

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
INSTITUTO DE FÍSICA

**RECONSTRUÇÃO QUANTITATIVA DE
SPECT:
AVALIAÇÃO DE CORREÇÕES**

SBI-IFUSP



305M810T2866

Tese de doutorado apresentada
ao Instituto de Física da
Universidade de São Paulo

Sylvio Canuto
Prof. Sylvio Roberto Accioly Canuto
Presidente da Comissão de Pós-Graduação

ANA MARIA MARQUES DA SILVA

Orientadora: Profa. Dra. Cecil Chow Robilotta

depois 22/10

[Handwritten signature]

Comissão examinadora:

- Prof. Dr. Alberto Tannús – IFSC/USP
- Prof. Dr. Nelson D. A. Mascarenhas - DC/UFSCar
- Prof. Dr. Sérgio Furuie – INCOR – HC/FMUSP
- Prof. Dr. Vito Roberto Vanin – IF/USP

São Paulo
1998



616.07512
S586r
D
ex. 2

FICHA CATALOGRÁFICA

Preparada pelo Serviço de Biblioteca e Informação
do Instituto de Física da Universidade de São Paulo

Silva, Ana Maria Marques da

Reconstrução Quantitativa de SPECT: Avaliação de
Correções. São Paulo, 1998.

Tese (Doutoramento) Universidade de São Paulo.
Instituto de Física - Departamento de Física Experimental

Orientador: Profa. Dra. Cecil Chow Robilotta
Área de Concentração: Física Nuclear

Unitermos: 1. SPECT; 2. Reconstrução Tomográfica;
3. Atenuação; 4. Espalhamento; 5. Quantificação.

USP/IF/SBI-036/98

Aos meus pais Otto e Nely,
ao Eduardo
e aos filhotes
Ana Carolina, Juliana e Felipe,
pelo amor e apoio.

AGRADECIMENTOS

A vida só pode ser compreendida olhando-se para trás; mas só pode ser vivida olhando-se para a frente.

Soren Kierkegaard (1813-1855)

À minha orientadora, Cecil, sempre crítica e exigente, profissional séria e dedicada, pela presença constante, apoio intelectual e pessoal.

Aos professores do Grupo de Biofísica e Física Médica do IFUSP, Amando, Carla, Regina e Teresa e aos colegas Amaury, André, Aninha, Eduardo, Jonatan, Karin, Márcia, Marta, Michel, Pedro, Roberto e Rozane, pela convivência calorosa e produtiva.

Aos amigos do Departamento de Física da UFSM, Aguinaldo, Celso, Cristiane, Inés, Juca, Piquini, Ricardo, Ronaldo e Rubem, pelo apoio para o afastamento e pela torcida.

Ao Sérgio e ao Matthias pelas conversas, dicas e orientações, que me ensinaram muito.

Aos amigos de longo tempo, que estiveram mais próximos durante esses anos, Alice, Ana Cristina, Conceição, Cristiano, Maria Lúcia, Toninho, Suely e Whilk, pelas palavras e ações de incentivo.

À Divisão de Informática do INCOR-HC-USP, pela disponibilidade de tempo e máquinas para as simulações.

Aos professores A. Welch e F. Natterer, pela disponibilidade de parte do código do programa ConTraSPECT e pelas mensagens esclarecedoras.

Ao professor B.M.W. Tsui, pela utilização do modelo matemático torso-cardíaco MCAT.

À equipe chefiada pelo professor S. Vannoy, pelo uso do SimSET.

Aos porteiros da Ala II do IFUSP, que sempre zelaram pela minha segurança, durante as infundáveis madrugadas e fins de semana.

Aos meus pais Otto e Nely e meus irmãos, Gustavo e Otto, que sempre estiveram ao meu lado, pelo amor e incentivo.

À Juliana, privada de minha presença, pela paciência e maturidade precoce para assumir as mudanças e entender a necessidade da distância.

Ao Eduardo, pelo amor, apoio e companheirismo.

À CAPES, programa PICDT-UFSM, pelo apoio financeiro.

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi avaliar a influência das correções de atenuação e espalhamento na reconstrução quantitativa em SPECT. O estudo foi baseado em diversas simulações de Monte Carlo, com ênfase especial no modelo torso-cardíaco matemático (MCAT). Para a reconstrução, foi utilizado o algoritmo iterativo ML-EM com projetor-retroprojetor modificado pelo mapa de atenuação.

Para avaliar a correção de espalhamento, foram simulados os espectros energéticos, com múltiplas ordens de espalhamento Compton. O método da dupla janela de energia (Jaszczak) foi aplicado, devido à sua simplicidade, e as imagens corrigidas foram comparadas com as de fótons primários. Foram analisadas as escolhas das janelas do fotopico e espalhamento, além da dependência do fator de espalhamento k com a distribuição de atividades do objeto.

Duas abordagens foram adotadas para a obtenção dos mapas de atenuação: a estimativa do mapa uniforme diretamente dos dados de emissão, sem o uso de imagens de transmissão; e o borramento de mapas não-uniformes, reconstruídos a partir das projeções por transmissão. A estimativa do mapa de atenuação diretamente dos sinogramas de emissão baseou-se nas condições de consistência da transformada de Radon atenuada. Neste caso, foram estudados os efeitos de diferentes contagens e vários coeficientes de atenuação iniciais sobre as imagens corrigidas. Os mapas de atenuação não-uniformes foram borrados com um "kernel" gaussiano, aplicados nas correções e os efeitos na quantificação foram analisados.

Os espectros energéticos emitidos pelo modelo MCAT mostraram que os fótons espalhados não poderiam ser excluídos a contento, mesmo que fossem utilizadas janelas de aquisição estreitas sobre o fotopico. Em relação à correção de Jaszczak, verificou-se que a escolha das janelas de fotopico e espalhamento é crucial e confirmou-se que o valor de k é altamente dependente do objeto examinado.

Dada uma estimativa inicial do mapa de atenuação, o uso das condições de consistência para estimar o mapa de atenuação uniforme, consistente com os dados de emissão do modelo MCAT simulado, resultou sempre em uma mesma forma, para quaisquer valores iniciais do conjunto de parâmetros. Apesar do erro diminuir com o aumento da contagem, o melhor coeficiente de atenuação não pôde ser obtido, mesmo em altas contagens. Isto se deve à presença dos fótons espalhados, que alteraram a solução das condições de consistência, reduzindo as dimensões do mapa.

Os resultados indicaram que a correção de espalhamento é o fator mais importante na reconstrução quantitativa em SPECT. Com referência aos efeitos quantitativos da correção de atenuação, não foram observadas diferenças significativas com a utilização dos mapas borrados, enquanto que a correção com mapas uniformes mostrou-se menos eficaz.

QUANTITATIVE RECONSTRUCTION IN SPECT : EVALUATION OF CORRECTIONS

ABSTRACT

The goal of this work is to evaluate the influence of scatter and attenuation correction methods in quantitative SPECT reconstruction. The study was based on several Monte Carlo simulations, with special emphasis on the mathematical cardiac-torso phantom (MCAT). Iterative ML-EM reconstruction with modified projector-backprojector was used.

To evaluate the scatter correction, energy spectra were simulated for SPECT imaging including multiple order Compton scattered photons. The dual energy window method proposed by Jaszczak was applied and scatter corrected images were compared with primary photons images. The choice of the scattering and photopeak windows and the dependence of the scatter factor k with the activity distribution were also analysed.

Two approaches were adopted for obtaining the maps for attenuation correction: the estimation of the attenuation maps directly from the emission data, without transmission imaging, and the blurring of non-uniform attenuation maps, reconstructed from transmission data. The estimation of attenuation maps directly from the emission sinograms was based on the consistency conditions of attenuated Radon transform. In this case, the effects of different counting rates and various initial attenuation coefficients on the corrected images were studied. The non-uniform attenuation maps were blurred with a gaussian kernel with different variances, applied in further corrections and their effects on quantitation were examined.

Analysis of energy spectra emitted from the MCAT phantom showed that scattered photons cannot be totally excluded, even when narrow acquisition windows were used. As far as the Jaszczak correction is concerned, results showed that the choice of photopeak and secondary windows is crucial and that the value of k is highly dependent on the imaged object.

Given an initial estimation of the attenuation map with a constant coefficient, the use of consistency conditions to estimate the uniform map, consistent with the emission data of simulated MCAT phantom, resulted in the same shape for any set of initial parameters. In spite of the fact that the error falls with increasing counting rate, higher counts are not able to determine the best attenuation coefficient. This is due to scattered photons, which alter the solution of consistency conditions, reducing the size of estimated maps.

Results indicated that the scatter correction is the most important factor in quantitative SPECT reconstruction. Furthermore, no significant differences were observed in the quantitation, when using the blurred non-uniform attenuation maps in attenuation correction, while corrections with uniform maps proved to be less efficient.

ÍNDICE

1. Introdução	1
1.1 Tomografia por emissão de fóton único - SPECT	7
1.2 Objetivos	9
1.3 Organização da tese.....	9
2. Reconstrução tomográfica em SPECT	11
2.1 Aquisição de imagens	11
2.2 Problemas físicos relacionados com a qualidade das imagens.....	12
2.3 Transformada de Radon - Projeções.....	16
2.4 O problema da reconstrução	18
2.5 Métodos de reconstrução.....	19
2.5.1 Métodos analíticos	19
2.5.2 Métodos iterativos.....	21
3. Reconstrução quantitativa em SPECT.....	24
3.1 Reconstrução por ML-EM.....	27
3.2 Correção de espalhamento.....	30
3.2.1 Espectro energético com indicação de janelas	32
3.2.2 Espectros simulados	34
3.3 Correção de atenuação.....	35
3.3.1 Projetor-Retroprojetor atenuado para algoritmos de reconstrução iterativa.....	41
3.3.2 Obtenção do mapa de atenuação utilizando as condições de consistência	43
4. Materiais e métodos	55
4.1 Simulações computacionais - Monte Carlo.....	55
4.1.1 Fonte linear	57
4.1.2 Modelo cilíndrico de atividade uniforme.....	58
4.1.3 Modelo Jaszczak (seção esferas frias)	58
4.1.4 Modelo completo do torso - MCAT.....	59
4.2 Método de reconstrução	64
4.3 Correção de atenuação.....	65
4.3.1 Algoritmo projetor-retroprojetor	65

4.3.2	Mapa de atenuação uniforme: condições de consistência	67
4.3.3	Mapas de atenuação borrados.....	74
4.4	<i>Correção de espalhamento</i>	75
4.5	<i>Instrumentos de avaliação</i>	75
4.5.1	Perfil de contagem	76
4.5.2	Total de contagens no miocárdio	76
4.5.3	Erro quadrático médio normalizado (EQMN)	76
5.	Resultados e discussões	79
5.1	<i>Escolha do número de iterações no algoritmo de reconstrução</i>	79
5.2	<i>Correção de espalhamento</i>	83
5.2.1	Fonte linear	83
5.2.2	Modelo MCAT	87
5.3	<i>Determinação dos fatores de espalhamento (k)</i>	88
5.3.1	Modelo de Jaszczak	89
5.3.2	Modelo MCAT	91
5.4	<i>Avaliação dos métodos de correção na quantificação</i>	92
5.4.1	Utilização de mapas pré-determinados e método de Jaszczak..	92
5.4.2	Utilização dos mapas estimados por condições de consistência	98
5.4.2.1	Fótons primários.....	104
5.4.2.2	Inclusão dos fótons espalhados	108
5.4.3	Utilização dos mapas de atenuação borrados.....	113
6.	Conclusões	121
	Apêndice A - Câmara cintilográfica.....	126
	Apêndice B - SimSET	128
	Apêndice C - PRIOR	131
	Apêndice D - Khoros	133

1. Introdução

Até o início deste século, a estrutura interna do corpo humano só era visualizada através da dissecação de cadáveres ou em cirurgias de alto risco. A descoberta dos raios X em 1895 e sua aplicação na Medicina permitiram a primeira “visão” do mundo interno do corpo humano *in vivo*.

Outras técnicas de produção de imagens médicas se desenvolveram desde então, baseadas nas interações das diversas formas de energia com os tecidos biológicos. A penetração da energia no corpo, sua interação com os tecidos, sendo parcialmente absorvida, refletida ou espalhada, resultam na formação das imagens baseadas nas diferentes características físicas das radiações e dos meios. Naturalmente, tornou-se necessário também identificar as propriedades físicas que permitissem distinguir os tecidos normais dos anormais.

A instrumentação desenvolvida para pesquisas em Física básica, particularmente em Física nuclear, contribuíram significativamente na área das imagens médicas. O avanço da tecnologia de computadores também permitiu a implementação de técnicas antes impraticáveis devido à complexidade de cálculos.

Dentre as modalidades de imagens médicas, as mais importantes são:

- **Radiografia plana** - Um feixe de raios X, entre 25-100 keV, atravessa o corpo e uma certa fração dos fótons é transmitida, sem interagir, formando uma projeção das estruturas do interior do corpo (Fig. 1.1). Nesta faixa de energia, o efeito fotoelétrico domina a absorção pelos tecidos, formados basicamente de átomos de baixo número atômico. O contraste da imagem é determinado pelos diferentes coeficientes de atenuação dos tecidos para os raios X incidentes.

Apesar da radiografia ter causado uma profunda revolução na prática médica, revelando principalmente o estado dos ossos e a presença de cálcio ao redor de tecidos, este tipo de imagem fornece pouca informação a respeito dos diferentes tecidos moles encontrados no corpo, pois eles praticamente atenuam da mesma forma os raios X.

A radiografia pode ser impressa sobre um filme fotográfico, produzida sobre um anteparo fluorescente ou em uma tela de TV. Ela fornece uma visão anatômica dos tecidos, mas a sobreposição das estruturas dificulta o diagnóstico. Para contornar este problema, são administradas substâncias que aumentam o contraste de certas estruturas, como compostos à base de bário ou iodo, dependendo do órgão ou tecido examinado.

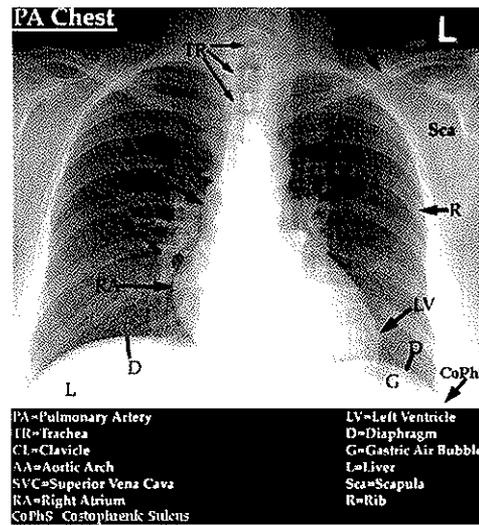


Fig.1.1 Radiografia de tórax em vista pósterio-anterior.

(Fonte: <http://www.vh.org/Providers/TeachingFiles/NormalRadAnatomy/Images/>)

- **Tomografia Computadorizada (CT = *Computed Tomography*)** – Um feixe de raios X e/ou um conjunto de detectores move-se em arco, executando uma varredura ao redor do corpo, produzindo projeções que são reconstruídas computacionalmente para formar uma imagem da secção transversal do corpo (Fig. 1.2). A informação fornecida pela imagem é essencialmente anatômica, da mesma forma que na radiografia plana, com a vantagem de não apresentar a sobreposição de órgãos e tecidos, com resolução da ordem de 3-4 mm.



Fig.1.2 Corte tomográfico transversal da cabeça.

- **Cintilografia convencional** – A imagem análoga à radiografia plana de raios X, com a utilização de raios γ é a cintilografia plana. Um composto radioativo, o radiofármaco, é administrado ao paciente e as imagens (Fig. 1.3) são representações da distribuição espacial e/ou temporal deste material, produzidas por uma câmara de cintilação em uma posição fixa. O radiofármaco administrado permite obter informações fisiológicas ou funcionais de órgãos ou tecidos específicos do corpo. A anatomia também pode ser avaliada, entretanto a resolução geométrica é pior do que na radiografia plana. Através do uso de diferentes compostos marcados com radionuclídeos, que emitem radiação na faixa de 50-500 keV, é possível estudar uma determinada função fisiológica ou um determinado órgão. A resolução espacial varia entre 8-20mm, dependendo da câmara usada [Guy96].

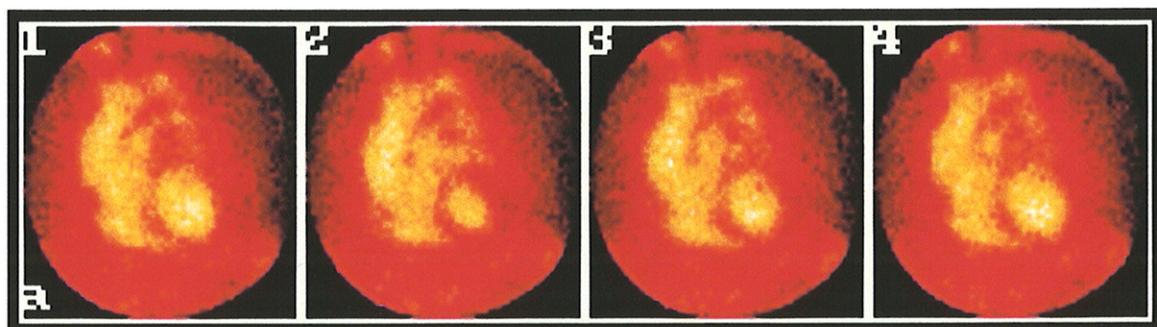


Fig.1.3 Cintilografia plana mostrando 4 fases da contração ventricular cardíaca.

- **SPECT (Single Photon Emission Tomography)** - Uma câmara de cintilação gira ao redor do corpo, coletando projeções da radiação emitida pelo órgão no qual se concentrou um radiofármaco. A partir das projeções, são reconstruídos, digitalmente, os cortes transversais da distribuição de atividade (Fig. 1.4). A imagem produzida é essencialmente fisiológica, mas também fornece informação anatômica, com resolução espacial de 10-20 mm. Diferentemente do CT, onde a fonte de raios X tem posição e intensidade conhecidas, a distribuição de atividade no SPECT é desconhecida e os fótons γ que atingem o detector podem já ter sofrido interações com o corpo.

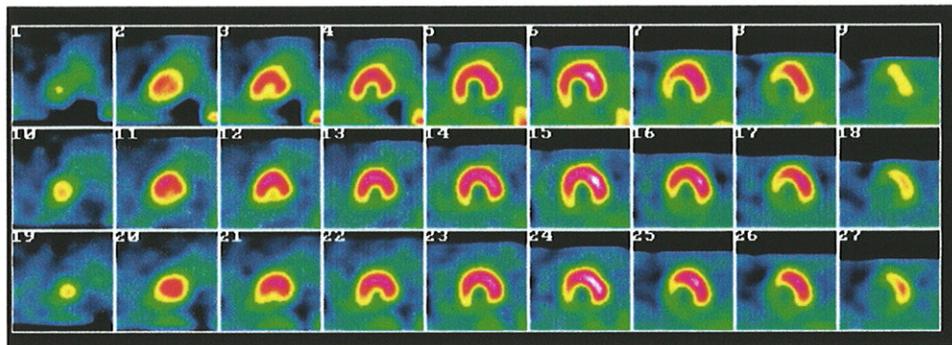


Fig.1.4 Imagens de SPECT mostrando cortes transversais do miocárdio.

- **PET (Positron Emission Tomography)** - A tomografia por emissão de pósitron utiliza radionuclídeos que decaem com a emissão de pósitrons e as imagens dos cortes transversais são produzidas pela detecção, em coincidência, dos fótons resultantes da aniquilação de um pósitron com um elétron. O traçador metabolicamente ativo é injetado no corpo, depositando-se em determinado órgão. O par de fótons produzido pela aniquilação viaja em direções opostas até atingir anéis de detectores ao redor do corpo. A imagem produzida é fisiológica e/ou anatômica, com resolução de 5-10 mm. A PET tornou-se uma ferramenta particularmente útil para estudos dinâmicos de atividade cerebral, devido ao uso mais difundido da deoxiglicose marcada com ^{18}F (Fig. 1.5).

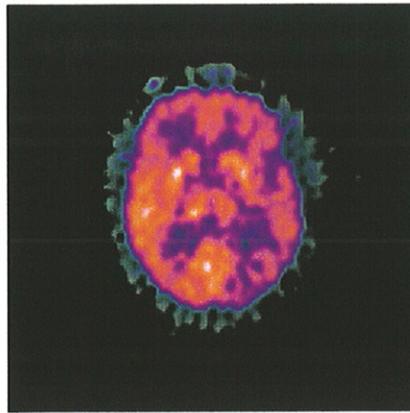


Fig.1.5 Imagem de PET (corte transversal do cérebro).

- **Ressonância Magnética Nuclear (MRI = *Magnetic Resonance Imaging*)**
 - Inicialmente chamado de NMR (*Nuclear Magnetic Resonance*), a imagem é obtida pela medida da resposta dos prótons dos átomos de H das moléculas de água a pulsos de rádio-freqüência de 10-100 MHz, em um campo magnético uniforme de cerca de 1 T. O contraste da imagem é produzido por três parâmetros: a densidade de água livre (Fig. 1.6), o tempo de relaxação longitudinal (spin-spin) (T_1) e o tempo de relaxação transversal (spin-rede) (T_2). Estes parâmetros são a base do contraste produzido na imagem resultante, que permite observar as estruturas que contêm água, com alto contraste nos tecidos moles. Atualmente estão sendo obtidas imagens funcionais. A resolução das imagens de MRI são da ordem de 1 mm.

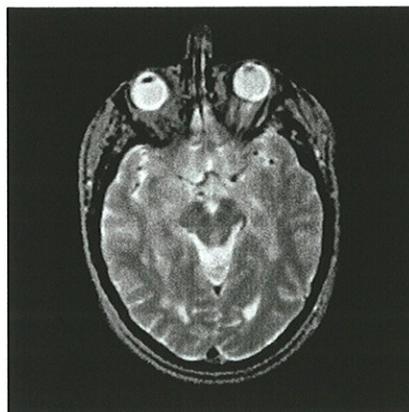


Fig.1.6 Imagem de MRI (densidade de água livre - corte transversal da cabeça)

- **Ultra-som (US)** – Ondas mecânicas de alta frequência, da ordem de dezenas de MHz, são refletidas pelas interfaces entre órgãos e tecidos e a sua detecção permite gerar as imagens de cortes internos da região em estudo (Fig. 1.7). No caso de uma estrutura em movimento, como o sangue, pode-se determinar a velocidade através do deslocamento da frequência do pulso refletido devido ao efeito Doppler. As informações obtidas pelas imagens são anatômicas e funcionais.

