

Aplicação de Funções de Pertinência na Construção de Fantoma de Mão

Membership Function Used to Construction of a Hand Homogeneous Phantom

Ana Luiza Menegatti Pavan¹, Diana Rodrigues de Pina², Matheus Alvarez¹, Allan Felipe Fattori Alves¹, Maria Eugênia Dela Rosa¹, Sergio Marrone Ribeiro², Sergio Barbosa Duarte³ e José Ricardo de Arruda Miranda¹

¹Instituto de Biociências de Botucatu/UNESP, Botucatu, Brasil

²Departamento de Doenças Tropicais e Diagnóstico por Imagem/UNESP, Botucatu, Brasil

³Centro Brasileiro de Pesquisas Físicas, Rio de Janeiro, Brasil

Resumo

As fraturas e luxações da mão são algumas das lesões mais frequentemente encontradas nos traumas do sistema musculoesquelético. Na avaliação destas lesões, além do exame físico, a radiografia, em pelo menos duas incidências, é o exame de primeira escolha, e raramente é necessário o auxílio de outras imagens para o estabelecimento do diagnóstico e do tratamento. A qualidade das imagens do exame de raios X é, portanto, fundamental. Neste estudo um fantoma homogêneo de mão foi desenvolvido para ser utilizado no processo de otimização de imagens de mão utilizando sistema de radiologia computadorizada. Nesse procedimento foram quantificadas as espessuras de distintos tecidos que constituem um fantoma antropomórfico de mão. Para realizar a classificação e quantificação de tecidos, foi aplicada funções de pertinência em histogramas de exames de tomografia computadorizada. O mesmo procedimento foi adotado para 30 exames retrospectivos de pacientes do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu- UNESP (HCFMB-UNESP). Os resultados obtidos apresentaram concordância entre as espessuras de tecidos que constituem o fantoma antropomórfico e a amostragem de pacientes avaliados, apresentando variações entre 12,63% e 6,48% para tecidos moles e ósseos, respectivamente.

Palavras-chave: Raios X; Tomografia Computadorizada; Histograma; Funções de Pertinência.

Abstract

Fractures and dislocations of the hand are some injuries most frequently encountered in trauma of the musculoskeletal system. In evaluating these lesions, in addition to physical examination, radiography, in at least two incidents, is the investigation of choice, and rarely is necessary the help of other images to establish the diagnosis and treatment. The image quality of X-ray examination is therefore essential. In this study, a homogeneous phantom hand was developed to be used in the optimization of images from hand using computed radiography system process. In this procedure were quantified thicknesses of different tissues that constitute an anthropomorphic phantom hand. To perform the classification and quantification of tissue was applied membership functions for histograms of CT scans. The same procedure was adopted for retrospective examinations of 30 patients of the Hospital das Clínicas, Botucatu Medicine School, UNESP (HCFMB-UNESP). The results showed agreement between the thicknesses of tissues that make up the anthropomorphic phantom and sampling of patients, presenting variations between 12.63% and 6.48% for soft tissue and bone, respectively.

Keywords: x-ray; computed tomography; histogram; membership function.

1. Introdução

As fraturas e luxações da mão são algumas das lesões mais frequentemente encontradas nos traumas do sistema musculoesquelético. Na avaliação destas lesões, além do exame físico, a radiografia, em pelo menos duas incidências, é o exame de primeira escolha, e raramente é necessário o auxílio de outras imagens para o estabelecimento do diagnóstico e do tratamento. A qualidade das imagens do exame de raios X é, portanto, fundamental^{1, 2}.

Dessa forma as imagens radiográficas devem ter qualidade para um diagnóstico médico seguro. Entretanto, nos dias atuais, são raras as instituições que apresentam cartas de técnicas

radiográficas para realização de exames, conforme solicitam as normas vigentes³. Ao se tratar de Radiologia Computadorizada (CR) as cartas de técnicas são uma lacuna na rotina clínica do Brasil.

