

SIMULAÇÃO DE UM DETECTOR FLAT PANEL UTILIZANDO O CÓDIGO DE MONTE CARLO MCNPX

EDMILSON MONTEIRO SOUZA¹, ANA PAULA GONÇALVES SANTOS², ADEMIR XAVIER SILVA³,
RICARDO TADEU LOPES³, SAMANDA CRISTINE ARRUDA CORREA⁴, DAVI FERREIRA OLIVEIRA⁵

¹ Fundação Centro Universitário Estadual da Zona Oeste

² Arsenal de Marinha do Rio de Janeiro

³ Escola Politécnica UFRJ / Programa de Engenharia Nuclear - COPPE/UFR

⁴ Comissão Nacional de Energia Nuclear - CNEN

⁵ Universidade do Estado do Rio de Janeiro

RESUMO

O objetivo deste trabalho é modelar, através do código MCNPX e de dados experimentais, a resposta de um detector Flat Panel por conversão indireta. Para tal, aspectos como a curva de sensibilidade do Cintilador, o Ruído, bem como a calibração do valor dos pixels simulados por dados experimentais serão abordados. A comparação entre resultados experimentais e os simulados mostraram diferenças inferiores a 10%, mostrando que o sistema de detecção simulado consegue reproduzir valores de pixels próximos aos obtidos com sistema de detecção digital do tipo Flat Panel de 16 bits.

Palavras-chave: Flat panel, MCNPX, radiografia digital, simulação.

ABSTRACT

The aim of this work is to reproduce, using computer modeling with Monte Carlo Code MCNPX and experimental data, the response function of a 16-bit Flat Panel detector that use indirect conversion process. For this purpose, the sensitivity of the Scintillator material, the Noise, as well as the calibration of the simulated pixels value by experimental data will done. The comparison between experimental and simulated results showed differences below 10%, showing that the simulated detection system can reproduce pixel values close to those obtained with a 16-bit Flat Panel detector.

Keywords: Flat panel, MCNPX, digital radiography, simulation.

1. INTRODUÇÃO

Detectores *Flat Panel* são circuitos integrados, que detectam raios X ou gama e converte em sinais digitais que serão transformados em imagem digital para análise, armazenamento e envio de dados por meios eletrônicos.

Este detector consiste de milhões de pixel, cada um agindo como um detector individual, convertendo individualmente a radiação recebida em uma quantidade de carga proporcional à radiação incidente. Detectores *Flat Panel* por conversão indireta são detectores que convertem em um primeiro momento

a radiação incidente em luz, pelo uso de cintiladores. A luz gerada vai até fotodiodos geralmente constituídos de Silício Amorfo (a-Si), que criam cargas proporcionais a intensidade da luz. Estas cargas gerarão o sinal elétrico que após processamentos específicos se transformarão na imagem radiográfica. Os cintiladores mais comuns usados para este propósito são o Oxisulfito de Gadolínio (GSO) e o iodeto de cério (CsI) (HOHEISEL ET AL, 1998; KRZYSZ-TOF, 2010).

A Função Radiografia do código de Monte Carlo MCNPX (PELOWITZ, 2005) utiliza um conjunto de detectores pontuais próximos um do outro o bastante para gerar uma imagem baseada na fluência de partículas que atingem cada detector. Uma vez selecionada essa função, o MCNPX cria uma matriz bidimensional virtual de pixels perpendiculares ao eixo central do feixe de partículas onde milhões de detectores pontuais podem ser criados (um detector para cada pixel). Estes pixels funcionam como células onde as partículas serão contadas. Um pixel individual desta matriz representa um pixel da imagem simulada.

O objetivo deste trabalho é modelar, através da função radiografia do código MCNPX e de dados experimentais, a resposta de um detector *Flat Panel* por conversão indireta. Para tal, aspectos como a curva de sensibilidade do Cintilador, o Ruído, bem como a calibração do valor dos pixels simulados por dados experimentais serão abordados.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

O detector *Flat Panel* simulado neste trabalho é o modelo PERKIN ELMER XRD 0822 AP 14 IND, que utiliza como cintilador o Oxisulfito de Gadolínio (GSO), e fotodiodo de Silício amorfo. As seções seguintes descrevem a modelagem da curva de sensibilidade do cintilador GSO, considerações sobre a modelagem da densidade de fótons incidentes no detector bem como modelagem e inserção do ruído nas imagens simuladas.