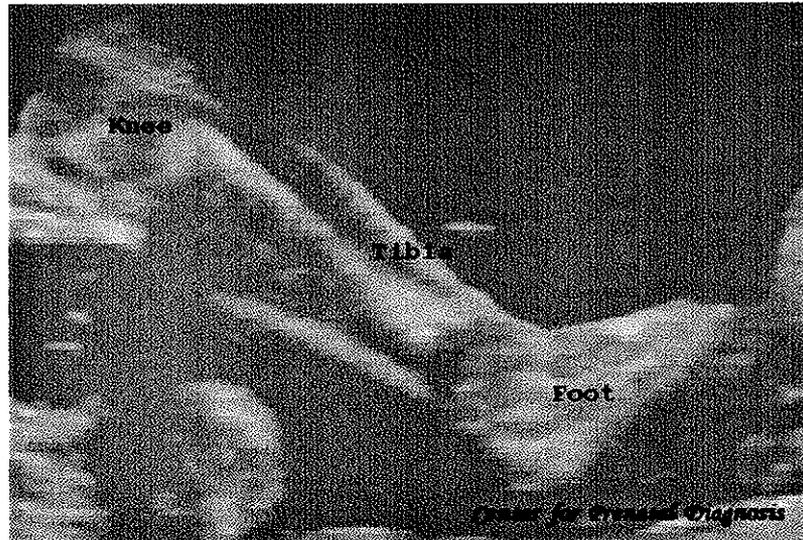


Fig.1.7 Imagem de US do membro inferior de um feto
(Fonte: <http://www.cpdx.com/cpdx/lowextrm.gif>)

Com exceção da radiografia plana e da cintilografia convencional, todas as outras imagens mencionadas são tomográficas.

A palavra *tomografia* é construída a partir do grego *tomos*, que significa fatias, cortes. A reconstrução tomográfica é o processo de reconstrução de um corte, a partir de suas projeções ao longo de linhas.

A tomografia não é utilizada somente em Medicina. Existem inúmeras outras aplicações desta técnica, tais como os mapeamentos de fontes minerais no subsolo e de fontes de rádio-freqüência em radioastronomia, entre outras.

1.1. Tomografia por Emissão de Fóton Único – SPECT

A utilização de radiocompostos para o diagnóstico e o tratamento oncológico tornou-se uma especialidade médica conhecida como Medicina Nuclear. As imagens normalmente produzidas para o diagnóstico na Medicina Nuclear são a cintilografia plana, ou tradicional, e as imagens tomográficas de SPECT e PET.

Em SPECT, os radiofármacos são os mesmos utilizados na cintilografia tradicional. Um radiofármaco é um composto orgânico com um radionuclídeo ligado a ele e que possui propriedades que determinam a presença desta substância em tecidos específicos. Os radioisótopos utilizados em SPECT são emissores de fótons com energias abaixo de 400 keV, sendo que os mais comuns são ^{99m}Tc (meia-vida = 6,03 h), que emite fótons com energia de 140keV; ^{201}Tl (meia-vida = 73,0 h), com fótons de energias 135 keV e 167 keV; e ^{123}I (meia-vida = 13,0 h), que emite fótons de 159 keV. De maneira geral, a presença do radiofármaco se apresenta como um conjunto de pontos claros na imagem (numa escala monocromática) e a sua ausência, pontos escuros. Desta forma, a diferença em tons de cinza pode indicar anomalias ou perturbações.

Apesar da SPECT produzir imagens diretamente relacionadas ao radiofármaco utilizado, a interação da radiação com a matéria determina a sensibilidade e as limitações desta modalidade. Os fótons emitidos pelos radionuclídeos podem interagir com os elétrons dos átomos dos tecidos do corpo antes de atingir o detector. Dentro da faixa de energia utilizada em SPECT, os mecanismos de interação mais importantes são a absorção por efeito fotoelétrico e o espalhamento Compton. Ambos produzem uma perda ou degradação da qualidade da imagem da distribuição do radiofármaco dentro do corpo, gerando uma imagem incorreta do ponto de vista quantitativo.

Em geral, as imagens de SPECT são corrigidas de modo a se obter uma quantificação relativa, ou seja, aquela na qual os resultados são comparados a um padrão escolhido, através de um processo de normalização. Obter uma quantificação absoluta significaria a obtenção da medida precisa e acurada das atividades em valores absolutos [Tsu94].

O objetivo da SPECT quantitativa é fornecer imagens reconstruídas na qual o valor de cada pixel da imagem represente a concentração de atividade absoluta em uma região correspondente do paciente. Para obter a quantificação absoluta em SPECT, é necessário eliminar os efeitos dos fatores degradadores da imagem, sem introduzir distorções e artefatos. Como isso não é possível, tenta-se então minimizar esses efeitos. Assim, estudos de métodos de correção de atenuação, espalhamento e outros fatores degradadores da imagem de SPECT permitem vislumbrar as dificuldades e os caminhos para atingir o objetivo final da quantificação absoluta.

Dentre os métodos de correção de atenuação, uma tendência atual consiste em obter um mapa de coeficientes de atenuação do objeto através de uma varredura de transmissão, realizada simultaneamente ou após a imagem de emissão, utilizando uma câmara com duas ou mais cabeças ou mesmo imagens de CT. Esta abordagem requer um hardware dedicado e um aumento de custo de aquisição das imagens.

O presente trabalho avançou no sentido de se obter a SPECT quantitativa, ao avaliar uma nova forma de correção de atenuação, suas limitações e possibilidades, além de validar formas de correção de espalhamento consagradas, através de uma extensa série de simulações computacionais de diversos conjuntos de distribuições radioativas, os *phantoms*.

A abordagem utilizada neste trabalho estima o mapa de atenuação a partir das imagens de emissão, evitando o custo adicional de aquisição da imagem de transmissão, assim como os problemas de sobreposição (*registration*) entre duas imagens de modalidades diferentes.

Este método se baseia na utilização das condições de consistência da transformada de Radon atenuada para estimar o mapa de atenuação e foi fundamentado por F. Natterer em 1993 [Nat93]. A. Welch [Wel97] testou o método para imagens simuladas com alta estatística e objeto com um único coeficiente de atenuação uniforme.

1.2. Objetivos

Este trabalho estende o método das condições de consistência para a correção da atenuação para imagens de SPECT cardíaco, simuladas com atenuação não-uniforme, e avalia os efeitos da estatística da contagem e da variação dos coeficientes de atenuação nos resultados dos mapas de atenuação estimados. Paralelamente, é avaliado o efeito do borramento gaussiano gradativo dos mapas de atenuação não-uniformes utilizados na correção de atenuação. Uma comparação entre os resultados obtidos pelos dois métodos é realizada com imagens reconstruídas pelo algoritmo iterativo ML-EM (*Maximum Likelihood - Expectation Maximization*), com projetor-retroprojetor modificado para correção de atenuação.

Para a correção de espalhamento, são simulados espectros em múltiplas janelas energéticas, que permitem avaliar o efeito resultante e a influência das ordens de espalhamento na imagem. Ainda é avaliado o efeito do espalhamento dos fótons sobre os resultados obtidos com as condições de consistência.

1.3. Organização da tese

No capítulo 2, será feita uma apresentação geral do processo de reconstrução tomográfica em SPECT e os problemas físicos que afetam a quantificação da imagem.

No capítulo 3, serão detalhados o método de reconstrução tomográfica iterativo ML-EM com projetor-retroprojetor modificado, assim como a teoria das condições de consistência da transformada de Radon atenuada para estimativa do mapa de atenuação e as formas de correção de espalhamento e atenuação que foram utilizadas neste trabalho.

O capítulo 4 trará uma descrição das simulações computacionais realizadas, dos algoritmos de reconstrução e correção implementados e dos processamentos realizados para obtenção final da imagem.

No capítulo 5 serão apresentados e discutidos os resultados obtidos e no capítulo 6, serão feitas as considerações finais e a conclusão do trabalho.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [Guy96] GUY, C. N. (1996) The second revolution in medical imaging. *Contemp. Phys.*, 37(1): 15-45.
- [Nat93] NATTERER, F. (1993) Determination of tissue attenuation in emission tomography of optically dense media. *Inverse Probl.*, 9(6): 731-736.
- [Tsu94] TSUI, B. M. W.; ZHAO, X. D.; FREY, E. C.; and McCARTNEY, W. M. (1994) Quantitative Single-Photon Emission Computed Tomography: basics and clinical considerations. *Semin. Nucl. Med.*, vol. XXIV(1): 38-65.
- [Wel97] WELCH, A. S.; CLACK, R.; NATTERER, F. and GULLBERG, G. T. (1997) Toward accurate attenuation correction in SPECT without transmission measurements. *IEEE Trans. Med. Imag.* MI-16(5): 532-541.

2. Reconstrução Tomográfica em SPECT

2.1. Aquisição das imagens

SPECT é uma técnica de produção de imagens tomográficas, a partir da detecção de fótons de decaimento nuclear emitidos por um volume de radioatividade. Para isso, é utilizada uma câmara cintilográfica, também conhecida como gama-câmara, que pode girar em torno de um objeto de interesse, coletando as projeções da distribuição radioativa em uma seqüência de ângulos (Fig. 2.1). As projeções são imagens bidimensionais formadas pela incidência dos fótons sobre o plano da câmara, que está visualizando o volume de interesse sob um determinado ângulo. Uma descrição da câmara está apresentada no Apêndice A e pode também ser encontrada em Phelps e Sorenson [Sor87].

A partir dessas projeções, cortes tomográficos são reconstruídos de modo que regiões adjacentes possam ser analisadas separadamente, isto é, sem sobreposição.

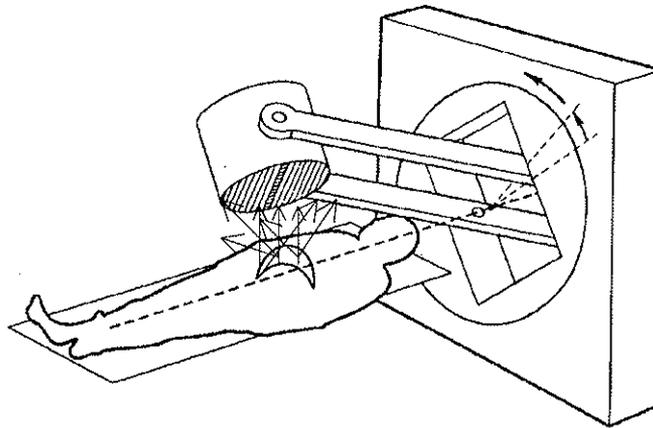


Fig. 2.1 Representação esquemática da aquisição de SPECT.

A maior parte dos sistemas SPECT possui câmaras com um único detector, mas sistemas com dois ou três detectores, já estão disponíveis no mercado, como mostra a Figura 2.2.

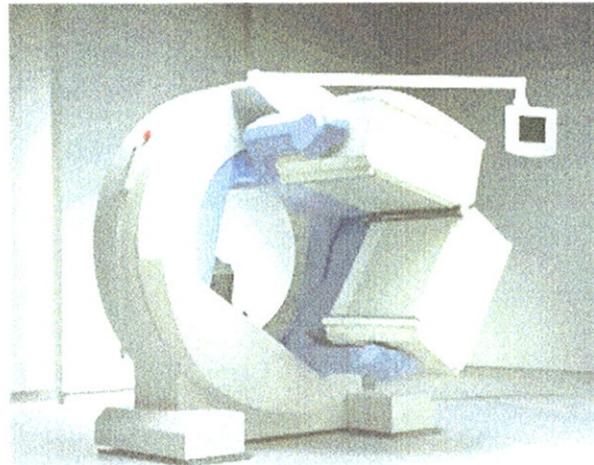


Fig. 2.2 Câmara SPECT Siemens com dois detectores.

2.2. Problemas Físicos relacionados com a Qualidade das Imagens

Apesar do SPECT produzir imagens bastante úteis para o diagnóstico médico [Sco96], a sensibilidade e a especificidade de tais estudos são afetadas por diversos fatores relacionados às características dos pacientes, a fatores técnicos e efeitos físicos que degradam a qualidade dos dados das projeções.

Um fato a ser considerado está relacionado à natureza estocástica do decaimento radioativo, que determina que o número de fótons emitidos siga um processo randômico de Poisson. A contagem total de fótons a ser adquirida por projeção é limitada pela atividade que pode ser injetada ao paciente, pela eficiência dos detectores e pelo tempo do exame. As projeções apresentam ruído Poisson para densidade de contagem até 200* nas projeções, acima da qual o ruído deixa de ser poissoniano.

Outro ponto está relacionado com a interação dos fótons ao atravessar a matéria. No caso de imagens da Medicina Nuclear, apenas dois mecanismos de interação são significativos: a absorção por efeito fotoelétrico e o espalhamento Compton (Fig. 2.3). A produção de pares não é

* Comunicação pessoal por R. Abe.

entre eles depende do ângulo de espalhamento. A equação de Klein-Nishina dá a distribuição angular dos raios γ espalhados para uma seção transversal de espalhamento diferencial:

$$\frac{d\sigma}{d\Omega} = Zr_o \left(\frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos \theta)} \right)^2 \left(\frac{1 + \cos^2 \theta}{2} \right) \left(1 + \frac{\alpha^2(1 - \cos \theta)^2}{(1 + \cos^2 \theta)[1 + \alpha(1 - \cos \theta)]} \right) \quad [2.1]$$

onde Z é o número atômico do átomo espalhador, θ é o ângulo de espalhamento, $\alpha \equiv h\nu / m_o c^2$ e r_o é o raio clássico do elétron. Para energias menores do que 500 keV, como no caso do SPECT, a maior parte do espalhamento é para frente (0° a 90°), conforme mostra a figura 2.5 [Knoll89].

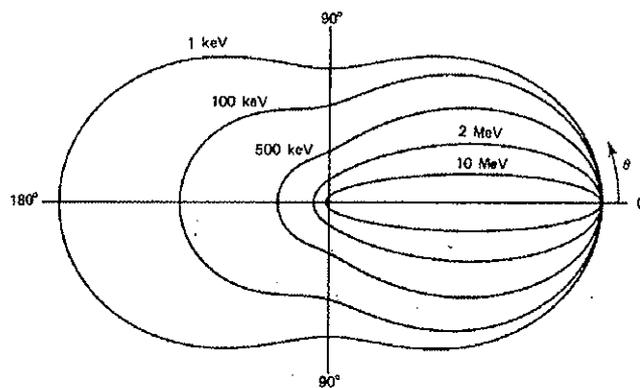


Fig.2.5 Gráfico polar do número de fótons espalhados por efeito Compton (incidentes da esquerda para a direita) dentro de uma unidade de ângulo sólido, em um ângulo de espalhamento θ . (Knoll, 1989, p.53)

O efeito do espalhamento Compton é um aumento de contagem numa dada projeção, informação esta não proveniente de uma posição visualizada perpendicularmente pela câmara, mas de locais vizinhos. Além do aumento indevido na contagem coletada, este efeito também degrada a nitidez da imagem.

Devido à resolução finita em energia do sistema de detecção, as câmaras armazenam eventos de fótons não espalhados e fótons espalhados indistintamente dentro da janela energética de aquisição. Assim, a escolha desta janela pode ajudar a reduzir a contribuição Compton. A figura 2.6 mostra os espectros simulados de uma fonte linear de ^{99m}Tc imersa em um cilindro de água. Pode-se verificar que pequenas variações na largura da janela energética de aquisição, incluem um grande número de fótons espalhados.

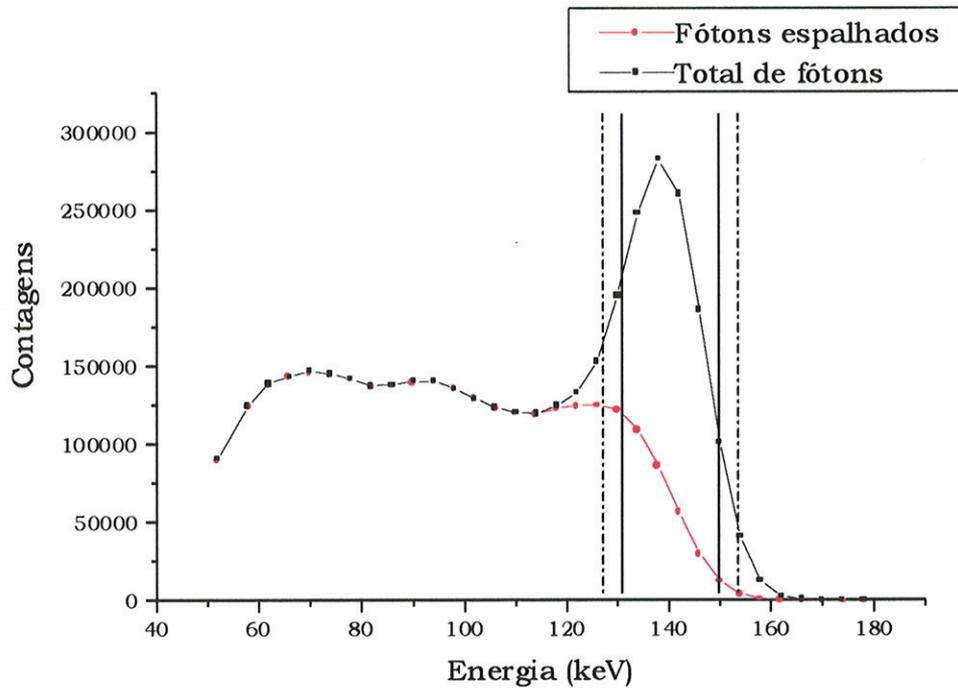


Fig.2.6 Espectros energéticos simulados de uma fonte linear de ^{99m}Tc com janelas energéticas de $\pm 7,5\%$ (linha contínua) e $\pm 10\%$ (linha tracejada), centradas em 140 keV.

Cada uma das interações dos fótons incidentes com a matéria remove fótons do feixe, perpendicular à face da câmara, absorvendo-os ou retirando-os da direção inicial. Esta diminuição da contagem pode ser caracterizada por uma probabilidade fixa de ocorrência por unidade de comprimento no absorvedor, denominada coeficiente de atenuação linear μ , de modo que a intensidade emitida que atravessa uma espessura d do meio é dada por:

$$I(d) = I_0 e^{-\mu d} \quad [2.2]$$

Os parâmetros predominantes nesta redução de contagens são a dimensão anatômica (d) e o coeficiente de atenuação do objeto, de forma que qualquer correção de atenuação deve levá-los em consideração. É importante ressaltar que, em casos reais, o corpo de uma pessoa é composto por tecidos diferentes, portanto, existem diferentes dimensões e coeficientes associados aos órgãos que a radiação atravessará.

Quanto aos fatores técnicos, deve ser considerada a degradação da resolução geométrica do sistema de formação de imagens com a distância, já

que a quantidade de radiação espalhada que atinge o cristal depende do tipo de colimador usado e da distância paciente-colimador.

Assim, pode-se dizer que a verdadeira quantificação da radioatividade requer necessariamente a inclusão de métodos de correções para os efeitos da atenuação e do espalhamento, assim como da resposta do sistema formador de imagens.

Deve-se mencionar, ainda, o número de vistas ou ângulos de projeção a ser adquirido. Este tem um efeito crítico sobre a quantificação em SPECT e a sua escolha deve ser baseada no teorema de amostragem [Gel88]. Para ângulo varrido completo de 360° , o número ótimo de projeções, que previne a perda de resolução espacial, devido à sub-amostragem e o surgimento de artefatos, deve ser maior do que o perímetro da região de interesse dividido pela menor dimensão linear que pode ser resolvida pela câmara (o tamanho do pixel deve ser menor que a metade dessa dimensão – frequência de Nyquist) [Hue77][Cao96].

2.3. Transformada de Radon - Projeções

A aquisição das imagens de SPECT é feita através da obtenção das projeções de um volume de radioatividade no órgão do paciente. A partir de uma distribuição tridimensional de radioatividade, pretende-se determinar a distribuição bidimensional $f(x,y)$ em um plano xy dentro deste volume. Se imaginarmos um detector unidimensional cuja linha está paralela a este plano xy , a projeção da radioatividade em um determinado ângulo θ ao longo da linha do detector é dada pela soma das contagens ao longo desta linha. Durante a aquisição tomográfica, o detector realiza uma rotação em torno do objeto, armazenando as projeções em cada ângulo.

A forma usual de representação dos dados tomográficos é a apresentação da variação dos perfis de contagem de um dado corte nas diferentes projeções. A matriz dada pelas contagens ao longo do raio (linhas), em função do ângulo de projeção (colunas), é chamada sinograma ou transformada de Radon do corte.

Em um sistema ideal com raios paralelos, a transformada de Radon representa a operação de projeção da imagem na direção θ . A transformada de Radon \mathfrak{R} de uma função $f(x,y)$ na direção θ é definida como o conjunto das integrais de linha de $f(x,y)$ sobre o plano perpendicular às direções θ , a uma distância s da origem [Kak88].

$$\mathfrak{R}(f) = \int_{\text{linha}AB} f(x,y) dt \quad . \quad [2.3]$$

No caso bidimensional, a transformada de Radon mapeia a função $f(x,y)$ em uma função $g(\theta,s)$, onde $g(\theta,s)$ é a integral de linha de $f(x,y)$ sobre a linha definida pela distância s e pela direção θ , conforme a figura 2.7.

Se representarmos uma função bidimensional $f(x,y)$ e cada integral de linha pelos parâmetros (θ,s) , temos que a equação da linha AB será:

$$x_1 \cos \theta + y_1 \sin \theta = s_1 \quad [2.4]$$

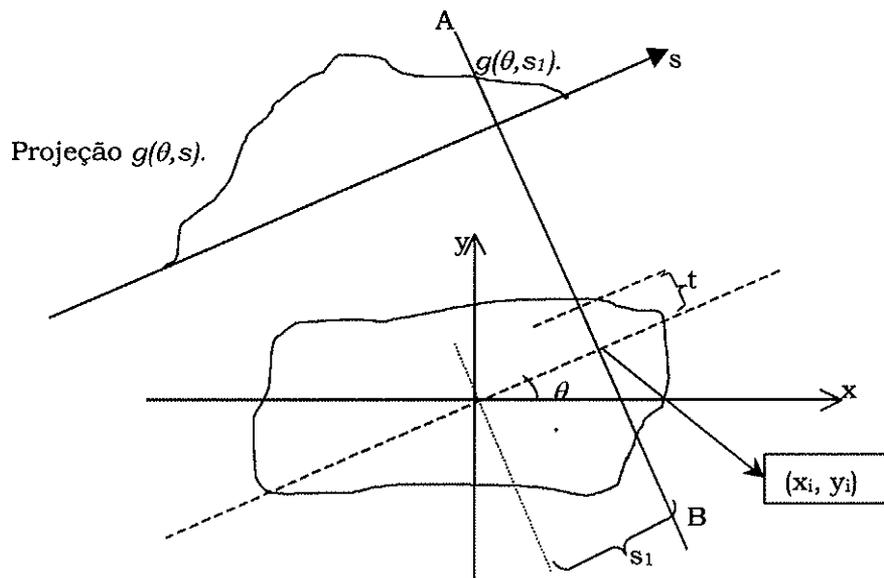


Fig.2.7 Distribuição bidimensional de radioatividade $f(x,y)$ e sua projeção $g(\theta,s)$.

