

IMPLEMENTAÇÃO DE *PHANTOMS* COMPUTACIONAIS DE RAIOS-X A PARTIR DE MODELOS 3D

B. T. Sais*, D. A. Vital*, M. C. Moraes*

*Departamento de Ciência e Tecnologia/Instituto de Ciência e Tecnologia da UNIFESP, São José dos Campos, Brasil

barbarasais@gmail.com

Abstract - National data shows that more than ten thousand radiological exams are made monthly. These exams are mostly made to diagnose fractures and lesions. The parameters to diagnose this kind of infirmity differ from others in terms of amount of photons and hardness of the radiation beam. To simulate parameters of image formation without the need to do tests in patients, phantoms can be used. Computer phantoms are numeric models that allow ideal cases simulations. This paper proposes the implementation of two x-ray phantoms made from 3D models that mimic anatomic-physiological characteristics. The implementation followed the literature's modeling. A fixed value of 150 kVp was used, and the voxel resolution was 0,001 m. Results in grayscale intensity of $217,5 \pm 53,03$ for bones, $102,5 \pm 3,53$ for muscles and $7,5 \pm 3,53$ for skin were obtained. These results are coherent with the intensity variation of such tissues in real images. With this tool, a flexible alternative to evaluate image processing methods, modeling of instrumental parameters and the effects of biological parameters variation in x-ray images will be viable.

Keywords: X-Ray, Phantoms, Attenuation.

Introdução

Dados do Ministério da Saúde mostram que cerca de 140 milhões de exames radiológicos são realizados por ano no país, sendo que 22,4 milhões destes apresentam fraturas. A fratura é uma interrupção completa ou parcial ou uma rachadura na continuidade de um osso [1]. É possível que a fratura cause perfuração dos órgãos, principalmente os da cavidade abdominal. É importante, portanto, que o local acometido e grau de fratura sejam diagnosticados

rapidamente [2].

Atualmente, o método mais utilizado para diagnóstico de fraturas é o raio-x, por ser uma técnica não-invasiva e de custo relativamente baixo [1, 3]. A formação da imagem radiológica é baseada na atenuação da radiação emitida por uma fonte fixa nos tecidos sobre os quais é incidida. É possível simular-se imagens médicas para estudo a partir de *phantoms*, que são modelos amplamente utilizados por serem representações ideais, podendo ser físicos ou computacionais. A vantagem dos *phantoms* computacionais sobre os físicos é a possibilidade de alterações de parâmetros e simulações de circunstâncias livremente, evitando a necessidade da fabricação de um modelo específico para cada caso. O uso de *phantoms* de raios-x possibilita o ajuste de parâmetros como a dureza do feixe, resolução mínima dos detectores, métodos de *enhancement*, entre outros.

Diversos estudos sobre a implementação de *phantoms* computacionais realísticos de raios-x já foram feitos [4]. Além disto, alguns softwares comercializados como o ViPRIS [4] apresentam uma ferramenta sólida para a geração de *phantoms*. Até onde sabemos, porém, não há um programa gerador de *phantoms* nacional e de livre acesso que permita a variação de parâmetros instrumentais e de características anatômico-fisiológicas.

Dada à necessidade constante do uso do raio-x, sua importância clínica, este trabalho inicia a criação de um gerador de *phantoms*, propondo a implementação de dois *phantoms* computacionais de raios-x. Estes *phantoms* poderão ajudar na criação de novos métodos de processamento de imagens de raio-x, melhorando sua nitidez, auxiliando na correta dosagem de radiação incidida no paciente.

Materiais e Métodos

Dois modelos 3D foram construídos de forma a mimetizar osso, músculo e pele. A construção do mapa de atenuação, que apresenta os valores dos coeficientes de atenuação dos tecidos biológicos, foi feita em seguida. Este mapa foi utilizado para a construção da matriz de intensidade, que apresenta a intensidade de radiação que sensibilizará o filme ou sensores digitais. Estes valores de intensidade de radiação atenuada permite o cálculo do grau de escurecimento do filme, utilizado para a construção da matriz de claridade, que determina o valor dentro da escala de cinza que cada pixel obterá após a interação da radiação com o filme ou sensor. Por último, a resposta impulsiva do sistema foi modelada. Esta resposta impulsiva está ligada ao borramento da imagem de raio-x, característica intrínseca à mesma. A Figura 1 apresenta um diagrama do procedimento experimental.