2.1 Modelagem da Curva de Sensibilidade do Detector

Um dos principais problemas na utilização da função radiografia do código MCNPX é a modelagem de detectores experimentais. Pelo fato de a grade virtual de *pixels* criada pelo MCNPX não poder estar localizada em um material espalhador, o comportamento de um detector em função do seu material sensível não pode ser deduzido diretamente da função radiografia do código MCNPX, uma vez que a ausência de material dentro da grade impede a modelagem das reações atômicas/ nucleares da radiação com as substâncias que compõe este material sensível (PELOWITZ, 2005). A solução utilizada neste trabalho para simular a resposta em energia do cintilador GSO foi a utilização do comando *DE/DF* do código MCNPX. Este comando permite correlacionar os dados obtidos na simulação com outras grandezas de interesse, como por exemplo, fatores de conversão de fluência para dose, através da introdução de um multiplicador dependente da energia. O termo *DF* corresponde a uma função resposta de um material específico para energias *DE* da radiação incidente, em MeV, onde cada resultado da simulação (fluência) é multiplicado por um valor da função de conversão *DF* correspondente à energia *DE* da radiação incidente. Valores de energias fora da faixa definida no comando *DE/DF* são interpolados entre qualquer um dos valores maiores ou menores de energia contidos nas respectivas seqüências.

Por padrão, o MCNPX utiliza uma interpolação log-log entre os valores de *DE* e *DF*, porém interpolações linear-linear, log-linear, linear-log também podem ser feitas. A Figura 2.1 ilustra a geometria de irradiação modelada para a determinação da resposta de um cintilador GSO, em função da energia depositada em cada pixel.

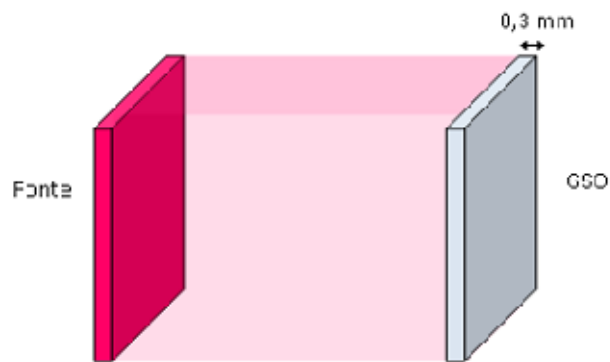


Figura 2.1 Geometria de irradiação modelada para obtenção da resposta em energia do cintilador GSO.

A função resposta DF do material sensível foi obtida através de simulações individuais de feixes monoenergéticos não divergentes provenientes de uma fonte plana, depositando energia por unidade de massa (MeV/g) em um bloco de GSO com densidade de $7,05 \text{ g/cm}^3$, espessura de $0,03 \text{ cm}$ e área igual a da fonte. O intervalo de energia utilizado foi de $0,002$ a 1 MeV . A Figura 2.2 mostra a curva de sensibilidade em energia do GSO obtida nas simulações com MCNPX. A região de descontinuidade na curva corresponde ao pico de fluorescência K (E_K) do Gadolínio, em 50 keV (KRZYSZTOF, 2010), reproduzido nas simulações.

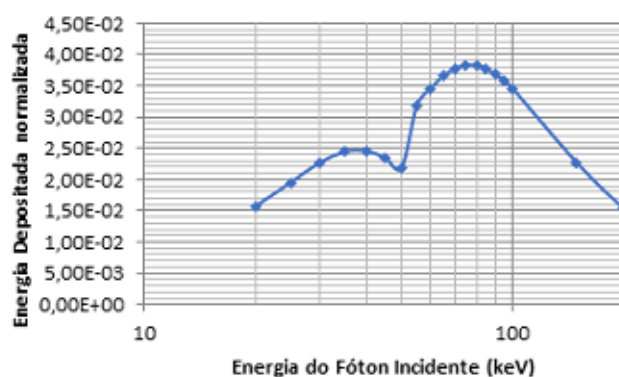


Figura 2.2 Função resposta do material sensível GSO obtida através de simulações com o código MCNPX. Os valores obtidos foram normalizados pela fluência de fótons emitidos pela fonte.

