AVALIAÇÃO DO PRÉ-PROCESSAMENTO DAS PROJEÇÕES EM SPECT COM PHANTOM FÍSICO

M. S. Rebelo¹, S. S. Furuie², R. Abe³, L. Moura⁴

RESUMO -- A reconstrução tomográfica de imagens é um tópico importante em Medicina Nuclear. A maioria dos sistemas comerciais utiliza para esta tarefa técnicas de Tomografia Computadorizada por raios X, as quais assumem o modelo de ruído aditivo e independente. Em geral, essas técnicas não levam em conta nenhum modelo particular para a formação das projeções. A qualidade das imagens é, entretanto, altamente dependente do modelo suposto durante o processamento. Esses modelos deveriam refletir informações "a priori" sobre o processo de aquisição das imagens. Neste trabalho, apresenta-se uma solução alternativa para a reconstrução de imagens tomográficas em Medicina Nuclear que usa o modelo de ruído de Poisson. O algoritmo proposto foi aplicado a um *phantom* físico e comparado com a metodologia usual de reconstrução em rotina clínica. A análise dos resultados mostrou que a aplicação do método melhora a qualidade das imagens reconstruídas.

Palavras-chave: Reconstrução Tomográfica, Estimativa de Maeda, Imagens Médicas.

INTRODUÇÃO

A tomografia computadorizada por emissão de fóton único (Single Photon Emission Computed Tomography - SPECT) é uma técnica de obtenção de imagens médicas que permite a visualização de secções de um órgão marcado com material radioativo, com a mínima interferência de estruturas adjacentes (Gullberg, 1979). A habilidade de fornecer dados metabólico-funcionais faz com que esta técnica possua inúmeras aplicações clínicas, permitindo o acompanhamento de processos fisiológicos, a monitoração e o diagnóstico de muitas doenças e o estudo de estruturas dinâmicas, como o coração.

A maioria dos sistemas comerciais de SPECT realiza a reconstrução tomográfica utilizando técnicas de reconstrução analíticas, que também são utilizadas para imagens tomográficas utilizando raios X (técnica conhecida como CT), principalmente as técnicas de Retroprojeção Filtrada e Transformada de Fourier. Entretanto, existem alguns aspectos na aquisição das imagens de SPECT, que diferem fundamentalmente daqueles presentes na aquisição de raios X. Os principais aspectos, físicos e instrumentais, que afetam a qualidade das imagens de SPECT são (Jaszczak, Coleman e Lim, 1980):

¹ Física, MSc., Divisão de Informática - Instituto do Coração - HCFMUSP

² Engenheiro, MSc., PhD., Divisão de Informática - Instituto do Coração - HCFMUSP

³ Físico. Serviço de Radioisótopos - DDI -Instituto do Coração - HCFMUSP

⁴ Engenheiro, MSc., PhD., Hospital das Clínicas - FMUSP

- a) a atividade ministrada ao paciente deve ser a mais baixa possível. Como o processo físico para a obtenção das imagens segue a estatística de Poisson, a relação sinal-ruído é muito dependente da taxa de contagem, que é baixa.
- b) o processo de espalhamento Compton no interior do paciente provoca um borramento nas projeções.
- c) o processo de atenuação no interior do paciente faz com que estruturas mais profundas tenham sua atividade diminuída de forma não linear nas imagens tomográficas.
- d) a degradação introduzida pelo sistema de formação de imagens.
- e) o protocolo de aquisição, incluindo a movimentação de estruturas e do paciente.

As técnicas de reconstrução normalmente utilizadas em sistemas comerciais de SPECT não embutem nenhum modelo de formação que leve em conta os aspectos particulares da formação de imagens em Medicina Nuclear. O resultado é que a qualidade dos cortes tomográficos é, via de regra, pobre, não permitindo análise quantitativa em termos de contagens. Muitas pesquisas na área de Processamento de Imagens têm sido feitas com o objetivo de melhorar a qualidade das imagens de SPECT. O espalhamento de fótons no interior do paciente normalmente é compensado com a aquisição simultânea de duas janelas de energia, uma no fotopico e outra na região de espalhamento Compton. Ambos os conjuntos de projeções são reconstruídos e os cortes obtidos a partir da região de espalhamento são subtraídos daqueles da região de fotopico (Gelfand, Thomas, 1988). A atenuação é normalmente compensada através da correção nos cortes tomográficos, ou mesmo nas projeções (Jaszczak, Coleman e Lim, 1980; Gelfand, Thomas, 1988). Os problemas causados pela baixa relação sinal-ruído, entretanto, não são facilmente transponíveis utilizando métodos de reconstrução analíticos. A utilização de técnicas de reconstrução estatísticas, que introduzem um modelo para a formação da imagem durante o processo de reconstrução, tem obtido bons resultados. Tais métodos, entretanto, são muito demorados e, até o momento, não são uma boa alternativa para os procedimentos de rotina.

