

AVALIAÇÃO DA TOMOGRAFIA MIOCÁRDICA POR EMISSÃO DE FOTON ÚNICO*

AUTORES: Rebelo, M.F.S. (1,2); Robilotta, C.C. (1); Abe, R. (2)
(1) - Instituto do Coração - HCFMUSP
(2) - Instituto de Física da USP

ENDEREÇO: Coordenadoria de Informática/Instituto do Coração
Hospital das Clínicas-HCFMUSP
Av. Dr. Enéas de Carvalho Aguiar, 44 / 2º andar
05403 - São Paulo-S.P.
Caixa Postal 11.450.

I N T R O D U Ç Ã O

A Tomografia Computadorizada permite obter imagens de secções do corpo, nas quais suas estruturas podem ser visualizadas sem a interferência de outras que a elas estejam próximas. Em imagens planas convencionais, este tipo de detalhamento não é possível, na medida em que há uma superposição de estruturas.

As primeiras equações matemáticas para reconstrução de imagens tomográficas foram resolvidas para imagens obtidas com uso de raios X. Mais tarde elas foram estendidas àquelas obtidas com a aplicação de compostos radioativos, que fornecem, basicamente, informações funcionais do corpo, enquanto que as primeiras fornecem, essencialmente, informações anatômicas.

A Tomografia por Emissão de Fóton Único (Single Photon Emission Computed Tomography-SPECT) vem sendo rotineiramente realizada em muitos centros clínicos e de pesquisa em todo o mundo, desde o começo da década. Suas principais aplicações incluem avaliação de perfusão do miocárdio; detecção de lesões cerebrais, do fígado e baço e localização de anormalidades em ossos; medidas fisiológicas cerebrais e outros.

A identificação de áreas infartadas e isquêmicas do miocárdio pode ser feita com o exame tomográfico utilizando Tl-201, na forma de cloreto de tálio. O tálio, análogo ao potássio se fixa nas paredes sãs do miocárdio, enquanto que as regiões anormais não o recebem devido à queda de fluxo sanguíneo. A rotina clínica consiste em injetar uma pequena quantidade, 74 ou 112 MBq (2 a 3 mCi) do radiofármaco no máximo do exercício desenvolvido pelos

pacientes, adquirir as imagens logo após o seu término e também de 3 a 4 horas depois, para verificar a redistribuição do material no miocárdio. Áreas de atividade radioativa reduzida indicarão regiões de hipoperfusão.

As imagens tomográficas têm sido bem aceitas e podem vir a substituir os exames com imagens planas. Entretanto, ainda existe controvérsia quanto ao modo de aquisição. Como o coração se encontra na parte esquerda anterior do tórax, os efeitos de atenuação e espalhamento são grandes nas projeções do lado oposto a ele. Alguns pesquisadores sustentam que, por esta razão, a reconstrução deve ser feita utilizando imagens adquiridas em um arco de 180° , cobrindo a região próxima ao coração. Outros, por sua vez, afirmam que a aquisição de um número insuficiente de projeções gera artefatos na imagem muito mais graves do que as distorções causadas por espalhamento e absorção, por isso, advogam pela utilização de imagens obtidas num arco completo de 360° .

Este trabalho pretende contribuir para esta discussão apresentando alguns resultados obtidos em estudos de um "fantoma" cardíaco, em condições ideais (na ausência de meio espalhador) e clínicas. Também é discutida a influência na qualidade final das imagens reconstruídas dos efeitos de estatística de contagem, filtro utilizado e presença de um meio atenuador/espalhador.

P R O C E D I M E N T O E X P E R I M E N T A L

a. Equipamento

A câmara de cintilação utilizada é a câmara rotativa Gammatome T-9000 (CGR), que possui um detetor 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;
- 128k de memória central;
- unidade de disco com 96 Mbytes;
- resolução de imagens de aquisição: matrizes de 64x64 e 128x128;
- resolução de imagens no processamento: matrizes de 64x64;
- aquisições no modo "list" (contínuo) e "frame" (imagens sequenciadas ou estáticas);
- resolução temporal máxima: 1ms.

b. "Fantomas" *

-O "fantoma" de miocárdio de ventrículo esquerdo, esquematizado na figura 1, foi confeccionado em lucite. O volume da cavidade é 90 ml e a espessura da parede 1 cm ;

esta foi preenchida com solução radioativa, enquanto que a cavidade ventricular foi preenchida somente com água.