Uma vez obtidos os valores de DE e DF , estes foram agrupados e inseridos nos arquivos de entrada para modelagem de ensaios radiográficos com o código MCNPX. Desta forma, os resultados obtidos na grade detectora, em partículas/ cm^2 , são agora correlacionados aos valores de DE e multiplicados pelos respectivos valores de DF ($\text{MeV} \times \text{cm}^2/\text{g}$), sendo assim modificados para energia depositada por unidade de massa (MeV/g) no cintilador GSO. Os intervalos de energia de DE e da função resposta em energia no material sensível DF foram interpoladas logaritmicamente. Metodologia semelhante a esta foi utilizada com sucesso por Souza e Correa et al para determinação da curva de sensibilidade em energia de um detector *Image Plate* de material sensível Brometo Fluoreto de Bário (SOUZA et al, 2008; CORREA et al, 2008, 2010).

2.2 Consideração da Densidade de Fótons Incidentes no Detector

No código MCNPX as imagens obtidas com a função radiografia, bem como todas as demais grandezas calculadas pelo código, são normalizadas para 1 (uma) partícula emitida da fonte. Como o sinal produzido num detector *Flat Panel de conversão indireta* depende da energia total absorvida no cintilador, e esta, por conseguinte, varia com o número de fótons incidente no detector, foi utilizado neste trabalho a metodologia desenvolvida por Correa et al (2010) para considerar a densidade de fótons incidentes no detector simulado. O procedimento consiste, em uma primeira etapa, em normalizar os valores de energia absorvida por unidade de massa (dose) no detector *Flat Panel* pelo kerma no ar incidente no mesmo (obtido com o código MCNPX). Após, em uma etapa posterior, os valores normalizados de dose absorvida no detector simulado foram multiplicados pelo kerma no ar incidente em um detector *Flat Panel* real, onde o kerma no ar incidente no detector real tem que ser obtido nas mesmas condições de exposição usadas na simulação.

2.3 Calibração dos Pixels do Detector Simulado

Para correlacionar os valores de pixel do detector simulado com os de um detector real, visando incluir nas imagens informações inerentes a eletrônica associada ao detector, foram obtidas imagens de placas de alumínio homogêneas de grau de pureza de 99%, dimensões $10 \times 10 \text{ cm}^2$, para vários valores de kerma no ar incidente no detector. Os valores de kerma no ar foram variados modificando a espessura da placa de 0.5 mm à 30 mm, para valores fixos de tensão, corrente e tempo de 80 kV, 1 mA e 2s. Para medir o kerma no ar, uma câmara de ionização foi posicionada na região de localização do detector de imagem. Os valores de kerma no ar considerados constituíram na média aritmética de três medições.

O Quadro 2.1 apresenta as principais informações dos equipamentos usados e as Figuras 4.3 (a) e (b) mostram o arranjo experimental montado para obtenção das imagens da placa de alumínio e dos valores de kerma no ar incidente no detector.

Quadro 2.1 Descrição dos equipamentos utilizados na obtenção das imagens experimentais da placa de alumínio para calibrar os valores de pixels do detector simulado.

| Equipamentos | Características |
|------------------------|--|
| Equipamento de Raios X | YXLON Tensão máxima de operação: 160 kVp à 1000 W. Ânodo: Tungstênio Filtração total: 0.8 mm de Be + 3mm de Al |
| Conjunto dosimétrico | Fabricante: Radcal Modelo: ACCU-PRO 9096. Modelo da câmara de ionização: 10x5-6 |
| Detector Flat Panel | Tipo: conversão indireta - cintilador GSO - Sício Amorfo. Modelo: PERKIN ELMER XRD 0822 AP 14 IND Resolução do Sistema: 16 Bits. |