A natureza quântica do decaimento radioativo envolvida na emissão de fótons é adequadamente descrita por um processo de Poisson. Como a razão sinal-ruído em imagens de Medicina Nuclear é baixa, devido às limitações da atividade ministrada ao paciente, a incorporação de um modelo para o ruído durante o processamento torna-se uma questão importante. Supondo-se o modelo de ruído de Poisson, pode-se demonstrar que as projeções também são descritas por um processo de Poisson.

Este trabalho descreve uma técnica de reconstrução de SPECT que consiste, basicamente, da estimativa das projeções antes da reconstrução. Nesse processo, um modelo para a formação das projeções ruidosas é considerado. Antes da estimativa, o ruído de Poisson é transformado, aproximadamente, em ruído Gaussiano. A reconstrução é, então, realizada pela técnica de Retroprojeção Filtrada. Uma aplicação anterior desta técnica a *phantoms* numéricos produziu imagens com qualidade comparável à obtida com a aplicação de métodos estatísticos (Furuie e Mascarenhas, 1992). No presente trabalho aplicou-se o método proposto a imagens de um *phantom* físico. A qualidade dos cortes tomográficos assim obtidos foi comparada à de cortes obtidos a partir de reconstrução utilizando Retroprojeção Filtrada com o filtro de Butterworth, que é a técnica comumente utilizada na rotina de Serviços de Medicina Nuclear. O objetivo é avaliar se a técnica proposta melhora aspectos negativos normalmente observados nas imagens, tais como: baixo contraste entre diferentes estruturas (o que dificulta a visualização de pequenos defeitos), distorções geométricas e baixa uniformidade em regiões de atividade constante.

MODELO

Supõe-se o modelo de formação de imagem esquematizado na figura 1, onde $f_N^T = [f_1, f_2...f_N]$ representa a imagem sujeita a um processo de Poisson, resultando em um campo randômico $X_N^T = [X_1, X_2..X_N]$. As projeções ruidosas (Y_M) são obtidas aplicando-se o operador de projeção H_{MxN} em X. Portanto, as seguintes expressões são válidas (as letras maiúsculas para X, Y, Z e G denotam as variáveis randômicas):

$$\operatorname{Prob}[\mathbf{X} = \mathbf{x}|\mathbf{f}] = \prod_{j=1}^{N} \operatorname{Prob}[X_j = x_j | f_j] = \prod_{j=1}^{N} \frac{e^{-f_j} (f_j)^{x_j}}{x_j!}$$
(1)

$$\mathbf{E}[X_j|f_j] = \operatorname{var}[X_j|f_j] = f_j \tag{2}$$

$$Y_{M} = H_{MxN} X_{N}$$
(3)

onde: H = matriz de projeção que pode conter a função de espalhamento pontual da câmara, correções de atenuação e espalhamento.



Figura 1. Modelo para a formação das projeções ruidosas (Y_M) onde a imagem (f_N) corresponde à taxa média de um processo de Poisson (X_N) .

Pode ser mostrado que $\{Y_i, i = 1, M\}$ são variáveis randômicas independentes descritas pela distribuição de Poisson. Portanto:

$$E[Y|\mathbf{f}_N] = \operatorname{var}[Y_i|\mathbf{f}_N] = \sum_{j=1}^N h_{ij} \cdot f_j \qquad i = 1, M$$
(4)

$$E[\mathbf{Y}_{M}|\mathbf{f}_{N}] = H.\mathbf{f}_{N}$$
(5)

Fazendo g_M =H.f_N e considerando as equações acima, pode-se inicialmente estimar g e ,então, reconstruir f, conforme ilustrado na figura 2.



Figura 2. Modelo para estimativa e reconstrução.

A técnica proposta consiste, basicamente, em utilizar um estimador ótimo para obter g_M dado Y_M , considerando a natureza do ruído de Poisson.