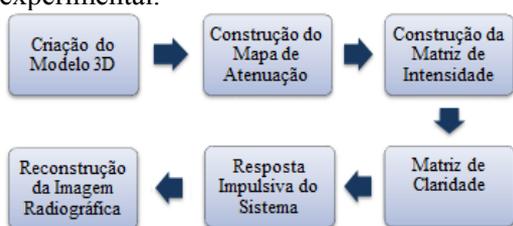


Figura 1. Diagrama do procedimento experimental.

Criação do Modelo 3D – Dois modelos tri-dimensionais foram construídos no *software* FreeCad, simulando um modelo biológico composto por pele, músculo e osso. O primeiro (Modelo A) consistiu de três cubos concêntricos. O menor cubo, de lado igual a 4 cm, foi modelado como o mais denso, representando o osso. O cubo mediano, de lado igual a 26 cm, tem densidade inferior, representando o músculo. O cubo maior, de lado igual a 40 cm, é o menos denso de todos, e simula a pele. A Figura 2 (a) mostra esta imagem.

A outra imagem (Modelo B) foi construída de forma semelhante à anterior. A diferença está no cubo de maior densidade, que foi substituído por um tronco de cone. Este tronco de cone foi feito como uma câmara de quatro compartimentos, sendo que o compartimento mais denso

encontrava-se em sua parte superior, e a densidade dos demais compartimentos diminuía conforme se aproximava da base do tronco. Envolvendo os compartimentos estava uma capa de mesma densidade da primeira câmara. O raio superior do tronco de cone construído foi de 6 cm, o raio inferior foi de 30 cm e a altura foi de 22 cm. A câmara superior, mais densa, tem 1,5 cm de altura, a câmara logo abaixo tem 2 cm, a câmara mediana possui 6 cm de altura, e a câmara inferior tem 5 cm. Envolvendo as câmaras está uma capa, com densidade igual à da câmara superior, de 0,5 cm. A Figura 2 (d) mostra esta imagem. As dimensões foram definidas visando uma dimensão média de uma caixa torácica.

Construção do Mapa de Atenuação –

A radiação é atenuada em grau diferente por cada tecido biológico, dependendo de sua composição [5, 6]. A literatura [7] apresenta os coeficientes desta atenuação como valores integrantes da Escala Hounsfield. Utilizando-se desta escala, o modelo 3D foi convertido em um mapa de atenuação 3D ($\mu(l,c,p)$), onde (l,c,p) representam (linha, coluna e profundidade) do cubo μ gerado.

Construção da Matriz de Intensidade

– A intensidade da radiação que passa pelos tecidos biológicos e chega ao receptor (sensores digitais ou filme) pode ser modelada por [8]:

$$I = I_o \left[e^{-\sum_{p=1}^P \mu(l,c,p)t} \right], \quad (1)$$

onde I é a radiação que chega ao receptor, I_o é a radiação incidente nos tecidos, provinda do feixe de raio-x, $\mu(l,c,p)$ é o mapa de atenuação criado anteriormente, p é a profundidade da imagem e t é a resolução voxel, em metros. No modelo proposto, a tensão aplicada no tubo para a geração da radiação incidente foi fixada no valor de 150 kVp, pois este trabalho visa a identificação de fraturas, e por isso, o feixe de raio-x deve ser mais energético, para que passe pelos ossos [3]. O valor de t está ligado à resolução da imagem. Neste trabalho utilizou-se o valor de $t=0,001$ m. O ângulo de incidência da radiação analisado neste trabalho foi de 0° .