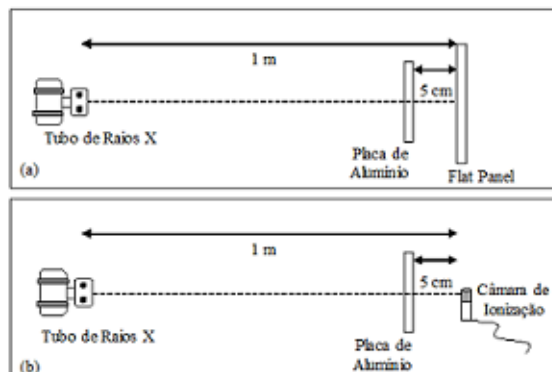


Figura 2.3 Em (a) arranjo experimental utilizado para obtenção das imagens com a placa de alumínio, e em (b) arranjo experimental utilizado para obtenção dos valores de kerma no ar incidente no detector.

As incertezas dos valores de kerma no ar experimentais foram calculadas considerando os parâmetros mostrados no Quadro 2.2.

Quadro 2.2 Parâmetros considerados no cálculo da incerteza do kerma no ar medidos com a câmara de ionização

| Tipo de Incerteza | Incerteza |
|-------------------|---|
| A | Desvio padrão da média de 3 medidas experimentais |
| B | Incerteza do conjunto dosimétrico: 3% (95%) |

Também foram simuladas imagens de uma placa de alumínio (densidade $2,699 \text{ g/cm}^3$) com dimensões de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e espessura de 0,5 cm. A fonte de raios X considerada nesta etapa constituiu em um disco de $10 \text{ }\mu\text{m}$ de diâmetro, colimada sob a forma de um cone de radiações através da técnica de redução de variância source biasing do MCNPX. As distribuições em energia de raios X utilizadas como parâmetros de entrada para simulação dos feixes de radiação foram obtidas através do *software* SRS-78 (CRANLEY et al, 1997) utilizando ânodo de tungstênio com angulação de 22° e tensão aplicada ao tubo de 80 kV. Não foi considerada nenhuma filtração no feixe de radiação. A fonte modelada buscou reproduzir as principais características do equipamento de raios X utilizado e descrito no Quadro 2.1. A geometria de irradiação modelada foi igual a apresentada na Figura

2.3, onde as distâncias entre a fonte de raios X e o detector, e entre a placa de alumínio e o detector foram, respectivamente, de 1 m e 5 cm. Dois programas foram desenvolvidos, um para obter as imagens simuladas, e outro para medir o kerma no ar incidente no detector de imagem. Para obter as imagens simuladas, um detector com dimensões de 2,0 x 2,0 cm² e resolução de 100 µm, e a curva de sensibilidade do cintilador GSO foram considerados. Para obter valores de kerma no ar a geometria de irradiação apresentada na Figura 2.3 (b) foi modelada, e um detector pontual (comando F5) foi posicionado alinhado com o eixo central do feixe de radiação a 5 cm da placa de alumínio. Fatores de conversão *DE/DF* fornecidos pela ICRP51 (ICRP, 1997) foram usados para converter fluxo para kerma no ar. Os valores de pixels da imagem simulada foram normalizados pelo kerma no ar simulado e multiplicados pelo kerma no ar obtido experimentalmente, conforme descrito na Seção 2.2. Este procedimento foi realizado para cada valor de kerma no ar experimental obtido com a variação do produto corrente e tempo de exposição. Após, os valores das médias aritméticas dos pixels do detector simulado foram plotados em função dos valores das médias aritméticas dos pixels do detector experimental, conforme mostra a Figura 2.4.