Usando essa relação [2.3] para definir a integral de linha $g(\theta,s)$, teremos:

$$g(\theta,s) = \mathfrak{R}(f) = \int_{\text{linha}AB} f(x,y) dt \quad . \quad [2.5]$$

Usando a função delta podemos reescrever a equação [2.5] como:

$$g(\theta,s) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x,y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - s) dx dy \quad . \quad [2.6]$$

Se considerarmos que objeto é limitado a uma dimensão finita, a forma discretizada desta equação será:

$$g_j = \sum_{i=1}^M h_{ij} f_{ij} \quad [2.7]$$

onde f_{ij} são os valores dos pixels na matriz retangular (i,j) e h_{ij} são os elementos da matriz de transferência do sistema de produção da imagem. No caso da transformada de Radon, a matriz de transferência é uma função δ_{ij} igual a 1 nas posições de amostragem (i,j) e zero em distâncias menores que o intervalo de amostragem [Ohy87]. No caso de SPECT e PET, a matriz de transferência será constituída pela probabilidade do pixel i contribuir para a projeção j [She82].

2.4. O Problema da Reconstrução

O problema da reconstrução tomográfica consiste em reconstituir uma função de distribuição bidimensional $f(x,y)$, a partir do conjunto de dados de projeções, ou seja, a partir da transformada de Radon, resolvendo a equação inversa de [2.5]. A solução para o problema da reconstrução, como uma função de suas projeções, foi proposta por Radon em 1917 [Rad17].

O caso mais simples de resolução deste problema é a tomografia por transmissão, como na tomografia por raios X. Neste caso, uma fonte externa de radiação de intensidade I_0 atravessa um objeto de coeficiente de atenuação linear $\mu(x,y)$. A intensidade do feixe após a interação com o objeto na linha AB será:

$$I = I_0 \exp\left(-\int_{AB} \mu(x,y) dt\right) \quad [2.8]$$

Essa equação pode ser escrita como:

$$\ln \frac{I_0}{I} = \int_{AB} \mu(x,y) dt \quad [2.9]$$

O termo do lado direito é a integral de linha para uma projeção, de forma que podemos reescrever a equação anterior [2.8] como a transformada de Radon de $\mu(x,y)$:

$$T(\theta, s) = \mathfrak{R}(\mu) = \int_{AB} \mu(x,y) dt \quad [2.10]$$

O problema matemático da tomografia por transmissão consiste em determinar a função $\mu(x,y)$, denominada mapa de atenuação, a partir de medidas de $T(\theta,s)$, para um grande conjunto de raios AB . Assim, o problema é, em princípio, resolvido pela inversão da transformada de Radon, também chamada retroprojeção.

O operador retroprojeção B é definido pela acumulação das projeções que passam pelo ponto (x,y) :

$$BT(\theta,s) = B\mathfrak{R}(\mu) = \int_0^\pi T(\theta,s) d\theta \quad [2.11]$$

A solução analítica do problema de inversão bidimensional para recuperar a imagem $f(x,y)$, a partir do conjunto de projeções unidimensionais $g(\theta,s)$, é obtida utilizando o Teorema do Corte de Fourier (*Fourier Slice Theorem*). Outra abordagem para a reconstrução tomográfica é a utilização de métodos iterativos para resolver o conjunto de equações de projeção. As duas abordagens serão resumidas a seguir.

2.5. Métodos de Reconstrução

2.5.1. Métodos analíticos

Estes métodos se baseiam no Teorema do Corte de Fourier (TCF), que estabelece que a transformada de Fourier unidimensional $S_\theta(w)$, com relação a s , de uma função $g(\theta,s)$ é igual à transformada de Fourier bidimensional $F(\theta,w)$ da imagem $f(x,y)$, na linha de projeção definida pelo ângulo θ [Kak88]. Esse teorema pode ser escrito como:

$$S_\theta(w) = F(\theta,w) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x,y) \exp(-i2\pi w(x \cos \theta + y \sin \theta)) dx dy \quad [2.12],$$

e sua representação gráfica dada pela figura 2.8.

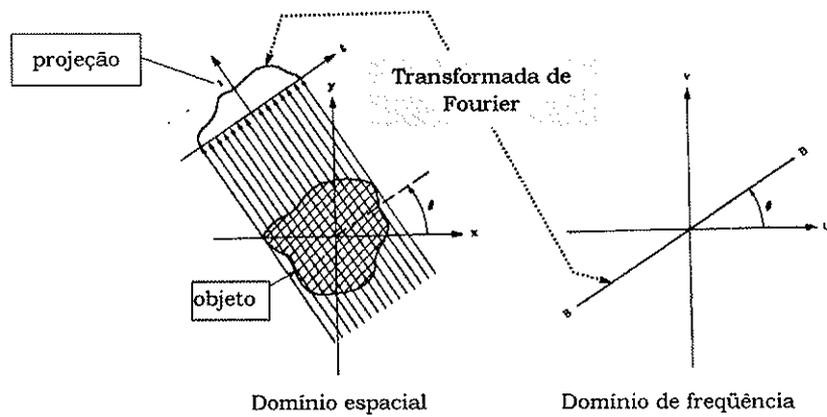


Fig. 2.8 A transformada de Fourier de uma projeção é a transformada de Fourier do objeto ao longo de uma linha radial [Kak88].

O resultado acima indica que, tomando as projeções de uma distribuição $f(x,y)$ em diversos ângulos $\theta_1, \theta_2, \dots$ e determinando a transformada de Fourier de cada projeção, pode-se obter as linhas radiais da transformada de Fourier bidimensional desta função. A função original $f(x,y)$ pode então ser recuperada através do uso da transformada inversa de Fourier:

$$f(x,y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} F(\theta, w) \exp(i2\pi w(x \cos \theta + y \sin \theta)) w dw d\theta \quad [2.12]$$

Como $F(\theta+180^\circ, w) = F(\theta, -w)$, a expressão acima pode ser simplificada para:

$$f(x,y) = \int_0^\pi \left[\int_{-\infty}^{\infty} F(\theta, w) |w| \exp(i2\pi w(x \cos \theta + y \sin \theta)) dw \right] d\theta \quad [2.13]$$

Substituindo $F(\theta, w)$ pela transformada unidimensional $S_\theta(w)$ de Fourier da projeção no ângulo θ , o termo dentro dos colchetes pode ser visto como uma operação de filtragem sobre a transformada da projeção, onde o termo $|w|$ é o filtro rampa no domínio de frequências.

Provavelmente, este é o método de reconstrução mais conhecido em tomografia computadorizada, a **retroprojeção filtrada** (*filtered backprojection*). O procedimento consiste basicamente em filtrar as projeções no espaço de frequências usando um filtro rampa e, após realizar a transformação inversa, retroprojetar esses valores para formar a imagem

final. Como tal procedimento amplia o ruído estatístico, são utilizados filtros adicionais para esmaecer as frequências realçadas pelo processo, tais como Shepp & Logan, Hamming, Hann, Parzen, Butterworth, entre outros [Reb89].

Algoritmos de retroprojeção filtrada têm sido preferencialmente adotados em reconstrução de imagens clínicas de SPECT, pois eles geram reconstruções em intervalos de tempo relativamente curtos. Além disso, eles também conseguem produzir imagens razoáveis para análises qualitativas e, por vezes, semi-quantitativas, como nos estudos cerebrais e cardíacos.

Apesar de sua grande aceitação e uso, a reconstrução por retroprojeção filtrada não é a mais adequada pois ela não incorpora o processo de formação de imagens na sua formulação. Esta limitação torna impossível uma correção precisa dos fatores que degradam a qualidade da imagem, além de não permitirem uma quantificação absoluta das atividades e dimensões. Ainda, artefatos podem ser produzidos na presença de grandes diferenças de atividade em regiões adjacentes (situação freqüentemente encontrada em estudos clínicos), deformações geométricas podem ser geradas quando a amostragem angular não for completa (como é o caso dos estudos cardíacos), e outras degradações podem influir em uma análise para fins diagnósticos.

Correções de atenuação e espalhamento podem ser efetuados de diferentes modos, mesmo assim, os resultados não são precisos, pois fatores como os relativos aos pacientes não podem ser modelados adequadamente.

2.5.2. Métodos iterativos

Os **métodos iterativos** de reconstrução tomográfica procuram soluções numéricas para resolver as equações das projeções [2.6].

Entre as técnicas de resolução algébrica das equações de projeção desenvolvidas, temos: a *Algebraic Reconstruction Technique (ART)* [Gor70], *Simultaneous Iterative Reconstruction Technique (SIRT)* [Gil72] e *Iterative Least Squares Technique (ILST)* [Bro76] .

Nestas técnicas, para aplicações que requerem um número muito grande de projeções e onde são feitas reconstruções de matrizes maiores que 64 X 64 pixels, as dificuldades estão relacionadas com o armazenamento e

recuperação dos valores de h_{ij} . Por exemplo, para reconstruir um imagem de 64×64 a partir de 128 projeções e com 64 detectores por projeção, a matriz h_{ij} teria cerca de 10^7 elementos. Assim, tais métodos são lentos quando comparados à retroprojeção filtrada, mas apresentam a vantagem de se poder introduzir informações *a priori* na matriz h_{ij} (ver equação [2.7]) embutindo correções de atenuação, espalhamento e resposta do sistema. Mas, em tais algoritmos, à medida que a iteração prossegue, surgem instabilidades devido ao ruído e/ou inconsistência do problema.

Entre as abordagens para a resolução do problema da reconstrução iterativa, estão as que examinam a probabilidade da relação entre a imagem da seção transversal (a solução) e os dados de projeção, e buscam a solução baseando-se na máxima verossimilhança (**ML = Maximum Likelihood**) [She82] [Lan84] ou na máxima entropia [Kem82]. Esses métodos possuem maior custo computacional em relação à retroprojeção filtrada, no entanto, eles permitem a incorporação de modelos de formação de imagem. Com o desenvolvimento de sistemas computacionais mais potentes, a preferência por estes métodos entre os fabricantes tem crescido. Uma modificação do método de reconstrução por máxima verossimilhança, utilizando o algoritmo *Expectation-Maximization*, denominado ML-EM, com o projetor e retroprojetor modificado foi utilizado neste trabalho. A apresentação deste método encontra-se no Capítulo 3.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [Bro76] BROOKS, R. A.; DI CHIRO, G. (1976) Principles of computer assisted tomography (CAT) in radiographic and radioisotopic imaging. *Phys. Med. Biol.* 21: 689-732.
- [Cao96] CAO, Z.; HOLDER, L. E. and CHEN, C. H. (1996) Optimal number of views in 360° SPECT imaging. *J. Nucl. Med.*, 37(10): 1740-1744.
- [Gel88] GELFAND, M. J. and THOMAS, S. R. (1988) *Effective use of computers in nuclear medicine*. McGraw-Hill Book Company, New York, p.111.
- [Gil72] GILBERT, P. (1972) Iterative methods for the three-dimensional

- reconstruction of an object from projections. *J. Theoretical Biol.* 36: 105-117.
- [Gor70] GORDON, R.; BENDER, R.; HERMAN, G. T. (1970) Algebraic reconstruction technique (ART) for three-dimensional reconstruction microscopy and X-ray photography. *J. Theoretical Biol.* 29: 471-481.
- [Hue77] HUESMAN, R. H. (1977) The effects on a finite number of projections angles and finite lateral sampling of projections on the propagation of statistical errors in transverse section reconstruction. *Phys. Med. Biol.*, 32:511-521.
- [Kak88] KAK, A. C.; SLANEY, M. (1988) *Principles of computerized tomographic imaging*, IEEE Press, New York, cap.3.
- [Kem82] KEMP, M. C.; SKILLING, J. (1982) Image reconstruction by maximum entropy. *Proc. IEEE Electronic Image Processing.* 6: 63-67.
- [Knol89] KNOLL, G. F. (1989) *Radiation detection and measurement*. John Wiley & Sons, New York, cap.2.
- [Lan84] LANGE, K.; and CARSON, R. (1984) EM reconstruction algorithms for emission and transmission tomography. *J. Comp. Ass. Tomog.*, 8(2): 306-316.
- [Ohy87] OHYAMA, N.; OHKI, S.; INOUE, S.; TSUJIUCHI, J. and HONDA, T. (1987) Discrete Radon transform in a continuous space. *J. Opt. Soc. Am. A*, 4(2): 318-324.
- [Rad17] RADON, J. (1917) Über die Bestimmung von Funktionen durch ihre Integralwerte längs gewisser Mannigfaltigkeiten. *Berichte Sächsische Akademie der WissenschaftenI, Leipzig, Math.-Phys. Kl.*, 69:262-267.
- [Reb89] REBELO, M. F. S. (1989) *Uma análise da qualidade de imagens tomográficas do miocárdio por emissão de fótons*. Dissertação de Mestrado, IFUSP, p.27.
- [Sco96] SCOTT, M. A. J. and WILLIAMS, M. D. (1996) *General Nuclear Medicine*. Madigan Army Medical School, In: http://www.mamc.amedd.army.mil/williams/NucMed/gnuc_toc.htm
- [She82] SHEPP, L. A. and VARDI, Y. (1982) Maximum likelihood reconstruction for emission tomography. *IEEE Trans. Med. Imag.* MI-1(2): 113-122.
- [Sor87] SORENSON, J. A. and PHELPS, M. E. (1987) *The physics of nuclear medicine*. W.B. Saunders Company, Philadelphia, cap.16.

3. Reconstrução Quantitativa em SPECT

Para atingir o objetivo de obtenção da SPECT quantitativa, é necessário corrigir todos os efeitos dos vários fatores degradadores da imagem, sem introduzir distorções ou artefatos.

Entretanto, isso não é possível, pois esses fatores não são totalmente independentes entre si e tampouco os modelos disponíveis são perfeitos. Apesar disso, a busca por este objetivo possibilita uma extração mais confiável de informações quantitativas relativas. Mais ainda, ela também melhora a qualidade das imagens, favorecendo a detectabilidade de lesões e de regiões anormais. Esses resultados contribuem decisivamente para a obtenção de um diagnóstico clínico, já que melhoram tanto a sensibilidade como a especificidade do método radionuclídico, além de diminuir a subjetividade inerente na análise visual das imagens pelos clínicos.

Os fatores que afetam a acurácia quantitativa das imagens em SPECT podem ser agrupados em três grandes categorias: relativos ao paciente, técnicos e físicos [Tsu94].

Os fatores relativos ao paciente que afetam a quantificação das imagens de SPECT são dependentes de sua anatomia e fisiologia. As dimensões do corpo e estruturas anatômicas são particulares do paciente e determinam a magnitude dos efeitos de atenuação e espalhamento [Tsu94a]. A distribuição biocinética do componente radioativo é afetada pela fisiologia e pelo metabolismo humano, assim como pelas propriedades do fármaco. Quando o tempo de aquisição é relativamente longo em relação às mudanças de atividade dos órgãos no tempo, artefatos na imagem podem ser gerados [Lin91]. Por exemplo, a absorção pelo fígado é bastante alta para diversos fármacos, pela sua natureza funcional. A falta de especificidade da absorção resultará em uma diminuição do fármaco extraído pelo órgão de interesse, afetando diretamente a qualidade da reconstrução. Além disso, a movimentação do paciente pode produzir outros artefatos na imagem [Eis88].

Dentre os fatores técnicos, podemos estabelecer dois subgrupos: o da instrumentação e aquele relativo à aquisição.

Na instrumentação, a qualidade do sistema (detector-colimador) tem efeito significativo na qualidade e precisão quantitativa dos dados de projeção. As características do sistema detector-colimador que devem ser consideradas são [Tsu94]:

- a resolução espacial do sistema de formação de imagem, que pode ser caracterizada pela função resposta do detector, é uma combinação da resposta intrínseca do sistema sem colimador (limitada pelo múltiplo espalhamento no detector e pelas flutuações estatísticas na distribuição de fótons nos tubos fotomultiplicadores) e da resolução do colimador (ângulo de aceitação determinado pelas características geométricas dos orifícios) [Sor87][Met80][Vri90];
- a eficiência de detecção do sistema, que possui um papel importante no número de fótons detectados e, conseqüentemente, no ruído das imagens, depende da espessura do cristal de NaI(Tl) e da energia dos fótons [Sor87];
- o tempo morto do detector, que é o tempo necessário para processar eventos individuais de contagem (como ele depende da eletrônica adotada, nos sistemas mais modernos, já não é mais significativo);
- a resolução energética, que se refere à precisão com que o detector discrimina a energia dos fótons, resulta da incerteza estatística do número de elétrons produzidos no catodo e nas fotomultiplicadoras para cada interação do fóton incidente com o cristal (definida como o alargamento do fotopico medido à meia altura - FWHM para um determinado radionuclídeo);
- a uniformidade/linearidade do sistema, determinado pelas pequenas diferenças no espectro de altura de pulso e na sensibilidade dos diversos tubos fotomultiplicadores [Sor87];
- o alinhamento do sistema, determinada pela precisão do sistema mecânico de rotação e sua estabilidade.

Os parâmetros utilizados na aquisição dos dados de projeção também contribuem para a qualidade e a acurácia quantitativa da imagem. Um número de vistas menor do que o adequado pode causar perda de resolução espacial e produção de artefatos nas imagens reconstruídas, devidas à alocação errônea dos fótons detectados. Comparações entre imagens de SPECT cardíaco, reconstruídas de dados de projeção de 180° e 360° de ^{201}Tl e $^{99\text{m}}\text{Tc}$, utilizando FBP sem correção de atenuação, mostraram que as imagens exibem características diferentes. As imagens reconstruídas a partir de dados de 180° , tomadas a partir das posições 45° OAD (oblíqua-anterior-direita) até 45° OPE (oblíqua-posterior-esquerda), geralmente apresentam um maior contraste e melhor resolução, resultante do fato do coração estar localizado à esquerda e anterior ao eixo longitudinal do corpo. Entretanto, as imagens reconstruídas de dados de 180° exibem mais artefatos e distorção espacial assim como um decréscimo na densidade de contagem na parede septal em relação à parede lateral do ventrículo esquerdo [Col82] [Kne89] [Reb89].

Imagens simuladas reconstruídas por ML-EM com correção de atenuação não-uniforme (mapa de atenuação verdadeiro), a partir de dados de 180° , mostraram menor ruído na região do miocárdio e maior contraste na região da cavidade do ventrículo esquerdo [LaC95].

Outros fatores que devem ser considerados são o tempo de aquisição por projeção, que afeta a relação sinal/ruído das imagens, e a forma e o tamanho da órbita, que podem produzir artefatos devido à dependência da resposta do detector com a distância [Man91].

Os fatores físicos mais importantes que afetam a quantificação são a atenuação e o espalhamento da radiação γ pelos diferentes tecidos/órgãos do paciente. Dentro da faixa de energia dos fótons utilizados em Medicina Nuclear (entre 75 keV e 511 keV), as interações mais importantes são o espalhamento Compton e a absorção fotoelétrica, ambas diretamente relacionadas com os fatores degradadores.

Um estudo analítico da proporção de fótons espalhados detectados não é viável, pois as histórias dos fótons dependem de muitos fatores relativos ao objeto (energia da emissão, distribuição espacial do radioisótopo) e relativos

à geometria da aquisição (características do colimador, espessura do cristal, distância do colimador ao objeto). Os métodos de correção de espalhamento podem ser aplicados à imagem antes ou depois da reconstrução, e podem utilizar uma análise mais simplificada para estimar a fração espalhada, através de poucos parâmetros que caracterizem a imagem, ou uma análise mais sofisticada dos dados, baseada em simulações de Monte Carlo das imagens ou em análise espectral [Buv94].

Os métodos de correção de atenuação são dependentes do tipo de algoritmo que será usado na reconstrução das projeções. Os métodos mais simples e comuns de correção de atenuação são aqueles que podem ser aplicados antes ou depois da reconstrução por retroprojeção filtrada. Métodos iterativos de reconstrução, como ML-EM, vêm sendo mais utilizados para reconstruções quantitativas pois incorporam a correção e permitem uma compensação mais acurada, principalmente da atenuação não-uniforme [Web83].

A seguir detalharemos o método iterativo de reconstrução tomográfica baseado no algoritmo ML-EM e os métodos de correção de espalhamento e atenuação, utilizados neste trabalho.

3.1. Reconstrução por ML-EM

Os métodos de reconstrução tomográfica consideram que o conjunto de observáveis é o conjunto de projeções. Os dados de projeção podem ser modelados supondo que a contagem de fótons segue uma distribuição de Poisson, de forma que o conjunto de observáveis seja um conjunto de variáveis randômicas. Seguindo este princípio, a natureza estocástica do processo físico de geração da radiação pode ser levada em conta na reconstrução da imagem a partir das projeções.

Para tanto, a abordagem clássica da estimativa da máxima verossimilhança (ML) pode ser utilizada para calcular a distribuição da fonte radioativa que melhor reproduza os dados de projeção [Roc76][She82].

Em SPECT, um radioisótopo é introduzido no corpo do paciente e forma um volume de atividade desconhecida. As emissões dos fótons ocorrem de acordo com a distribuição de Poisson, com volume de emissão $f(x,y,z)$. A seção transversal plana discretizada deste volume de atividade pode ser descrita por uma matriz com N elementos (pixels) de valor f_j , com $j=1, 2, \dots, N$.

O sistema de detecção pode ser representado por uma matriz de elementos de detectores discretos, que gira ao redor do corpo, absorvendo os fótons emitidos que lhe chegam. Os dados medidos são g_1, g_2, \dots, g_k , onde g_k é o número total de contagens no k -ésimo detector. A questão é estimar os volumes de emissão f_j , a partir dos dados das projeções g_k .

Cada emissão j é detectada pelo detector k com probabilidade conhecida:

$$c_{jk} = P(\text{detectado em } k \mid \text{emitido em } j) \quad [3.1]$$

de modo que $c_{jk} \geq 0$.

Se, em cada elemento j , o número de fótons efetivamente emitido for X_j , com valor médio (ou valor esperado) $E[X_j] = c_{jk}f_j$, poderemos estimar o valor verdadeiro não observado X_j , em cada pixel, a partir dos dados observados g_k no detector k . O valor observado no detector k será igual às contribuições das contagens de cada pixel j ao detector k $\left(g_k = \sum_j X_j \right)$.

