

OBTENÇÃO DE RADIOGRAFIAS DIGITAIS SINTÉTICAS UTILIZANDO MODELOS COMPUTACIONAIS DE EXPOSIÇÃO DO TIPO FANTOMAS E VOXELS / EGS4

Roberto COSTA (1); José VIEIRA (2) ; Fernando LIMA (3)

(1) Departamento de Energia Nuclear – UFPE Avenida Professor Luis Freire 1000, CEP 50740-540 Cidade Universitária, Recife, PE, tel: (081) 3254 4737, e-mail: roberto_kenne@yahoo.com.br

(2) Escola Politécnica de Pernambuco – UPE, e-mail: jwvieira@br.inter.net

(3) Centro Regional de Ciências Nucleares – CRCN, e-mail: falima@cnen.gov.br

RESUMO

Em virtude da excessiva repetição de exames radiográficos em pacientes por erros de técnicas escolhidas, utilizou-se um modelo computacional de exposição para obter imagens do corpo humano sem expor pacientes e/ou voluntários. Estes modelos são constituídos basicamente de um fantoma de voxel, de um código de transporte de radiação (código Monte Carlo) e de um algoritmo de uma fonte radioativa. A execução destes modelos com objetivo de obter sinteticamente estas imagens torna-se uma ferramenta alternativa para medicina e dosimetria. Utilizando-se um modelo computacional de exposição construiu-se um conjunto de arquivos de saídas, aqui designados EnergiaPorVoxel, com resultados de energia depositada nos voxels. A construção deste conjunto de arquivos só foi possível com a utilização dos fantasmas de voxels MAX (Male Adult voXel) ou FAX (Female Adult voXel), a fonte radioativa e o código Monte Carlo EGS4 (Electron Gamma Shower, versão 4). Com estes arquivos prontos utilizou-se o *software* DIP (Digital Image Processing) para construção, visualização e melhoramentos dos fantasmas sintéticos nas projeções transversais, sagitais e coronais aqui chamadas de *Radiografias Digitais Sintéticas*. Assim é possível que o técnico radiologista disponha de um conjunto de imagens digitais com objetivo prático e norteador de sua técnica radiográfica. Sob esta ótica, foi possível obter radiografias de tórax e abdome com incidências em Antero-Posterior (AP) e Posterior-Anterior (PA).

Palavras-chaves: Fantasmas, Monte Carlo, EGS4, Radiografias.

1. INTRODUÇÃO

Imagens digitais sintéticas são imagens construídas por meio de simulação em um computador sem precisar expor nenhum paciente ou voluntário a radiação ionizante como é o caso dos raios X diagnósticos. O presente trabalho obteve vistas radiográficas para tórax e abdome com incidências AP e PA com o objetivo de nortear a atuação dos técnicos radiologistas quanto à escolha da melhor técnica radiográfica subsidiado por uma radiografia sintética digital. Assim é possível selecionar previamente parâmetros técnicos como: tensão de pico; distância foco-filme; tipo de exame; espectro de energia; tipo de filtro e assim por diante. A obtenção das imagens só foi possível com a utilização de modelos computacionais de exposição (KRAMER et al., 2003; KRAMER et al., 2004); do *Software* FANTOMAS (VIEIRA et al., 2005) e o *Software* DIP (Digital Image Processing) (VIEIRA et al., 2007). Estes modelos são constituídos de fantasmas de voxels, de um código de transporte de radiação (neste caso, Monte Carlo EGS4 (Electron Gamma Shower, versão4)) e o algoritmo de uma fonte radioativa que foram as ferramentas fundamentais para realizar as simulações e obter as radiografias pretendidas. Assim quando o usuário executar o seu modelo computacional obterá arquivos externos do tipo *EnergiaPorVoxel.dat* que constituem os dados de entrada para construção dos fantasmas sintéticos no *software* DIP onde as vistas radiográficas digitais transversais, sagitais e coronais foram aqui chamadas de radiografias digitais sintéticas. É provável que o técnico radiologista utilize estas imagens sintéticas para planejar os exames dos pacientes antes mesmo da exposição deles a radiação ionizante. Portanto, é possível que atue de forma a reduzir doses excessivas e desnecessárias devido ao uso inadequado das técnicas de radiográficas abordadas na literatura corrente ou pela e até mesmo pelas variedades de técnicas utilizadas por estes profissionais.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 Código Monte Carlo

Cálculos Monte Carlo podem ser aplicados desde simulação de fenômenos físicos até simulações mundanas, tal como nos jogos de azar. Aplicações bastante frequentes em dosimetria numérica são os cálculos de probabilidades de interações de fótons e elétrons com a matéria em raios X diagnósticos ou então nas interações dos raios gama com órgãos e tecidos em medicina nuclear.

