

**EFEITOS DE AMOSTRAGEM ANGULAR NO EXAME TOMOGRAFICO  
DE PERFUSAO MIOCARDICA COM Tl-201**

M.S.REBELO<sup>1</sup> e C.C.ROBILOTTA<sup>2</sup>

**RESUMO** -- O trabalho apresenta resultados de simulações computacionais e experimentais, mostrando a influência da amostragem angular na qualidade das imagens de Tomografia Computadorizada por Emissão de Fóton Único, reconstruídas com o método de Retroprojeção por Convolução. Constatou-se o aparecimento de artefatos de contraste e distorções geométricas nas imagens adquiridas com amostragem angular incompleta. Na simulação experimental foram utilizadas amostragens de 32 projeções em 180° e 64 projeções em 360°. Foi efetuada correção de atenuação nas imagens adquiridas em 360°. Na simulação computacional foram utilizadas 64 e 128 projeções em 360°.

**Introdução**

O uso de imagens de Tomografia Computadorizada foi bastante disseminado em função da possibilidade de visualização de secções do corpo, sem a interferência de outras estruturas presentes em outras camadas, o que não era possível com o uso de imagens planas.

Em Tomografia Computadorizada por Emissão de Fóton Único, as imagens são adquiridas a partir da introdução de um composto radioativo no paciente e a detecção dos fótons é efetuada por uma câmara à cintilação. Para a reconstrução das secções transversais são utilizadas diversas técnicas matemáticas, sendo a mais comum encontrada nos tomógrafos comerciais a chamada "Convolution Backprojection" (Retroprojeção por Convolução), devido à sua rápida velocidade de processamento. Para a utilização dessa técnica, no entanto, alguns fatores devem ser observados atentamente, como por exemplo o número de projeções de aquisição.

Este trabalho pretende avaliar o efeito da amostragem angular no exame tomográfico de perfusão miocárdica de Tl-201 (Go & Macintyre, 1985b), em um sistema que utiliza o método de reconstrução mencionado.

---

<sup>1</sup> SPDPE, Coordenadoria de Informática, InCOR/HCFMUSP.

<sup>2</sup> Depto de Física Experimental, Instituto de Física, USP.

No exame referido, existe outro fator que contribui para a qualidade das imagens: como o coração está situado assimetricamente na região anterior esquerda do tórax, as imagens adquiridas na região posterior a ele são muito degradadas pelos efeitos de atenuação e espalhamento dos fótons nos tecidos. Por isso, existem duas abordagens quanto à escolha do arco varrido para a coleta de dados (Bieszk, 1987; Go & Macintyre, 1985a; Knesaurek, 1987; Tsui, 1984): 360° ao redor do paciente ou 180° cobrindo a região anterior-obliqua-esquerda.

Para avaliar o efeito da amostragem angular foram feitas simulações por "software" e simulações experimentais, utilizando-se de modelos ("phantoms") especialmente construídos.

### Procedimentos Experimentais

#### **a. Equipamento**

A câmara de cintilação utilizada é a câmara rotativa Gammatome T-9000 (CGR), que possui um detector de NaI(Tl), de 40 cm de diâmetro e 1,25 cm de espessura, acoplado a 61 fotomultiplicadoras hexagonais. Esse conjunto é sustentado por um suporte que realiza a rotação e conectado a um sistema de processamento de posição, que forma a imagem analógica. Os sinais deste circuito de posicionamento, por sua vez são alimentados ao computador SIMIS-500 (Sopha-Médical), que possui as seguintes características:

- CPU com palavras de 16 bits;
- 128 kbytes de memória central;
- unidade de disco com 96 Mbytes;
- resolução de imagens de aquisição: matrizes de 64x64, 128x128 e 256x256;
- resolução de imagens no processamento tomográfico: matrizes de 64x64;
- aquisições no modo "list" e "frame" ;
- resolução temporal máxima: 1ms.