Transformação de Ascombe

A transformação de Ascombe (Anscombe, 1948) pode ser aplicada a Y_M para tornar o ruído de Poisson aproximadamente Gaussiano com variância igual a 1. A partir desse ponto, o estimador pode ser usado supondo-se o ruído Gaussiano.



Figura 3. Diagrama utilizado para estimativa com transformação de Ascombe, onde

$$z_m = 2.\sqrt{y_m + \frac{3}{8}}$$

Estimador Heurístico

Um estimador ótimo (Wiener) é uma combinação linear dos dados originais e suavizados (Furuie e Mascarenhas, 1992). Um filtro heurístico não-linear (Maeda) com desempenho superior ao filtro de Wiener (Furuie e Mascarenhas, 1992) pode ser formulado usando a mediana local, ao invés dos dados originais:

$$_{i} = \beta_{i} \tilde{z}_{i} + (1 - \beta_{i}) \bar{z}_{i}$$
(6)

onde: \tilde{z}_i é a mediana local, \bar{z}_i é a média local e $\beta_i = \frac{\text{variancia local}}{\text{variancia maxima}}$

A janela para o cálculo local dos parâmetros depende das informações *a priori* e do grau de suavização que se deseja impor aos dados. Mostrou-se que janelas 3x3 produzem bons resultados.

AVALIAÇÃO DO MÉTODO

Os algoritmos de reconstrução tomográfica foram implementados em uma estação SUN Sparc 10, utilizando a plataforma de desenvolvimento AVS e linguagem C. O algoritmo proposto foi aplicado a um *phantom* físico. Os resultados obtidos foram comparados àqueles obtidos utilizandose a Retroprojeção filtrada com filtro Butterworth, que é a utilizada na rotina do Serviço de Radioisótopos da Divisão de Diagnóstico por Imagens do Instituto do Coração do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (DDI - InCor - HCFMUSP).

Material

A análise foi feita utilizando-se um *phantom* geométrico cilíndrico de 35 cm de diâmetro. Seu interior foi preenchido com 70 mCi de Tc-99m dissolvido em água. O *phantom* possui uma região

RBE/CEB, V. 12, N. 3, 1996

91

totalmente oca, onde a distribuição do material radioativo é homogênea e uma região onde estão presentes cilindros maciços de acrílico (região sem atividade, chamada na prática clínica de *região fria*) e cilindros ocos, onde é possível inserir material radioativo com atividade diferente daquela colocada no volume circundante (normalmente, estes cilindros são utilizados com material de atividade superior ao fundo homogêneo, e são chamados de *regiões quentes*).

Aquisição e Reconstrução

Foram adquiridas três séries de projeções sob diferentes condições (apresentadas na tabela 1) em arco de 360°, em uma Câmara de Cintilação Siemens, modelo ORBITER ZLC75, no Serviço de Radioisótopos DDI-InCor-HCFMUSP. As imagens são digitalizadas em uma matriz de 64x64 com 16 bits de profundidade. O radionuclídeo utilizado foi o Tc-99m. Foram inseridos cilindros com atividade superior ao fundo, numa relação de 4:1, e cilindros sem atividade. O método de estimativa das projeções pode ser aplicado de duas formas: em uma dimensão (1D), com a estimativa feita linha por linha e em duas dimensões (2D), com a estimativa bi-dimensional. Ambas as abordagens foram aplicadas-nesta análise. Na reconstrução do *phantom* geométrico aplicou-se o estimador com duas janelas distintas: 3 e 5 pixels. O estimador de Maeda foi aplicado após a transformação de Anscombe. A reconstrução dos cortes tomográficos foi efetuada pelo método de Retroprojeção filtrada utilizando o filtro rampa. O tempo necessário para esta etapa do processamento é comparável ao tempo necessário para a reconstrução. Os cortes tomográficos obtidos com o estimador foram comparados com imagens reconstruídas por retroprojeção com filtro de Butterworth, com dois graus de suavização diferentes, definidos pela ordem do filtro (5 e 7). A frequência de corte utilizada foi 0,9 Nyquist. Não foi aplicada correção de atenuação.

Série	distância centro do phantom/ colimador	número de projeções	contagem média no interior do <i>phantom</i>		
1	20,5	128	135 conts/pixel		
2	20,5	64	250 conts/pixel		
3	20,5	64	135 conts/pixel		

Tabela 1 - Condições de aquisição das três séries de projeções adquiridas.

