

SIMULAÇÃO MONTE CARLO DE TOMOGRAFIA DE DUPLA ENERGIA

Lorena P. Puerto¹ e Paulo R. Costa¹

¹Universidade de São Paulo, São Paulo, SP, Brasil.

Introdução: A Tomografia Computadorizada de Dupla Energia (TCDE) é uma técnica de diagnóstico por imagem recentemente introduzida na prática clínica. TCDE usa dois espectros de raios X diferentes para irradiar tecidos, o que representa vantagens para a diferenciação de materiais [1]. As simulações são muito usadas atualmente na física médica. No presente trabalho são apresentados resultados da simulação da geometria e do processo de aquisição de imagens do tomógrafo de dupla energia Discovery CT 750 HD utilizando o código Monte Carlo PENELOPE/PENEASY. O objetivo principal é a determinação das características geométricas e de composição de um *phantom* cilíndrico para ser aplicado em controle de qualidade de equipamentos TCDE.

Métodos: Foram usados PSF (*Phase Space File*) como ferramenta de otimização na obtenção das imagens. As simulações são divididas em duas partes: a primeira simula a fonte de radiação e a segunda a interação da radiação com o *phantom* e os detectores.

A radiação que sai do ponto focal foi calculada usando o modelo TBC [2]. Essa radiação gerada interage com os colimadores e o filtro *bowtie*. Depois destas interações as partículas chegam num plano previamente definido (após os colimadores) e a sua informação é armazenada num *Phase Space File (PSF)*. Os dados armazenados são: tipo de partícula, energia, posição e velocidade. Foram gerados dois PSF para duas tensões do tubo 80 e 140 kVp. As partículas armazenadas no PSF foram usadas para calcular a energia depositada em cada detector depois da interação com o *phantom*. Um esquema geral do modelo geométrico da fonte é mostrado na Figura 1 direita.

Resultados e Discussões: Para cada projeção angular foi usado um dos dois PSF e um sinograma foi obtido para cada energia. Nesta parte pode ser feita a reconstrução das imagens de dupla energia de dois jeitos usando o método *Basis Material Decomposition (BMD)* para projeções(sinograma) e sobre as imagens reconstruídas[3]. Foi utilizado um passo angular de 5 graus entre cada projeção e os resultados são mostrados na Figura 1.

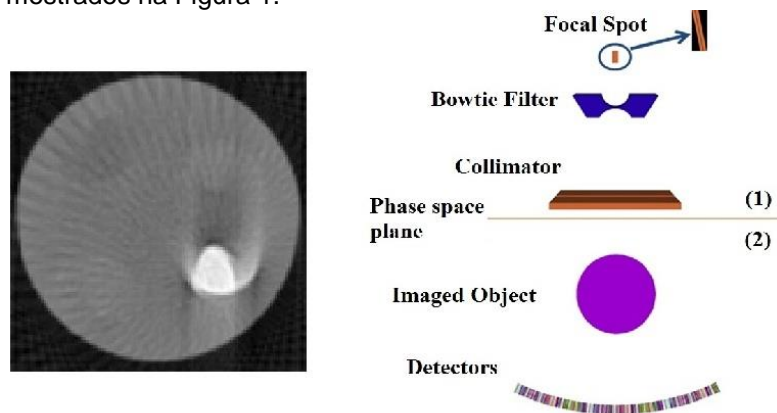


Figura 1 –Direita: Representação do modelo de fonte utilizado. Esquerda: Exemplo de imagem reconstruída usando o método descrito no presente trabalho.

Conclusões: Resultados como o mostrado na Figura 1 dão conta da potencialidade do método. Contudo, deve-se aperfeiçoar o processo de aquisição da imagem assim como os tempos de aquisição e, desse modo, obter imagens que permitam diferenciar materiais de interesse clínico como ácido úrico e iodo. O uso de ferramentas de simulação permite uma avaliação prévia à construção deste tipo de dispositivos simuladores de tecidos. Devido á versatilidade das simulações com o código PENELOPE, a metodologia utilizada pode também ser aplicada como ferramenta educativa para ensino.

[1] Johnson T., Fink C., Schönberg S. Surname N. and Reiser M. Dual Energy CT in Clinical Practice. Medical Radiology Springer. 2010; 3-9.

[2] Costa P. , Nersissian D., Salvador F., Rio P. and Caldas L. Generation of calibrated tungsten target x-ray spectra: Modified TBC model. *Health Phys*, 2007;92: 24-32.

[3] Heismann B. , Schmidt B., & Flohr T. *Spectral Computed Tomography*. SPIE PRESS BOOK. 2012;13-33.