Os métodos numéricos que são conhecidos como Monte Carlo pode ser livremente descritos como métodos estatísticos de simulação, onde a simulação estatística é definida como sendo qualquer técnica que utilize seqüências de números aleatórios em alguma parte do problema tratado (VIEIRA, 2001). Em dosimetria, o uso das técnicas Monte Carlo é para se obter simulações computacionais do transporte de radiações ionizantes na matéria. A interação de partículas (fótons e nêutrons) com o meio é um evento probabilístico por natureza. Não se pode assegurar, por exemplo, a distribuição de distância do voo de um determinado número de partículas ou se a interação ocasionou absorção ou espalhamento da partícula depositando energia e produzindo partículas secundárias. Assim, a determinação da distribuição de doses (absorvida e equivalente, por exemplo) envolve cálculos computacionais com o uso das técnicas Monte Carlo. Portanto, o cálculo da energia depositada em estruturas anatômicas de interesse utiliza estas técnicas.

Segundo Turner e colaboradores (1985), técnicas Monte Carlo são bastante usadas nos cálculos computacionais que envolvem o transporte de radiação em órgãos e tecidos do corpo humano. São utilizadas para obter simulações no computador das distribuições de dose para fontes internas, externas e para radioproteção. Muitos trabalhos realizados no DEN – UFPE utilizaram as técnicas Monte Carlo para fazer simulações envolvendo fótons e elétrons. Loureiro (1998) implementou as técnicas Monte Carlo para obtenção de coeficientes de conversão e cálculo de doses em pacientes submetidos a radiografias odontológicas. Loureiro (2002) desenvolveu um programa de computador McvoxEL, desenvolvido em linguagem Delphi, para calcular o transporte de radiação em modelos tomográficos; obteve radiografias virtuais com imagens de cortes sagitais, coronais e transversais mostrando regiões de isodose.

A passagem dos fótons de raios X através dos órgãos e tecidos do corpo humano, suas interações com os átomos do meio e a avaliação da energia depositada são algumas das tarefas realizadas pelo código Monte Carlo com a utilização do sistema EGS4. Portanto, o presente trabalho utilizará o Electron-Gamma Shower versão 4 (EGS4) (NELSON, 1985).

2.2 Modelos computacionais de exposição / fantomas de voxels

Conceitualmente, um modelo computacional de exposição consiste de um simulador antropomórfico acoplado a códigos de transporte de radiação e que utiliza algoritmo de fontes radioativas. Estes modelos constituem ferramentas utilizadas pela dosimetria e proteção radiológica para determinar dose ou energia depositada nos órgãos e tecidos radiossensíveis do corpo humano. Pode-se, então dividir estes modelos em dois grupos: matemáticos e voxelizados. Nos matemáticos, os órgãos e tecidos do corpo são representados por expressões matemáticas na forma de superfícies planas, cilíndricas, cônicas, elípticas ou esféricas. Um exemplo de fantoma matemático de importante contribuição para dosimetria é o fantoma MIRD-5 (Medical Internal Radiation Dose Committee, pamphlet n. 5) (SNYDER et al., 1978). Kramer e colaboradores (1982) construíram os modelos matemáticos de exposição ADAM e EVA (fantomas adultos com sexo definido), tomando por base o fantoma MIRD-5 para calcular doses em exposições externas a fótons. Zubal e colaboradores (1994) desenvolveram o modelo voxiss8 que serviu de base para construção dos fantomas MAX e FAX por Kramer e colaboradores (2003; 2004). A figura 1 apresenta o fantoma MAX no sistema de coordenadas do EGS4, onde a direção z aponta para baixo visto que a leitura de seus voxels é realizada no sentido crânio-caudal. Neste trabalho, o modelo utilizado é formado pelo fantoma MAX e FAX acoplados ao código Monte Carlo EGS4 e utiliza fontes radioativas divergentes como: Anterior-Posterior (AP) e Posterior-Anterior (PA).

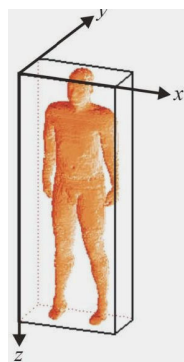


Figura 1 - Fantoma MAX no sistema de coordenadas do EGS4 (SANTOS, 2006)

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1. Utilização do modelo computacional de exposição

Para executar um modelo computacional de exposição é necessário fundamentalmente dispor de um fantoma, um algoritmo para as fontes radioativas e um código Monte Carlo (VIEIRA, 2004). Os fantomas de voxels utilizados para realização deste trabalho foram o MAX ou FAX. As fontes radioativas aqui usadas fazem parte de um grupo de 14 fontes já catalogadas pelo sistema EGS4 e foram designadas como fontes externas divergentes cujos Identificadores (ID) são 6 e 7 para AP e PA, respectivamente. O código computacional utilizado foi o EGS4 (*Electron Gamma Shower*, versão 4) escrito em uma linguagem de programação chamada de MORTRAN3. A este conjunto chamamos de modelo computacional de exposição. A Figura 2 representa basicamente o fantoma MAX exposto a uma fonte AP.