Análise

Na região homogênea do *phantom* geométrico, a imagem esperada para os cortes transversais é um círculo homogêneo. Foram obtidos 13 cortes na região homogênea do *phantom*. Uma medida de discrepância em relação ao valor médio do círculo (DMV, definida na equação 7) foi calculada para cada um dos 11 cortes centrais de cada série.

$$DVM = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{N} (\overline{g} - g_i)^2}{N\overline{g}^2}}$$

(7)

As discrepâncias obtidas para os *slices* obtidos utilizando o método de estimativas são menores quando comparadas aos cortes obtidos com Retroprojeção Filtrada usando Butterworth. Como pode ser observado na tabela, os valores mais baixos para a discrepância foram obtidos para a estimativa Maeda com janela 5. Essa suavização excessiva, entretanto, acarreta perdas no contraste da imagem, conforme será visto adiante. Pode-se observar que a série 1, apesar de ser obtida a partir de uma sequência com estatística mais pobre, possui valores de DMV mais baixo, resultado de sua amostragem angular mais fina.

Na figura 6 é apresentado um corte na região de cilindros *quentes* e *frios* da série 1 para as seis diferentes condições de reconstrução.



Figura 6 - Imagens da série 1,corte do *phantom* na região de regiões *quentes* e *frias*: (a) Butterworth ordem 5, (b) Maeda 1D janela 3, (c) Maeda 2D janela 3, (d) Butterworth ordem 7, (e) Maeda 1D janela 5, (f) Maeda 2D janela 5. Imagens adquiridas no Serviço de Radioisótopos - DDI - InCor - HCFMUSP.

Observa-se nesta figura que a aplicação do estimador Maeda com janela 3 suaviza a contagem de fundo, confirmando os dados obtidos para o DMV na região homogênea. A deterioração provocada pela aplicação de Maeda com janela 5 pode ser observada nas figuras 6.e e 6.f, nas quais as menores regiões *frias* e *quentes* não são visíveis.

Os valores de contraste são apresentados nas tabelas 3 e 4. Os resultados obtidos para as séries 1 e 2 mostraram que, apesar da aplicação do filtro de Maeda com janela 3 suavizar a imagem, não ocorre, na mesma proporção, perda de contraste entre o fundo e as *regiões quentes* como ocorre com o filtro de Butterworth quando se aumenta o grau de suavização. Os valores tendem a se tornar mais próximas do valor esperado (4,0) para os cilindros maiores ou, no caso do cilindro menor, mantém

RBE/CEB, V. 12, N. 3, 1996

os valores obtidos para o filtro Butterworth ordem 5. Para as imagens da série 3, houve uma pequena diminuição no contraste dos cilindros 2 e 3.

Tabela 3 - Valores do contraste (valor esperado = 4,0) para as três *regiões quentes* nas três séries de aquisição e diferentes parâmetros de reconstrução.

	Série 1			Série 2			Série 3		
Método Reconstrução	P. 1	P.2	P.3	P.1	P.2	P.3	P.1	P.2	P.3
Butterworth ordem 5	2,76	3,15	2,52	3,13	3,65	2,72	2,86	3,12	2,49
Butterworth ordem 7	2,68	2,95	2,34	3,07	3,60	2,68	2,73	2,91	2,41
Maeda 1D janela 3	3,18	3,24	2,47	3,24	3,42	2,44	3,26	3,31	2,39
Maeda 1D janela 5	2,36	2,14	1,89	2,04	2,01	1,67	2,20	2,29	1,84
Maeda 2D janela 3	3,18	3,31	2,39	3,29	3,39	2,34	3,27	3,35	2,41
Maeda 2D janela 5	2,14	2,22	1,88	2,20	2,14	1,85	2,11	2,20	1,81

Tabela 4 - Valores do contraste (valor esperado = 0) para as três *regiões frias* nas três séries de aquisição e diferentes parâmetros de reconstrução.