-Os enfartes foram feitos com dois pedaços de lucite medindo 1 cm x 1 cm x 2.4 cm.

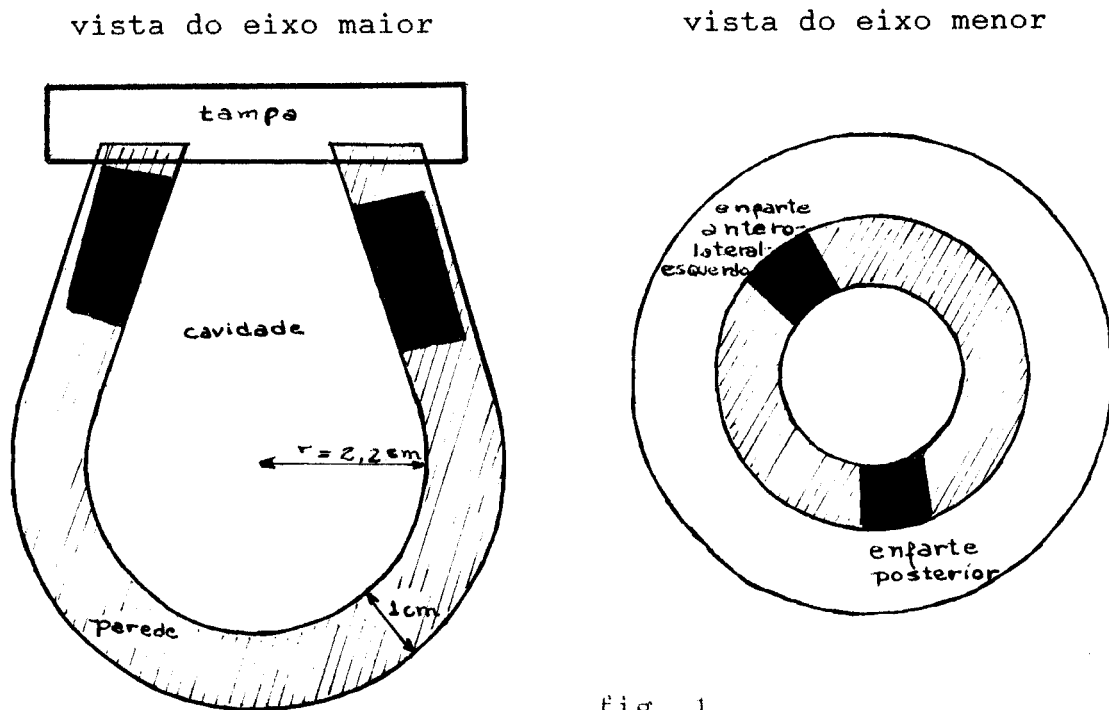


fig. 1

-O "fantoma" de tórax foi confeccionado em plástico e possui uma secção elíptica de 32cm x 20cm e comprimento 30cm, preenchida de material radioativo.

c. Aquisição de dados

Foram adquiridas 64 imagens em uma rotação contínua (em oposição à aquisição passo a passo) da câmara, completando 360 ao redor da maca, em modo contínuo, com as correções de uniformidade e espectrometria (presentes no sistema) acionadas. O radionuclídeo utilizado foi o Tc-99m ($E_\gamma = 140 \text{ keV}$, $T_{1/2} = 6 \text{ h}$). A janela de energia era 130-165 keV.

*Os "fantomas" utilizados nas medidas foram construídos no Instituto de Física da USP.

O fantoma foi colocado em duas posições (mostradas a seguir na figura 2): centrado e numa posição que admitimos ser a ocupada pelo miocárdio em um exame real.