Figura 2 - Fantoma MAX exposto a uma fonte externa divergente AP (VIEIRA, 2004)

3.2. Arquivos necessários para utilização dos modelos MAX e FAX/EGS4

A Figura 3 mostra um diagrama de blocos indicando todas as ramificações de um modelo de exposição dentro do computador. Cada bloco representa pastas do sistema EGS4, contendo arquivos do pacote original instalado ou arquivos produzidos pelo usuário. É importante que cada instância deste diagrama seja corretamente posicionada para que não ocorram erros durante compilação da massa de dados.

No primeiro bloco, o usuário deve ter instalado o EGS4, um sistema de código em linguagem FORTRAN constituído de 8 passos ou STEPs que realiza a leitura dos arquivos, numa pasta específica aqui designada como **C:\EGS4**. Esta é a pasta principal do sistema EGS4, que é constituída de duas outras pastas chamadas de **EGS** e **MORTRAN**. É na pasta EGS que o usuário terá que inserir o seu modelo computacional, pois a pasta MORTRAN contém procedimentos internos da linguagem e não é manipulada pelo usuário. No caso da Figura 3, a pasta secundária EGS é constituída de outras três pastas: **MAX** e **FAX**, que contêm arquivos específicos para cada fantoma, manipulados pelo usuário para leitura e escrita durante a execução de uma simulação; **USERCODE**, pasta com o código desenvolvido pelo usuário para cada modelo computacional de exposição. Se, por exemplo, houver uma pasta **C:\EGS4\EGS\fantoma**, também haverá a pasta **C:\EGS4\EGS\USERCODE\fantoma**.

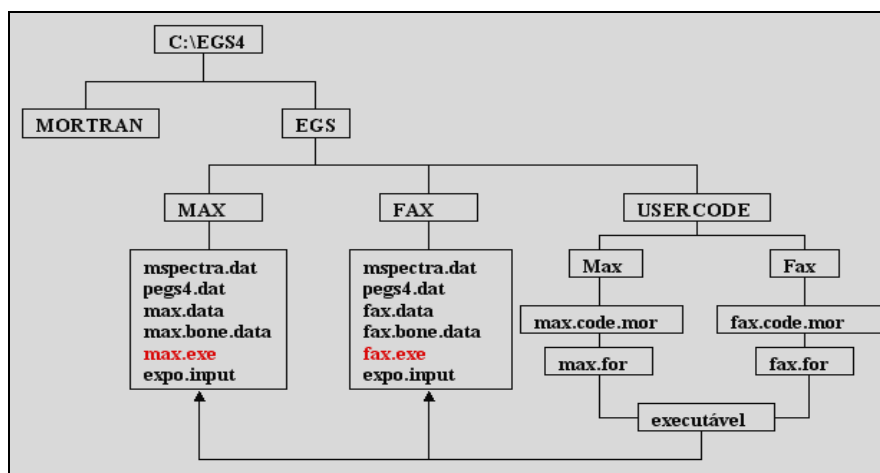


Figura 3 - Diagrama de blocos mostrando pastas e arquivos dos modelos computacionais de exposição usados

Os arquivos de entrada acima listados são lidos em **C:\EGS4\EGS\USERCODE\max ou fax**, em chamadas de leitura ao longo do arquivo *max.code.mor* ou *fax.code.mor*, ajustados especificamente para este trabalho. Com os arquivos devidamente alocados nas pastas **C:\EGS4\EGS\max e fax**, podem-se executar os modelos computacionais de exposição para as simulações planejadas. Na seqüência, segue uma breve explanação de cada um dos arquivos constituintes da pasta secundária EGS.

- *mspectra.dat*: contém um catálogo de 61 espectros de energia para uso em simulações de exames de radiodiagnóstico que é lido dentro do arquivo *max.code.mor* ou *fax.code.mor* no passo 6a (STEP 6) do sistema EGS4. Neste arquivo selecionou-se os espectros de ID's 5 e 24, cujo critério de escolha baseou-se nas energias comumente usadas nas tomadas radiográficas convencionais;
- *pegs4.dat*: contém os intervalos de energias para fótons e elétrons, as composições elementares dos meios segmentados e suas seções de choque. Este arquivo de texto é lido dentro do arquivo *max.code.mor* ou *fax.code.mor* no passo 3 (STEP 3) do sistema EGS4;
- *fantoma.data*: contém a geometria dos fantasmas MAX e FAX, organizada num formato especial, adequadamente decodificado, para ser lido dentro do sistema EGS4;
- *fantoma.bone.data*: arquivos auxiliares contendo a geometria dos esqueletos dos fantasmas em tons de cinza, para uso na dosimetria óssea e que também será lido dentro do sistema de código EGS4;
- *expo.input*: contém os dados operacionais de entrada do modelo computacional de exposição. Este arquivo de texto é lido dentro do arquivo *max.code.mor* ou *fax.code.mor* no passo 2a (STEP 2) pelo

