

# DESENVOLVIMENTO E CARACTERIZAÇÃO DE UM MAPEADOR CINTILOGRÁFICO DE TIREÓIDE.

Reinaldo Pérez Sánchez\*, Homero E. Bañados Pérez\*

\*Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares  
Travessa R 400, Cidade Universitária  
São Paulo SP Brasil  
CEP 05508-900

## RESUMO

É descrito o desenvolvimento de um mapeador cintilográfico de tireóide para ser utilizado em um sistema de processamento automático de imagens para pré-diagnose. São reportados os testes para a caracterização do mapeador como equipamento de obtenção de imagens, especificamente o estudo da resolução espacial. O mapeador é considerado adequado para a obtenção de imagens de tireóide

**Palavras-chaves:** mapeador, cintilografia, tireóide.

## I. INTRODUÇÃO.

Segundo dados fornecidos pela Sociedade Brasileira de Biologia e Medicina Nuclear existem no Brasil aproximadamente 150 serviços (laboratórios) que atuam na área da Medicina Nuclear. Nesses serviços 40 % dos equipamentos utilizados correspondem a mapeadores retilíneos e os demais a gama-câmaras. Em média, são atendidos 30.000 pacientes/mês nesta modalidade. Existem cerca de 73 tipos de exames correntemente utilizados pela classe médica brasileira nesta categoria (sem contar os radioimunoensaios), onde 30 % dos exames correspondem ao de avaliação da função tireoidiana. A utilização do mapeador retilíneo se justifica devido ao menor custo operacional e tempo necessário para a realização de imagens de pequenos órgãos como a tireóide, quando comparado com a gama-câmara.

Trabalhos recentes nesta área assinalam [8,9] que o uso de técnicas de inteligência artificial, especificamente redes neurais artificiais, para o processamento de imagens médicas constitui um método promissor, onde é possível obter sob operação automática resultados confiáveis e com menor tempo de processamento, comparado com o processamento convencional. Além disso, a otimização dos componentes do mapeador, isto é, sistema de detecção, colimador, sistema de varredura bidimensional (scanner), tratamento digital de imagens (filtros matemáticos), software de controle e operação do equipamento constituem fatores importantes para a obtenção de um resultado de qualidade no diagnóstico.

Um estudo típico de tireóide consiste na administração ao paciente de um radiofarmaco adequado que é acumulado na tireóide [12,13]. A obtenção de uma imagem cintilográfica permite realizar o estudo desejado: avaliar o estado do órgão, localizar a posição exata para

cirurgia, etc. Uma imagem cintilográfica da tireóide pode determinar a presença da glândula situada em posição normal ou incorreta (glândula ectópica). O tamanho relativo da glândula pode indicar doenças tais como tireoiditis. Também é importante pesquisar a presença de nódulos. Estes podem ser nódulos quentes com atividade maior que aquela das células normais ou nódulos frios, com menor atividade. Nódulos com a mesma atividade que o tecido normal tem sido observados em apenas alguns casos [16].

Este trabalho tem o objetivo de desenvolver e caracterizar um protótipo de mapeador cintilográfico de tireóide, que será parte do sistema de avaliação médica da função tireoideana com análise automática baseada em redes neurais, em desenvolvimento no IPEN.

Neste trabalho são descritos os materiais e métodos utilizados para desenvolver e caracterizar o mapeador cintilográfico e os resultados obtidos nestes ensaios.

## II. MATERIAIS E MÉTODOS.

O mapeador está composto do sistema de detecção de radiações e do módulo de controle e aquisição, que são descritos a seguir.

**Sistema de Detecção de Radiações.** O sistema de detecção de radiações está constituído por um detector cintilador NaI(Tl) ( $\varnothing$ 76mm x 25mm) e um colimador de chumbo. Ele é situado no ponto de interseção dos eixos da mesa do mapeador, cuja posição é controlada pelos motores de passo colocados em cada eixo. Nos ensaios realizados com o sistema de detecção das radiações foi obtida uma resolução energética de 12% para o fotopico do  $^{99m}\text{Tc}$  ( $E\gamma = 140,51 \text{ keV}$ ).