Cálculo do Grau de Escurecimento do Filme – Após interagir com o paciente, a imagem sensibiliza o filme ou sensores. O grau de escurecimento do filme (D_o) pode ser calculado como [8]:

$$D_o = \log_{10} \frac{I}{I_o} \quad , \quad (2)$$

Construção da matriz de Claridade – Por meio do grau de escurecimento do filme é possível verificar a claridade presente na imagem ($Claridade_{imagem}$). Neste trabalho sugeriu-se a modelação por:

$$Claridade_{imagem} = 255 - D_o \quad (3)$$

Valores abaixo ou acima dos permitidos pela escala de cinza (0 – 255) podem ser obtidos por meio de tal equação, e por isso, faz-se necessária uma normalização. A normalização proposta foi:

$$Normalização_{claridade} = \frac{255}{\max - \min} * Claridade_{imagem} \quad (4)$$

onde $Normalização_{claridade}$ é o valor de cada pixel normalizado, max e min são os valores máximo e mínimo, respectivamente, calculados a partir da equação (3).

A matriz de valores de claridade normalizados representa as intensidades da imagem de raio-x (Figuras 2(b) e 2(e)).

Modelagem da Resposta Impulsiva do Sistema – O aspecto borrado que está presente nas imagens de raio-x depende principalmente de dois fatores: do ponto focal do aparelho e do Espalhamento Compton[8, 9]. A função de transferência que modela este borramento pode ser dita como resposta impulsiva do sistema, e é chamada de Point Spread Function (PSF). A PSF do sistema de raio-x pode ser representada por uma gaussiana com *Full Width at Half Maximum* (FWHM) $\cong 2,35 \sigma$. O FWHM é utilizado pois é uma estatística mais robusta contra *outliers*, por ser uma forma de quantificar a dispersão dos valores de uma distribuição normal [6]. O desvio-padrão pode ser calculado a partir de [6, 10]:

$$\sigma = \frac{P * \text{Tamanho da imagem} / \text{Ponto Focal}_y}{2,35} \quad (5)$$

onde P é a Penumbra da imagem, sendo este um fator intrínseco ao tamanho do ponto focal e da distância do paciente até o detector e Ponto Focal_y é o tamanho da largura do ponto focal. O P utilizado neste trabalho foi de 0,5, o tamanho da imagem foi de 400x400 pixels e a largura do ponto focal foi de 50 mm, devido a resolução t .

Por fim, foi feita a convolução da imagem obtida na etapa anterior com uma máscara gaussiana de tamanho 5x5, encontrada empiricamente, resultando no *phantom* final, mostrado nas Figuras 2(c) e 2(f).

Avaliação – O modelo A foi construído de forma a possuir apenas uma densidade óssea, enquanto o modelo B foi construído visando representar diferentes densidades ósseas. Para a avaliação de tal modelo, foram selecionadas dez imagens reais de raios-x, de quatro diferentes regiões do corpo humano (cabeça, tórax, quadril e perna), do banco de dados público Cornell. Destas imagens, calculou-se a média e desvio padrão das regiões que apresentavam osso, músculo e pele. O mesmo foi feito no modelo B. Estes resultados são mostrados na Tabela 01.

Resultados

As imagens exibidas nas Figuras 2 foram obtidas a partir das simulações computacionais usando os modelos A e B. A avaliação foi feita por meio de comparação dos valores de média e desvio padrão obtidos nas regiões de osso, músculo e pele dos *phantoms* gerados e das imagens reais.

Reconstrução da Imagem Radiológica

– A Figura 2 (b) e 2 (e) mostram os *phantoms* criados a partir dos modelos A e B. A Figura 2 (c) e 2 (f) mostram a convolução de tais *phantoms* com a PSF.