sistema EGS4. As informações que constituem este arquivo são: o tipo de exame, o ID do espectro de energia, as dimensões do voxel, a distância fonte-filme, as dimensões do campo e outros parâmetros específicos para uma dada simulação Monte Carlo. A Figura 4 apresenta a janela Dados de Entrada para Criar Expo.input, onde o usuário deve digitar os dados de entrada da simulação Monte Carlo para construção do arquivo expo.input. Estes dados de entrada são: o tipo de exame, sendo (0) para tórax e (1) para abdome; o ID do espectro de energia, que no caso deste trabalho são 5 e 24; manter as dimensões dos voxels; escolher as dimensões da distância fonte-filme e do campo irradiado; deverá digitar os ID's 6 para projeção AP ou 7 para projeção PA; digitar a quantidade de histórias ou número de fótons que deseja para a simulação; manter a energia de corte em 200keV e escolher um nome base dos arquivos de saída, tal como *Fantoma_Exame_Incidência_Espectro_DFF_Campo*.

Dados de Entrada para Criar Expo.input

IDs para o exame
(0 = Tórax; 1 = Abdômen) N° do espectro no mspectra.dat
0 24

Dimensões do voxel (cm)
x y z
0.36 0.36 0.36

Distância fonte-filme e campo (cm)
DFF Largura Altura
100.0 35.00 43.00

Demais parâmetros da simulação
ID da fonte: 6
N° de fótons: 100000
Energia de corte para elétrons (keV): 200
Nome base dos arquivos de saída: Fax_0_AP_24_100_35_43

Criar o expo.input
Fechar o Programa Fechar o Diálogo

**Figura 4 - Janela dados de entrada para criar o expo.input no software FANTOMAS
(VIEIRA et al., 2005)**

Com a massa de dados devidamente alocadas, utilizou-se um compilador FORTRAN POWER STATION para construção dos arquivos *max.for* e *fax.for* e os respectivos executáveis *max.exe* e *fax.exe*. Com a execução do modelo computacional de exposição, obteve-se arquivos externos designados de *EnergiaPorVoxel.dat*. A figura 5 apresenta a forma de organização interna deste arquivo de saída, onde destaca-se em azul a energia depositada por voxel, em vermelho as linhas, em verde as colunas e em preto as fatias. Estes arquivos *EnergiaPorVoxel.dat* foram salvos na pasta *DADOS* do *software* DIP onde acessou-se no menu *Estudos* o submenu *Dissertações e Teses – Radiografias Digitais* (apresentado na figura 6) para construir os fantasmas sintéticos nas projeções transversais, sagitais e coronais, a partir destes arquivos.

EnergiaPorVoxel Fax_0 PA_24_100_35_43 Bloco de notas

	126	15	40	209
1	15	40	210	
30	15	40	211	
5	15	40	212	
18	15	40	213	
28	15	40	214	
5	15	40	216	
3	15	40	217	
14	15	40	218	
37	15	41	202	
40	15	41	203	
29	15	41	205	
3	15	41	206	
57	15	41	207	

Figura 5 – Arquivo de saída EnergiaPorVoxel.dat mostrando as energias por voxels, as linhas e as colunas

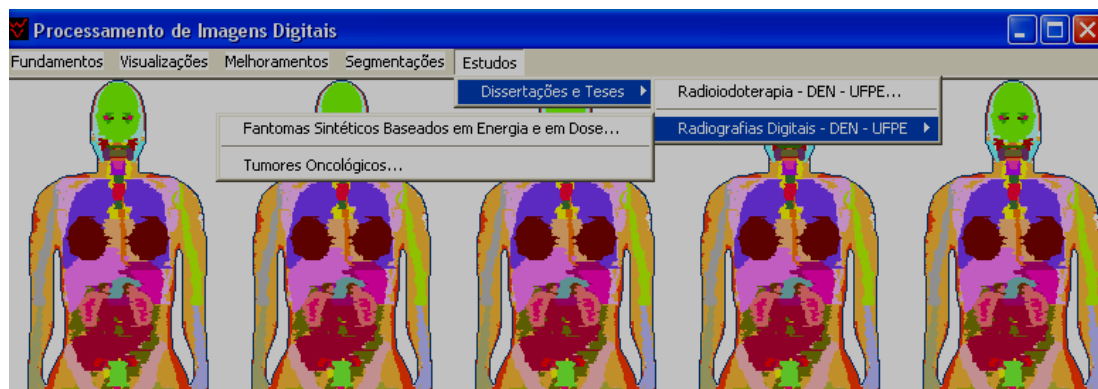


Figura 6- Janela principal do software DIP mostrando no menu Estudos o submenu Dissertações e Teses- Radiografias Digitais (VIEIRA et al., 2007)