Se f_j for a integral de $f(x,y,z)$ no pixel j , a contagem g_k , que obedece a uma distribuição de Poisson, poderá ser escrita como:

$$L(f) = P(g_k \mid f_j) = e^{-\sum_j c_{jk}f_j} \frac{\left(\sum_j c_{jk}f_j\right)^{g_k}}{g_k!} \quad [3.2]$$

Queremos escolher uma estimativa \hat{f} de f para maximizar a função de verossimilhança $L(f)$. Esta estimativa \hat{f} é chamada de estimativa da máxima verossimilhança de f , a partir dos dados medidos g .

Como o máximo de uma função ocorre no mesmo argumento que o máximo de qualquer função monotonicamente crescente daquela função, é conveniente maximizar a função

$$l(f) = \log_e[L(f)]. \quad [3.3]$$

Um esquema iterativo bastante utilizado para maximizar a função $l(f)$, é o algoritmo de maximização da esperança (*Expectation Maximization* - EM). Proposto inicialmente por Dempster e colaboradores [Dem77], o algoritmo EM foi aplicado em tomografia de emissão por Shepp e Vardi [She82] e por Lange e Carson [Lan84].

Este algoritmo compreende duas fases: a fase E, onde se calcula o valor esperado condicional da função de verossimilhança e a fase M, quando se maximiza este valor esperado com relação à estimativa da imagem reconstruída anteriormente, para fornecer a estimativa nova.

Neste esquema, a solução da maximização é obtida a partir de uma estimativa inicial $f_j^0 > 0$. Em cada iteração, se f_j^n for a estimativa no passo atual da contagem no pixel j , a estimativa no passo seguinte será definida como:

$$f_j^{n+1} = \frac{f_j^n}{\sum_k c_{jk}} \sum_k \frac{g_k c_{jk}}{\sum_{k'} f_j^n c_{jk'}}. \quad [3.4]$$

onde g_k é o total de contagens medidas no k -ésimo detector, c_{jk} é a probabilidade da emissão do pixel j ser detectado no detector k , no ângulo θ , supostamente conhecida.

Normalmente, utiliza-se uma estimativa inicial uniforme onde f_j^0 é uma contagem em cada pixel igual à contagem média a ser retroprojetada por pixel.

A matriz de transição c_{jk} é suposta como completamente conhecida a partir da geometria da matriz de detectores. Fatores físicos podem ser incluídos em c_{jk} , tais como o tempo de contagem por projeção, o tempo de decaimento, a variação da resolução espacial com a profundidade, a atenuação e o espalhamento [Gul85] [Tsu89].

Podemos pontuar algumas vantagens da reconstrução via algoritmo ML-EM [Lan87][Cho90]:

- ele trata a emissão e a transmissão de maneira análoga;
- inclui implicitamente a informação da não-negatividade;
- converge globalmente para a máxima verossimilhança;
- a cada iteração preserva a soma total das contagens;

- a matriz c_{jk} incorpora fatores físicos do equipamento e das medidas como o decaimento radioativo, eficiência dos detectores, variação da resolução espacial e fator de atenuação.
- exibe uma melhor relação sinal-ruído, aumenta a resolução da imagem, define melhor as bordas dos objetos e fornece uma quantificação absoluta melhor que a retroprojeção filtrada.

Dentre as desvantagens, podemos citar [Fur90]:

- como qualquer outro método iterativo, é necessário reconstruir toda a imagem;
- é considerado que o número de projeções seja maior ou igual ao número de pixels;
- o ruído nas imagens reconstruídas tendem a aumentar com o maior número de iterações;
- a eficiência da correção a cada iteração não é uniforme sobre a imagem;
- a solução da máxima verossimilhança não garante a melhor solução em termos de erro quadrático médio.

Para avaliar as propriedades de convergência do algoritmo de reconstrução ML-EM foram utilizados os acompanhamentos do valor médio (m), do desvio padrão (σ) e da razão (σ/m), para uma área de interesse uniforme. Também foi utilizado o erro quadrático médio normalizado da imagem reconstruída com correções, em relação à imagem ideal.

3.2. Correção de espalhamento

O espalhamento Compton resulta da colisão entre um fóton e um elétron da camada orbital externa de um átomo. O fóton perde parte de sua energia para o elétron que é ejetado. O fóton é defletido de um certo ângulo.

Como os detectores normalmente utilizados em SPECT possuem resolução energética finita, eles não conseguem diferenciar os fótons

espalhados por pequenos ângulos dos fótons primários, apenas baseados na energia do fóton.

A detecção desses fótons de espalhamento Compton adiciona uma componente de baixa resolução espacial à imagem formada pelos fótons primários, causando perda de contraste das lesões e borramento da borda dos órgãos. Quantitativamente, a presença dos fótons espalhados introduz um aumento aparente das atividades tanto nas regiões quentes (com atividade) como nas frias (sem atividade).

As principais características do espalhamento Compton que dificultam sua modelagem são a sua dependência com o objeto, a variação espacial da função de espalhamento e a resposta tridimensional do fenômeno (fótons gerados em um determinado corte são detectados em outro corte) [Buv94].

Buvat e colaboradores [Buv94] classificam os métodos de correção de espalhamento em quatro categorias, de acordo com a abordagem ao problema: limitação da detecção dos fótons espalhados, compensação dos efeitos da radiação espalhada, ponderação dos eventos detectados de acordo com sua energia e eliminação dos fótons espalhados.

A forma mais direta de avaliar as histórias dos fótons a partir de sua emissão até a sua detecção é através da simulação de Monte Carlo [DeV90] [Mun91]. Tais estudos têm sido utilizados para calibrar os diversos métodos de correção de espalhamento, que podem limitar a detecção dos fótons espalhados, compensar os efeitos da radiação espalhada, ponderar os eventos detectados de acordo com a sua energia ou eliminar os fótons espalhados.

Uma maneira de diminuir a contribuição dos fótons espalhados pode ser feita delimitando-se a janela energética de aquisição. A janela mais utilizada, denominada janela de fotopico, é centrada na energia do fóton principal emitido pelo radionuclídeo, com uma largura definida por uma porcentagem desta energia (normalmente de $\pm 7,5\%$ a $\pm 10\%$). Por exemplo, para o ^{99m}Tc , a janela de aquisição de 20% vai de 126 a 154 keV. Este método remove somente uma parte dos fótons espalhados detectados dentro desta janela. A fração espalhada depende do radionuclídeo, das dimensões do paciente, do órgão estudado e da geometria de aquisição [Flo84]. A

rejeição dos fótons espalhados pode ser ligeiramente melhorada deslocando-se a janela espectral para energia mais altas, entretanto, artefatos de não-uniformidade podem ser gerados [LaF86], se a calibração não for refeita com esta janela descentrada.

Outra forma de correção de espalhamento utiliza os dados da janela de fotopico e compensa os fótons espalhados através de utilização de métodos multiplicativos [Jas81] e filtragem [Kin88]. Dentro dessa abordagem, o método mais comum é utilizar um valor menor para o coeficiente de atenuação, denominado coeficiente de atenuação efetivo, devido à aceitação de uma fração dos fótons espalhados dentro da janela do fotopico. Por exemplo, o uso de $0,12 \text{ cm}^{-1}$ ao invés de $0,15 \text{ cm}^{-1}$ para o $^{99\text{m}}\text{Tc}$ em água, produz uma imagem relativamente uniforme para a imagem reconstruída de uma fonte cilíndrica, mas o método é inadequado para a quantificação [Har84].

Existem, ainda, métodos que ponderam os eventos detectados em função de sua energia, levando-se em conta aqueles detectados dentro de uma janela larga de energia, . Os pesos ótimos dependem de muitos parâmetros e existem inúmeros procedimentos propostos para a sua determinação [Bec72] [DeV91]. Por outro lado, este método introduz ruído nos cortes reconstruídos a partir das projeções ponderadas [Jas91], que devem ser analisados cuidadosamente.

3.2.1. Espectro energético com indicação das janelas

Os métodos de correção que serão utilizados neste trabalho incluem-se na classe de métodos que elimina os fótons detectados através da estimativa da distribuição espacial dos fótons espalhados, de forma a removê-los dos dados adquiridos. Neste caso, admite-se que o total de fótons detectados na imagem é composto pelos fótons primários, pelos fótons espalhados e por fótons que correspondem ao ruído, normalmente omitidos.

Um método simples para correção do efeito dos fótons espalhados nas imagens de SPECT foi proposto por Jaszczak e colaboradores [Jas84]

[Jas85], conhecido como *dual energy window* (DEW). A correção é efetuada através da obtenção da imagem com uma segunda janela, a de espalhamento (92 keV a 125 keV), colocada abaixo da janela do fotopico (127 keV a 153 keV). Este método consiste em subtrair da imagem do fotopico, uma determinada fração k dos dados de espalhamento, supondo que os dados obtidos na janela de menor energia sejam aproximadamente proporcionais à componente de espalhamento na janela do fotopico. A técnica de subtração pode ser aplicada aos dados de projeção [Jas85] ou à imagem reconstruída em ambas as janelas de energia [Jas84].

No caso da correção antes da reconstrução, a projeção corrigida é dada pela relação:

$$P_{corr} = P_{fot} - k.P_{esp}, \quad [3.5]$$

onde P_{fot} é a projeção total adquirida na janela do fotopico e P_{esp} é a projeção adquirida na janela de espalhamento. O valor de k pode ser determinado experimentalmente [Kor90] ou usando-se simulações de Monte Carlo [Had93]. Esse valor depende do objeto de atividade, da geometria da aquisição e da resolução energética utilizada.

Nessa mesma abordagem, podemos citar a compensação que utiliza duas janelas de energia adjacentes dentro do próprio fotopico (*Dual Photopeak Window - DPW*), proposto por King e colaboradores [Kin92], juntamente com a hipótese de que existe uma relação empírica entre a razão das contagens coletadas nas duas janelas de energia e a fração espalhada. Existe ainda o método que adota uma aquisição a partir de múltiplas janelas de energia, como o proposto por Ogawa e colaboradores [Oga91], que utiliza uma janela no fotopico e duas outras janelas localizadas em cada lado do fotopico (*Three Window - TW*).

Esforços têm sido feitos para parametrizar a função resposta do espalhamento (*scatter function response - SFR*) como uma função dos parâmetros mensuráveis, tais como a profundidade e posição da fonte dentro do meio. A estimativa da SRF pode ser feita através de medidas experimentais [Bee93] ou através da utilização de simulações de Monte Carlo do objeto [Fre94].

3.2.2. Espectros simulados

A forma mais completa de estudar a distribuição espacial e energética dos fótons espalhados em SPECT é através do modelamento computacional de Monte Carlo. As simulações permitem a descrição completa das interações da radiação com a matéria, desde a sua emissão até a detecção pelo sistema colimador-detector, pois as histórias dos fótons simulados (localização da emissão, número e tipo de interação) podem ser armazenadas e recuperadas. As primeiras imagens simuladas de SPECT foram feitas por Beck e colaboradores [Bec82], em que foram utilizadas esferas e cilindros com atividade em um cilindro atenuador e um cilindro de atividade uniforme. Floyd e outros [Flo84] simularam fontes lineares de ^{99m}Tc em cilindro de água, estimando o espectro de energia, separado por diversas ordens de espalhamento. Ljungberg e colegas [Lju94] consideraram esferas frias (sem atividade) e quentes (com atividade) em um cilindro de água em uma simulação e um modelo de cérebro tridimensional de Hoffman, para avaliar quatro formas de correção de espalhamento. As simulações também se estenderam para os casos de estudos de transmissão [Lju94a]. Narita e colaboradores [Nar96] realizaram simulações de um cilindro de atividade uniforme de ^{99m}Tc e um modelo de tórax com diferentes atividades e coeficientes de atenuação.

Para compreender melhor a relação entre os eventos espalhados e os eventos primários, foram simulados os espectros de emissão de uma fonte linear em um meio atenuador cilíndrico e do modelo matemático cardíaco de torso MCAT* [Tsu93], de 52 a 180 keV, em intervalos de 4 keV, com histogramas distintos para diferentes ordens de espalhamento.

Tais simulações permitem avaliar os métodos de correção de espalhamento testando as hipóteses de cada método ou comparando as imagens formadas apenas com fótons primários com as imagens corrigidas.

* Home-page: <http://www.bme.unc.edu/mirg/mcat/index.html>

3.3. Correção de Atenuação

A atenuação produz uma diminuição do número de fótons que saem do corpo, devida à absorção fotoelétrica pelos tecidos encontrados na trajetória. Dessa forma, a atenuação é uma função da energia do fóton, da espessura e composição do meio. Seu efeito em SPECT dependerá da espessura do corpo, da região do corpo a ser visualizada e da localização da fonte de radiação. Se não for compensada, a atenuação afetará a qualidade e a quantificação e, conseqüentemente, o diagnóstico clínico.

Nas imagens de Medicina Nuclear convencionais planas, os efeitos da atenuação dos fótons emitidos usualmente não são corrigidos. Em SPECT, a atenuação degrada a imagem de duas maneiras. Primeiramente, as imagens são distorcidas pela ênfase excessiva sobre as estruturas mais superficiais e menos atenuadas. Em segundo lugar, uma das vantagens potenciais da tomografia, a quantificação verdadeira (em termos de Bq/g de tecido), não é possível pois a atenuação faz com que a contagem do pixel em qualquer região da imagem da secção dependa da localização desta região dentro do corpo.

Existem diferenças fundamentais entre o problema da reconstrução para a tomografia por transmissão de raios X (CT) e a tomografia por emissão, como SPECT. Na CT, a posição e a intensidade da fonte são conhecidas precisamente, fazendo com que a razão entre os fótons detectados e emitidos pela fonte forneça a projeção dos coeficientes de atenuação. Na SPECT, no entanto, não existe informação *a priori* da intensidade e da posição das fontes de radiação, e estas são exatamente os parâmetros que se deseja conhecer. Como os fótons provenientes destas fontes desconhecidas são atenuados pelo material existente entre as fontes e o detector, torna-se necessário conhecer também a distribuição dos coeficientes de atenuação, ou o **mapa de atenuação** do objeto.

Assim, na reconstrução de imagens de emissão, os dados de projeção devem ser modelados por um conjunto de integrais de linha ponderados por funções que representem o efeito da atenuação da radiação entre a fonte e o

detector. Esta formulação é dada pela **transformada de Radon atenuada** \mathfrak{R}_μ da função de distribuição de atividade $f(x,y)$, e é expressa como:

$$g(\theta, s) = \mathfrak{R}_\mu(f) = \int_{linhaAB} f(x,y) \exp(-\mu(d-t)) dt \quad [3.6]$$

$$g(\theta, s) = \mathfrak{R}_\mu(f) = \int_{-\infty-\infty}^{\infty\infty} \int f(x,y) \exp(-\mu(d-t)) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - s) dx dy \quad [3.7]$$

onde d é a distância da reta que passa na origem com ângulo θ até a borda do objeto (Fig. 3.1). O termo $(d-t)$ é a distância percorrida pela radiação, do ponto (x,y) até a borda, ou seja, é a distância na qual a radiação interage com o material do objeto [Tre80].

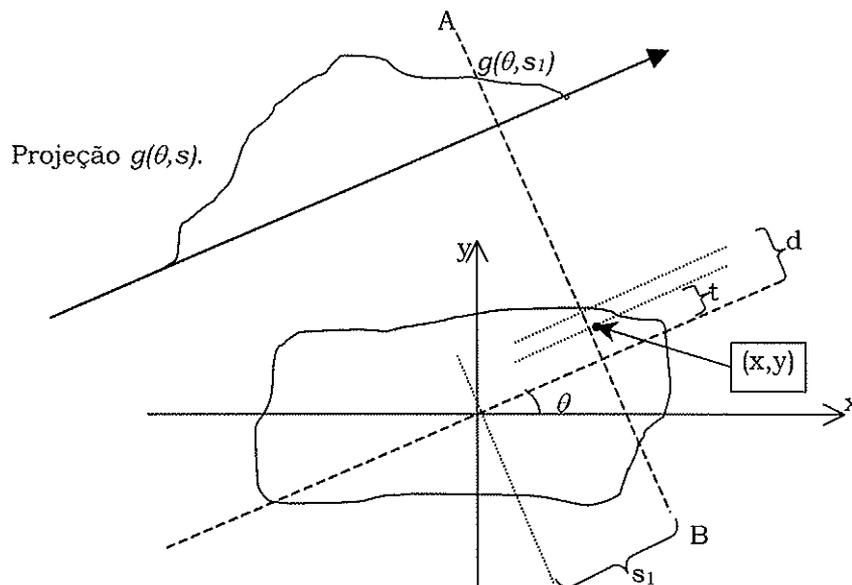


Fig.3.1 Distribuição bidimensional de radioatividade $f(x,y)$ e sua projeção $g(\theta,s)$.

A maior parte dos métodos de compensação de atenuação propostos admite, por simplicidade, uma distribuição de coeficientes de atenuação uniforme. Tais métodos funcionam razoavelmente bem para seções do corpo relativamente simétricas e uniformes, tais como o crânio.

Os primeiros métodos de correção de atenuação incluíam a utilização da média geométrica [Bud74] ou aritmética [Kay75] das projeções opostas e a correção destas projeções antes da reconstrução. No entanto, este tipo de correção na pré-reconstrução não é satisfatório para pequenas fontes de atividade distribuídas em um meio atenuador cilíndrico, segundo análise de Webb e colaboradores [Web83].

Outros métodos de correção são baseados na solução analítica da transformada de Radon atenuada para uma distribuição de atenuação uniforme de um meio com forma convexa. Bellini [Bel79] derivou uma inversão exata para a transformada de Radon atenuada, considerando o coeficiente de atenuação uniforme, mas o método necessita de uma interpolação complexa nas transformadas de Fourier das projeções e uma aquisição de 360°. Além disso, a extensão do método para um mapa de atenuação não-uniforme enfrenta sérias limitações quando a atividade de órgãos vizinhos ao órgão de interesse não for desprezível [Gli95].

Tanaka e outros [Tan84] propuseram uma técnica de retroprojeção ponderada (*Weighted Backprojection - WBP*) pela atenuação, onde a compensação envolve a multiplicação dos dados de projeção por uma função exponencial, que é função da espessura do corpo, filtragem no domínio de frequência com um filtro rampa modificado, e retroprojeção das projeções filtradas com uma ponderação exponencial. Apesar da implementação simples, e do método funcionar com várias fontes, ele tende a amplificar o ruído nos dados de projeção, necessitando de um filtro de suavização pós-reconstrução.

A abordagem mais largamente utilizada para correção de atenuação foi desenvolvida por Chang [Cha78] e modifica a imagem reconstruída multiplicando-a por uma matriz de correção que considera o meio atenuante uniforme. A matriz de correção é calculada através do conhecimento do contorno do corpo e do coeficiente de atenuação linear da radiação, usando a expressão:

$$C(x, y) = \frac{1}{\frac{1}{M} \sum_{i=0}^M \exp[-\mu L(x, y, \theta_i)]} , \quad [3.8]$$

onde M é o número de projeções, μ é o coeficiente de atenuação linear do meio, $L(x, y, \theta_i)$ é o comprimento do raio de projeção no ângulo θ_i , dentro do meio atenuante .

Este processo também é conhecido como correção de “primeira-ordem de Chang” e fornece resultados excelentes para fontes pontuais, mas sobrecorre uma fonte extensa uniforme, criando uma região central

artificialmente mais ativa. Para superar este problema, Chang propõe um refinamento, que leva o nome de correção de segunda-ordem, e emprega uma abordagem iterativa. Tendo obtido uma primeira estimativa da distribuição da fonte corrigida, esta é então reprojeta (invertendo o processo de retroprojeção) para fornecer dados dos perfis de projeção, que são comparados com os dados originais adquiridos. As diferenças entre os dois conjuntos são retroprojetadas para fornecer uma imagem de erro, que é corrigida para atenuação (como no primeiro passo), e adicionada à imagem corrigida de primeira-ordem. Mas, para regiões com atenuadores não-uniformes, como o tórax, a correção de primeira-ordem não será satisfatória, melhorando após uma ou duas iterações, mas amplificando o ruído e tendendo a divergir nas iterações seguintes [Tsu89].

Na SPECT cardíaca, a correção de atenuação é especialmente problemática devido à geometria altamente não-uniforme e complexa do tórax, que contém os pulmões, ossos e tecido mole, com coeficientes de atenuação bastante distintos um do outro.

A reconstrução por retroprojeção filtrada de um meio atenuante não uniforme, por não introduzir qualquer informação sobre atenuação ou espalhamento, produz artefatos na imagem devido à inconsistência inerente dos dados de projeção [Man87].

Manglos e colaboradores [Man88] propuseram uma técnica de retroprojeção ponderada (*Weighted Backprojection - WBP*) pela atenuação, baseada na proposta de Tanaka [Tan84], onde as projeções são modificadas de acordo com a expressão:

$$g_{\text{mod}}(\theta, s) = g(\theta, s) \exp\left(\sum_{\beta} \mu_i d_i\right) \quad [3.9]$$

onde g_{mod} são as projeções modificadas, μ_i são os elementos do mapa de atenuação, β é a distância perpendicular da linha central do objeto de estudo ao contorno do corpo, s e θ definem a localização da projeção e d_i é o comprimento da trajetória do pixel i . Neste caso, o mapa de atenuação utiliza os valores conhecidos de coeficientes de atenuação do objeto. As projeções modificadas são convoluídas com um filtro tipo Shepp-Logan com alguns

parâmetros adicionais determinados empiricamente. Após a convolução, as projeções são retroprojetadas com o algoritmo FBP. Os resultados obtidos são um pouco superiores àqueles obtidos pela correção de Chang [Man88a].

O mapa de atenuação do corpo, considerado nos primeiros algoritmos de correção como uma distribuição uniforme, foi sendo substituído por modelos não-uniformes e, atualmente, por imagens de transmissão obtidas através de uma varredura realizada seqüencialmente ou simultaneamente com a emissão [Kin95].

Com o advento dos sistemas SPECT multi-detectores, pode-se utilizar três detectores simultaneamente, onde um detector adquire os dados de transmissão, enquanto os outros dois adquirem os dados de emissão. Esta abordagem requer hardware dedicado e aumenta o custo necessário para produzir uma imagem clínica de SPECT [Tun94]. No caso da utilização de colimadores *fan-beam* de pequena distância focal para a imagem de transmissão, pode ser utilizada uma fonte linear estacionária [Tun92] [Jas93]. Entretanto, os dados de projeção podem ser truncados devido à geometria do colimador, gerando erros no mapa de coeficientes de atenuação, afetando tanto a aparência qualitativa da imagem quanto a sua precisão quantitativa. Além disso, existem dificuldades no janelamento eletrônico para corrigir a contaminação cruzada entre as imagens de emissão e transmissão.