O recebimento do trabalho será prontamente confirmado por comunicação eletrônica. A partir daí, todas as informações serão transmitidas desta forma. Os manuscritos que não estiverem de acordo com as normas serão devolvidos aos autores. As instituições que utilizam esse método de diagnóstico por imagem empregam as mesmas técnicas de produção de imagem utilizadas no sistema tela-filme. É importante salientar que as normativas internacionais já estabeleceram parâmetros de testes de controle de qualidade em

CR⁴. Entretanto as normativas nacionais trabalham para essa construção⁴. O processo para construção de cartas de técnicas é a calibração do feixe de raios X com o sistema detector, utilizando fantasmas homogêneos⁵⁻⁷.

Dentro desse contexto essa pesquisa tem como objetivo a construção de um fantoma homogêneo de mão a partir da aplicação de funções de pertinência em histograma de exames de tomografia computadorizada (TC). Tal procedimento é realizado a fim de classificar e quantificar os distintos tecidos presentes na região de interesse. O fantoma homogêneo desenvolvido é utilizado em procedimentos de otimização de imagens de mão de pacientes adulto, em sistema CR para construção de cartas de técnicas otimizadas. As técnicas otimizadas devem assegurar um diagnóstico médico seguro com baixa dose para o paciente e custo para a instituição.

2. Materiais e Métodos

Esta pesquisa foi realizada na rotina Clínica de Radiodiagnóstico do HCFMB-UNESP, devidamente aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisas (CEP) (Processo: CEP 4313-2012).

O banco de dados foi composto por um exame de tomografia computadorizada do fantoma antropomórfico.

Para garantir que o fantoma antropomórfico represente um paciente padrão, as espessuras dos tecidos do fantoma foram comparadas com as espessuras de pacientes. Para isto, foram utilizados 30 exames de mão retrospectivos de tomografia computadorizada do HCFMB-UNESP de pacientes adultos. A faixa etária dos pacientes foi de 26 a 77 anos, onde 18 exames eram de pacientes do sexo masculino e 12 de pacientes do sexo feminino.

A metodologia empregada consistiu no desenvolvimento de um algoritmo computacional, o qual permitiu estimar a espessura média de tecidos biológicos existentes na mão de pacientes adultos a partir de exames retrospectivos de tomografia computadorizada.

A Função de Pertinência (FP) foi a ferramenta escolhida para a classificação e quantificação de tecidos presentes na região da mão.

As FP foram criadas tomando como parâmetro o número de CT de referência e o desvio padrão para cada tecido. Um radiologista experiente mediu a densidade de cada tecido selecionando regiões de interesse nas imagens de tomografia computadorizada, a fim de se obter os valores de referência e desvio padrão. A média e o desvio padrão medidos para os pacientes e para o fantoma foram usados para gerar as FP de cada tecido. Funções do tipo Gaussiana melhor representam tecidos biológicos^{8, 9} e, portanto, foram utilizadas para ajustar as FP dos diferentes tecidos, tanto para os 30 pacientes quanto para o fantoma antropomórfico

O algoritmo computacional foi desenvolvido utilizando-se tais FP. A figura 1 ilustra o fluxograma deste algoritmo automático, o qual foi escrito e executado usando o aplicativo Matlab (Matlab R2013a).

As tarefas realizadas pelo algoritmo consistem em ler o nome de todos os arquivos, dentro de um diretório do sistema operacional e armazená-los. A seguir, para cada imagem presente no diretório indicado, o algoritmo delimita a região de interesse da imagem e filtra artefatos (mesa do tomógrafo, tecidos não biológicos envolvidos no paciente, etc.) e estima a Distância Ântero-Posterior (DAP) e Látero-Lateral (DLL) da mão. Isso permite que as espessuras médias dos pacientes e do fantoma antropomórfico, nas projeções estudadas, sejam calculadas e associadas às espessuras médias de materiais simuladores dos tecidos biológicos em estudo.

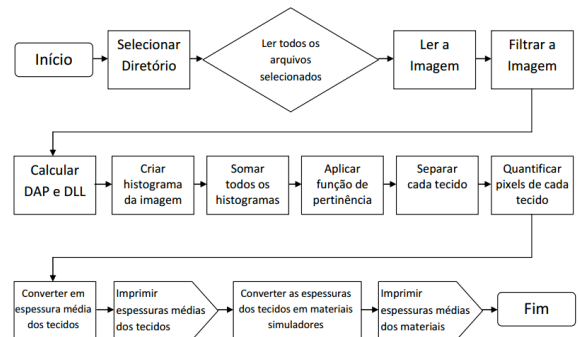


Figura 1. Fluxograma do algoritmo automático desenvolvido.