3.3. Algoritmo para construção dos fantasmas sintéticos

Para obtenção dos arquivos com os fantasmas sintéticos é preciso seguir os seguintes passos:

- (1): escolher o modelo computacional de exposição a ser utilizado, isto é, o fantoma, o código Monte Carlo e o algoritmo da fonte radioativa;
- (2): utilizar o *software* FANTOMAS para construir o arquivo de entrada (expo.input) para o modelo escolhido;
- (3): configurar o sistema EGS4 no computador, de acordo com o diagrama de blocos da figura 3;
- (4): compilar e executar o modelo computacional para obtenção dos arquivos *EnergiaPorVoxel.dat* e salvá-los na pasta Dados do *software* DIP;
- (5): Finalmente, utilizar o *software* DIP para leitura dos arquivos *EnergiaPorVoxel.dat* e construção dos fantasmas sintéticos nas projeções sagital, coronal e transversal;
- (6): renomeação dos fantasmas sintéticos construídos.

4. ANÁLISE E INTERPRETAÇÃO DOS DADOS

4.1 Apresentação das Radiografias Digitais Sintéticas de Tórax e Abdome

As imagens radiográficas digitais apresentadas nas figuras 7a, 7b e 7c foram realizadas utilizando-se o espectro de energia de número 24, cujas características assemelham-se àsquelas dos espectros de raios X convencionais tal como energia de 125 keV e filtro de alumínio de 2,5mm e tomando o sistema de coordenadas apresentado na figura 1. Analisando-se as imagens, observa-se todo o contorno da área torácica. Na projeção ZX (figura 7a), observa-se uma imagem coronal onde se pode localizar a região pulmonar bem delimitada, caixa torácica óssea e a região do mediastino. Na projeção ZY (figura 7b), tem-se uma imagem sagital onde se observa as glândulas mamárias, o perfil da região pulmonar e da caixa torácica óssea. Na projeção YX (figura 7c), tem-se uma imagem transversal na qual se pode verificar, no sentido céfalo-caudal, a delimitação das bases pulmonares, as glândulas mamárias, a região do mediastino, o arcabouço ósseo torácico e inferiormente coluna vertebral. Assegura-se que estas imagens não receberam nenhum tipo de melhoramento no sentido de aumentar o contraste para visibilidade humana.

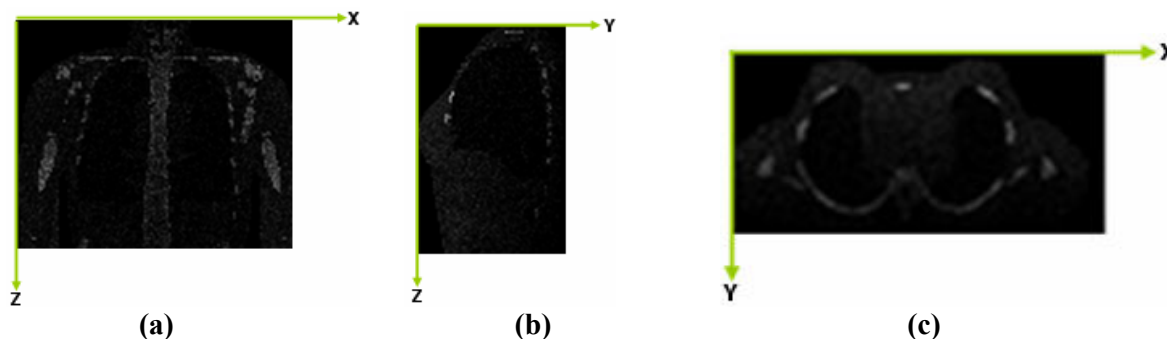


Figura 7- Radiografia digital sintética AP de tórax nas suas projeções: (a) coronal ZX; (b) sagital ZY e transversal YX

Identicamente, as imagens radiográficas digitais sintéticas AP de abdome são apresentadas nas figuras 8a, 8b e 8c e também foram realizadas utilizando-se o espectro de energia de número 24 com as mesmas características das figuras anteriores de tórax. Analisando-se as imagens, observa-se todo o contorno da região abdominal. Na projeção ZX (figura 8a), observa-se uma imagem coronal onde se localiza as colunas lombar, sacral e vértebras torácicas bastante delimitadas. Têm-se ainda os ossos ilíacos e as articulações coxo-femorais direita e esquerda. Na projeção ZY (figura 8b), tem-se uma imagem sagital onde se observa basicamente as colunas torácica, sacral e coccígea em perfil. Na projeção YX (figura 8c), verifica-se uma imagem transversal onde observa-se, no sentido céfalo-caudal, a região hepática do lado direito e do baço do lado esquerdo. Inferiamente, pode-se visualizar ainda a coluna torácica, costelas e osso esternal superiormente. Semelhantemente, estas imagens não receberam nenhum tipo de tratamento para melhorar a visibilidade humana.