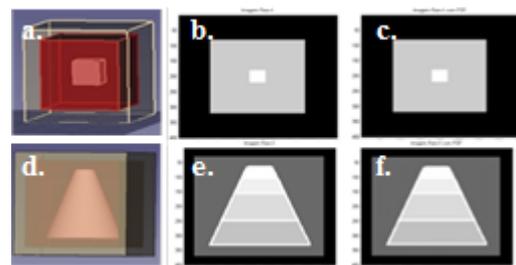


Figura 2. (a) Modelo A. (b) *Phantom*

(Imagem radiográfica) do Modelo A. (c) *Phantom* obtido convoluindo (b) com a PSF calculada. (d) Modelo B. (e) *Phantom* (Imagem radiográfica) do Modelo B. (f) *Phantom* obtido convoluindo (e) com a PSF calculada.

A Tabela 01 mostra as intensidades de cinza obtidas em imagens reais (Intensidades Reais), para avaliação do método, e as intensidades obtidas nos *phantoms* (Intensidades *Phantoms*).

Tabela 01: Valores de intensidade na escala de cinza.

	Intensidades Reais	Intensidades <i>Phantoms</i>
Osso	187,5 ± 95,46	217,5 ± 53,03
Músculo	90 ± 56,57	102,5 ± 3,53
Pele	30 ± 42,43	7,5 ± 3,53

Discussão e Conclusão

A metodologia apresentada tem sua contribuição combinando, adaptando e modelando computacionalmente conceitos instrumentais e biológicos para geração dos *phantoms* com aplicações em três tecidos diferentes. Essa abordagem é de extrema importância, pois dá início a confecção de um gerador de *phantoms*, no qual parâmetros instrumentais e biológicos poderão ser combinados e controlados. Grupos que investigam métodos de processamento de imagens, instrumentação e medicina poderão se beneficiar com o aplicativo de diferentes formas.

Como apresentado na Tabela 01, existe uma forte semelhança nas intensidades de cinza observadas nas imagens reais e nas intensidades obtidas pelos *phantoms* por meio da modelagem proposta. O menor desvio padrão apresentado pelos *phantoms* em relação às imagens reais é devido ao mapa de atenuação (μ), visto que foram gerados a partir de apenas dois modelos (os quais simulavam apenas três tipos de tecidos), e construídos com valores fixos de coeficientes de atenuação. Era, portanto, esperada esta menor variabilidade em relação às imagens reais. A média de intensidades de cada tecido segue uma similar crescente, nas quais considerando

média e desvio existe uma excelente sobreposição para o osso e músculo. Contudo, a intensidade da pele nos *phantoms* ficou excessivamente menor quando comparada a de imagens reais. Isto ocorreu devido ao método de normalização escolhido.

Agradecimentos

LABPIB - Laboratório de Processamento de Imagens Biomédicas do Instituto de Ciência e Tecnologia da UNIFESP (ICT-UNIFESP).

Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq).

Referências

- [1] Adams JC, Hamblen DL. Manual de fraturas. 10 ed. São Paulo: Artes Médicas; 1994.
- [2] Pereira GAPJ et al. Abordagem geral do trauma abdominal - Cirurgia de urgência e trauma. Medicina Ribeirão Preto. 2007; 40(4):518-30.
- [3] Damialakis J et al. Radiation exposure in X-ray-based imaging techniques used in osteoporosis. European Radiology. 2010; 20(11):2707-14.
- [4] Son IY et al. X-ray imaging optimization using virtual phantoms and computerized observer modelling. Physics in Medicine and Biology. 2006; 51(2006):4289-4310.
- [5] Delchar TA. Physics in Medical Diagnosis. 1th ed. Chapman & Hall: London; 1997.
- [6] Mery D. Computer Vision for X-Ray Testing – Imaging, Systems, Image Databases and Algorithms. 1th ed. Springer: German; 2016.
- [7] Buzug TM. Computed Tomography – From Photon Statistics to Modern Cone-Beam CT. 1th ed. Springer-Verlag Berlin Heidelberg: German; 2008.
- [8] Dougherty G. Digital image processing for medical applications. 1th ed. New York: Cambridge University Press; 2009.
- [9] Hayat MA. X-Ray Microanalysis in Biology. 1th ed. University Park Press: Baltimore; 1980.
- [10] Beckhoff B et al. Handbook of Practical X-Ray Fluorescence Analysis. 1th ed. German: Sprenger; 2006.