Trabalhos envolvendo experimentos ou dados de seres humanos e animais devem citar o número do parecer favorável de um Comitê de Ética em Humanos ou Animais, quando pertinente. A seguir, o algoritmo gera um histograma da imagem filtrada de cada corte. Os histogramas de todas as imagens são somados para a obtenção do histograma total do exame.

No próximo passo, as quatro funções de pertinência criadas a partir dos números de CT de referência e dos desvios padrão de cada tecido, são usadas para a classificação dos tecidos mole, ósseo trabecular e ósseo cortical aplicando-se a equação 1:

$$\left\{ \begin{aligned} \text{Tecido}_j(i) &= \frac{H(i) \mu_j(i)}{\sum_j \mu_j(i)} \end{aligned} \right. \quad (1)$$

Onde $\text{Tecido}_j(i)$ é uma função que estima o número de pixels de Tecido j , em função do número $CT(i)$,

$H(i)$ o histograma total do exame com número de $CT(i)$;

$\mu_j(i)$ o grau de pertinência dado um valor de $H(i)$ em função de j ;

j é cada um dos tecidos avaliados ($j=0,1,2$, tecido mole, ósseo trabecular e cortical respectivamente).

Esta multiplicação ponto a ponto para a obtenção das funções de cada um dos tecidos pode ser melhor visualizada a partir da figura 1. O histograma normalizado obtido através do histograma médio dos 30 pacientes está representado na figura 1a pela curva em preto, e para o fantoma antropomórfico, na figura 1b. As funções de pertinência para cada tecido podem ser vistas ao fundo. A frequência relativa é usada uma vez que o histograma está normalizado. Esta representa a quantidade relativa de pixels para o histograma.

Ao final deste processo, o algoritmo conta e quantifica o tamanho dos pixels (em milímetros). A área diretamente abaixo das funções geradas para os distintos tecidos biológicos apresentados representa a quantidade total de pixels para cada tecido avaliado, considerando o número de CT de referência. Desta forma, a quantidade total de pixels é multiplicada pela área dos pixels (disponível nas informações das imagens em formato DICOM), possibilitando assim obter as espessuras médias de cada tecido biológico analisado.

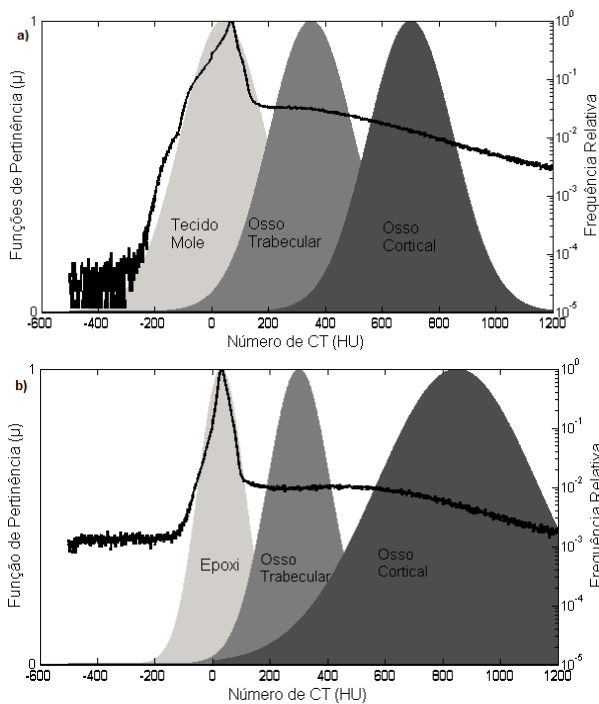


Figura 2. Histograma representado pela curva em preto e as funções de pertinência para cada tecido ao fundo, para os 30 pacientes (a) e para o fantoma antropomórfico (b).

Após contagem dos pixels de cada tecido biológico, as espessuras médias dos mesmos são obtidas a partir da equação 2:

$$\left\{ \begin{matrix} espm = \frac{n_p \cdot A_p}{N \cdot DLL} \end{matrix} \right. \quad (2)$$

Em que:

espm: espessuras médias do tecido biológico analisado (em mm);

n_p : número de pixels do tecido biológico analisado dado pela equação 1;

A_p : Área do pixel (em mm²);

N: número de imagens do exame tomográfico;

DLL: Diâmetro Látero-Lateral médio do exame tomográfico (em mm).