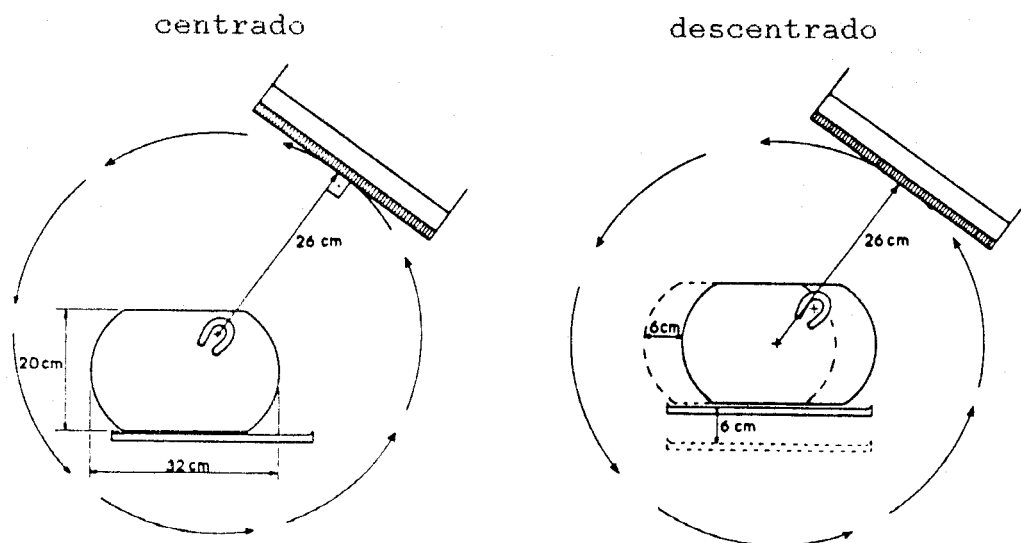


fig.2

As medidas foram feitas em duas condições: miocárdio no ar (condição ideal) e miocárdio no fantoma de tórax (condição clínica). Os raios de rotação eram: 23 cm para a condição ideal e 26 cm para a condição clínica. Em ambos os casos foram utilizadas duas taxas de contagem, uma alta e outra baixa:

	condição ideal (contagens/imagem)	condição clínica (contagens/imagem)
Alta estatística	50.000	45.000
Baixa estatística	9.000	120.000

Em ambas as situações foram simuladas duas áreas infartadas nas posições antero-lateral-esquerda e posterior.

MÉTODOS DE RECONSTRUÇÃO

As reconstruções foram feitas utilizando os seguintes métodos:

a) Técnica de Convolução

Consiste na convolução das imagens adquiridas com um filtro, no nosso caso o Rampa, no domínio espacial; após essa operação ter sido efetuada é feita a retroprojeção dos dados.

obs: As imagens com meio espalhador passaram, ainda, por um processo de filtragem a fim de serem suavizadas.

b) Retroprojeção filtrada

Consiste na filtragem das imagens, no domínio de frequências, pelos filtros Hann e Parzen e posterior retroprojeção da transformada inversa de Fourier do resultado.

Os métodos acima descritos reconstroem cortes transversais do corpo. Para obter as séries de cortes paralelas e ortogonais aos eixos cardíacos, foi feita uma reorientação de eixos nas imagens transversais, sendo obtidos os cortes segundo o eixo maior, o eixo menor e as quatro cavidades (perpendicular aos outros dois cortes).

As amostragens angulares efetuadas foram as seguintes:

- a. 360°: 64 projeções (5,6° /projeção)
- b. 180°: a partir dos dados de 360° foram selecionadas 32 projeções, a partir de 210° OPE (Obliqua posterior esquerda) até 30° OAD (Obliqua anterior direita).

A correção de atenuação foi feita utilizando o método de Chang, instalado no sistema, que multiplica as imagens transversais reconstruídas por uma matriz de correção, a qual leva em conta o coeficiente de atenuação do meio e a distância de um dado ponto à borda do meio espalhador. A expressão matemática para o cálculo da matriz de correção é:

$$v(x,y) = \frac{K}{2n \left\{ \exp \left[-\mu l(x,y) - a \right] \right\}}$$

onde:

$v(x,y)$ = valor da matriz de correção no ponto (x,y) .

$l(x,y)$ = distância do ponto (x,y) à borda.

μ = coeficiente de atenuação linear.

a = constante para diminuir o efeito de borda.

n = número de projeções em 180°.

K = fator de escala.

O coeficiente de atenuação utilizado foi 0,12 cm .

C O N T O R N O E S P E R A D O D A S I M A G E N S R E C O N S T R U Í D A S

Os esquemas dos contornos esperados das imagens reconstruídas está ilustrado abaixo para as duas situações de simulação.