O colimador de chumbo foi projetado e construído para uso com os radioisótopos  $^{131}\text{I}$ ,  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ , etc. As paredes de 1 cm de chumbo garantem uma atenuação de 10 vezes da radiação mais energética do  $^{131}\text{I}$  ( $E_\gamma = 364,48 \text{ keV}$ ). A radiação gama de radioisótopos tais como o  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  ( $E_\gamma = 140,51 \text{ keV}$ ) resultam atenuadas em um grau maior. O canal cilíndrico de 1 mm de diâmetro garante uma colimação com adequada resolução espacial.

**Módulos de Controle e Aquisição do Mapeador.** Os módulos de controle e aquisição do mapeador estão constituídos pelo analisador multicanal NOVELEC SM512 e pelo conjunto controlador SYNCRO ICH\_XY para os motores de passo.

O SM512 é um analisador multicanal portátil com ligação serial RS-232 com o computador. O funcionamento do analisador multicanal foi ajustado para trabalhar com a radiação do  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ . O ICH\_XY também é ligado ao computador por porta serial RS-232 e apresenta um grupo de funções para o controle e operação pelo computador, permitindo movimentar o sensor e manter atualizada a posição e estado dos motores. Foram desenvolvidos módulos em MS Visual Basic para o controle e monitoração do SM512 e do ICH\_XY por meio de portas seriais padrão.

Todos estes módulos foram integrados num software, que permite fazer a monitoração dos parâmetros de interesse durante a realização do “scan” até a obtenção da imagem. Para garantir o correto desenvolvimento do software com o mínimo de erros e segundo o especificado, foram utilizadas técnicas de gerenciamento do projeto, que estão descritas de forma mais ampla em [15].

### III. DESEMPENHO DO MAPEADOR NA OBTENÇÃO DE IMAGENS.

Com o fim de testar o funcionamento do sistema em conjunto foram realizadas medidas com simuladores de diferentes tipos. Na Fig. 1 é mostrada a imagem de uma fonte pontiforme.

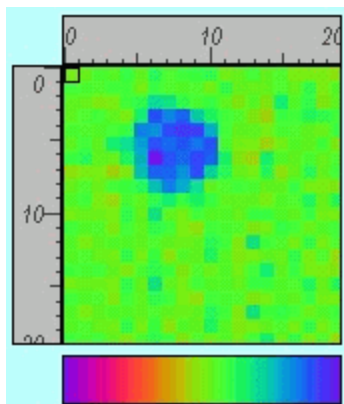


Figura 1: Medida de Fonte Pontiforme.

Também foram medidos simuladores de tireóide formados com fontes feitas de varias camadas sobrepostas de papel de filtro saturado de solução com  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ . Uma das

imagens obtidas é mostrada na Fig. 2. É levada em conta a diminuição da taxa de contagem devida ao decaimento do radioisótopo.

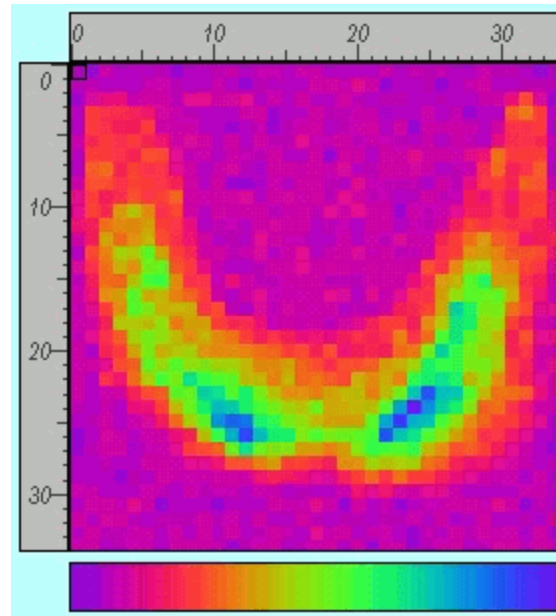


Figura 2: Medida de Simulador de Tireóide.

Uma descrição ampla das características operacionais relevantes para a avaliação de um mapeador para obtenção de imagens planas é dada no trabalho [14]. O parâmetro mais importante para o nosso trabalho é o referido à resolução espacial do mapeador, ou seja, a capacidade do instrumento de detectar dois objetos, situados a curta distância um do outro, como duas entidades diferentes. Uma medida da resolução espacial é a largura à meia altura da função de dispersão de ponto ou da função de dispersão de linha, ou, em um sentido mais amplo, a função de transferencia de modulação.