Para finalização deste processo, as espessuras médias dos tecidos biológicos foram convertidas em espessuras de materiais simuladores para o exame tomográfico avaliado. O tecido mole foi convertidos em espessura equivalente de Lucite. Os Tecidos Ósseos foram convertidos em espessura equivalente de alumínio. Para a realização deste processo, foram utilizados fatores de conversão para cada tipo de tecido obtidos a partir do aplicativo MatSim (Materials Simulation), o qual é capaz de comparar as espessuras de materiais equivalente a partir de suas composições químicas, densidades físicas (g/cm³) e energia efetiva do feixe de raios X utilizada.

A partir das espessuras geradas pelo algoritmo quantificador, utilizando imagens de CT do fantoma antropomórfico (Figura 3a), foi construído o fantoma homogêneo, chamado neste trabalho de Fantoma Equivalente a Mão do Paciente (FEMP) seguindo as mesmas configurações descritas para o PEP (do inglês Patient Equivalent Phantom) (Gray et al. 1983) como mostra a Figura 3b.

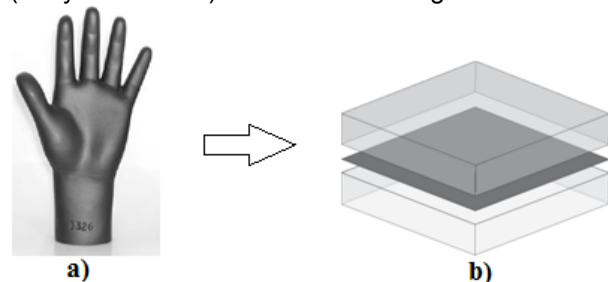


Figura 3. Fantoma antropomórfico (a) utilizado para construir o Fantoma Equivalente a Mão do Paciente (FEMP) (b)

3. Resultados

O FEMP foi construído com duas placas idênticas de Lucite com 22,0 x 9,0cm de dimensão e 1,25 cm de espessura simulando Tecido Mole. Uma folha de Alumínio (liga 1100) com mesma dimensão e 0,20 cm de espessura foi inserida entre as duas placas de Lucite simulando Tecido Ósseo.

A figura 4 mostra a comparação entre os histogramas, para uma frequência normalizada, obtidos a partir do fantoma antropomórfico e dos 30 exames de pacientes. A linha vermelha representa o histograma do fantoma antropomórfico e a linha em preto representa o histograma médio dos pacientes e seus desvios padrão para cada número de CT.

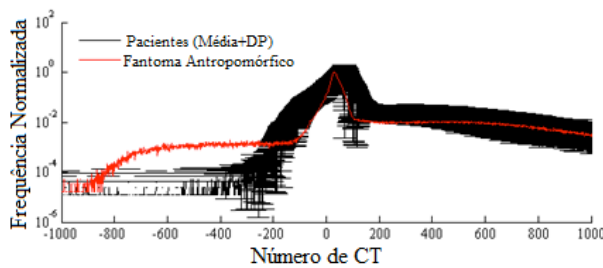


Figura 4. Comparação entre os histogramas obtidos através de tomografia computadorizada para o fantoma antropomórfico (vermelho) e pacientes (preto).

Nota-se que os histogramas do fantoma antropomórfico e dos pacientes não apresentaram grandes variações, mostrando que as quantidades de tecidos nos dois casos são próximas. Isto pode ser melhor observado analisando-se a tabela 1, que mostra o resultado das quantificações para o fantoma antropomórfico e os 30 pacientes. Ti refere-se à espessura média dos tecidos e materiais quantificados pelo algoritmo e Ts refere-se à espessura de material simulador correspondente a Ti. As incertezas relativas destes resultados foram definidas como o desvio padrão da espessura dividido pelo seu valor médio.

Tabela 1. Média dos tecidos quantificados pelo algoritmo (Ti) para o fantoma antropomórfico e os 30 pacientes e a espessura convertida em material simulador (Ts).