#### **b. Simulações**

##### **1. Simulação por "software":**

Foram simulados dois volumes esféricos concêntricos, de raios distintos, com atividade na região entre as esferas. A simulação foi feita com contagem uniforme, com e sem ruído, nas seguintes condições:

- 64 projeções em 360°
- 128 projeções em 360°

## 2. Simulação com "phantoms"

Para a simulação do músculo cardíaco foi construído um "phantom" de acrílico, com volume da cavidade 90 ml e espessura média da parede 1 cm, esquematizado na figura 1. O "miocárdio" (parede) foi preenchido com solução radioativa e a cavidade ventricular com água. Foi também construído um "phantom" simulador de tórax de PVC, consistindo de uma secção elíptica de 32cm x 20cm e comprimento 20cm.

As aquisições foram feitas nas seguintes condições:

- condição ideal: "phantom" de miocárdio no ar
- condição clínica: "phantom" de miocárdio dentro do "phantom" de tórax (este também cheio de solução radioativa, com relação de atividades parede:meio= 3:1)

## c. Métodos de Reconstrução

O método de reconstrução utilizado é "Convolution Backprojection". O filtro utilizado é o Rampa. As reconstruções foram efetuadas utilizando as seguintes amostragens:

Simulações por "software":

- aquisição de 64 projecções em 360°:
  - reconstrução usando 64 projecções em 360°
  - reconstrução usando 32 projecções em 180°
- aquisição de 128 projecções em 360°
  - reconstrução usando 128 projecções em 360°

Simulações experimentais:

- aquisição de 64 projecções em 360°:
  - reconstrução usando 64 projecções em 360°
  - reconstrução usando 32 projecções em 180°

## Resultados

### a) Simulação por "software":

As imagens sem ruído mostraram que a amostragem de 128 projecções em 360° produz imagens mais uniformes e com geometria mais próxima da esperada (um anel, com contagem uniforme em seu interior) do que a amostragem de 64 projecções em 360°. Isso pode ser observado na figura 2, que mostra dois cortes equivalentes da esfera, com amostragens de 128 e 64 projecções. As imagens com ruído e com amostragem angular de 64 projecções em 360° apresentaram não uniformidade de contagem. Esse efeito não foi observado nas imagens adquiridas com amostragem de 128 projecções em 360°. Na figura 3, estão ilustradas duas fatias equivalentes das reconstruções com amostragem 128 e 64 projecções.

#### **b) Simulação experimental:**

Os resultados obtidos sem material espalhador mostraram que, nas imagens reconstruídas utilizando 32 projeções em 180°, surgem artefatos de contraste (zonas com maior ou menor contagem do que o esperado) e distorções geométricas. As imagens utilizando 64 projeções em 360° não apresentaram esses problemas. Quando foi introduzido o meio atenuador/ espalhador, os efeitos observados nas imagens sem atenuador foram amplificados para a amostragem de 32 e passaram a existir também na amostragem de 64. Além desses efeitos houve uma piora na definição das bordas e diminuição no contraste entre a parede do miocárdio e a cavidade. Observou-se uma melhora nas imagens obtidas em 360° quando foi efetuada a correção de atenuação ( utilizou-se um "software" baseado na correção de Chang (Chang, 1978).

Na figura 4 são mostrados os cortes segundo o eixo menor do coração, onde se espera que a imagem seja um anel com contagem uniforme. Pode se notar claramente o efeito de distorção espacial na imagem obtida com 32 projeções em 180°. Naquela obtida com 64 em 360°, o efeito é marcadamente reduzido e a correção de atenuação melhora ainda mais a qualidade da imagem. Na figura 5 são mostrados os cortes segundo o eixo de quatro cavidades, onde se espera que a imagem seja da forma de uma ferradura invertida com contagem uniforme. Nesta figura, pode-se observar o efeito do aparecimento de artefatos de contraste ( no caso, o aparecimento de regiões com contagem reduzida que poderiam, se observadas por um clínico, ser diagnosticadas como "enfartes"). Novamente observa-se uma melhoria na qualidade das imagens quando é utilizada a amostragem em 360° e , ainda mais, quando é feita a correção de atenuação.