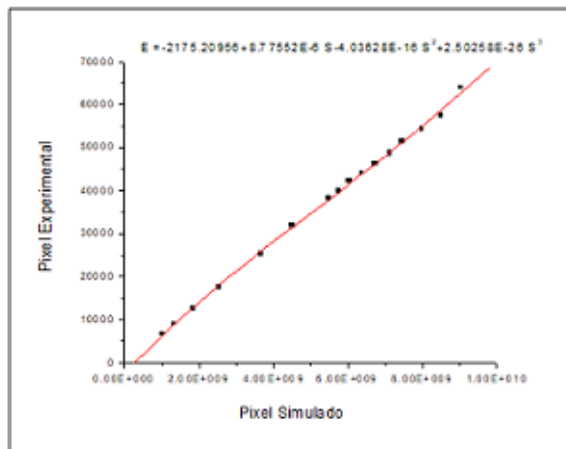


Figura 2-4. Valores das médias aritméticas dos pixels do detector simulado em função dos valores das médias aritméticas dos pixels do detector real. Dados obtidos para diferentes valores de kerma no ar incidente no detector.

Cada valor de média aritmética dos pixels do detector experimental foi obtido considerando cinco regiões da imagem. A variação máxima entre os valores médios das cinco regiões analisadas foi inferior a 3% da média global. As análises das imagens experimentais foram realizadas utilizando o *Software Image J* (RASBAND, 2013). Ajustando uma curva entre os valores das médias aritméticas dos pixels do detector simulado e dos valores das médias aritméticas dos pixels do detector experimental (apresentados na Fig. 2.4), foi possível obter uma equação para tornar os valores dos pixels do detector simulado (*PS*) compatíveis com os de detectores reais *Flat Panel* de 16 bits (*VP*). A curva é mostrada na Equação 1 e foi obtida com um coeficiente de determinação de 0,99988 para 17 pontos.

$$VP = -2175.20956 + 8.77552 \cdot 10^{-6} \cdot PS - 4.03628 \cdot 10^{-10} \cdot PS^2 + 2.50258 \cdot 10^{-26} \cdot PS^3 \quad (1)$$

2.4 Caracterização do Ruído do Sistema *Flat Panel*

A máxima razão sinal ruído (SNR) de qualquer sistema de imagem ocorre quando os raios X são absorvidos pelo material sensível do detector. Se a razão sinal ruído do sistema de imagem é essencialmente determinada nesta etapa, é dito que o desempenho do sistema de imagem é limitado pelo ruído quântico. Visando obter a curva característica do ruído do sistema *Flat Panel* estudado, os mesmos arranjos experimentais descritos anteriormente na Seção 2.3 e esquematizados nas Figuras 2.3 (a) e (b) foram montados. Através deste arranjo foram obtidas várias imagens experimentais da placa de alumínio homogênea de dimensões 10 x 10 cm², 0,5 cm de espessura e grau de pureza de 99%, para vários valores de kerma no ar incidente no detector. Os valores de kerma no ar foram variados modificando o produto corrente e tempo de exposição, e a tensão aplicada ao tubo de raios X, que variou de 50 kV à 90 kV. Através das imagens obtidas e do *software Image J*, foram adquiridos a média aritmética (μ)

e o desvio padrão dos valores de pixels (σ). Usando a média aritmética e o desvio padrão dos valores de pixel da imagem experimental foi possível estimar o ruído quântico e o ruído total. O ruído quântico foi calculado pela raiz quadrada da média dos valores de pixels da imagem ($\sqrt{\mu}$) e o ruído total pelo desvio padrão dos valores de pixels da imagem. Considerando isto, foram calculados para as diversas imagens experimentais o ruído quântico e o ruído total em função do kerma no ar incidente no detector de imagem. Através da razão entre as funções ajustadas para o ruído total e o ruído quântico foi possível determinar o fator multiplicativo α em função do kerma no ar incidente no detector. A Figura. 2.6 mostra o comportamento do fator multiplicativo α estimado em função do kerma no ar no detector, e a Equação 2.

