

# $\mu$ SPECT: AVALIAÇÃO DA IMAGEM UTILIZANDO COLIMADOR TIPO PINHOLE – RESULTADOS PRELIMINARES

Leandro Sunao Miady<sup>1</sup>, Peterson Lima Squair<sup>2</sup>, Lorena Pozzo<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Universidade Estadual Paulista, São José do Rio Preto, Brasil

<sup>2</sup>Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, Brasil

<sup>3</sup>Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil

## Resumo

Na cintilografia, o método de obtenção de imagem tomográfica chama-se *SPECT* (do inglês *single photon emission computed tomography* – tomografia computadorizada de emissão de fóton único), assim como o equipamento capaz de adquirir tais imagens tomográficas envolvendo animais de pequeno porte pode ser chamado de  $\mu$ SPECT. Embora o equipamento seja direcionado para aquisição de imagens tridimensionais, existe a necessidade em certos estudos de obter imagens bidimensionais. O presente trabalho consiste em verificar e analisar o fator de magnificação da imagem bidimensional para posterior aplicação ao estudo de dosimetria de <sup>131</sup>I em camundongos. Os resultados experimentais permitiram analisar e comparar os fatores de magnificação para cada parâmetro utilizado para futuros experimentos.

**Palavras-chave:**  $\mu$ SPECT, pinhole, aquisição 2D, aquisição 3D.

## Abstract

At scintigraphy, the method of obtaining tomographic image is called *SPECT* (single photon emission computed tomography), as well as the equipment able to acquire such tomographic images involving small animals can be called  $\mu$ SPECT. Although the equipment is directed to the acquisition of three-dimensional images, a need exists in certain studies to obtain two-dimensional images. This study aims to verify and analyze the two-dimensional image magnification factor for later application to the study of <sup>131</sup>I dosimetry in mice. The experimental results allowed us to analyze and compare the magnification factors for each parameter used for future experiments.

**Keywords:**  $\mu$ SPECT, pinhole, 2D and 3D acquisition.

## 1. Introdução

A *Single Photon Emission Computed Tomography* (*SPECT*) é uma técnica capaz de obter imagens bi ou tridimensionais de uma fonte radioativa e é considerada uma das principais opções de imagem molecular *in vivo*. O equipamento conhecido como  $\mu$ SPECT permite a realização de experimentos com animais de pequeno porte, como ratos e camundongos a fim de obter imagens possibilitando assim, o estudo da biodistribuição de um radiofármaco dentro do animal, por exemplo. Embora o equipamento seja direcionado para aquisição de imagens tridimensionais, existe a necessidade em certos estudos de obter imagens bidimensionais, como é o caso do projeto CNPq - n° 401079/2013-9 intitulado “Dosimetria de <sup>131</sup>I: otimização de parâmetros de aquisição e processamento em  $\mu$ SPECT/CT”.

O  $\mu$ SPECT é composto por dois detectores, cada um contém um colimador, um cristal de CsI (Na) e uma matriz de tubos fotomultiplicadores associados a um sistema eletrônico o qual fará a conversão das informações provenientes da radiação de um radionuclídeo em imagem.

Os colimadores disponíveis no Centro de Radiofarmácia-IPEN – CNEN/SP são do tipo

pinhole e são classificados em duas categorias: single-pinhole e multi-pinhole (figura 1).



Figura 1. Single-Pinhole e Multi-pinhole.

## 2. Materiais e Métodos

Para o experimento em questão utilizou-se o single-pinhole, cuja composição é de tungstênio e possui espessura de 2 mm. O pequeno orifício cônico no centro possui uma abertura interna de 1 mm e duas aberturas externas de 2 mm (figura 2).

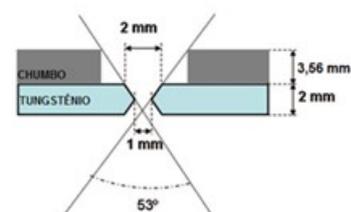


Figura 2. Corte transversal do colimador e o chumbo acoplado. Adaptado ref [1].

Para Campos de Visão (FOVs) de 50 mm, 80 mm e 120 mm a distância da fonte ao colimador foi de 39 mm, 68 mm e 91 mm, respectivamente (figura 3). No entanto, não foi medida da fonte ao colimador para FOV de 25 mm.