#### **Discussão e Conclusões**

Os resultados obtidos confirmam que a reconstrução utilizando o método "Convolution Backprojection" é muito dependente da amostragem angular utilizada. As imagens obtidas com "phantoms" mostraram a qualidade superior das imagens adquiridas com amostragem de 64 projeções em 360° em relação àquelas de 32 projeções em 180°. No entanto, nas primeiras também aparecem distorções e artefatos. As simulações por "software" mostram que, mesmo para esta amostragem, existem alguns problemas e sugere que a utilização de uma amostragem mais completa eliminaria, ou pelo menos atenuaria, os problemas observados nas imagens experimentais.

A rotina clínica consiste na obtenção de imagens após exercício e em repouso para verificar as condições de vascularização cardíaca. Os artefatos observados nas simulações, se analisados por um clínico, levariam a conclusões falsas. Torna-se, assim, necessário o conhecimento das capacidades e

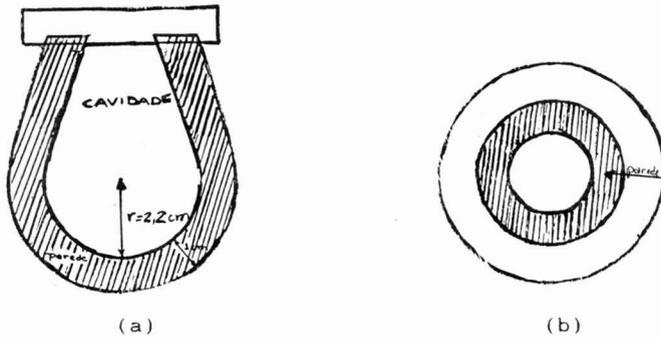
limitações do sistema. A etapa final deste trabalho consiste em fazer a análise da amostragem angular para imagens obtidas com voluntários normais.

#### Agradecimentos

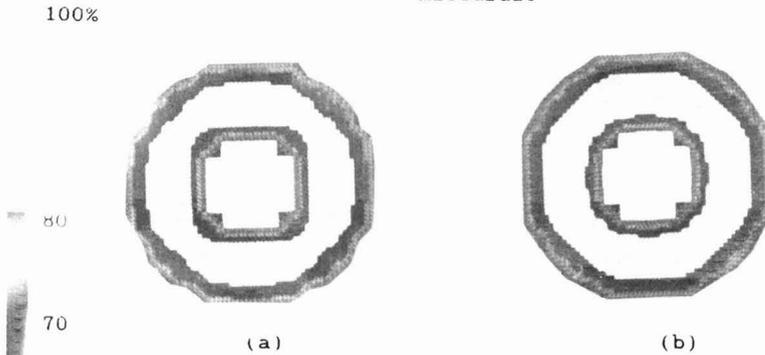
Os autores agradecem ao Sr. Rubens Abe (Serviço de Radioisótopos do InCOR/HCFMUSP) pelo apoio técnico e à FAPESP, FINEP E CNPq pelo apoio financeiro.

#### Bibliografia

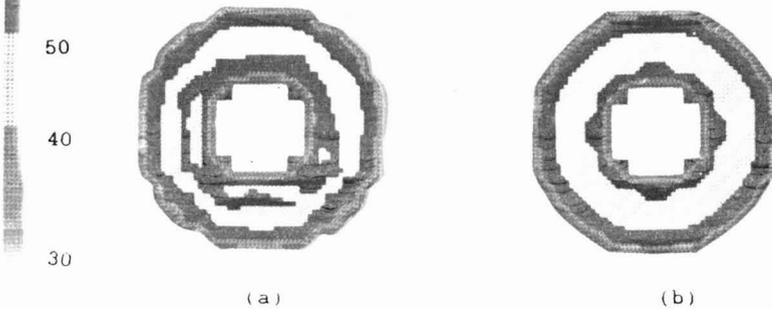
- BIESZK, J. A., HAWMAN, E. G. (1987), "Evaluation of SPECT Angular Sampling Effects: Continuous versus Step-and-Shoot Acquisition", J.Nucl.Med, Volume 28; pages 1308-1314.
- CHANG, L. T. (1978), "A Method for Attenuation Correction in Radionuclide Computed Tomography", IEEE Trans.Nucl. Sci., Volume 25; pages 638-643.
- GO, R. T., MACINTYRE, W. J. et al (1985a), "Clinical Evaluation of 360° and 180° Data Sampling Techniques for Transaxial SPECT Thallium-201 Myocardial Perfusion Imaging", J.Nucl.Med, Volume 26, pages 695-706.
- GO, R. T., MACINTYRE, W. J. et al, (1985b), "Transaxial Single Photon Emission Computed Tomographic Myocardial Imaging with Tl-201 Instrumentation, Technical, and Clinical Aspects", Nucl.Med. Ann; pages 233-263.
- KNESAUREK, K. (1987), "Comparison of 360° and 180° Data Collection in SPECT Imaging", Phys.Med.Biol, Volume 32; pages 1445-1456.
- TSUI, B. M. W., JASZCZAK, R. J. (1984), "Interactions of Collimation, Sampling and Filtering on SPECT Spatial Resolution", IEEE Trans.Nucl.Sci., Volume NS-31; number 1, pages 527-532.