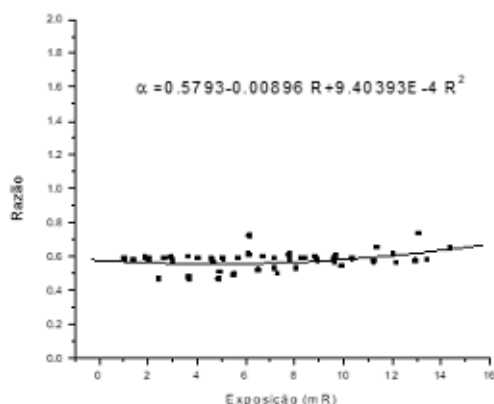


Figura 2.4. Fator multiplicativo (α) em função do kerma no ar (K) incidente no detector.

$$\alpha = 0.5793 - 0.00896 \cdot R + 9.40393 \cdot 10^{-4} \cdot R^2 \quad (2)$$

Estas informações foram inseridas em um programa de pós-processamento de dados de imagens radiográficas modeladas com MC-NPX denominado PROGRAMA IMAGEM (SOUZA et al, 2008), que acrescenta o ruído obtido nas imagens experimentais nas imagens simuladas.

3. ANÁLISE DO SISTEMA DE DETECÇÃO MODELADO

Para validar o sistema de detecção modelado foram realizadas duas análises: análise

dos valores de pixels e análise de imagens obtidas de um corpo de prova. Nas seções seguintes serão apresentadas as análises.

3.1 Análise dos Valores de Pixels obtidos com o Sistema de Detecção Modelado

Para realizar esta análise foram obtidas imagens de placas de acrílico com dimensões de 10 x 10 cm² e espessuras variadas de 0,8 à 5,5 cm, e imagens de placas de poliestireno com dimensões de 10 x 10 cm² e espessuras variadas de 1 à 5 cm. Todas as imagens foram obtidas utilizando o mesmo arranjo experimental ilustrado na Figura 4.3 e os equipamentos descritos no Quadro 2.1. A técnica utilizada para irradiação das placas de diferentes materiais e espessuras foi de 80 kV, 1 mA e 2s, e para cada exposição os respectivos valores de kerma no ar incidente no detector foram medidos. As imagens simuladas foram adquiridas considerando a mesma geometria de irradiação empregada para obter as imagens reais. Foi utilizado um detector com dimensões 2,0 x 2,0 cm² e resolução de 100 μ m na simulação, e ambas contribuições direta e espalhada foram obtidas juntas. A fonte modelada de raios X, descrita na Seção 2.1, também foi utilizada.

Os Quadros 3.1 e 3.2 apresentam a comparação entre os valores dos pixels obtidos através das imagens experimentais e das imagens simuladas para as placas de acrílico e poliestireno, respectivamente. Os valores de pixels simulados foram obtidos através da média aritmética dos pixels da imagem simulada, e os valores de pixels experimentais foram obtidos através da média aritmética dos pixels em cinco regiões distintas da imagem experimental. A variação máxima entre os valores médios das cinco regiões analisadas nas imagens experimentais foram inferiores a 10% da média global.

Quadro 3.1 Comparação entre os valores dos pixels obtidos através das imagens experimentais e das imagens simuladas para as placas de acrílico.

| Espessura de Acrílico (mm) | Valor de Pixel Experimental | Valor de Pixel Simulado | Diferença Percentual (%) |
|----------------------------|-----------------------------|-------------------------|--------------------------|
| 8 | 58656 | 61763 | 5.30 |
| 16 | 52047 | 54584 | 4.87 |
| 24 | 46082 | 47960 | 4.08 |
| 32 | 40493 | 41845 | 3.34 |
| 40 | 35276 | 36456 | 3.35 |
| 48 | 30811 | 31969 | 3.76 |
| 56 | 26544 | 27640 | 4.13 |

Quadro 3.2 Comparação entre os valores dos pixels obtidos através das imagens experimentais e das imagens simuladas para as placas de poliestireno.

| Espessura de Poliestireno (mm) | Valor de Pixel Experimental | Valor de Pixel Simulado | Diferença Percentual (%) |
|--------------------------------|-----------------------------|-------------------------|--------------------------|
| 10 | 59247 | 63003 | 6.34 |
| 20 | 52726 | 55727 | 5.69 |
| 30 | 46834 | 49577 | 5.86 |
| 40 | 41103 | 43520 | 5.88 |
| 50 | 35757 | 37977 | 6.21 |

Através dos Quadros 3.1 e 3.2 pode-se observar uma diferença percentual relativa máxima entre os valores de pixels das imagens experimentais e simuladas de 6.34 % para a placa de poliestireno, o que demonstra boa concordância entre os sistemas de aquisição de imagens experimental e simulado para obter imagens de materiais com diferentes composições e espessuras.