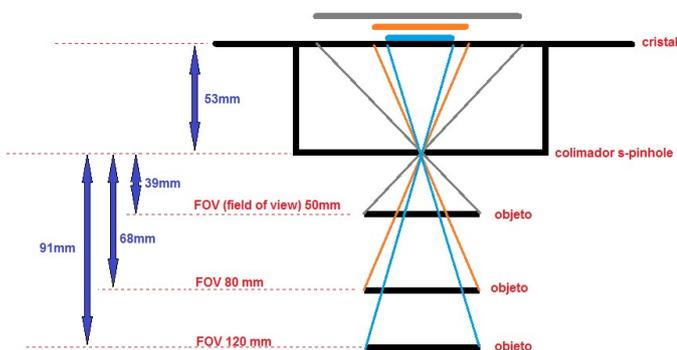


Figura 3. Representação experimental do detector e os diferentes FOVs.

Para o cálculo do Fator de magnificação, figura 4, percebe-se que  $f$  e  $O$  são constantes. Portanto, o tamanho da imagem é inversamente proporcional à distância do objeto ao colimador, ou seja, quanto maior a distância do objeto ao colimador, menor será o tamanho da imagem.



Figura 4. Fator de magnificação da imagem. Adaptado ref[2].

Uma vez ajustado o FOV, pode-se optar por obter uma imagem planar do objeto (2D) com os detectores estacionados ou rotacioná-los em torno do objeto em 180 graus (3D). Para cada projeção cada detector rotaciona 6 graus. Para o presente experimento utilizou-se dois simuladores (*phantom*) de dimensões distintas, conforme figura 5 abaixo:

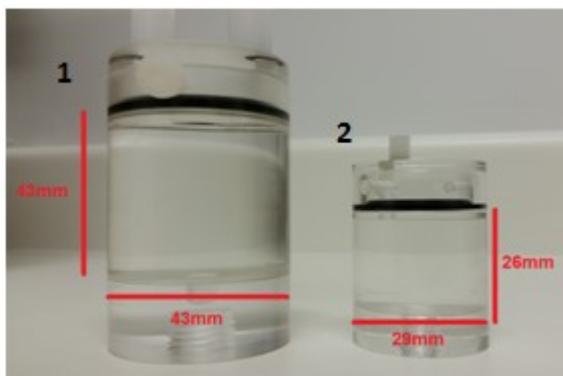


Figura 5. Dois simuladores (*Phantom*) de dimensões distintas.

Para o *phantom* de maior dimensão (1) diluiu-se 5,45 mCi de  $^{99m}\text{Tc}$  em água. Nesse experimento obteve-se imagens tanto 2D quanto 3D (somente para FOV 80 mm – *phantom* 1).

Para o *phantom* de menor dimensão (2) diluiu-se 5,00 mCi de  $^{99m}\text{Tc}$  em água. Nesse experimento obteve-se somente imagens 2D para FOVs de 50 mm, 80 mm e 120 mm.

Para a visualização das imagens utilizou-se o programa Amide. ref [1]

### 3. Resultados

A figura 6 abaixo refere-se às imagens obtidas para o *phantom* 1 (43 mm x 43 mm).

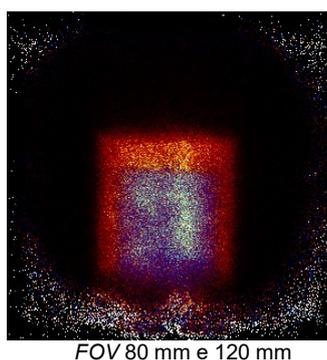
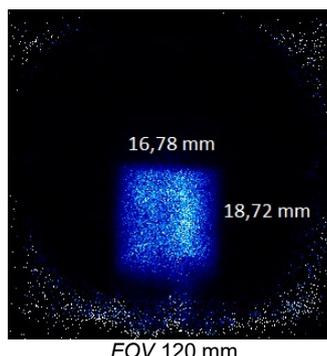
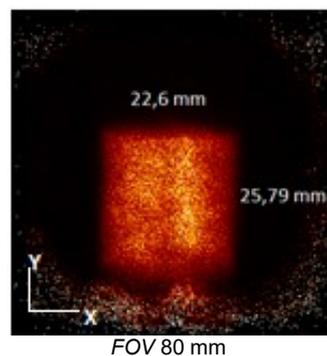


Figura 6. Imagens planares (2D) do *phantom* 1 para FOVs 80 mm e 120 mm e sobreposta, respectivamente.

A figura 7 abaixo refere-se às imagens reconstruídas (3D) obtidas para o *phantom* 1 (43 mm x 43 mm).