No caso de câmaras com um único detector, a imagem de transmissão pode ser obtida de diversas formas. Para SPECT com colimador de furos paralelos, a imagem de transmissão pode ser adquirida usando uma fonte estacionária extensa [Mae81] [Bai87] [Tsu89], ou uma fonte linear colimada [Jas93] que executa uma varredura. Neste caso, as imagens de transmissão e emissão são adquiridas simultaneamente, usando diferentes radionuclídeos, separados através da discriminação da energia. Isto permite a gravação simultânea da estrutura (transmissão) e da função (emissão). Qualquer par de radionuclídeos separáveis pelo detector de NaI(Tl) pode ser utilizado, por exemplo o par sugerido por Bailey, ^{99m}Tc ($E = 140 \text{ keV}$) como nuclídeo de emissão e ^{153}Gd ($E = 100 \text{ keV}$) como fonte de transmissão, é usado na maior parte dos equipamentos comerciais.

A abordagem da aquisição simultânea tem a vantagem do menor tempo de aquisição, mas a desvantagem mais marcante é a contaminação dos dados da transmissão pelos fótons da emissão e vice-versa. Em geral, modificações nos algoritmos ou nos hardwares de aquisição são necessárias para reduzir a contaminação na aquisição simultânea.

A imagem de transmissão também pode ser obtida seqüencialmente, utilizando outra modalidade de imagem. Manglos [Man92] e Maze [Maz93] propuseram a utilização da superposição de uma imagem de CT com a imagem de SPECT. A precisão do alinhamento é crucial, sendo utilizados marcadores externos de metal contendo ^{131}I e duplo janelamento em SPECT para auxiliar o ajuste das imagens.

Alguns pesquisadores vêm tentando evitar as dificuldades e altos custos da produção de imagens por transmissão, estimando o mapa de atenuação diretamente dos dados de emissão, através da solução de um conjunto de equações que governam o processo de formação da imagem de SPECT, simultaneamente para as distribuições de atividade e de atenuação.

Censor [Cen79] partiu de um sistema de equações não-lineares que descrevem o modelo da emissão e reduziu a questão a um problema de viabilidade convexa-côncava misturada (*mixed convex-concave feasibility problem*), aplicando o método de projeções cíclicas de sub-gradiente (*cyclic subgradient projections - CSP*), tendo encontrado problemas na determinação dos parâmetros de controle e relaxação.

Com um conceito semelhante, mas um algoritmo diferente, Manglos [Man94] desenvolveu um algoritmo iterativo, baseado em ART, que reduz a diferença entre as projeções e as retro-projeções, através da busca sem vínculos do mapa de atenuação e da atividade simultaneamente, mas a versão apresentou sucesso parcial devido à contaminação energética entre as imagens de atividade e atenuação, assim como imprecisões quantitativas.

O principal inconveniente destes métodos é que as distribuições de atenuação e atividade estão intimamente ligadas nas equações das imagens. É muito difícil resolver uma das distribuições a menos que a outra distribuição seja conhecida *a priori*.

Natterer [Nat93] adotou uma outra abordagem e demonstrou que as condições de consistência da transformada de Radon atenuada podem ser utilizadas para estimar o mapa de atenuação diretamente do sinograma de emissão. As equações de consistência contêm apenas uma variável desconhecida, o mapa de atenuação, ao contrário das equações da imagem, onde as distribuições de atividade e de atenuação são desconhecidas.

A partir do conhecimento *a priori* do mapa de coeficientes de atenuação, seja através da estimativa ou através de imagens de transmissão, a correção de atenuação pode ser incorporada aos algoritmos iterativos de reconstrução durante as operações de projeção e retroprojeção.

3.3.1. Projetor-Retroprojetor atenuado para algoritmos de reconstrução iterativos

Nos algoritmos iterativos de reconstrução, cada nova estimativa da distribuição de atividade obtida durante a iteração utiliza uma operação de projeção e uma operação de retroprojeção. A correção de atenuação é incorporada ao algoritmo de reconstrução durante essas operações de projeção e retroprojeção, baseada no conhecimento do mapa de atenuação do objeto.

O projetor-retroprojetor desenvolvido por Gullberg e colaboradores [Gul85] calcula os fatores que devem ponderar o valor de cada pixel nas operações de projeção e retroprojeção, em função do comprimento da trajetória do fóton e do coeficiente de atenuação dentro de cada pixel. No caso da operação de projeção, a expressão será:

$$\mathfrak{R}_\mu(f(s_k, \theta_m)) = g_{km} = \sum_j f_{jk} c_{jk}(s_k, \theta_m) \quad [3.10]$$

O fator de ponderação c_{jk} é a probabilidade de detecção do fóton no detector s_k , num ângulo θ_m . Se um fóton for emitido no pixel j e viajar ao longo do raio de projeção, essa “probabilidade” ou fator de ponderação será proporcional a:

$$c_{jk}(s_k, \theta_m) = \begin{cases} \frac{\alpha_j(b_j, s_k, \theta_m)}{\mu_j} \{1 - \exp[-\mu_j L_j(s_k, \theta_m)]\} & \text{se } \mu_j > 0 \\ L_j(s_k, \theta_m) \alpha_j(b_j, s_k, \theta_m), & \text{se } \mu_j = 0 \end{cases} \quad [3.11]$$

onde α_j é o fator de atenuação da integral de linha do ponto mais próximo entre o pixel j e o detector s_k , μ_j é o coeficiente de atenuação do pixel j (conhecido ou estimado) e L_j é o comprimento do raio de projeção dentro do pixel j . O fator de atenuação α_j é a exponencial da integral de linha da atenuação do ponto de entrada do pixel j até o detector s_k :

$$\alpha_j(b_j, s_k, \theta_m) = \exp \left[- \int_{b_j}^{s_k} \mu(s\theta + t'\theta') dt' \right] \quad [3.12]$$

onde b_j é o ponto de entrada para o pixel j e t é o comprimento ao longo do raio de projeção, conforme a Figura 3.2.

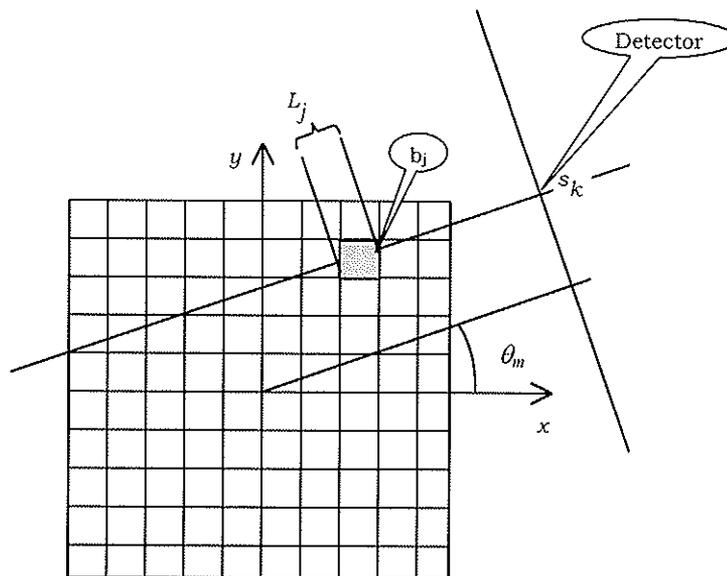


Fig. 3.2 Um raio de projeção típico no ângulo de projeção θ_m no detector s_k intercepta o pixel j no ponto $b_j(s_k, \theta_m)$ mais próximo do detector [Tsu89].

Assim, conhecendo o mapa de atenuação do objeto, o algoritmo projetor-retroprojetor pode ser utilizado em conjunção com qualquer método estatístico de reconstrução. Em nosso trabalho, ele será utilizado na reconstrução ML-EM.

3.3.2. Obtenção do mapa de atenuação utilizando as condições de consistência

O mapa de atenuação e a distribuição de atividade podem ser numericamente determinados, se informações suficientemente gerais sobre estas distribuições forem conhecidas *a priori*, conforme demonstrado por Natterer [Nat93]. Esta abordagem parte das soluções das chamadas equações de consistência da transformada de Radon atenuada. Estas condições de consistência descrevem basicamente diferentes maneiras, controladas por parâmetros e envolvendo os valores de transmissão, de ponderar o sinograma de emissão, de tal modo que os valores somados sejam iguais a zero [Wel97].

O propósito deste método é descrever uma forma de determinação de μ , se μ puder ser considerado, pelo menos aproximadamente, como uma distorção afim de uma distribuição de atenuação “protótipo” μ_0 conhecida *a priori*, a partir apenas das medidas de g_k .

A idéia vem do fato de que, se conhecermos apenas um único elemento $g = \mathfrak{R}_\mu(f)$ na imagem¹ de um membro da família de operadores \mathfrak{R}_μ , e se a imagem deste operador for altamente estruturada e dependente de μ , será possível identificar o operador e seu parâmetro μ . Para calcular μ a partir de g , é suficiente encontrar as condições de consistência na imagem da transformada de Radon atenuada \mathfrak{R}_μ , isto é, os funcionais ϕ_μ que tendem a zero na imagem de \mathfrak{R}_μ , e resolver as equações $\phi_\mu g = 0$ para μ [Nat83].

A obtenção das condições de consistência parte das chamadas condições de Helgason-Ludwig, que mostram que a transformada de Radon pode ser expandida em termos de polinômios homogêneos de grau m . Ou seja, para uma função g par ($g(\theta, s) = g(-\theta, -s)$), e supondo que para cada $m = 0, 1, \dots$ a integral

$$\int s^m g(\theta, s) ds = p_m(\theta) \quad [3.13]$$

¹ Se R for um operador tal que $R:F \rightarrow G$, a imagem do operador $\text{Im}(R) = \{g \in G; R(f)=g \text{ para algum } f \in F\}$. (Boldrini, 1980)

for um polinômio homogêneo de grau m em θ , existirá uma função f tal que $g = \mathfrak{R}(f)$.

No caso do coeficiente de atenuação $\mu = 0$, a transformada de Radon atenuada obedecerá as seguintes condições de consistência:

$$\int_0^{2\pi} e^{ik\varphi} \int_{-\infty}^{\infty} s^m g(\theta, s) ds d\varphi = 0, \quad [3.14]$$

para $k < m$ e $\theta = \begin{pmatrix} \cos\varphi \\ \sin\varphi \end{pmatrix}$.

Para o caso geral de $\mu \neq 0$, as condições de consistência que a transformada de Radon atenuada deve obedecer são:

$$\int_0^{2\pi} e^{ik\varphi} \int_{-\infty}^{\infty} s^m e^{\frac{1}{2}(T(\theta, s) + iHT(\theta, s))} g(\theta, s) ds d\varphi = 0 \quad [3.15]$$

onde k e m são inteiros, com $0 \leq m < k$; $g(\theta, s)$ representa o sinograma de emissão (a transformada de Radon atenuada da distribuição de atividade); $T(\theta, s)$ representa o sinograma de transmissão (transformada de Radon não-atenuada da distribuição de atenuação $\mathfrak{R}(\mu(\theta, s))$).

H representa o operador transformada de Hilbert que age sobre $T(\theta, s)$ como uma função de s , cuja expressão geral é:

$$(Hg)(s) = \frac{1}{\pi} \int \frac{g(t)}{s-t} dt \quad [3.16]$$

A transformada de Hilbert é utilizada nas condições de consistência apenas para simplificar a equação e ela é uma relação entre a parte real (magnitude) e a parte imaginária (fase) da transformada de Fourier [Opp75].

Detalhes da dedução das condições de consistência podem ser encontrados em Natterer [Nat86].

Se $g(\theta, s)$ for fornecida pelos dados medidos por emissão de um sistema SPECT, então as condições de consistência tornam-se um conjunto de equações não-lineares para os dados de transmissão desconhecidos $T(\theta, s)$.

O método proposto por Natterer exige que a distribuição de atenuação seja limitada de alguma forma. Assim, considera-se que a distribuição de atenuação é conhecida através de uma transformação afim de um mapa de atenuação “protótipo” conhecido. A transformação afim é uma transformação que preserva a conectividade do conjunto de pontos. Estas transformações

incluem a translação, rotação e operações de escala (contrações e expansões). Pode-se representar esta transformação no mapa de atenuação μ como:

$$\mu = \mu_0 A + \vec{b} \quad [3.17]$$

onde supõe-se que μ_0 seja um “protótipo” conhecido, que poderia representar a cabeça, o tórax ou o abdômen de um paciente ideal com coeficiente de atenuação μ_0 . Para um mapa de atenuação bidimensional, os valores da matriz A e do vetor b são parâmetros da transformação afim que determinam os valores de translação, escala e rotação nas direções x e y , a serem aplicados no “protótipo”, e que precisam ser determinados pelo método.

Dentro da equação acima, para facilitar o algoritmo, adotamos uma projeção modificada $g_m(\theta)$ definida como:

$$g_m(\theta) = \int_{-\infty}^{\infty} s^m e^{\frac{1}{2}(T(\theta,s) + iHT(\theta,s))} g(\theta,s) ds . \quad [3.18]$$

Como o mapa de atenuação é uma distorção do mapa “protótipo” μ_0 , a projeção modificada g_m só dependerá dos valores da transformação afim A e b . As condições de consistência podem então ser simplificadas para:

$$\int_{-\infty}^{\infty} e^{ik\varphi} g_m(\theta, A, b) d\varphi = 0 . \quad [3.19]$$

Como, na prática, os dados de projeção são obtidos apenas para um número finito de projeções (p) nas direções $\theta_j = \begin{pmatrix} \cos\varphi_j \\ \sin\varphi_j \end{pmatrix}$, $\varphi_j = \frac{2\pi j}{p}$, com $j = 0, \dots, p-1$, a integral acima pode ser avaliada através da regra trapezoidal, fornecendo:

$$G_{mk} = \hat{g}_{mk}(\theta_j, A, b) = \frac{2\pi}{p} \sum_{j=0}^{p-1} e^{ik\varphi_j} g_m(\theta_j, A, b) = 0 \quad [3.20]$$

Este sistema de equações não lineares possui 6 incógnitas ($A_{11}, A_{12}, A_{21}, A_{22}, b_1$ e b_2), onde G_{mk} é a transformada de Fourier da projeção modificada g_m .

Como a interpretação geométrica dos parâmetros da transformação afim A e b no algoritmo desenvolvido é difícil, são utilizados parâmetros mais intuitivos para a deformação de uma elipse protótipo: dois valores para a

translação nas direções x e y ($u(1) = b_1$ e $u(2) = b_2$), um valor de ângulo de rotação em radianos ($u(3) = \theta$) e dois fatores multiplicativos que determinam a escala nas direções x e y ($u(4)$ e $u(5)$). As relações entre os valores da matriz A e os valores de $u(i)$ são dados por:

$$A_{11} = \frac{\cos\theta}{u(4)} \quad A_{12} = \frac{\text{sen}\theta}{u(4)} \quad A_{21} = \frac{-\text{sen}\theta}{u(5)} \quad A_{22} = \frac{\cos\theta}{u(5)} \quad [3.21]$$

Para esclarecer a transformação afim, mostramos alguns exemplos, a partir de uma imagem inicial à esquerda (Fig. 3.3). Os valores dos parâmetros modificados em relação à figura inicial estão indicados dentro da seta, enquanto os outros valores na transformação são iguais a zero.

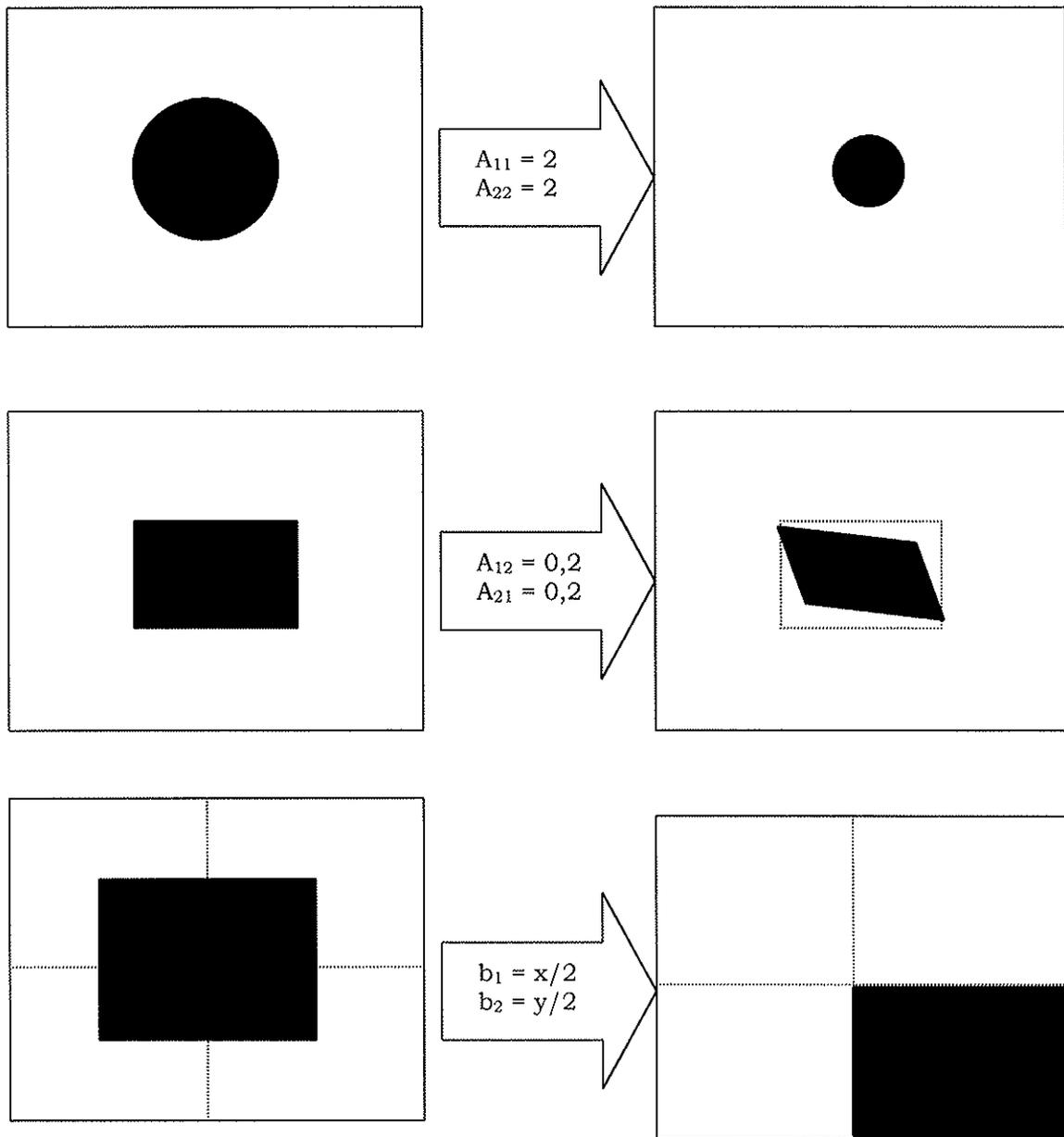


Fig. 3.3 Exemplos de transformação afim variando os valores dos elementos da matriz A e do vetor b .

Os parâmetros da transformação afim A e b podem ser avaliados através de uma rotina de minimização sem vínculos (*unconstrained minimization*) tipo mínimos quadrados não-linear, como o método de Levenberg-Marquardt [Den83]. A rotina determinará os valores de A e b que fornecem o melhor ajuste (com menor erro) às condições de consistência, quando aplicados à distribuição de atenuação protótipo.

Assim, o método permite determinar o mapa de coeficientes de atenuação somente a partir do dados de emissão.

O método funciona bem na estimativa de atenuadores uniformes com dados de SPECT ideais simulados e com efeitos de resposta geométrica do detector e espalhamento simulados recuperando a forma dos atenuadores reais. O método foi explorado para objetos de atividade não-homogêneos, com ajuste de elipses de coeficiente de atenuação constante e uniforme e os resultados mostram que o método é relativamente insensível a pequenas perturbações na distribuição de atenuação, como pequenas áreas altamente atenuantes [Wel95].

Em trabalho posterior de Welch e colaboradores [Wel97], o método foi testado com uma aquisição experimental utilizando um modelo com três cilindros de mesma atividade envoltos por diferentes materiais (lucite, alumínio e ar) e uma simulação de Monte Carlo do modelo MCAT com atenuador uniforme e atenuador não-uniforme, sempre com atividade restrita ao miocárdio. Em ambos os casos a distribuição de atenuação "protótipo" utilizada foi uma elipse de coeficiente de atenuação uniforme. No primeiro caso foram utilizados $\mu = 0,05 \text{ cm}^{-1}$ e $\mu = 0,10 \text{ cm}^{-1}$, e no caso do MCAT utilizou-se $\mu = 0,15 \text{ cm}^{-1}$. Os resultados mostraram que o método não depende fortemente da distribuição de atividade e que a precisão dos resultados depende do coeficiente de atenuação utilizado.

Os autores sugerem que para obter um mapa de coeficientes de atenuação útil para uma variedade de atenuadores não-uniformes, será necessário relaxar algumas das restrições da distribuição de atenuação dos

trabalhos anteriores. Não foi feita uma análise mais detalhada da validade do método para diferentes estatísticas de contagem da imagem.

Como o problema de obtenção do mapa de atenuação e a distribuição de atividade a partir dos dados de emissão não possui uma única solução, a proposta consiste em determinar numericamente estas distribuições, a partir de informações *a priori* sobre o mapa de atenuação.

A análise desenvolvida neste trabalho explora basicamente dois aspectos do método da estimativa do mapa de atenuação através do uso das condições de consistência : (i) a influência da variação do valor do coeficiente de atenuação do protótipo com a forma livre e (ii) os efeitos da estatística da contagem de aquisição na convergência do método.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [Bai87] BAILEY, D. L.; HUTTON, B. F. and WALKER, P. J. (1987) Improved SPECT using simultaneous emission and transmission tomography. *J. Nucl. Med.* 28(5): 844-851.
- [Bec72] BECK, R. N.; ZIMMER, L. T.; CHARLESTON, D. B. and HOFFER, P. B. (1972) Aspects of imaging and counting in nuclear medicine using scintillation and semiconductor detectors. *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, NS-19: 173-178.
- [Bec82] BECK, J. W.; JASZCZAK, R. J.; COLEMAN, R. E.; STARMER, C. F. and NOLTE, L. W. (1982) Analysis of SPECT including scatter and attenuation using sophisticated Monte Carlo modeling methods. *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, NS-29(1): 506-511.
- [Bee93] BEEKMAN, F. J.; EIJKMAN, E. and VIERGEVER, M. *et al.* (1993) Object shape dependent PSF model for SPECT imaging. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* NS-40(1): 31-39.
- [Bel79] BELLINI, S.; PIACENTINI, M.; CAFFORIO, C. and ROCCA, F. (1979) Compensation of tissue absorption in emission tomography. *IEEE Trans. Acous. Speech Sig. Proc.* 27(3): 213-218.
- [Bud74] BUDINGER, T. F. and GULLBERG, G. T. (1974) Three-dimensional reconstruction in nuclear medicine emission imaging. *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, NS-21, 2-20.