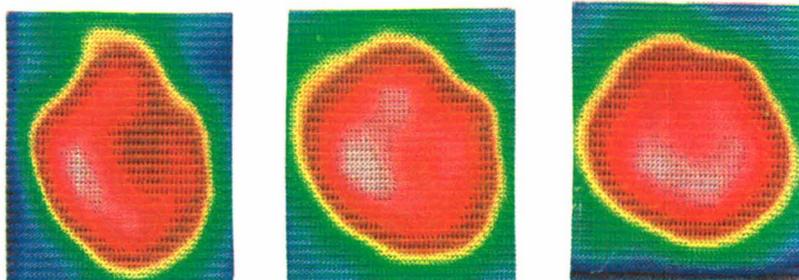
"Figura 1. Vistas dos eixos maior (a) e menor (b) do modelo de miocárdio"



"Figura 2. Simulação por Software sem ruído com amostragens: (a) 64 e (b) 128 projeções em 360°"



"Figura 3. Simulação por Software com ruído com amostragens: (a) 64 e (b) 128 projeções em 360°"

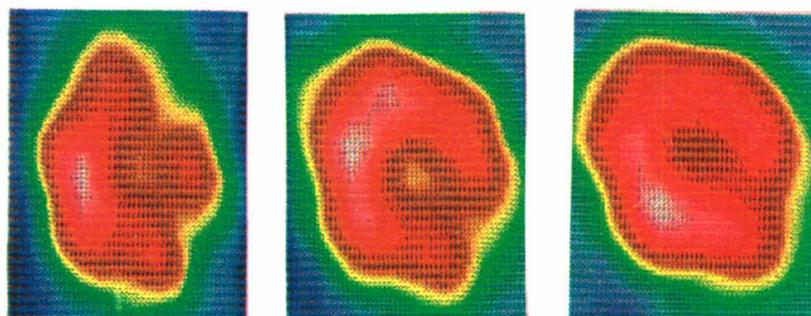


(a)

(b)

(c)

"Figura 4. Cortes segundo o eixo menor do coração para as condições: (a) 32 projeções em 180°, (b) 64 projeções em 360° sem correção de atenuação e (c) 64 projeções em 360° com correção de atenuação"



(a)

(b)

(c)

"Figura 5. Cortes segundo o eixo de quatro cavidades do coração para as condições: (a) 32 projeções em 180°, (b) 64 projeções em 360° sem correção de atenuação e (c) 64 projeções em 360° com correção de atenuação"

**EFFECTS OF ANGULAR SAMPLING IN TOMOGRAPHIC MYOCARDIAL PERFUSION  
IMAGING WITH Tl-201**

**ABSTRACT** -- The present work presents results of computational and experimental simulations, in order to show the influence of angular sampling in the quality of SPECT images reconstructed with the Convolution Backprojection algorithm. Geometric deformations and contrast artifacts had been produced in the incomplete sampled images. The experimental images were sampled at 32 projections over 180° and 64 projections over 360°. Attenuation correction was performed for images sampled over 360°. The computationally simulated images were sampled at both 64 and 128 projections over 360°.