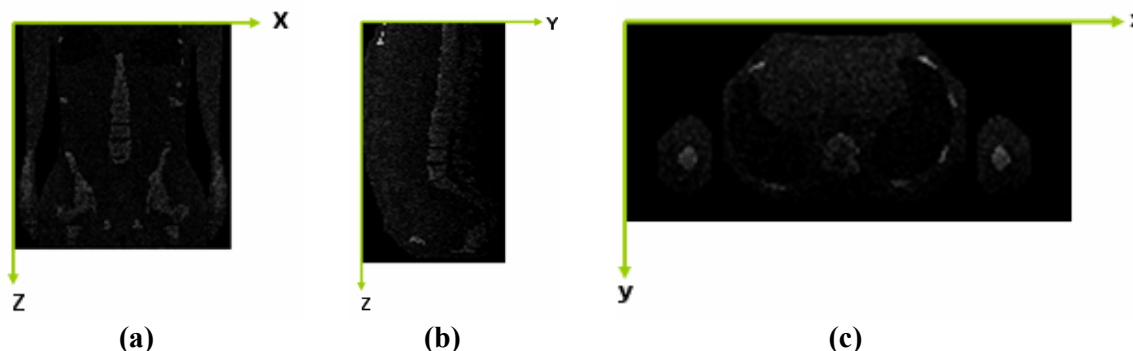
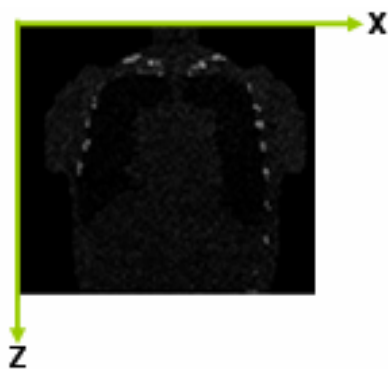


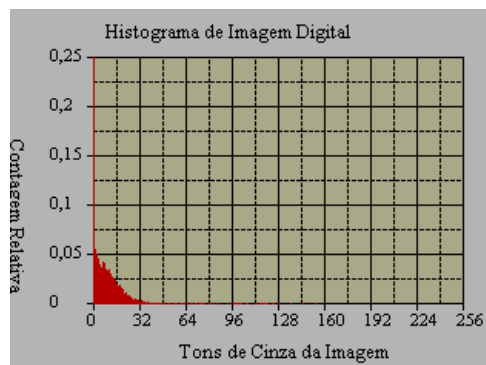
Figura 8- Radiografia digital sintética de abdome AP nas projeções: (a) coronal ZX; (b) sagital ZY e (c) transversal YX

4.2 Melhoramentos Aplicados às Radiografias Digitais de Tórax e Abdome

A escolha da aplicabilidade dos melhoramentos nas imagens depende dos objetivos que se deseja visualizar na mesma. O *software* DIP possui em seus menus e submenus diversas funcionalidades de melhoramentos de imagens em diversas extensões de arquivos. O usuário deve então escolher o tipo de tratamento que quer aplicar nas suas imagens. Um bom começo seria, por exemplo, estudar uma imagem pelo seu histograma que fornece uma estimativa da probabilidade de ocorrência de tons de cinza. A figura 9 apresenta uma radiografia AP de tórax numa projeção ZX e seu respectivo histograma. Analisando-se esta figura pode-se perceber que podemos aplicar um filtro de três funções lineares. Este tipo de filtro aumenta o contraste na imagem de saída. Sua funcionalidade reside no fato de expandir intervalos de tons de cinza na imagem de saída. Este fato está ilustrado na figura 10b.