i. Miocárdio normal

eixo maior

eixo menor

4 cavidades



fig.3

ii. Miocárdio com duas áreas infartadas

eixo maior

eixo menor

4 cavidades

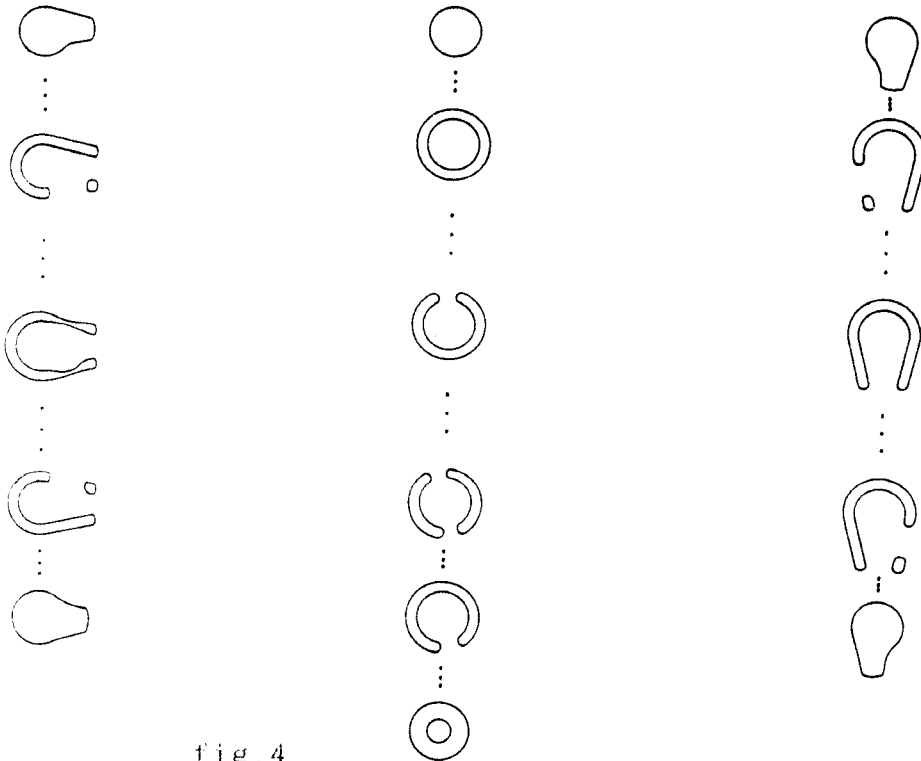


fig.4

R E S U L T A D O S E D I S C U S S Ã O

A. Miocárdio no ar

1) amostragem de 360° , posição centrada x descentrada

- As melhores imagens são produzidas pelas reconstruções do miocárdio centrado, com alta densidade de contagem; estas não contêm distorção geométrica visível.

- Para baixa densidade de contagem, a qualidade das imagens é pobre em ambas as posições, mesmo após a aplicação dos filtros Hann e Parzen.

2) amostragem de 180° , posição centrada x descentrada

- As melhores imagens são produzidas pelas reconstruções do miocárdio descentrado, com alta densidade de contagem, mas mesmo estas possuem certas distorções geométricas, como por exemplo o aparecimento de imagens segundo o eixo menor com excentricidade diferente de um.

- Para baixa densidade valem as observações do item anterior.

3) amostragem $360^\circ \times 180^\circ$, alta densidade de contagem

- O contraste nas imagens descentradas é levemente maior nas reconstruções feitas a partir das aquisições em 180° do que aquelas de 360° .
- As imagens amostradas em 180° produziram imagens contendo alguns artefatos: "áreas" frias/quentes (regiões onde ocorre uma variação muito grande do contraste na imagem) e algumas distorções geométricas, como o "achatamento" nos cortes de eixo menor e a "redução do comprimento" nos cortes de eixo maior.
- Esses efeitos não foram encontrados nas imagens de 360° .

4) filtros

- O filtro rampa produziu imagens com maior resolução, menor uniformidade da densidade de contagem e bordas mais irregulares que os outros filtros.
- O filtro Hann produziu imagens com uma densidade de contagem mais uniforme, quando comparada ao filtro rampa, porém com resolução pior.
- Embora reduza um pouco as distorções produzidas nas reconstruções de imagens obtidas em 180° , o filtro Parzen produz uma suavização excessiva, que leva uma alta degradação das imagens. Por esse motivo, decidiu-se não utilizá-lo nas análises posteriores.
- As áreas infartadas são facilmente detectadas nas reconstruções com os filtros rampa e Hann.