- [Buv94] BUVAT, I; BENALI, H.; TODD-POKROPEK, A. and DI PAOLA, R. (1994) Scatter correction in scintigraphy: the state of the art. *Eur. J. Nucl. Med.*, 21(7):675-694.
- [Cen79] CENSOR, Y.; GUSTAFSON, D. E.; LENT, A. and TUY, H. (1979) A new approach to the emission computerized tomography problem: simultaneous calculation of attenuation and activity coefficients. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* NS-26(2), 2775-2779.
- [Cha78] CHANG, L. T. (1978) A method for attenuation correction in radionuclide computed tomography. *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, NS-25, 638-643.
- [Cho90] CHORNOBOY, E. S.; CHEN, C. J.; MILLER, M. I.; MILLER, T. R. and SNYDER, D. L. (1990) An evaluation of maximum likelihood reconstruction for SPECT. *IEEE Trans. Med. Imag.*, MI-9(1):99-110.
- [Col82] COLEMAN, R. E.; JASZCZAK, R. J. and COBB, F. R. (1982) Comparison of 180° and 360° data collection in Thallium-201 imaging using single photon emission computed tomography (SPECT). *J. Nucl. Med.*, 23: 655-660.
- [Dem77] DEMPSTER, A. P.; LAIRD, N. M. and RUBIN, D. B. (1977) Maximum likelihood from incomplete data via de EM algorithm. *Journal of the Royal Statistical Society, Ser. B*, 39: 638-642.
- [Den83] DENIS, J. E.; SCHNABEL, R. B. (1983) Numerical Methods for Unconstrained Optimization and Nonlinear Equations. Prentice-Hall.
- [DeV90] DeVRIES, D. J. *et al.* (1990) Development and validation of a Monte Carlo simulation of photon transport in an Anger camera. *IEEE Trans. Med. Imag.*, 9:430-438.
- [DeV91] De VITO, R. P. and HAMILL, J. J. (1991) Determination of weighted functions for energy-weighted acquisition. *J. Nucl. Med.*, 32: 343-349.
- [Eis88] EISNER, R.; CHURCHWELL, A.; NOEVER, T. *et al.* (1988) Quantitative analysis of the tomographic Thallium-201 myocardial bullseye display: critical role of correcting for patient motion. *J. Nucl. Med.* 29:91-97.
- [Flo84] FLOYD, C. E.; JASZCZAK, R. J.; HARRIS, C. C. and COLEMAN, R. E. (1984) Energy and spatial distribution of multiple order Compton scatter in SPECT: a Monte Carlo investigation. *Phys. Med. Biol.* 29(10): 1217-1230.
- [Fre94] FREY, E. C. and TSUI, B. M. W. (1994) Modeling the scatter response function in inhomogeneous scattering media for SPECT. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* NS-41(4): 1585-1593.
- [Fur90] FURUIE, S. S. (1990) Reconstrução tomográfica de imagens com ruído

- Poisson: estimativa das projeções. São Paulo. 153 p. Tese de doutoramento - EPUSP.
- [Gli95] GLICK, S.J.; KING, M. A.; PAN, T-S and SOARES, E. J. (1995) An analytical approach for compensation of non-uniform attenuation in cardiac SPECT imaging. *Phys. Med. Biol.* 40: 1677-1693.
- [Gul85] GULLBERG, G. T.; HUESMAN, R. H.; MALKOS, J. A.; PELC, N. J. and BUDINGER, T. F. (1985) An attenuated projector-backprojector for iterative SPECT reconstruction. *Phys. Med. Biol.* 30(8): 799-816.
- [Had93] HADEMENOS, G. J.; LJUNGBERG, M.; KING, M. A.; and GLICK, S. J. (1993) A Monte Carlo investigation of the dual photopeak window scatter correction method. *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, NS-40(1): 179-185.
- [Har84] HARRIS, C. C.; GREER, K. L.; JASZCZAK, R. J.; FLOYD Jr., C. E.; FEARNOW, E. C. and COLEMAN, R. E. (1984) Tc-99m attenuation coefficients in water-filled phantoms determined with gamma cameras. *Med. Phys.* 11(5): 681-685.
- [Jas81] JASZCZAK, R. J.; COLEMAN, R. E. and WHITEHEAD, F. R. (1981) Physical factors affecting quantitative measurements using camera-based Single Photon Emission Tomography (SPECT). *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, NS-28(1): 69-80.
- [Jas84] JASZCZAK, R. J.; GREER, K. L., FLOYD Jr., C. E. (1984). Improved SPECT quantitation using compensation for scattered photons. *J. Nucl. Med.*, 25, 893-900.
- [Jas85] JASZCZAK, R. J.; FLOYD Jr., C. E. and COLEMAN, R. E. (1985) Scatter compensation techniques for SPECT. *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, NS-32(1): 786-793.
- [Jas91] JASZCZAK, R. J.; HOFFMAN, D. C. and De VITO, R. P. (1991) Variance propagation for SPECT with energy-weighted acquisition. *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, NS-38: 739-747.
- [Jas93] JASZCZAK, R. J.; GILLAND, D. R.; HANSON, M. W.; JANG, S. GREER, K. L. and COLEMAN, R. E. (1993) Fast transmission CT for determining attenuation maps using a collimated lene source, rotatable air-copper-lead attenuators and fan-beam collimation. *J. Nucl. Med.* 34(9): 1577-1586.
- [Kay75] KAY, D. B. and KEYES Jr., J. W. (1975) First order corrections for absorption and resolution compensation in radionuclide Fourier tomography. *J. Nucl. Med.* 16(6), 540-541.
- [Kin88] KING, M. A.; PENNEY, B. C. and GLICK, S. J. (1988) An image-dependent

- Metz filter for nuclear medicine images. *J. Nucl. Med.*, 29:1980-1989.
- [Kin92] KING, M. A.; HADEMENOS, G. and GLICK, S. J. (1992) A dual photopeak window method for scatter correction. *J. Nucl. Med.* 31:90-98.
- [Kin95] KING, M. A.; TSUI, B. M. W. and PAN, T-S. (1995) Attenuation compensation for cardiac single-photon emission tomographic imaging: Part 1. Impact of attenuation and methods of estimating attenuation maps. *J. Nucl. Cardiol.* 2: 513 - 524.
- [Kne89] KNESAUREK, K.; KING, M. A.; GLICK, S. J. and PENNEY, B. C. (1989) Investigation of causes of geometric distortion in 180° and 360° angular sampling in SPECT. *J. Nucl. Med.*, 30: 1666-1675.
- [Kor90] KORAL, K. F.; SWAILEM, F. M.; BUCHBINDER, S.; CLINTHORNE, N. H.; ROGERS, W. L. and TSUI, B. M. W. (1990) SPECT dual-energy-window Compton correction: scatter multiplier required for quantification. *J. Nucl. Med.*, 31: 90-98.
- [LaC95] LaCROIX, K. J.; TSUI, B. M. W. and HASEGAWA, B. H. (1995) Comparison of 180° and 360° iterative reconstruction with non-uniform attenuation compensation for Tl-201 SPECT. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* 42(4): 1276-1281.
- [LaF86] La FONTAINE, R.; STEIN, M. A.; GRAHAM, L. S. and WINTER, J. (1986) Cold lesions: enhanced contrast using asymmetric photopeak windows. *Radiology*, 160:255-260.
- [Lan84] LANGE, K.; and CARSON, R. (1984) EM reconstruction algorithms for emission and transmission tomography. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 8(2): 306-316.
- [Lan87] LANGE, K.; BAHN, M. and LITTLE, R. (1987) A theoretical study of some maximum likelihood algorithms for emission and transmission tomography. *IEEE Trans. Med. Imag.* MI-6(2): 106-114.
- [Lin91] LINKS, J. M.; FRANK, T. L. and BECKER, L. C. (1991) Effect of difference tracer washout during SPECT acquisition. *J. Nucl. Med.*, 32: 2253-2257.
- [Lju94] LJUNGBERG, M.; KING, M. A.; HADEMENOS, G. J. and STRAND, S-E. (1994) Comparison of four scatter correction methods using Monte Carlo simulated source distributions. *J. Nucl. Med.* 35(1): 143-151.
- [Lju94a] LJUNGBERG, M.; STRAND, S-E.; RAJEEVAN, N. and KING, M. A. (1994a) Monte Carlo simulation of transmission studies using a planar source with parallel collimator and a linear source with a fan-beam collimator. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* NS-41(4): 1577-1584.
- [Mae81] MAEDA, H.; ITOH, Y.; MUKAI, T.; TODO, G.; FUJITA, T. and TORIZUKA,

- K. (1981) Determination of the pleural edge by gamma-ray transmission computed tomography. *J. Nucl. Med.* 22(9): 815-817.
- [Man87] MANGLOS, S.T.; JASZCZAK, R. J.; FLOYD, C. E.; HAHN, L. J. GREER, K. L. and COLEMAN, R. E. (1987) Nonisotropic attenuation in SPECT: Phantom tests of quantitative effects and compensation techniques. *J. Nucl. Med.* 28: 1584-1591.
- [Man88] MANGLOS, S. H.; JASZCZAK, R. J. and FLOYD, C. E. (1988) Weighted backprojection implemented with non-uniform attenuation map for improved SPECT quantitation. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* 35(1): 625-628.
- [Man88a] MANGLOS, S.T.; JASZCZAK, R. J.; FLOYD, C. E.; HAHN, L. J.; GREER, K. L. and COLEMAN, R. E. (1988) A quantitative comparison of attenuation-weighted backpropagation with multiplicative and iterative postprocessing attenuation compensation in SPECT. *IEEE Trans. Med. Imag.*, MI-7(2): 127-134.
- [Man91] MANIAWSKI, P. J.; MORGAN, H. T. and WACKERS, F.J.T. (1991) Orbit-related variations in spatial resolution as a source of artifactual defects in thallium-201 SPECT. *J. Nucl. Med.*, 32:871-875.
- [Man92] MANGLOS, S. H.; BASSANO, D. A.; THOMAS, F. D. and GROSSMAN, Z.(1992) Imaging of the human torso using cone-beam transmission CT implemented on a rotating gamma camera. *J. Nucl. Med.* 33: 150-156
- [Man94] MANGLOS, S. H. and YOUNG, T. M. (1994) Constrained IntraSPECT reconstruction from SPECT projections. *Conference Record of the 1993 IEEE NSS-MIC*, San Francisco, 1605-1609.
- [Maz93] MAZE, A.; Le CLOIREC, J.; COLLOREC, R.; BIZAIS, Y.; BRIANDET, P. and BOURGUET, P. (1993) Iterative reconstruction methods for nonuniform attenuation distribution in SPECT. *J. Nucl. Med.* 34(7), 1204-1209.
- [Met80] METZ, C. E.; ATKINS, F. B. and BECK, R. N. (1980) The geometric transfer function component for scintillation camera collimators with straight parallel holes. *Phys.Med.Biol.*, 25(6): 1059-1070.
- [Mun91] MUNLEY, M. T.; FLOYD, C. E.; TOURASSI, G. D.; BOWSHER, J. E. and COLEMAN, R. E. (1991) Out-of-plane photons in SPECT. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* 38: 776-779.
- [Nar96] NARITA, Y.; EBERL, S.; IIDA, H.; HUTTON, B. F.; BRAUN, M.; NAKAMURA, T. and BAUTOVICH, G. (1996) Monte Carlo and experimental evaluation of accuracy and noise properties of two scatter correction methods for SPECT. *Phys. Med. Biol.* 41: 2481-2496.

- [Nat83] NATTERER, F. (1983) Computerized tomography with unknown sources. *SIAM J. Appl. Math.* 43(5): 1201-1212.
- [Nat86] NATTERER, F. (1986) *The Mathematics of Computerized Tomography*. John Wiley.
- [Nat93] NATTERER, F. (1993) Determination of tissue attenuation in emission tomography of optically dense media. *Inverse Problems*, 9: 731-736.
- [Oga91] OGAWA, K.; HARATA, Y.; ICHIHARA, T.; KUBO, A. and HASHIMOTO, S. (1991) A practical method for position-dependent Compton-scatter correction in single photon emission CT. *IEEE Trans. Med. Imag.* 10(3): 408-441.
- [Opp75] OPPENHEIM, A. V. and SCHAFER, R. W. (1975) *Digital signal processing*. Prentice Hall, NJ.
- [Reb89] REBELO, M. F. S. (1989) *Uma análise da qualidade de imagens tomográficas do miocárdio por emissão de fótons*, dissertação de mestrado, IFUSP.
- [Roc76] ROCKMORE, A. J. and MACOVSKI, A. (1976) A maximum likelihood approach to emission image reconstruction from projections. *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, NS-23(1): 1428-1432.
- [She82] SHEPP, L. A. and VARDI, Y. (1982) Maximum likelihood reconstruction for emission tomography. *IEEE Trans. Med. Imag.* MI-1(2): 113-122.
- [Tan84] TANAKA, E.; TOYAMA, H. and MURAYAMA, H. (1984) Convolutional image reconstruction for quantitative single photon emission computed tomography. *Phys. Med. Biol.* 29(12): 1489-1500.
- [Tre80] TRETIK, O. and METZ, C. (1980) The exponential Radon transform. *SIAM J. Appl. Math.* 39(2): 341-354.
- [Tsu89] TSUI, B. M. W.; GULLBERG, G. T.; EDGERTON, E. R.; BALLARD, J. G.; PERRY, J. R.; McCARTNEY, W. H. and BERG, J. (1989) Correction of nonuniform attenuation in cardiac SPECT imaging. *J. Nucl. Med.* 30: 497-507.
- [Tsu93] TSUI, B.M.W.; TERRY, J.A. and GULLBERG, G.T. (1993) Evaluation of cardiac cone-beam SPECT using observer performance experiments and ROC analysis. *Investigative Radiology*, 28(12): 1101-1112.
- [Tsu94] TSUI, B. M. W.; ZHAO, X. D.; FREY, E. C.; and McCARTNEY, W. M. (1994) Quantitative Single-Photon Emission Computed Tomography: basics and clinical considerations. *Semin. Nucl. Med.*, vol. XXIV(1): 38-65.
- [Tsu94a] TSUI, B. M. W.; ZHAO, X. D.; GREGORIOU, G. K.; LALUSH, D. S.; FREY, E. C.; JOHNSTON, R. E. and McCARTNEY, W. M. (1994) Quantitative

- cardiac SPECT reconstruction with reduced image degradation due to patient anatomy. *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, NS-41(6): 2838-2844.
- [Tun92] TUNG, C-H.; GULLBERG, G. T.; ZENG, G. L.; CHRISTIAN, P. E.; DATZ, F. L. and MORGAN, H. T. (1992) Non-uniform attenuation correction using simultaneous transmission and emission converging tomography. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* 39(4), 1134-1143.
- [Tun94] TUNG, C.; GULLBERG, G. T. (1994) A simulation of emission and transmission noise propagation in cardiac SPECT imaging with nonuniform attenuation correction. *Med. Phys.* 21(10), 1565-1577.
- [Vri90] de VRIES, D. J.; MOORE, S. C.; ZIMMERMAN, R. E.; MUELLER, S. P.; FRIEDLAND, B. and LANZA, R. C. (1990) Development and validation of a Monte Carlo simulation of photon transport in an Anger camera. *IEEE Trans. Med. Imag.*, MI-9(4): 430-438.
- [Web83] WEBB, S.; FLOWER, M. A.; OTT, R. J. *et al.* , (1983) A comparison of attenuation correction methods for quantitative SPECT. *Phys. Med. Biol.* 28, 1045-1056.
- [Wel95] WELCH, A. S.; CLACK, R. and GULLBERG, G. T. (1995) Accurate attenuation correction in SPECT without transmission measurements. *Conference Record of the IEEE NSS-MIC* não-publ., San Francisco, oct 21-28.
- [Wel97] WELCH, A. S.; CLACK, R.; NATTERER, F. and GULLBERG, G. T. (1997) Toward accurate attenuation correction in SPECT without transmission measurements. *IEEE Trans. Med. Imag.*, MI-16(5): 532-541.

4. Materiais e Métodos

Neste capítulo serão detalhadas as simulações por Monte Carlo e descritos os detalhes dos algoritmos implementados para as correções e reconstrução das imagens.

4.1. Simulações computacionais – Monte Carlo

As simulações têm sido uma importante ferramenta para a compreensão de sistemas cuja obtenção real de dados é muito cara ou de difícil reprodução, ou de sistemas complexos que não podem ser descritos por equações com uma solução analítica direta, ou mesmo para validar modelos matemáticos e compará-los com experimentos reais.

São muitos os exemplos de processos que podem ser simulados através de métodos de Monte Carlo, como o problema da difusão de uma molécula simples no ar e o arranjo de moléculas biológicas em suspensão, entre outros. O estudo da transmissão e espalhamento de fótons através de objetos homogêneos e heterogêneos utiliza amplamente os métodos de Monte Carlo [Bec82] [Flo84] [Hea89] [Iva90] [Had93].

A aplicação de cálculos de Monte Carlo em SPECT permite a separação dos fótons primários dos espalhados em diferentes conjuntos de projeção. Além disso, as projeções podem ser, em princípio, calculadas para qualquer distribuição de atividade e atenuação. Imagens de SPECT reais podem ser corrigidas para atenuação e espalhamento, e comparadas com imagens ideais simuladas, livres destes efeitos, possibilitando a avaliação da precisão dos métodos de correção [Lju94a] [Lju94b] [Nar96].

O *Photon History Generator (PHG)* (Apêndice B) é um aplicativo do pacote *SimSET*, desenvolvido pela grupo coordenado por Steven Vannoy, na University of Washington, e projetado para implementar simulações de Monte Carlo para criação e transporte de fótons através de atenuadores heterogêneos, para tomografias de emissão como SPECT e PET [Lew88]. O *PHG* simula o transporte dos fótons gerados por uma distribuição de um radioisótopo (objeto de atividade) através de um meio atenuante (objeto de

atenuação). Apesar dos dois objetos fornecerem informações diferentes para a simulação, eles compartilham de uma definição geométrica/paramétrica comum. O pacote permite a geração de objetos de atividade e atenuação regulares, como pontos, cilindros e esferas, ou a utilização de imagens digitalizadas.

A escolha do pacote SimSET para a simulação das imagens nesse trabalho deveu-se à facilidade de implementação de objetos de atividade e atenuação complexos, através do uso de *phantoms* binários. O pacote permite a utilização de diferentes geometrias de colimadores e a variação da resolução energética do detector. A simulação pode produzir imagens diferentes dependendo do tipo de fóton, apenas com fótons primários (que não sofreram nenhum espalhamento até saírem do corpo) e/ou fótons espalhados. Os fótons espalhados podem ser agrupados pelo número de vezes que os mesmos sofreram espalhamento, possibilitando a estatística das ordens de espalhamento. No caso desse trabalho, algumas imagens chegaram a ser simuladas com até nove ordens de espalhamento. A janela de energia da aquisição pode ser escolhida e os fótons separados em intervalos arbitrários dentro dessa janela. Esse recurso permitiu a aquisição dos espectros energéticos de certos objetos.

As simulações de Monte Carlo das imagens com o pacote SimSET, que foram utilizadas para avaliação dos algoritmos de correção deste trabalho foram realizadas em estações SPARC Ultra na Divisão de Informática Médica do Instituto do Coração – INCOR-HC-USP, em São Paulo.

O interesse principal desse trabalho foi dirigido à simulação de modelos com distribuição de atividade e atenuação não-homogêneos, com estrutura e características atenuadoras que se assemelhassem ao tórax, em aquisições de SPECT cardíaco. Os parâmetros da simulação foram aqueles que melhor representavam a situação experimental de aquisição de SPECT cardíaco na clínica. Foi utilizado o colimador de alta resolução e baixa energia da ADAC, modelo com furos paralelos - 140 keV LEHR (comprimento do orifício 32,8 mm, diâmetro do orifício 1,4 mm, espessura septal 0,152 mm).

Todas as simulações utilizaram como radionuclídeo o ^{99m}Tc , cujo fóton possui energia de 140 keV. As aquisições foram simuladas para 128

projeções em 360°. Devido à existência de tabelas de conversão de valores dos pixels das imagens de atividade e atenuação, foi possível inserir valores de atividade específica em microcurie por centímetro cúbico e valores dos coeficientes de atenuação de cada órgão em cm^{-1} .

As seguintes distribuições radioativas foram simuladas no SimSET:

- Fonte linear
- Modelo cilíndrico com atividade uniforme
- Modelo Jaszczak
- MCAT - Mathematical Cardiac Torso

4.1.1. Fonte linear

Foi simulada uma fonte linear (Fig. 4.1) com diâmetro 0,25 cm e comprimento 5 cm, paralela e deslocada de 5 cm do eixo de rotação da câmara, com atividade específica $50 \mu\text{Ci}/\text{cm}^3$, imersa em um cilindro de água de diâmetro 22 cm e altura 27 cm. As projeções foram simuladas em matrizes de 128 X 128 pixels de 0,25 cm e janelas energéticas entre 52 e 180 keV, em intervalos de 4 keV. A resolução energética utilizada foi de 12% (FWHM) centrada em 140 keV, com raio de rotação de 11 cm. Os fótons primários foram separados dos espalhados e foram consideradas nove ordens de espalhamento, de modo a obter a importância relativa de cada ordem na estatística final da imagem. Tais condições permitiram a construção dos espectros de energia desse objeto.

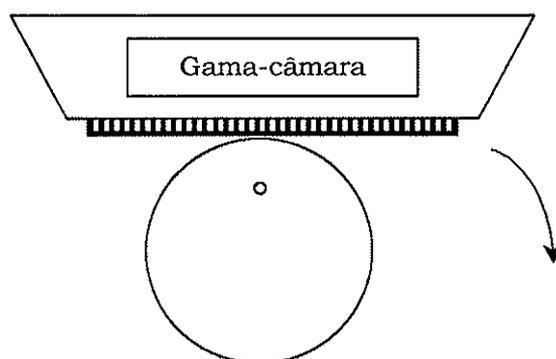


Fig. 5.1 Arranjo geométrico da fonte linear em cilindro atenuador e gama-câmara .

Com essa configuração, é possível avaliar a fração de espalhamento com a profundidade da fonte no meio atenuador, a partir das diferentes projeções. A imagem da fonte reconstruída a partir do sinograma dos fótons espalhados refletirá a distribuição angular do espalhamento.

4.1.2. Modelo cilíndrico de atividade uniforme

Foi simulado um cilindro de 21,5 cm de diâmetro e altura de 10 cm, com uma solução aquosa com atividade específica de $10 \mu\text{Ci}/\text{cm}^3$. As projeções foram simuladas em matrizes de 128×128 pixels de 0,236 cm. Os sinogramas de fótons primários e de todos os fótons espalhados foram simulados considerando-se uma janela energética entre 127 e 154 keV. A resolução energética utilizada foi de 13% (FWHM) centrada em 140 keV e o raio de rotação de 15 cm.