an a	Série 1			Série 2			Série 3		
Método Reconstrução	P. 1	P.2	P.3	P.1	P.2	P.3	P.1	P.2	P.3
Butterworth ordem 5	0,41	0,53	0,44	0,35	0,54	0,54	0,37	0,41	0,37
Butterworth ordem 7	0,47	0,6	0,55	0,41	0,61	0,63	0,37	0,43	0,4
Maeda 1D janela 3	0,36	0,58	0,56	0,28	0,57	0,55	0,35	0,55	0,48
Maeda 1D janela 5	0,54	1,09	0,98	0,4	0,79	0,95	0,41	0,75	0,85
Maeda 2D janela 3	0,37	0,59	0,52	0,26	0,49	0,52	0,32	0,49	0,5
Maeda 2D janela 5	0,54	0,79	0,91	0,51	0,72	0,92	0,42	0,87	0,92

Os resultados obtidos para a *região fria* 1 (valor esperado 0,0) seguem a mesma tendência nas três séries de dados, com um aumento significativo do contraste quando é aplicado o estimador Maeda, tanto 1D como 2D. O comportamento do parâmetro para as demais *regiões frias* depende da aquisição. Na série 2, os valores de contraste são, no mínimo, mantidos, e algumas vezes aumentam. Nas imagens obtidas com contagem mais baixa, os valores tendem a decrescer, sendo este decréscimo mais acentuado nas imagens obtidas com amostragem angular pobre.

Ocorre uma deterioração severa da qualidade das imagens reconstruídas utilizando o estimador Maeda com janela 5. O contraste para as regiões *frias e quentes* é fortemente prejudicado em consequência da suavização excessiva provocada pela aplicação do filtro.

A análise destes resultados mostra o bom desempenho do estimador Maeda, tanto uni- como bi-dimensional. Não se observa superioridade absoluta na escolha de uma ou outra abordagem.

Pode-se verificar, ainda na figura 6, que a aplicação do estimador Maeda com janela 3 melhora a geometria da imagem, tornando mais circulares as regiões quentes e frias. Essa observação qualitativa foi quantificadas para duas regiões: quente 2 e fria 1. Os valores de desvio em relação ao círculo dessas regiões foram calculados, de acordo com a equação 10, para as três séries de dados. Em virtude da enorme degradação (geométrica e no contraste) sofrida pelas imagens, não foram calculados os valores de DC para os cortes reconstruídos com Maeda janela 5.

Os valores de DC obtidos, que são apresentados na tabela 5, confirmam a diminuição da distorção geométrica (medida aqui como a fidelidade em relação às formas circulares originais) quando aplicado o estimador Maeda. As imagens adquiridas com maior estatística são aquelas que apresentam os menores valores de distorção. Nota-se que a distorção em relação ao círculo nas imagens adquiridas com estatística mais baixa e menor amostragem angular (série 3) é bastante pronunciada. Embora a aplicação do estimador diminua os valores de DC, estes ainda se mantém muito elevados, quando comparados às imagens reconstruídas a partir das séries de aquisição 1 e 2.

Tabela 5 - Valores de DC (valor ideal =0) para as regiões *quente 2 e frio 1* nas três séries de aquisição e diferentes parâmetros de reconstrução.

-f	Sér	ie 1	Séri	ie 2	Série 3	
Método Reconstrução	quente	frio	quente	frio	quente	frio
Butterworth ordem 5	2,16	2,00	1,98	1,79	3,82	7.75
Butterworth ordem 7	2,27	2,13	1,74	2,10	3,81	7.17
Maeda 1D janela 3	1,29	1,46	1,66	1,39	2,55	3,53
Maeda 2D janela 3	1,62	1,55	1,47	1,07	2,77	4.06

Na análise deste parâmetro, o estimador Maeda 1D mostra-se superior as imagens adquiridas com estatística mais baixa (séries 1 e 3), enquanto a aplicação bi-dimensional mostra-se superior para a série adquirida com estatística mais alta.

DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

Para as séries 1 (amostragem angular alta e estatística mais pobre) e 2 (amostragem angular baixa e estatística mais alta), considerando-se as qualidades homogeneidade e distorção geométrica, verificou-se um aumento significativo na qualidade das imagens reconstruídas utilizando o método de estimativa das projeções, quando comparadas às imagens reconstruídas utilizando a abordagem mais comum em serviços de Medicina Nuclear, a aplicação da Técnica de Retroprojeção Filtrada com filtro Butterworth. Essa melhora na qualidade também se reflete em relação ao contraste entre regiões de alta atividade e o fundo homogêneo do *phantom*. As regiões sem atividade, no entanto, tendem a sofrer uma pequena queda de contraste após a aplicação do estimador Maeda, especialmente as pequenas regiões.