B. Miocárdio no "fantoma" de tórax

1) Efeito mais marcante - aparecimento de distorções e artefatos

- O maior efeito devido à presença de material atenuador e espalhador, tanto para a amostragem de 360° como para a de 180° é o aparecimento de distorções geométricas e artefatos de contraste nas imagens reconstruídas, além de uma pior definição das bordas e diminuição na intensidade e contraste.
- Esses efeitos são acentuados nas reconstruções de imagens amostradas em 180° .
- Os efeitos são bastante reduzidos nas imagens amostradas em 360° nas quais é feita a correção de atenuação, especialmente nas descentradas.
- Na amostragem de 180° , o meio atenuador acentua as deformações e os artefatos de contraste inerentes a esse modo de amostragem. Como a correção de atenuação não é possível nesse tipo de dados, pode ocorrer falsa identificação de áreas infartadas , isto é, falsos positivos.
- A identificação dos enfartes pode ser efetuada, tanto com os filtros rampa como Hann, nas imagens reconstruídas a partir de aquisições em 360° . Naquelas obtidas a partir de aquisições em 180° , torna-se difícil a sua identificação em meio aos artefatos criados.
- Após a aplicação do filtro de suavização às imagens reconstruídas com o filtro rampa, estas não diferem daquelas obtidas com o filtro Hann.

2) Causas das distorções e artefatos

- A análise dos cortes transversais, a partir dos quais os tomogramas são reorientados, indica que a principal causa dessas distorções é o número limitado de ângulos de amostragem. De acordo com a teoria descrita na literatura, o número adequado de projeções para uma amostragem de 360° neste estudo de fantoma deveria ser 110. Portanto, era de se esperar que ocorressem algumas distorções nas imagens coletadas em apenas 64 projeções.

- As distorções e artefatos tornam-se mais pronunciados pela interação entre os fótons e o tecido. Assim, quando é efetuada a correção de atenuação, nota-se uma melhora considerável na qualidade das imagens. E de se esperar que esta seria ainda melhor, caso fosse feito algum tipo de correção para o efeito de espalhamento de fótons.

C O N C L U S O E S

No presente trabalho, nós estudamos os efeitos de amostragem angular, estatística e meio atenuador/espalhador na qualidade das reconstruções tomográficas de perfusão miocárdica.

A comparação dos resultados obtidos nas medidas com o "fantoma", realizadas em condições ideais e clínicas, leva-nos às seguintes conclusões:

- 1) A coleção de dados em rotação completa de 360° é uma técnica mais adequada do que a amostragem em 180° .
- 2) A correção de atenuação pelo método de Chang nas reconstruções 360° melhora o contraste e a uniformidade da densidade de contagem. Mais ainda, ela reduz as distorções geométricas e artefatos de contraste introduzidos pelo meio interagente.
- 3) O posicionamento descentrado produz uma qualidade de imagem levemente melhor, devido à menor distância entre a fonte e o detector.
- 4) Quando são amostradas 64 projeções em 360° , densidades de contagem baixa da ordem de 45k contagens/imagem são inadequadas para a obtenção de imagens de boa qualidade.

B I B L I O G R A F I A

- 1) BIESZK, J.A., HAWMAN, E.G. - Evaluation of SPECT Angular Sampling Effects: Continuous versus Step-and-Shoot Acquisition. J.Nucl.Med, 28:1308-1314, 1987.
- 2) GO, R.T., MACINTYRE, W.J. et al - Clinical Evaluation of 360° and 180° Data Sampling Techniques for Transaxial SPECT Thallium-201 Myocardial Perfusion Imaging. J.Nucl.Med, 26: 695-706, 1985.

3)GO,R.T., MACINTYRE,W.J. et al - Transaxial Single Photon Emission Computed Tomographic Myocardial Imaging with Tl-201 Instrumentation, Technical, and Clinical Aspects. Nucl.Med.Ann: 233-263, 1985.

4)JASZCZAK,R.J., GREER,K.L. et al - Estimating SPECT Count Densities, Scatter Fractions, and Statistical Noise. IEEE Trans.Nucl.Sci., NS-32(1):762-768, 1985.

5)KNESAUREK,K. - Comparison of 360° and 180° Data Collection in SPECT Imaging. Phys.Med.Biol., 32:1445-1456, 1987.

6)TODD-POKROPEK,A., CLARKE,G.,MARSH,R. - Preprocessing of SPECT Data as a Presursor for Attenuation Correction. In: Information Processing in Medical Imaging. Ed.:F. Deconinck, 1984.

7)TSUI,B.M.W., JASZCZAK,R.J. - Interactions of Collimation, Sampling and Filtering on SPECT Spatial Resolution. IEEE Trans.Nucl.Sci., NS-31(1):527-532, 1984.