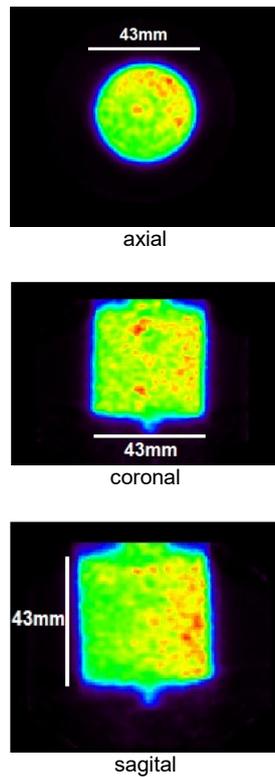


Figura 7. Imagem reconstruída referente ao *phantom 1* e FOV 80 mm.

A figura 8 abaixo refere-se às imagens obtidas para *phantom 2* (29 mm x 26 mm):

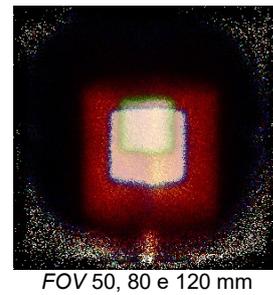
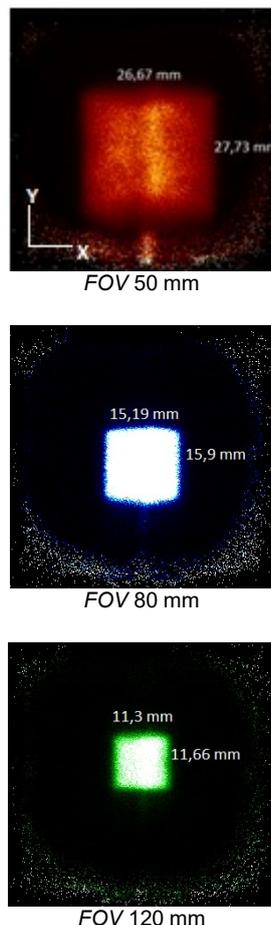


Figura 8. Imagens planares (2D) do *phantom 2* para diferentes FOVs e sobrepostas, respectivamente.

Analisando as imagens planares (2D) obtidas para os dois *phantoms*, percebe-se que o fenômeno da diminuição das dimensões da imagem à medida que aumenta-se o FOV ocorreu conforme o esperado. No entanto, o fator de magnificação para comprimento foi diferente ao de largura (tabelas 1 e 2). Nas imagens reconstruídas, as dimensões foram mantidas. Isto se deve, provavelmente, ao fato de se corrigir a magnificação antes ou durante a reconstrução tomográfica (algoritmo 3D-OSEM).

Tabela 1. Magnificação *phantom 1*

<i>Phantom 1</i> (43 mm x 43 mm)	Magnificação
FOV 80	0,525 x 0,600
FOV 120	0,390 x 0,435

Tabela 2. Magnificação *phantom 2*

<i>Phantom 2</i> (29 mm x 26 mm)	Magnificação
FOV 50	0,919 x 1,066
FOV 80	0,523 x 0,611
FOV 120	0,389 x 0,448

#### 4. Discussão

Para o *phantom 1* (43 mm x 43 mm), era de se esperar que a magnificação da imagem fosse uniforme, o que não foi o caso, pois o comprimento resultou em dimensões maiores à largura. Nas imagens do *phantom 2* (29 mm x 26 mm) percebe-se que as dimensões estão com valores muito próximos, uma vez que a largura é maior que comprimento. Portanto, pode-se concluir que o fator de magnificação é maior para valores do eixo Y (comprimento). Diante deste fato, é provável que o pinhole não possua a abertura circular externa de forma regular conforme imaginado e seja em formato oval, o que poderia ser a causa da não uniformidade da magnificação da imagem.

#### 5. Conclusões

Este estudo é de grande importância justamente pelo fato de que provavelmente não há opção de corrigir imagens bidimensionais. Os resultados obtidos podem ser usados como valores de referência ou linha de base para futuras aquisições de imagens planares (2D) do mesmo equipamento.

## **Agradecimentos**

Ao CNPq pelo apoio financeiro a este projeto.

## **Referências**

1. F. Sánchez, A. Oreó, A. Soriano, C. Correcher, P. Conde, et al. ALBIRA: A small animal PET/SPECT/CT imaging system. *Medical Physics* 40, 051906 (2013).
2. Benjamin L. Franc, Paul D. Acton, Carina Mari, et al. Small-Animal SPECT and SPECT/CT: Important Tools for Preclinical Investigation. *J Nucl Med* 2008; 49:1651-1663.
3. <http://amide.sourceforge.net/>, acessado no dia 25/05/2015.

## **Contato:**

Lorena Pozzo  
Centro de Radiofarmácia – IPEN  
Avenida Lineu Carlos Prestes, 2242  
Cidade Universitária  
São Paulo – SP  
CEP 05508-000  
[lorena.pozzo@ipen.br](mailto:lorena.pozzo@ipen.br)