Para confirmar se há boa concordância entre os valores de pixels obtidos experimentalmente e através da simulação com a variação da técnica radiográfica foram também obtidas imagens experimentais e simuladas de uma placa de alumínio de 1 mm de espessura variando valores de tensão, para valores fixos de corrente

de 1 mA e tempo de exposição de 2 s. A metodologia de estimativa dos valores dos pixels simulados e experimentais, e a configuração geométrica de irradiação foram iguais as utilizadas anteriormente. Entretanto, a variação máxima entre os valores médios das regiões analisadas na imagem experimental foi inferior a 6% da média global, conforme mostra o Quadro 3.3.

Quadro 3.3 Comparação entre os valores dos pixels obtidos através das imagens experimentais e das imagens simuladas variando a técnica radiográfica empregada

| Tensão (kV) | Valor de Pixel Experimental | Valor de Pixel Simulado | Diferença Percentual (%) |
|-------------|-----------------------------|-------------------------|--------------------------|
| 45 | 7563 | 7125 | 5.79 |
| 50 | 11412 | 11449 | 0.32 |
| 55 | 16283 | 17199 | 5.62 |
| 60 | 22421 | 23282 | 3.84 |
| 65 | 29567 | 30406 | 2.84 |
| 70 | 37741 | 38600 | 2.28 |
| 75 | 47271 | 47940 | 1.42 |
| 80 | 57975 | 59515 | 2.66 |

4. CONCLUSÕES

Os resultados obtidos confirmam que mesmo variando a técnica radiográfica a diferença percentual relativa entre os valores de pixel obtidos experimentalmente e através da simulação é menor que 10%. Esses resultados mostram que o sistema de detecção simulado neste trabalho consegue reproduzir valores de pixels próximos aos obtidos com sistema de detecção digital do tipo *Flat Panel* de 16 bits, ilustrando a capacidade do código MCNPX em reproduzir cenários radiográficos, e mostrando que a metodologia desenvolvida consegue tornar as imagens simuladas compatíveis com as experimentais.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem ao suporte financeiro da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), e da Fundação Carlos Chagas Filho de Amparo a Pesquisa do Estado do Rio de Janeiro (FAPERJ).

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

CORREA, S. C. A.; SOUZA, E. M et al. “Dose–image quality study in digital chest radiography using Monte Carlo simulation”, *Applied Radiation and Isotopes*, **66**, pp.1213-1217 (2008).

CORREA, S. C. A.; SOUZA, E. M et al. “Computed radiography simulation using the Monte Carlo code MCNPX”, *Applied Radiation and Isotopes*, **68**, pp.1662-1670 (2010).

CRANLEY, K.; GILMORE, B. J; FOGARTY, G. W. A., *Catalogue of Diagnostic X-Ray Spectra and Other Data*”, Institute of Physics and Engineering in Medicine, **Report 48** (1997).

HOHEISEL, M.; ARQUES; M., CHABAAL, J. et al. Amorphous silicon X-ray detectors”, *Journal of Non-Crystalline Solids*, **227-230**, pp.1300-1305 (1998).

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, *Data for Use in Protection Against External Radiation*, ICRP Publicação 51, Oxford: Pergamon Press (1987).

KRZYSZTOF, I. *Semiconductor Radiation Detection Systems*, Taylor & Francis Group, Boca Raton, USA (2010).

PELOWITZ, D.B., *MCNPX User’s Manual. Version 2.5.0. LA-CP-05-0369*, Los Alamos National Laboratory Report, Los Alamos, USA (2005).

RASBAND, W. “ImageJ documentation”, www.rsb.info.nih.gov (2013).

SOUZA, E. M.; CORREA, S. C. A. et al. “Methodology for digital radiography simulation using the Monte Carlo code MCNPX for industrial applications”, *Applied Radiation and Isotopes*, **66**, pp.587-592 (2008).