**Cálculo da Função de Transferencia de Modulação.** A função de transferencia de modulação, MTF, fornece a mais completa caracterização da resolução de um mapeador, assumindo que a resposta do sistema seja linear. Porém a condição de linearidade não é estritamente cumprida neste caso, a MTF é útil na avaliação da resolução. A MTF é o espectro de frequências espaciais que o mapeador consegue medir [6], e mede a transferencia de contraste do objeto para a imagem em função da frequência espacial (dimensões do objeto) [14].

Existe [2,3,4] um grupo variado de métodos para a medida objetiva da resolução espacial de equipamentos para obter imagens. Todos requerem que seja cuidadosamente medida a função de dispersão de linha (LSF) de onde é calculada a largura a meia altura (FWHM) e a função de transferencia de modulação (MTF) [14]. Por exemplo, o padrão NEMA [5] para a medição da resolução espacial partindo da LSF requer a aquisição de uma imagem digital de uma fonte linear com largura 1 mm.

Entretanto, outros métodos tem sido propostos para simplificar esta tarefa com um custo em termos de perda de precisão nos resultados, mas com vantagens em quanto a rapidez do teste e a simplicidade do equipamento utilizado. Um destes métodos está baseado na utilização dos momentos estatísticos em imagens de simuladores de barras de diferentes larguras[1]. Utilizando o método dos momentos estatísticos pode ser calculada uma aproximação da MTF verdadeira:

$$MTF(f) = \frac{[Peak(f) - Valley(f)] / 2}{[Peak(f) + Valley(f)] / 2} \quad (1)$$

onde  $Peak(f)$  e  $Valley(f)$  são os valores máximo e mínimo da curva sinusoidal de frequência  $f$ , assumindo que o padrão de barras na imagem é uma sinusóide.

Outra variante simplificada do método é a proposta em [10] com a modificação de [11]. Este método consiste na medida de um simulador uniforme que apresente uma borda linear no campo de visão do medidor. A borda deve estar orientada na direção das colunas ou fileiras da imagem obtida. Uma imagem aproximada de uma fonte linear é obtida diferenciando numericamente a imagem da borda, a chamada função de dispersão de linha  $LSF(x)$ . A transformada de Fourier é aplicada á  $LSF(x)$  para obter a função óptica de transformação  $OTF(f)$ . A  $MTF(f)$  é obtida como o módulo da  $OTF(f)$ .

Porém os dois métodos são em alguma medida aproximados, a aplicação de ambos permite uma avaliação mais exata das características do sistema na aquisição de imagens. Uma medida mais exata será realizada com uma fonte linear e condições de medida (tempo de medida, etc.) mais adequadas. Para aplicar o método dos momentos estatísticos foram preparados simuladores na forma de faixas de diferentes larguras. Os simuladores foram confeccionados com papel de filtro ao qual foi aplicada uma solução de  $^{99m}Tc$ . Posteriormente o papel com o radioisótopo foi coberto com varias camadas de adesivo plástico até permitir a utilização sem riscos de contaminação do equipamento. Simuladores com barras de diferentes larguras foram preparados e medidos: 1,5 mm, 2 mm, 3 mm e 4 mm. Todas as medidas de segurança desde o ponto de vista radiológico foram observadas. As imagens obtidas com estes simuladores são mostradas nas Figs. 3,4,5 e 6 (imagens sem processar).

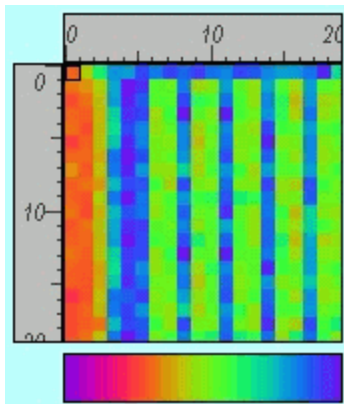


Figura 3: Medida de Simulador d = 1,5mm.

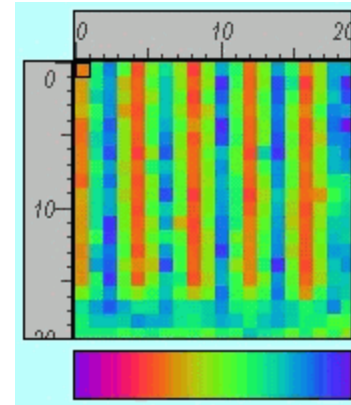


Figura 4: Medida de Simulador d = 2mm.