Esse é um modelo tradicional para avaliação de métodos de correção de atenuação uniforme e é utilizado para verificar a uniformidade dos métodos de correção.

4.1.3. Modelo Jaszczak (seção esferas frias)

O modelo Jaszczak considerado (Fig. 5.2) é constituído por um cilindro de acrílico de 21,5 cm de diâmetro, 11 cm de altura e 0,75 cm de espessura, contendo água, com atividade específica de $10 \mu\text{Ci}/\text{cm}^3$, e seis esferas de acrílico de diâmetros iguais a: 9,5 mm; 12,7 mm; 15,9 mm; 19,1 mm; 25,4 mm e 31,8 mm.

As projeções foram simuladas em matrizes de 128×128 , com tamanho do pixel igual a 0,236 cm, e consideradas duas janelas de aquisição: (i) 127 a 154 keV; (ii) 92 a 125 keV. Em cada caso, foram geradas imagens dos fótons primários e dos fótons espalhados separadamente. A resolução energética utilizada foi de 13% (FWHM) centrada em 140 keV e o raio de rotação, 15 cm.

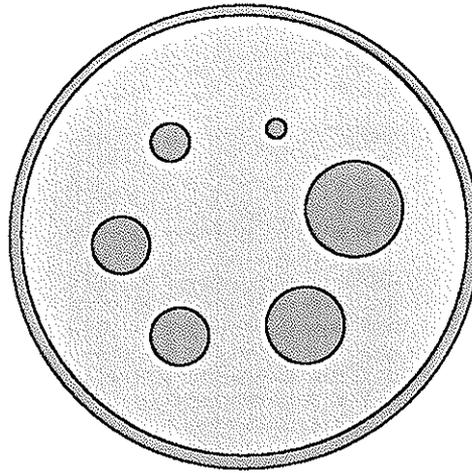


Fig. 5.2 Arranjo geométrico do modelo de Jaszczak, onde a cor cinza escura representa o acrílico e a cor cinza clara, a água.

4.1.4. Modelo completo do torso - MCAT

O MCAT (*Mathematical CArdiac Torso*) é um modelo antropomórfico sintético, desenvolvido por um grupo da University of North Carolina, que tem sido utilizado na pesquisa em imagens de tomografia por emissão [Tsu89]. A partir de uma formulação geométrica, foram modelados realisticamente os tamanhos, as formas e as configurações da maioria das estruturas torácicas e órgãos, tais como coração, fígado, rins, costelas, entre outros. O *phantom* consiste de dois modelos físicos: uma distribuição 3D de atividade do radioisótopo nos vários órgãos da caixa torácica e uma distribuição 3D de coeficientes de atenuação (Figura 5.3). A distribuição de atenuação classifica todos os tecidos da caixa torácica em 5 tipos: músculo (vasculatura e outros tecidos moles), pulmão, gordura (como nos seios), osso trabecular e osso cortical. Como cada órgão ou estrutura está em arquivos separados, é possível simplificar ou modificar as estruturas envolvidas na simulação.

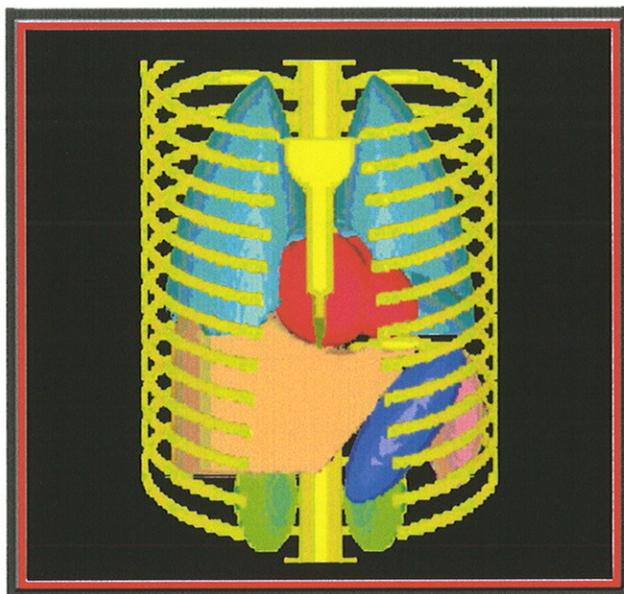


Fig. 5.3 Arranjo tridimensional do modelo MCAT, com os seguintes órgãos: costelas e coluna vertebral (amarelo), pulmões (azul-claro), coração (vermelho), fígado (laranja), rins (verde) e baço (rosa) e estômago (azul-escuro) [LaC97].

O *phantom* MCAT utilizado em nossas simulações possui as seguintes dimensões: dimensão lateral do corpo 40 cm, dimensão ântero-posterior 30 cm e altura 40,32 cm. As projeções foram simuladas em matrizes de 64 X 64 pixels de 0,63 cm. Foram utilizadas as janelas de aquisição: (i) 127 a 154 keV e (ii) 92 a 125 keV, assim como as 32 janelas de 4 keV entre 52 a 180 keV. Em cada caso, foram geradas imagens dos fótons primários e dos fótons espalhados separadamente. A aquisição com 32 janelas permitiu a construção dos espectros energéticos.

A atividade específica no miocárdio foi fixada em $50 \mu\text{Ci}/\text{cm}^3$, e as atividades nos outros órgão foram definidas como frações desse valor. A saber: miocárdio (1); baço (0,96); rins (0,84); fígado (0,69); sangue e tecido mole (0,09); pulmão (0,03) [Kin96].

Foram realizadas três simulações diferentes, utilizando meios atenuadores distintos. Em primeiro lugar, para produzir uma imagem ideal, livre de efeitos de espalhamento e atenuação, foi simulado apenas o objeto de atividade, sem meio atenuador. Em segundo lugar, foi utilizada uma distribuição de atenuação não-uniforme, composta pelas seguintes partes:

sangue e tecido mole, pulmão e ossos. Os valores dos coeficientes de atenuação foram atribuídos pelo programa SimSET, de acordo com o radioisótopo escolhido. A terceira e última simulação foi realizada utilizando um meio atenuador uniforme, cujo coeficiente de atenuação era o da água e a forma era limitada pelo contorno do corpo. A resolução energética utilizada sempre foi de 13% (FWHM) centrada em 140 keV e o raio de rotação, 20 cm.

Nas páginas seguintes estão ilustradas as imagens de atividade e de atenuação do *phantom* MCAT simulado, com os cortes começando da parte lombar do corpo para a parte superior, na altura das clavículas. Os tons de cinza obedecem a uma ordem de menor (escuro) para maior (claro) para as imagens de atividade. Para as imagens de atenuação, os tons de cinza foram escolhidos arbitrariamente de modo a evidenciar melhor as estruturas, sendo que foram utilizados os valores reais para a simulação.

A forma e a posição relativa dos órgãos dentro de um corte transversal do modelo MCAT está representado na Figura 5.4, numa representação não-realista, com os órgãos empilhados.

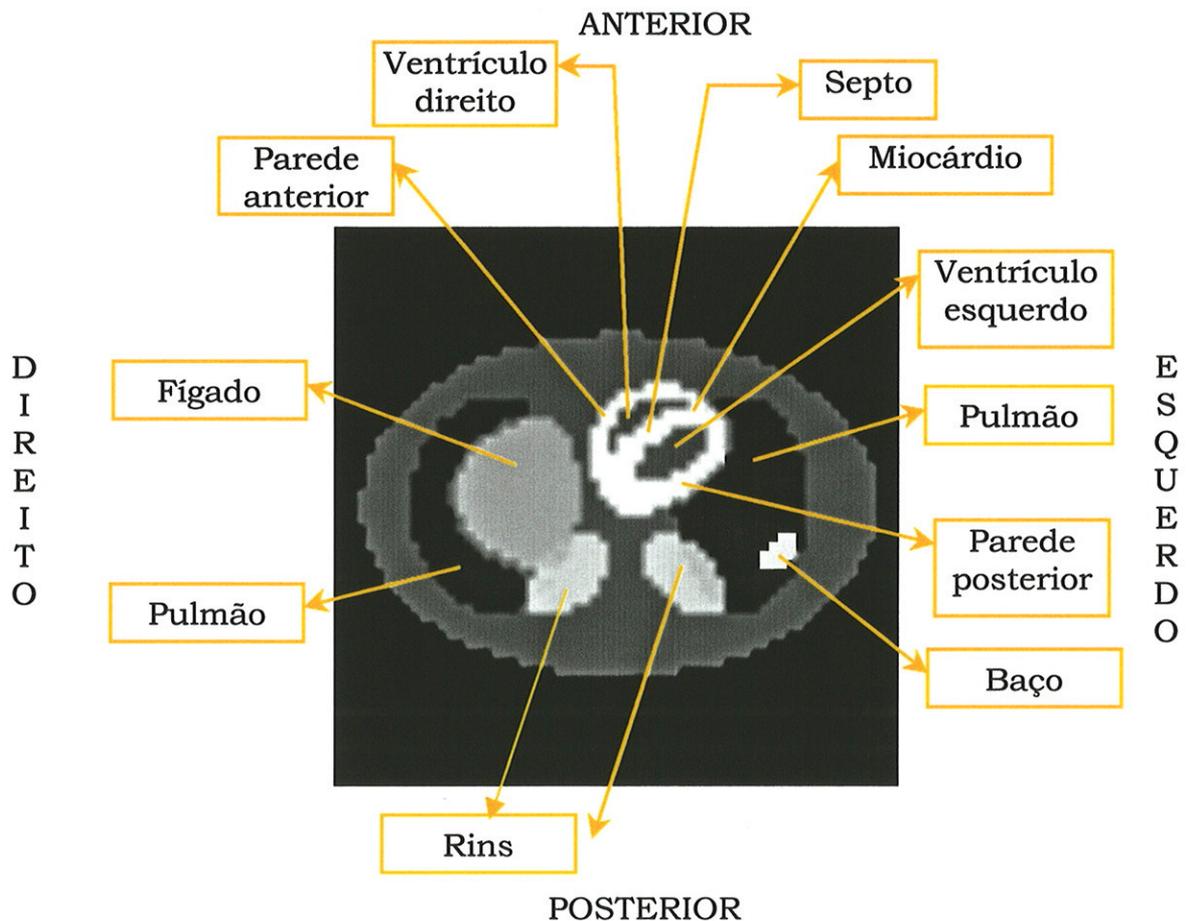
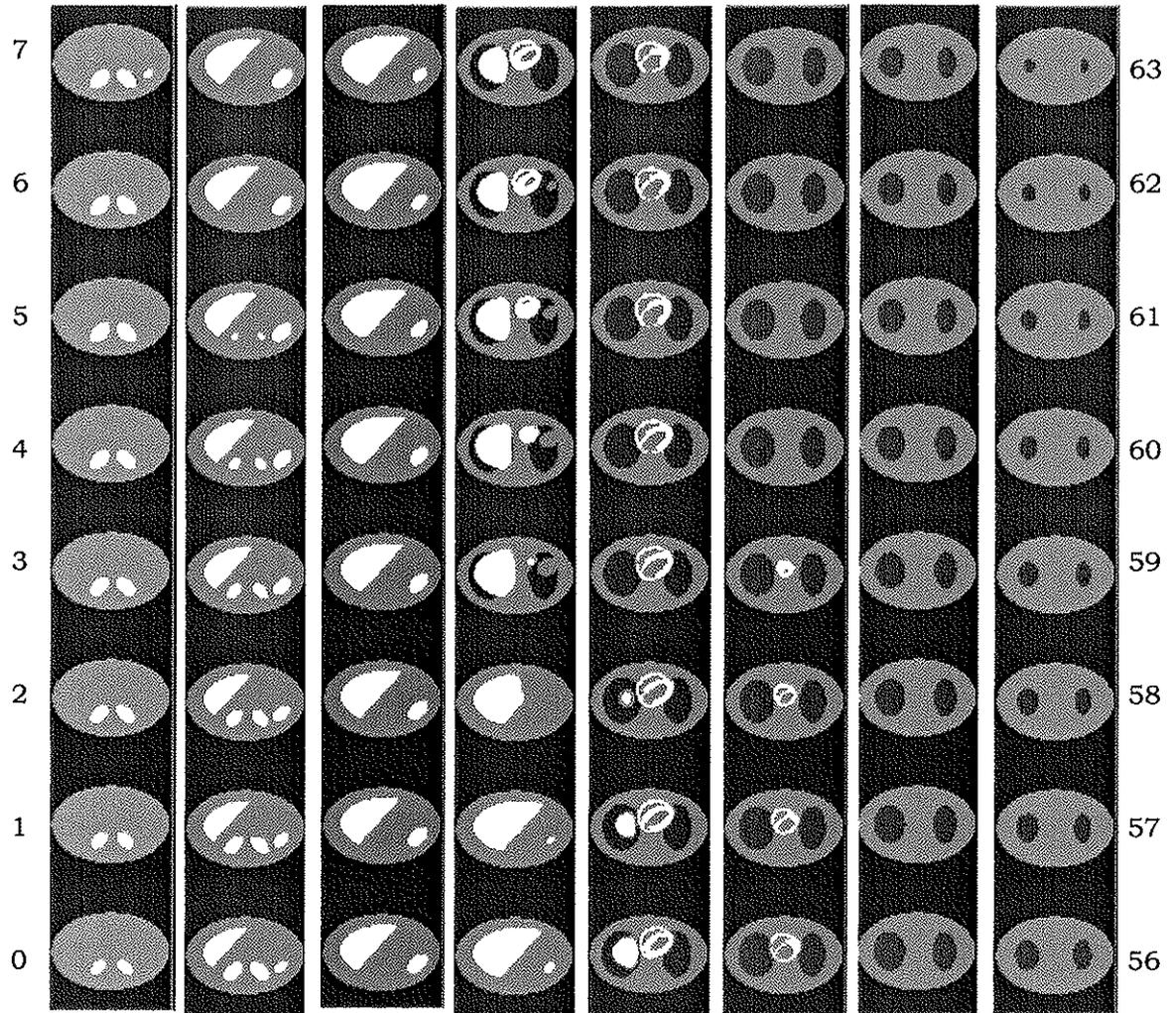
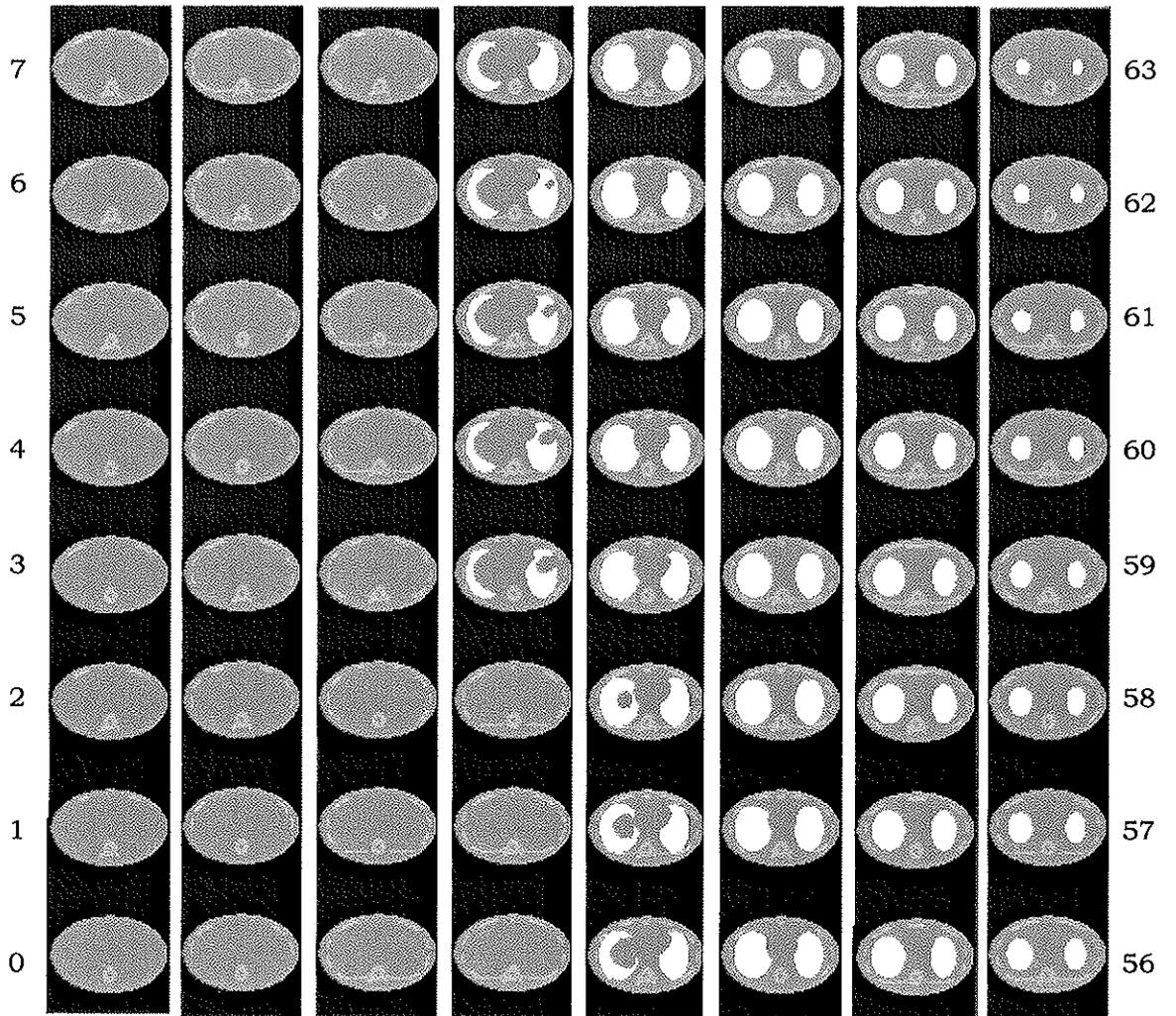


Fig. 5.4 Arranjo hipotético de um corte transversal com a aparência dos órgãos do modelo MCAT.

MAPA DE ATIVIDADE



MAPA DE ATENUAÇÃO



4.2. Método de reconstrução

Para a reconstrução tomográfica foi utilizada a base de entrada e saída de imagens do programa PRIOR, desenvolvido pelo pesquisador Matthias Egger, durante sua visita ao INCOR-HC-USP, no período de julho de 1996 a julho de 1997. O programa oferece um conjunto de métodos de reconstrução iterativa de imagens bidimensionais de Medicina Nuclear, sem correções de espalhamento e atenuação, para aquisições com colimador de furos paralelos. (Apêndice C)

Nos algoritmos iterativos de reconstrução de SPECT, uma nova estimativa da distribuição de radioatividade é obtida durante cada iteração, utilizando uma operação de projeção e uma de retroprojeção. A correção de atenuação pode ser incorporada no algoritmo de reconstrução durante estas operações, baseado no conhecimento *a priori* do mapa de coeficientes de atenuação. O método de reconstrução utilizado neste trabalho é o *Maximum Likelihood - Expectation Maximization* (ML-EM), um dos mais usados na área.

Foi desenvolvida uma implementação adicional no programa PRIOR para realizar correções de atenuação, através de um projetor-retroprojetor modificado. Também foi incluída uma reconstrução em 360°, pois o programa original reconstruía apenas aquisições em 180°.

Foi incorporado ao programa de reconstrução o algoritmo de projeção de Siddon [Sid85], onde os pontos de intersecção de uma linha com o conjunto de planos paralelos são determinados por dois conjuntos de pontos: a intersecção com o conjunto de planos verticais (círculos brancos) e a intersecção com o conjunto de planos horizontais (círculos pretos), como mostra a Figura 5.5.

A distância entre dois círculos brancos adjacentes é uma constante que depende apenas do tamanho do pixel e do ângulo da linha de projeção; o mesmo se aplica aos círculos pretos. O algoritmo explora essa idéia calculando separadamente dois conjuntos de intersecções das linhas de projeção com os conjuntos de linhas verticais e horizontais. A seguir ele funde os dois conjuntos para obter o comprimento da intersecção da linha com o pixel pela diferença entre dois valores adjacentes.

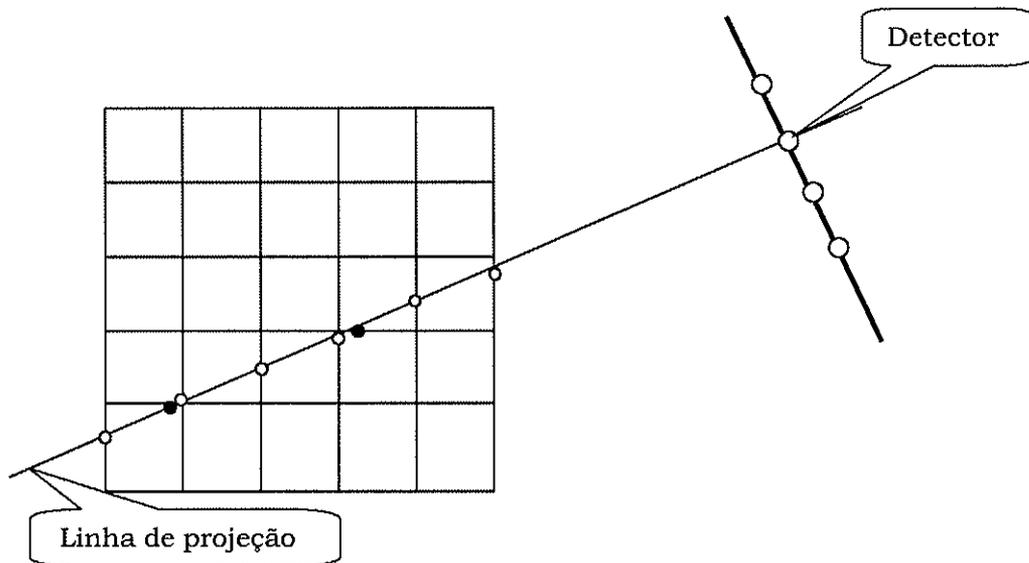


Fig. 5.5 Intersecção da linha de projeção com os planos horizontal (círculos pretos) e vertical (círculos brancos).

O resultado do programa é uma série de valores parametrizados das distâncias entre as intersecções com a linha de projeção. Esse resultado é utilizado para determinar a distância percorrida pela linha de projeção dentro do pixel, necessária no algoritmo projetor-retroprojeter, incorporado ao algoritmo de reconstrução ML-EM.