Para a série 3 (estatística e amostragem angular baixas), os resultados anteriores tendem a se repetir. Verifica-se, entretanto, que em todos os parâmetros analisados, as imagens obtidas com essas características de aquisição são as que apresentam os piores índices. A aplicação do método de estimativa das projeções melhora a qualidade das imagens. Entretanto, a sua qualidade não chega a se aproximar da obtida nas outras duas séries.

Portanto, a aplicação da estimativa das projeções para reconstrução em SPECT melhorou efetivamente a qualidade das imagens em relação aos parâmetros avaliados. Deve-se acrescentar que a escolha destes se deveu à sua importância na análise de imagens em rotina clínica, sendo a uniformidade e o contraste fatores primordiais na avaliação de sistemas tomográficos (Graham *et*

RBE/CEB, V. 12, N. 3, 1996

alli, 1995). A distorção geométrica introduzida pelos métodos de processamento também é fator de extrema importância na avaliação de imagens de SPECT, especialmente em imagens cardíacas.

Não foi possível, a partir deste estudo, determinar qual a forma de aplicação mais adequada do método, uni- ou bi-dimensional. O desempenho de um ou outro método parece ser dependente da aquisição.

Mostrou-se, portanto, que a introdução de um modelo que incorpore informações sobre o processo de aquisição das projeções na etapa de pré-processamento permite que se obtenha imagens com qualidade superior aos métodos analíticos tradicionais e com tempo de processamento inferior aos métodos estatísticos.

AGRADECIMENTOS

Este trabalho contou com o financiamento da Fapesp (Projeto nº 92/0577-8) e da Fundação E. J. Zerbini (Nº Protocolo: 753/92/11).

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ANSCOMBE, F. J. "The transformation of Poisson, binomial and negative-binomial data", *Biometrika*,v. 35, p. 246-54, 1948.
- FURUIE, S. S. and MASCARENHAS, N. D. A. (1992). "Tomographic Reconstruction of Images with Poisson Noise: Projection Estimation", *Automedica*, v. 15, n. 2, p. 133-140.
- GELFAND, M. J. and THOMAS, S. R. (1988). Effective Use of Computers in Nuclear Medicine, McGrow-Hill Book Company.
- GRAHAM, L. S., FAHEY, F. H., MADSEN, M. T., VAN ASWEGEN, A. and YESTER, M. V. (1995). "Quantitation of SPECT Performance: Report of Task Group 4, Nuclear Medicine Comitee", *Medical Physics*, v. 22, n. 4, p. 401-409.
- GULLBERG, G. T. (1979), *The Attenuated Radon Transform: Theory and Application in Medicine* and Biology, Lawrence Berkeley Laboratory - University of California - PhD Thesis.
- JASZCZAK, R. J., COLEMAN, R. E. and LIM, C. B. (1980). "SPECT: Single Photon Emission Computed Tomography". *IEEE Transactions on Nuclear Science*, v. 27, n. 3, p. 1137-1153.

CADERNO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

ASSESSMENT OF PROJECTION ESTIMATION IN SPECT USING A REAL PHANTOM

M. S. Rebelo¹, S. S. Furuie², R. Abe³, L. Moura⁴

ABSTRACT -- Tomographic reconstruction of images is an important problem in Nuclear Medicine. Most commercial systems perform the task of reconstruction using CT techniques that assume additive and independent noise. In general, these techniques do not take into account any particular model for image formation. The quality of reconstructed images is however, strongly dependent on the assumed models during processing. These models must reflect an *a priori* information of the image formation process. This work presents an assessment of an alternative solution using Poisson noise model. The proposed algorithm was applied to a real phantom. Some figures of merits such as homogeneity, contrast and geometrical distortions were calculated. Results have shown that this approach produces better images than those obtained from conventional techniques currently used in commercial systems.

Key-words: Tomographic Reconstruction, Maeda Estimation, Medical Imaging.

¹ Physicist, MSc., Computing Division - Heart Institute of Sao Paulo - HCFMUSP

² Engineer, MSc., PhD., Computing Division - Heart Institute of Sao Paulo - HCFMUSP

³ Physicist. Nuclear Medicine Department - Heart Institute of Sao Paulo - HCFMUSP

⁴ Engineer, MSc., PhD., HCFMUSP