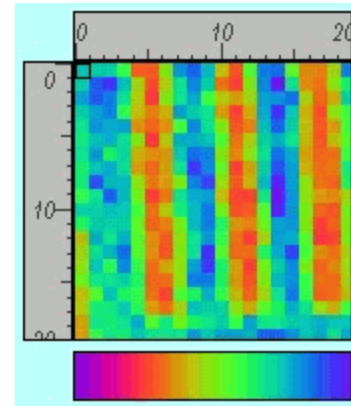


Figura 5: Medida de Simulador d = 3mm.

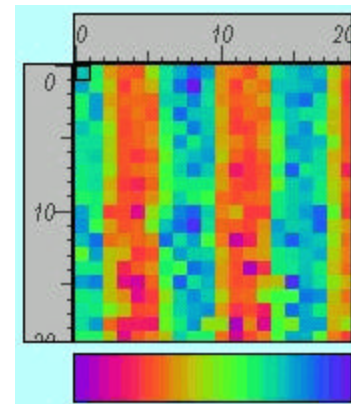


Figura 6: Medida de Simulador d = 4mm.

O tempo de medição foi 10 s para cada ponto. A utilização de um colimador com um único canal garante uma boa resolução espacial (o simulador com  $d = 1,5$  mm é adequadamente reproduzido na Fig. 3) mas implica numa perda de eficiência. Este problema será tratado com a

construção de um colimador multicanal com foco a ser desenvolvido.

Para calcular diretamente a  $MTF(f)$  foi medido um simulador estendido, preparado com as mesmas condições dos anteriores, e foi colocada a borda deste no centro do campo de visão do mapeador. A imagem obtida é mostrada na Fig. 7.

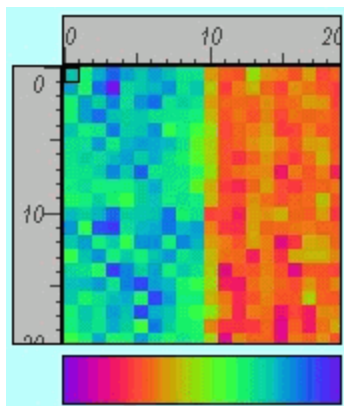


Figura 7: Medida de Simulador de borda.

A transformada de Fourier TF (estendida com zeros para utilizar o algoritmo da transformada rápida [7]) foi aplicada a  $LSF(x)$  obtida com a derivada numérica da imagem. O módulo da  $OTF(f)$  da diretamente a  $MTF(f)$ . A  $MTF(f)$  calculada apresenta valores elevados para frequências acima de  $0,45 \text{ mm}^{-1}$ . Isto é resultado do efeito de “aliasing” na transformada de Fourier, devido a amostragem a intervalos finitos (passo  $\Delta=1\text{mm}$ ) de dados com alta variabilidade (o ruído aleatório das medidas nucleares é representado como componentes de frequência acima da frequência crítica de Nyquist  $f_c=1/(2\Delta)$ , e toda a potência no espectro correspondente a estas componentes é repassada para os extremos do intervalo  $[-f_c, f_c]$  de definição da transformada [7]).

#### IV. RESULTADOS

A incerteza máxima da posição do detector no sistema de varredura, controlado pelo software desenvolvido, resultou em  $0,12 \text{ mm}$ .

Os resultados obtidos para a  $MTF(f)$  calculada por ambos métodos são mostrados na Fig. 8. Os pontos obtidos com o método dos momentos estatísticos estão em boa correlação com os valores da  $MTF(f)$  (a curva mostrada é apenas uma indicação gráfica do comportamento da  $MTF(f)$ ).

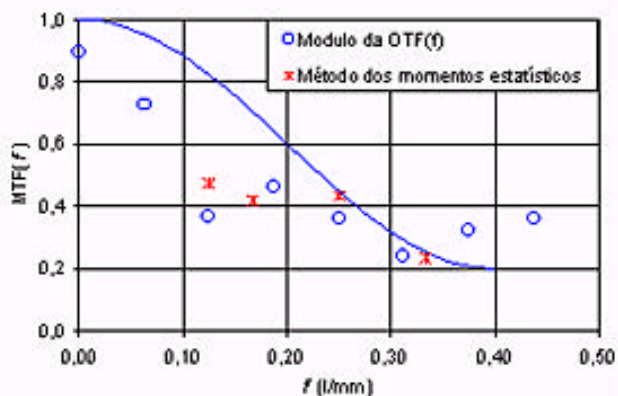


Figura 8.  $MTF(f)$  Calculada pelo Método dos Momentos Estatísticos e pela Transformada de Fourier da  $LSF(x)$ .