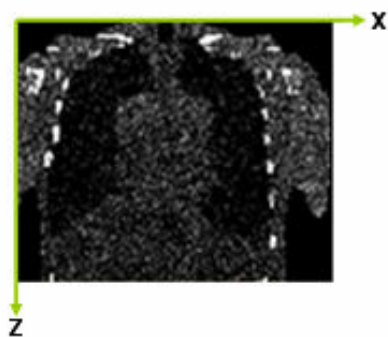
(a)



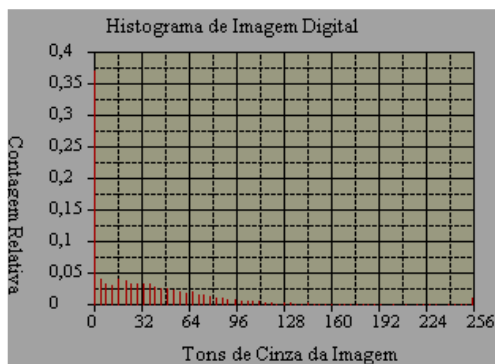
(b)

Figura 9- (a) Radiografia digital sintética de tórax AP na projeção ZX; (b) histograma desta imagem

Na figura 9b pode-se observar que praticamente todos os tons de cinza estão comprimidos no intervalo entre 0 (zero) e 32 (trinta e dois), fato que caracteriza uma imagem com predominância de tons pretos, respaldando o que se vê na figura 9a onde temos uma predominância do preto na imagem.



(a)



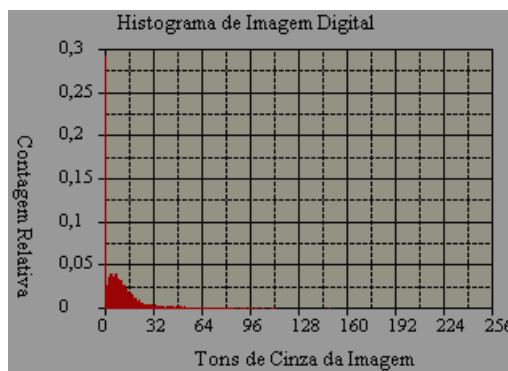
(b)

Figura 10 - (a) Radiografia digital sintética de tórax AP na projeção ZX após aplicação de um filtro de três funções lineares; (b) histograma desta imagem

Na figura 10b tem-se o histograma da radiografia digital AP de tórax após a aplicação de um filtro de três funções lineares. Como explanado anteriormente, ao analisar este histograma observa-se a expansibilidade dos intervalos de tons de cinza na imagem de saída aumentando e melhorando o contraste para visibilidade humana.



(a)



(b)

Figura 11 - (a) Radiografia digital sintética de abdome AP na projeção ZX; (b) histograma desta imagem

Nas figuras 11a, 11b, 12a e 12b utilizaram-se os mesmos princípios de melhoramentos tomando-se agora imagens digitais sintéticas AP de abdome. Foge ao escopo deste trabalho aplicar toda a diversidade de melhoramentos de imagens existentes no *software* DIP. O objetivo aqui foi escolher uma possibilidade de tratar a imagem para percepção humana tal como a utilização do histograma para facilitar a escolha de um dos tipos de melhoramentos existentes neste *software* utilizado.

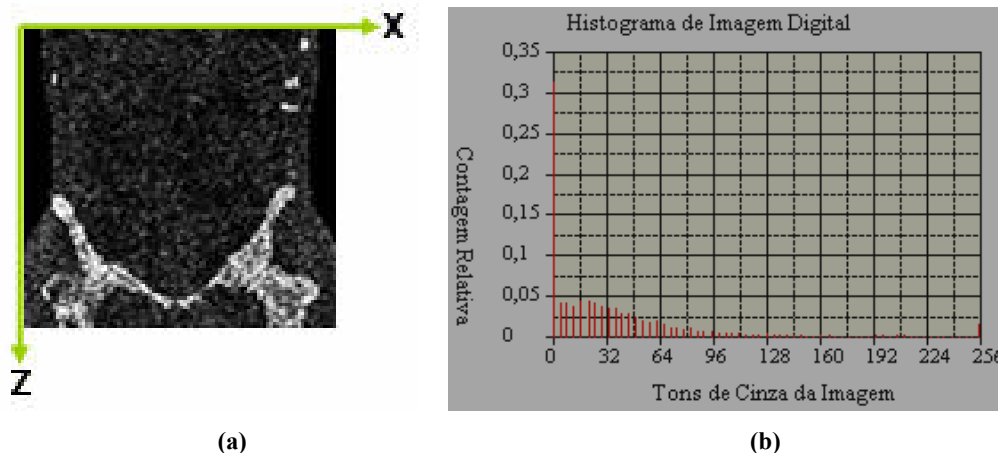


Figura 12 - (a) Radiografia digital sintética de abdome AP na projeção ZX após aplicação de um filtro de três funções lineares; (b) histograma desta imagem

5. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Com este trabalho pretendeu-se abordar conceitos básicos sobre a formação de imagens do corpo humano em geral. Focalizou-se a ênfase nas imagens sintéticas como ferramenta adicional de auxílio ao diagnóstico onde as imagens médicas são as principais fontes de dados. Como objeto de estudo no Brasil e no mundo, vários desafios ainda precisam ser vencidos, tais como: aumentar a confiabilidade das imagens sintéticas em contribuir para um diagnóstico preciso e eficiente; escolher adequadamente o melhor método de melhoramento; conhecer profundamente o problema a ser detectado e a imagem médica que será utilizada para o diagnóstico, considerando seu processo de formação que exerce forte influência nas suas características; conhecer recursos computacionais para contribuir e identificar riquezas de detalhes. Assim assegura-se que durante todo o processo de aquisição e processamento da imagem, existem fatores e parâmetros que podem influenciar nos resultados e, portanto, no diagnóstico. O uso desta ferramenta adicional no planejamento de exames de radiodiagnóstico pode reduzir a possibilidade de erro de diagnóstico e exposições desnecessárias em pacientes. Deixamos como perspectivas simulações das referidas radiografias digitais sintéticas com obtenção de arquivos externos baseados na dose que leva em consideração o fator peso tecidual (W_T) da radiação.

REFERÊNCIAS

KRAMER R., ZANKL M., WILLIAMS G. and DREXLER G., **The Calculation of Dose from External Photon Exposures Using Reference Human Phantoms and Monte Carlo Methods. Part I: The Male (ADAM) and Female (EVA) Adult Mathematical Phantoms**, GSF-Bericht S-885. GSF-National Research for Environment and Health, Neuherberg, Germany, 1982.

KRAMER, R.; VIEIRA, J.W.; KHOURY, H. J.; LIMA, F. R. A.; FUELLE, D. **All about MAX: a male adult voxel phantom for monte carlo calculations in radiation protection dosimetry**, *Phys. Med. Biol.*, Vol. 48, p. 1239-1262, 2003.

KRAMER, R.; VIEIRA, J. W.; KHOURY, H. J.; LIMA, F. R. A.; LOUREIRO, E. C. M.; LIMA, V. J. M.; HOFF, G. **All about FAX: a Female Adult voXel Phantom for Monte Carlo calculation in radiation protection dosimetry**, *Phys. Med. Biol.*, 49, 5203-5216, 2004.

LOUREIRO, E. C. M., **Coeficientes de Conversão para Cálculo de Doses devido a Radiografias Odontológicas Utilizando o Método de Monte Carlo**, Dissertação de Mestrado, UFPE-DEN, Recife-PE, 1998.

LOUREIRO E. C. M., **Construção de Simuladores Baseados em Elementos de Volume a Partir de Imagens Tomográficas Coloridas**, Tese de Doutorado, UFPE-DEN, Recife-PE, 2002.

NELSON W. R., HIRAYAMA H. and ROGERS D. W. O., **The EGS4 Code System**, Report SLAC-265, Stanford Linear Accelerator Center, Stanford University, Stanford, California, 1985.

SANTOS, A. M., **Desenvolvimento de um modelo computacional para cálculos de dose absorvida em órgãos e tecidos do corpo humano em situações de exposições acidentais**, Tese de Doutorado, UFPE - DEN, Recife - PE, 2006.

SNYDER, W. S., FORD, M. R. and WARNER, G.G., **Estimates of Absorbed Fractions for Monoenergetic Photon Sources Uniformly Distributed in Various Organs of a Heterogeneous Phantom**, Revision of MIRD Pamphlet n.5, Society of Nuclear Medicine, New York, N.Y., 1978.

TURNER J. E., WHIGHT A. H. and HAMM R. N., **A Monte Carlo Primer for Health Physicists**, (Review Article), *Health Physics*, 48, 717-733, 1985.

VIEIRA, J. W. **Uso de técnicas Monte Carlo para determinação de curvas de isodose em Braquiterapia**. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Pernambuco, CTG, Energia Nuclear, 2001.

VIEIRA, J. W. **Construção de um modelo computacional de exposição para cálculos dosimétricos utilizando o código Monte Carlo EGS4 e fantasmas de voxels**, Tese de Doutorado, DEN-UFPE, Recife-PE, Brasil, 2004.

VIEIRA, J. W.; STOSIC, B.; LIMA, F. R. A.; KRAMER, R.; SANTOS, A. M.; LIMA, V. J. M. **Um software para editar fantasmas de voxels e calcular coeficientes de conversão para a proteção radiológica**, 1º Congresso Brasileiro de Proteção Radiológica, Rio de Janeiro, 02 a 05 de Novembro de 2005.

VIEIRA, J. W.; LIMA, F. R. A.; SANTOS, A. M.; LEAL NETO, V.; LIMA, V. J. M. **DIP- Um software para processamento de imagens digitais**. II CONNEPI, João Pessoa - PB, 2007.

ZUBAL, I. G.; HARRELL, C. R.; SMITH, E. O.; RATTNER, Z.; GINDI, G.; HOFFER, P. B. **Computerized three-dimensional segmented human anatomy**. *Med. Phys.*, **21**(2), 299-302, 1994.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem ao CEFETPE e ao CRCN pela utilização de equipamentos e apoio financeiro.