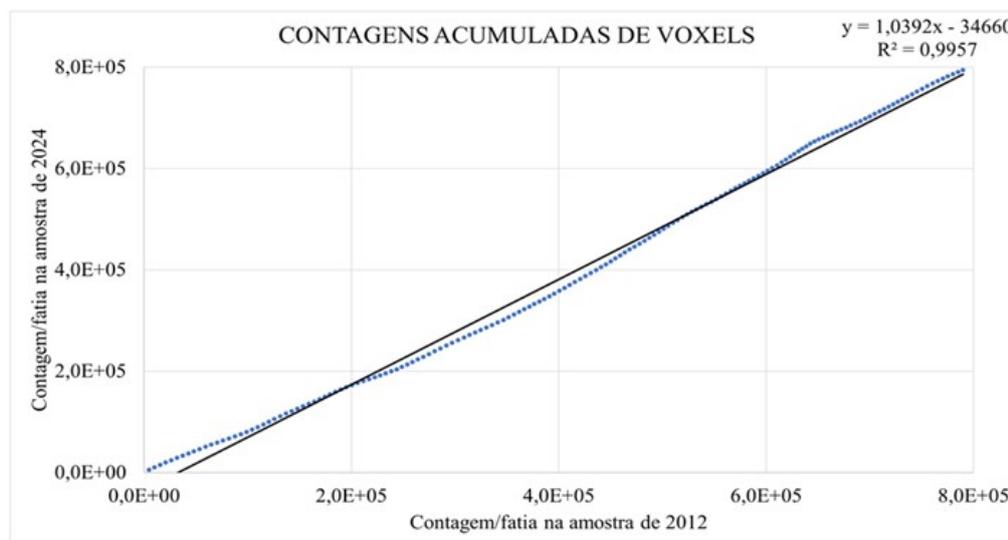


Figura 6: Correlação entre contagens de voxels da pilha micro55x e da micro55x12. Fonte: dos autores.

PASSO 6: CONVERTER ARQUIVO BINÁRIO EM ARQUIVO DE TEXTO

Validada a amostra contida no arquivo binário micro55x.sgi pelo erro relativo e pelo coeficiente de correlação linear, usando o caminho 02 ela foi convertida no arquivo de texto micro55x.data para ser incorporado a MCEs. Os voxels medulares, com $nct = 0$ no SGI, são trocados por 1 no DATA; e os das trabéculas, 255, por 2.

3 Conclusões e Perspectivas

Neste artigo foi desenvolvido um algoritmo que tem como entrada imagens micro-CT do tecido esponjoso de humanos e saída uma amostra da esponjosa segmentada em trabéculas e tecido medular. Uma amostra de crânio, cortada de imagens disponíveis, foi usada para ilustrar os passos empreendidos. Foi constatado que na amostra de 2012 havia voxels de osso cortical contados como trabecular. O algoritmo apresentado corrigiu o problema cortando uma amostra menor, porém contendo apenas esponjosa, que serviu como octante de um bloco montado por justaposição de cópias rotacionadas apropriadamente, de onde se retirou a amostra com as dimensões requeridas. Na sequência, o algoritmo será usado para obter, a partir das imagens micro-CT de 2012, amostras de esponjosa do esterno, da espinha, do fêmur e da pélvis. Será montando um MCE para análise das alterações dosimétricas causadas pela nova coleção de esponjosas. Será escolhida uma simulação de dosimetria interna ou externa com campo de corpo inteiro, envolvendo fonte emissora de fótons e/ou elétrons. Em um momento posterior o GDN planeja ainda dois estudos sobre o tema: um utilizando amostras de ossos de brasileiros com o método das micro-CT como estabelecido; e outro para investigar o uso de amostras de outras regiões ósseas que contenham esponjosa.

Agradecimentos

Os autores agradecem às suas instituições, à FACEPE e ao CNPq pelo suporte.

Referências

- [1] I. Camargo e P. Boulous. **Geometria Analítica: Um Tratamento Vetorial**. 3a. ed. Brasil: Pearson Universidades, 2004. ISBN: 8587918915.
- [2] GDN. **Grupo de Dosimetria Numérica**. Online. Acessado em Jan. 2024, <http://dosimetrianumerica.org>.
- [3] R. C. Gonzalez e R. E. Woods. **Processamento Digital de Imagens**. 3a. ed. São Paulo: Pearson Universidadesl, 2010. ISBN: 8576054019.
- [4] R. Kramer, V. F Cassola, J. W. Vieira, H. J. Khoury, C. A. B. O. Lira e K. A. R. Brown. “Skeletal Dosimetry Based on μ CT Images of Trabecular Bone: Update and Comparisons”. Em: **Phys. Med. Biol.** 57 (2012), pp. 3995–4021. DOI: 10.1088/0031-9155/57/12/3995.
- [5] R. Kramer, H. J. Khoury, J. W. Vieira e K. A. R. 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”. Em: **Medical Physics** 36(11) (2009), pp. 5007–5016. DOI: 10.1118/1.3242266.
- [6] ICRP - International Commission on Radiological Protection. “Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection: The Skeleton. ICRP Publication 70.” Em: **Pergamon Press** (1995).
- [7] J. W. Vieira. “Um Software para Uso em Avaliações Dosimétricas das Radiações Ionizantes”. Tese de doutorado. Tese para Progressão à Classe Titular do IFPE, 2017.
- [8] J. W. Vieira e F. R. A Lima. “A Software to Digital Image Processing to be Used in the Voxel Phantom Development”. Em: **Cellular and Molecular Biology** 55 (2009), pp. 16–22. DOI: 10.1170/T869.