	Tecido	Ti (mm)	Material Simulador	Ts (mm)	Incerteza Relativa (%)
Paciente	Mole	21,33	Lucite	17,70	17,70
	Ósseo	6,98	Alumínio	2,16	15,45
Fantoma Antrop.	Epoxi	16,86	Lucite	23,45	-
	Ósseo	6,67	Alumínio	2,02	-

Comparando-se as espessuras de Lucite entre o fantoma antropomórfico e os pacientes, observa-se uma diferença de 12,63%. Esta variação para o alumínio é de 6,48%. Tais variações se devem a diferença de sexo, idade e estado nutricional dos pacientes e à descalcificação do osso (Pina et al. 2012). Estes fatores também são responsáveis pelos valores de incerteza relativa entre os pacientes, apresentado na tabela 1. Houve pequena variação na quantificação entre o fantoma antropomórfico e os pacientes. Desta forma, pode-se afirmar que o fantoma antropomórfico é um simulador real da mão de pacientes padrões.

4. Discussão e Conclusão

Neste estudo um fantoma homogêneo de mão foi desenvolvido para ser utilizado em trabalhos futuros de otimização de imagens de raios X de mão.

As variações entre as espessuras de tecido mole e ósseo entre os pacientes apresentaram incerteza relativa em torno 17,70% para tecido mole e 15,45% para tecido ósseo (vide tabela 1). Isso se deve a diferenças de biotipos (peso e altura) entre paciente, estados nutricionais, descalcificações (idade) (Pina et al. 2012). Entretanto pode-se considerar que variações de até 30% em

estruturas ósseas não alterarão significativamente a qualidade de imagem (Pina et al. 2009). Deste modo, o algoritmo desenvolvido mostrou-se eficiente na classificação e quantificação dos tecidos presentes na mão. A maleabilidade das funções de pertinência e suas diversas formas utilizadas minimizam os erros de classificação dos tecidos quando comparados com métodos existentes na literatura, que utilizam apenas funções Gaussianas para tal classificação (Pina et al 2012).

A avaliação de que a amostragem de pacientes está em conformidade com o fantoma antropomórfico de mão padrão universal, foi satisfatória, apresentando variações em torno de 12,63% e 6,48% para Lucite (tecido mole) e alumínio (ósseo).

Agradecimentos

Os autores agradecem a CAPES pelo apoio financeiro e ao Laboratório de Física ao Radiodiagnóstico (LAFAR) da Faculdade de Medicina de Botucatu.

Referências

1. Rockwood CA, Green DP, Bucholz RW, Heckman JD. Rockwood and Green's fractures in adults. 5th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2001.
2. Berger RA, Weiss A-PC. Hand Surgery. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2004.
3. Portaria no. 453, (1998).
4. Seibert J, Bogucki T, Ciona T. Acceptance Testing and Quality Control of Photostimulable Storage Phosphor Imaging. San Diego, California: American Association of Physicist in Medicine, 2006.
5. Pina DR, Duarte SB, Morceli J, Ghilardi Netto T. Development of phantom for radiographic image optimization of standard patient in the lateral view of chest and skull examination. *Appl Radiat Isot.* 2006;64(12):1623-30.
6. Pina DR, Duarte SB, Ghilardi Netto T, Morceli J. Phantom development for radiographic image optimization of chest, skull and pelvis examination for nonstandard patient. *Appl Radiat Isot.* 2009;67(1):61-9.
7. Pina DR, Souza RT, Duarte SB, Alvarez M, Miranda JR. Analysis of biological tissues in infant chest for the development of an equivalent radiographic phantom. *Medical physics.* 2012;39(3):1357-60.
8. Lu HB, Li X, Hsiao IT, Liang ZG. Analytical noise treatment for low-dose CT projection data by penalized weighted least-square smoothing in the K-L domain. *P Soc Photo-Opt Ins.* 2002;4682:146-52.
9. Gravel P, Beaudoin G, De Guise JA. A method for modeling noise in medical images. *IEEE T Med Imaging.* 2004;23(10):1221-32.

Contato:

Ana Luiza Menegatti Pavan
Departamento de Física e Biofísica, Instituto de Biociências de Botucatu, UNESP – Campus de Botucatu, Distrito de Rubião Júnior, S/N
CEP: 18618-970- Botucatu/ SP, Brasil
analuiza@ibb.unesp.br