Estes valores de resolução espacial são comparáveis aqueles das câmaras gama [1] e adequados para obter imagens de tireóide.

Os resultados da caracterização do sistema mapeador representados pelas Figs. 3-7 e pelo gráfico da  $MTF$  calculada (Fig. 8) possibilita discriminar na imagem detalhes da ordem de  $1,5 \text{ mm}$ . Isto permite afirmar que para as necessidades do projeto de estudo de tireóide, as imagens obtidas são adequadas para um posterior processamento automático para fins de pré-diagnose.

#### AGRADECIMENTOS.

Este trabalho está sendo suportado parcialmente pelo CAPES com uma bolsa doutorado.

#### REFERÊNCIAS.

- [1] Hander T.A. et al., “**Rapid objective measurement of gamma camera resolution using statistical moments**”, Med. Phys. 24(2), 327-334, February 1997.
- [2] J. Lancaster et al., “**Practical Gamma Camera Quality Control with a Four-point Phantom**”, J. Nucl. Med., 26, 300-307 (1985).
- [3] U. Raff et al., “**Practicality of NEMA Performance Measurements for User-based Acceptance Testing and Routine Quality Assurance**”, J. Nucl. Med., 25, 679-687 (1984).
- [4] B. Hasegawa et al., “**Quality Control of Scintillation Cameras Using a Minicomputer**”, J. Nucl. Med., 22, 1075-1080 (1981).
- [5] “**Performance Measurements of Scintillation Cameras**”, Standards Publications No. NU1, Washington, DC: National Electric Manufacturers Associations, 1986.

characterize the scanner as an imaging device are reported, specifically the study of its spatial resolution. The scanner device was found to be adequate to obtain thyroid images.

- [6] **“Detecteurs d’images en radiologie industrielle”**, Groupe Régional Dauphine-Savoie, Président J.F. Piquard, Grenoble, France, 1993.
- [7] **“Numerical Recipes in FORTRAN”**, Second Edition, Press W.H. et al., Cambridge University Press.
- [8] AL - Alirezaie J., Jernigan M.E., Nahmias C., **“Neural Network-Based Segmentation of Magnetic Resonance Images of the Brain”**, IEEE Trans. On Nucl. Scien. V. 44, N. 2, April 1997.
- [9] KE - Keller P. et al., **“A Novel Approach to Modeling and Diagnosing the Cardiovascular System”**, Proceedings of the World Congress on Neural Networks (WCNN'95) in Washington, DC, USA, from 17-21 July 1995.
- [10] FU - Fujita H. et al., **“A simple method for determining the modulation transfer function in digital radiography”**, IEEE Trans. Med. Imag. MI-11, 34-39 (1992).
- [11] YU - Yu T. et al., **“Scintillating fiber optic screens: A comparison of MTF, light conversion efficiency, and emission angle with Gd<sub>2</sub>O<sub>2</sub>S:Tb screens”**, Med. Phys. 24 (2), pp. 279-285, February 1997.
- [12] KL - Klain M. et al., **“Tc-99m tetrofosmin imaging in thyroid diseases: comparison with Tc-99m-pertechnetate, thallium-201 and Tc-99m-methoxyisobutylisonitrile scans”**, European Journal of Nuclear Medicine, v. 23, n. 12, pp. 1568-1574, December 1996.
- [13] JA - Jaap Bonjer H. et al., **“Intraoperative Nuclear Guidance in Benign Hyperparathyroidism and Parathyroid Cancer”**, European Journal of Nuclear Medicine, v. 24, n. 3, pp. 246-251, March 1997.
- [14] MU - Murphy P.H., J., **“Acceptance Testing and Quality Control of Gamma Cameras, Including SPECT”**, Nucl. Med., v. 28, N. 7, pp. 1221 - 1227, July 1987.
- [15] RO - Rosen I. I., **“Writing Software for the Clininc”**, Med. Phys. 25 (3) pp. 301-309, March 1998.
- [16] SU - **“A Textbook of Radiology and Imaging”**, ed. Sutton D., 4<sup>th</sup> Ed. v. 2, Churchill Livingstone, New York, 1987.

#### ABSTRACT

It is described the development of a thyroid cintilographic scanner to be used in a system for automatic processing of images in pre-diagnostic. The test to