4.3. Correção de atenuação

4.3.1. Algoritmo projetor-retroprojeter

A correção de atenuação foi feita através de um algoritmo tipo projetor-retroprojeter elaborado por Gullberg e colaboradores [Gul85]. Utilizando a mesma nomenclatura do § 3.3.1, o algoritmo da projeção será representado a seguir. São utilizadas as seguintes abreviaturas:

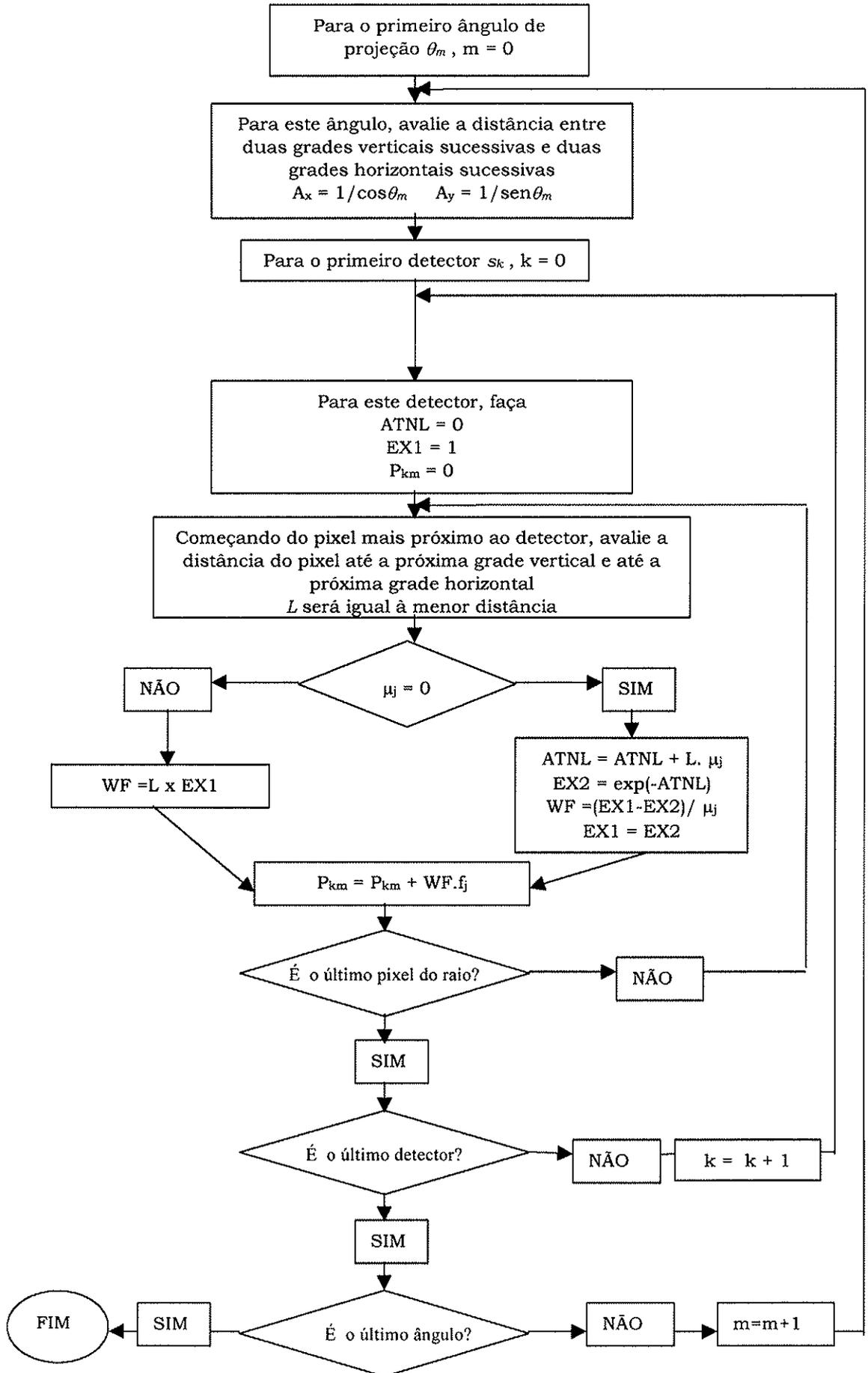
$$ATNL = T_j(b_j, s_k, \theta_m)$$

$$EX2 = \alpha_j(a_j, s_k, \theta_m)$$

$$WF = c_{jk}(s_k, \theta_m)$$

$$L = L_j = b_j - a_j$$

$$EX1 = \alpha_j(b_j, s_k, \theta_m)$$



No caso da retroprojeção, apenas o passo da projeção é substituído pela equação da retroprojeção:

$$B_j = B_j + WF \cdot Q_{km} \quad [4.1]$$

onde Q_{km} são as projeções intermediárias resultantes do algoritmo iterativo.

4.3.2. Mapa de atenuação uniforme: condições de consistência

No algoritmo projetor-retroprojetor, além dos dados de emissão obtidos diretamente do sinograma, é necessária uma hipótese sobre o mapa de atenuação (μ_j) a ser utilizado. As duas abordagens usuais são: (i) o mapa de atenuação é considerado uniforme com a borda determinada pelo contorno do corpo; (ii) o mapa é obtido através de imagens de transmissão.

Em nosso trabalho, o mapa de atenuação é obtido diretamente dos dados de emissão, a partir das condições de consistência da transformada de Radon atenuada. Como o problema de obter o mapa de atenuação e a distribuição de atividade a partir dos dados de emissão não tem solução única, a proposta consiste em determinar, numericamente, estas distribuições, a partir de informações *a priori* sobre o mapa de atenuação.

Começando com uma estimativa inicial do mapa de atenuação circular de coeficiente de atenuação constante, as condições de consistência são avaliadas, o erro da consistência é calculado e uma alteração na forma do mapa de transmissão é sugerida. O erro na consistência é avaliado novamente e o processo se repete até que o erro atinja um valor mínimo determinado pelo usuário. Os valores dos parâmetros determinados após a convergência são utilizados para distorcer o sinograma do mapa de atenuação inicial. O programa de reconstrução é utilizado para reconstruir o mapa de atenuação uniforme resultante, utilizando o algoritmo ML-EM.

A avaliação das condições de consistência é realizada através do programa ConTraSPECT, implementado por F. Natterer e A. Welch e cedido para uso nesse trabalho. As equações de consistência são resolvidas utilizando-se um método de resolução de equações não-lineares sem vínculos tipo mínimos quadrados, o método de Levenberg-Marquardt

[Den83]. O código do algoritmo de Levenberg-Marquardt em linguagem C pode ser encontrado em Press e colaboradores [Pre92].

As principais rotinas do programa são:

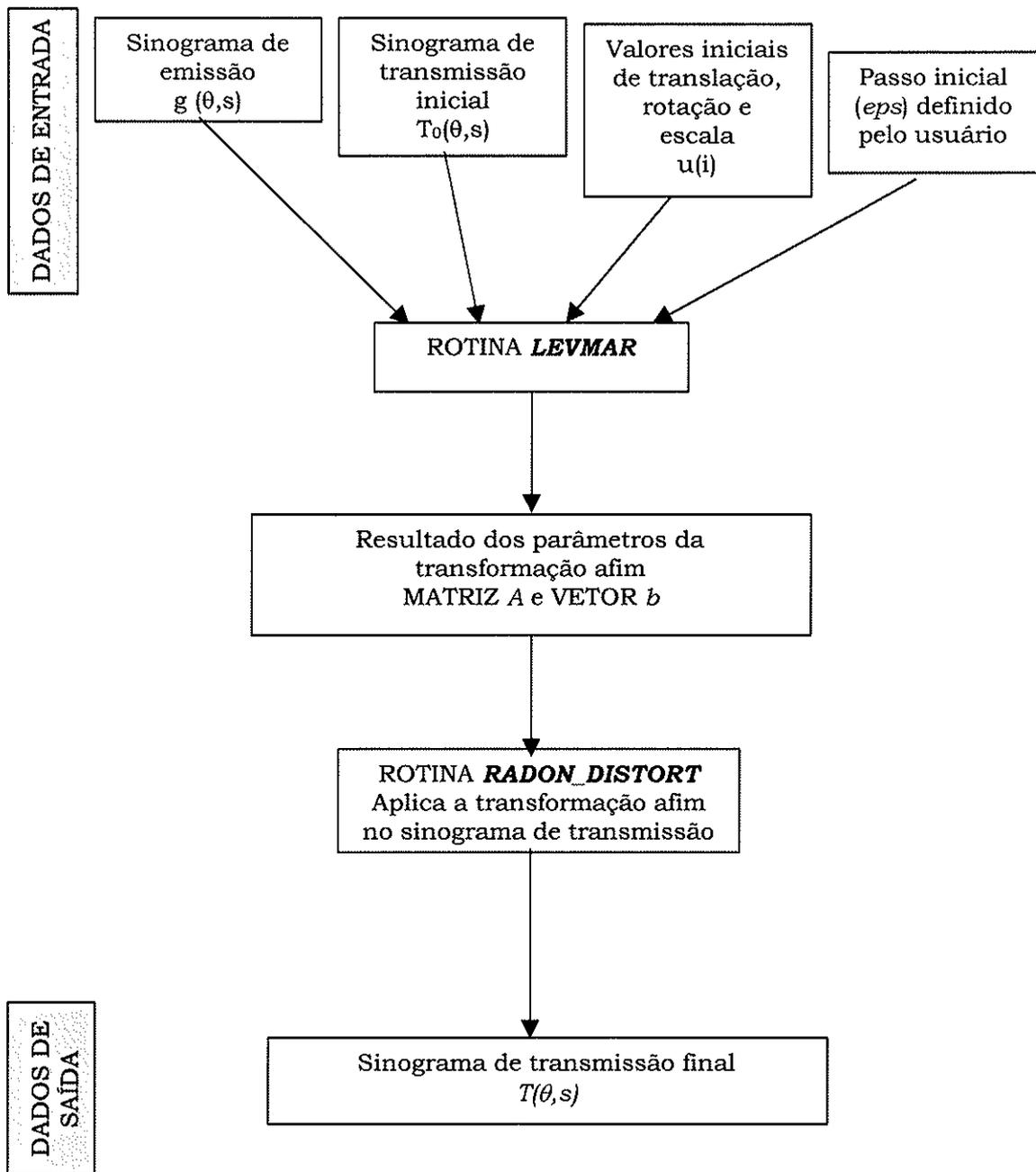
- **RADON_DISTORT**: aplica a transformação afim no sinograma;
- **MOMENTS**: escreve as condições de consistência e fornece como saída o valor do erro da consistência;
- **LEVMAR**: resolve as equações de consistência através do método de Levenberg-Marquardt¹.

Os dados de entrada do programa são o sinograma de emissão, o sinograma de transmissão da estimativa inicial e os valores iniciais da translação, rotação e escala nas direções x e y .

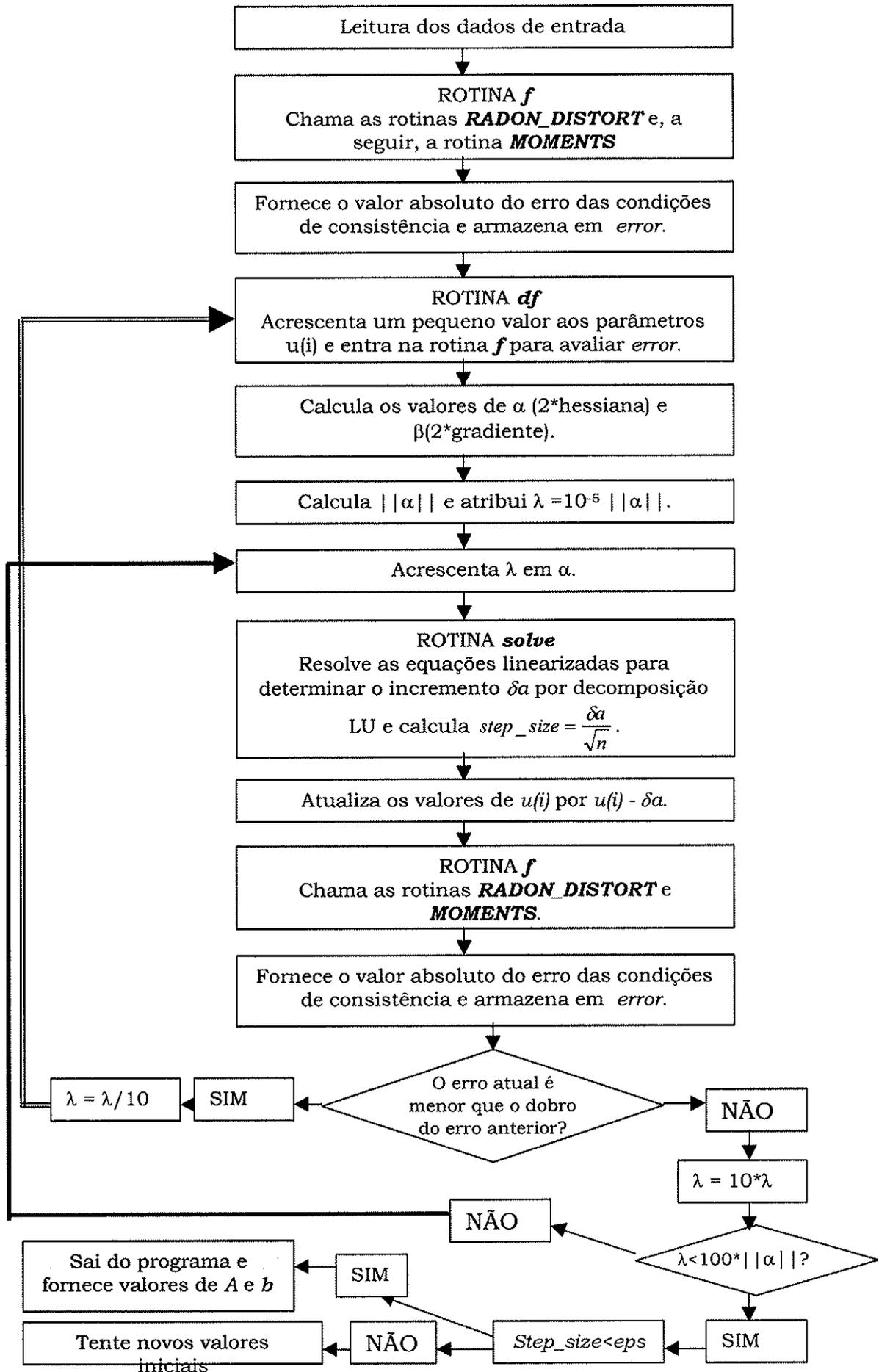
A seguir, estão apresentadas as etapas principais do programa ConTraSPECT de avaliação das condições de consistência.

¹ Os símbolos utilizados são os mesmos do Numerical Recipes in C (Press, 1992).

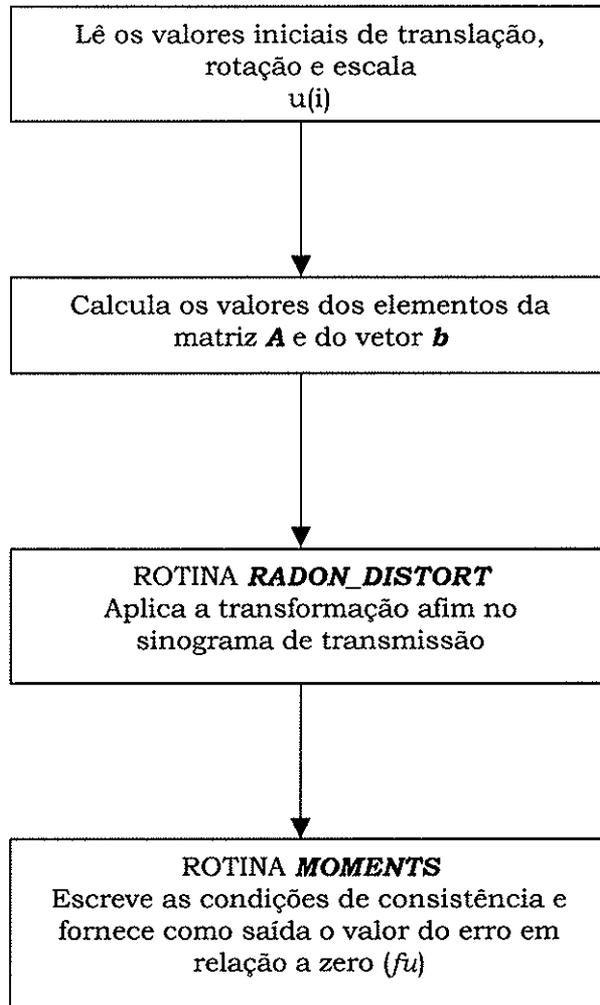
ALGORITMO GERAL - **ConTraSPECT**



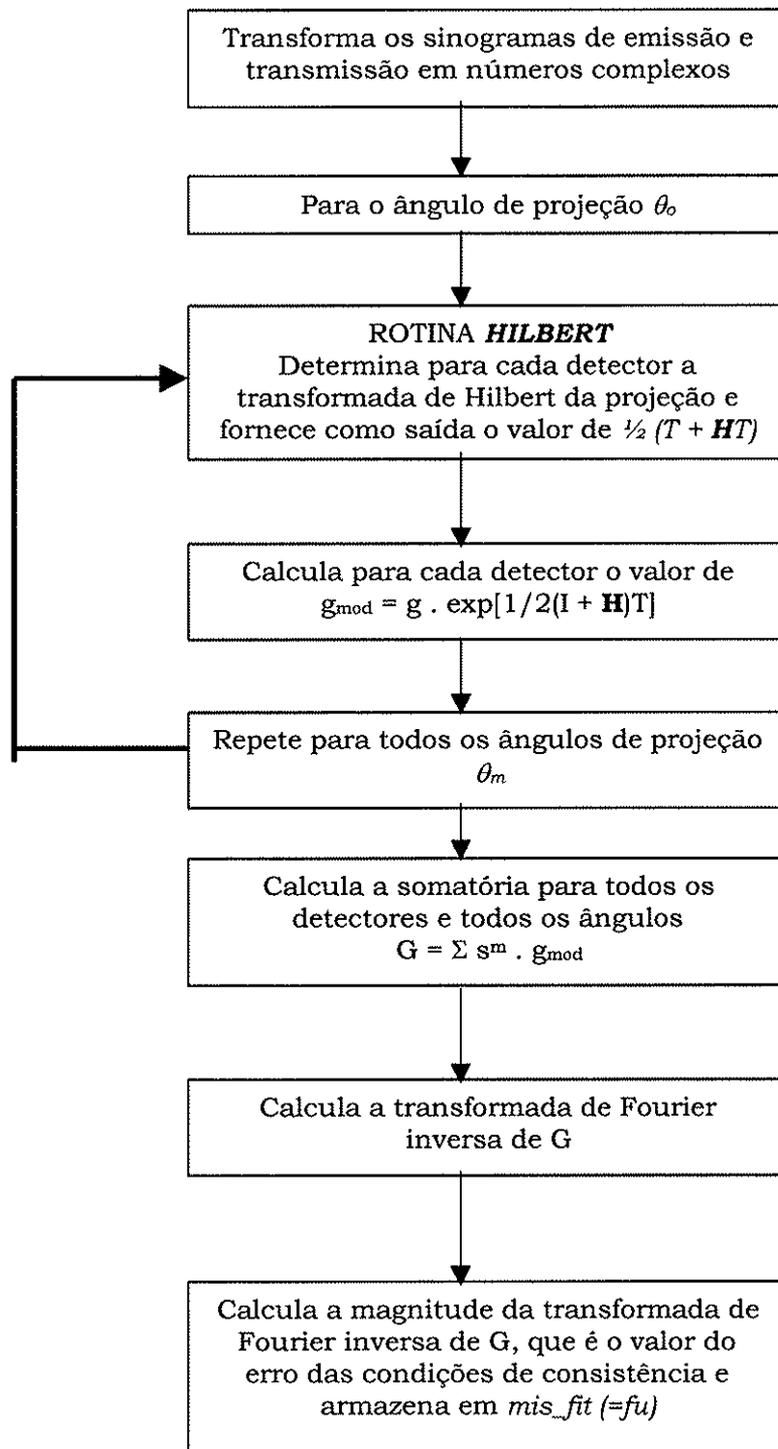
ROTINA **LEVMAR**

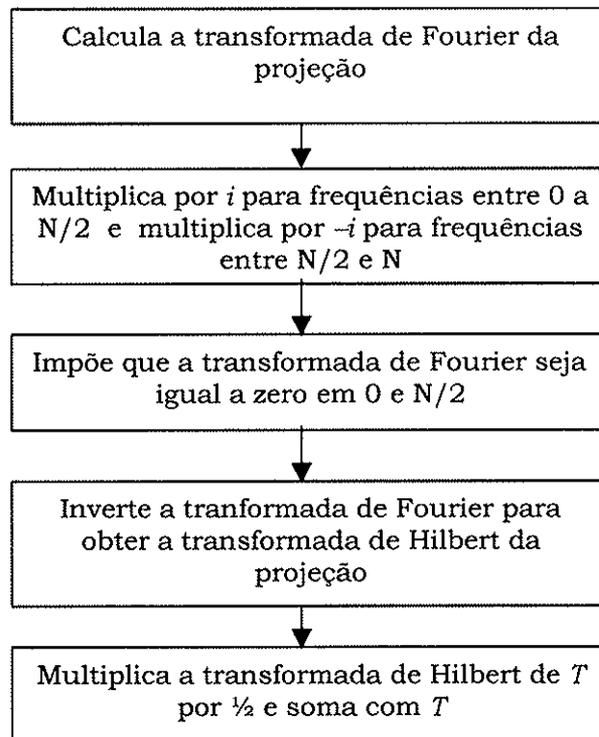
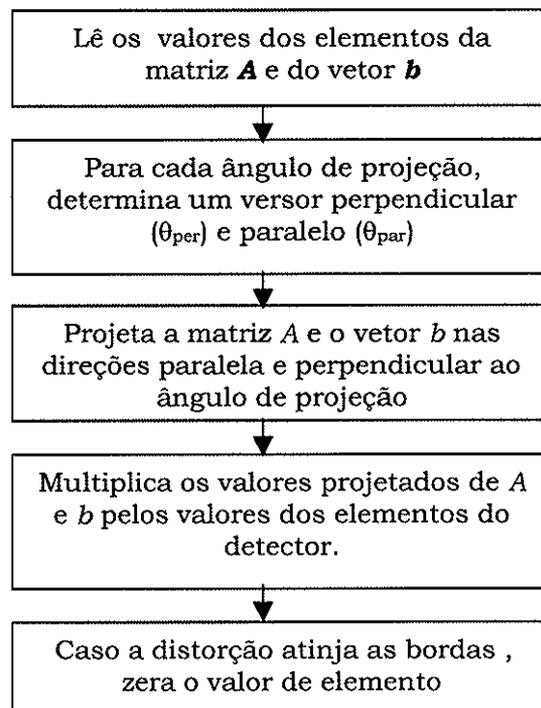


ROTINA *f*



ROTINA *MOMENTS*

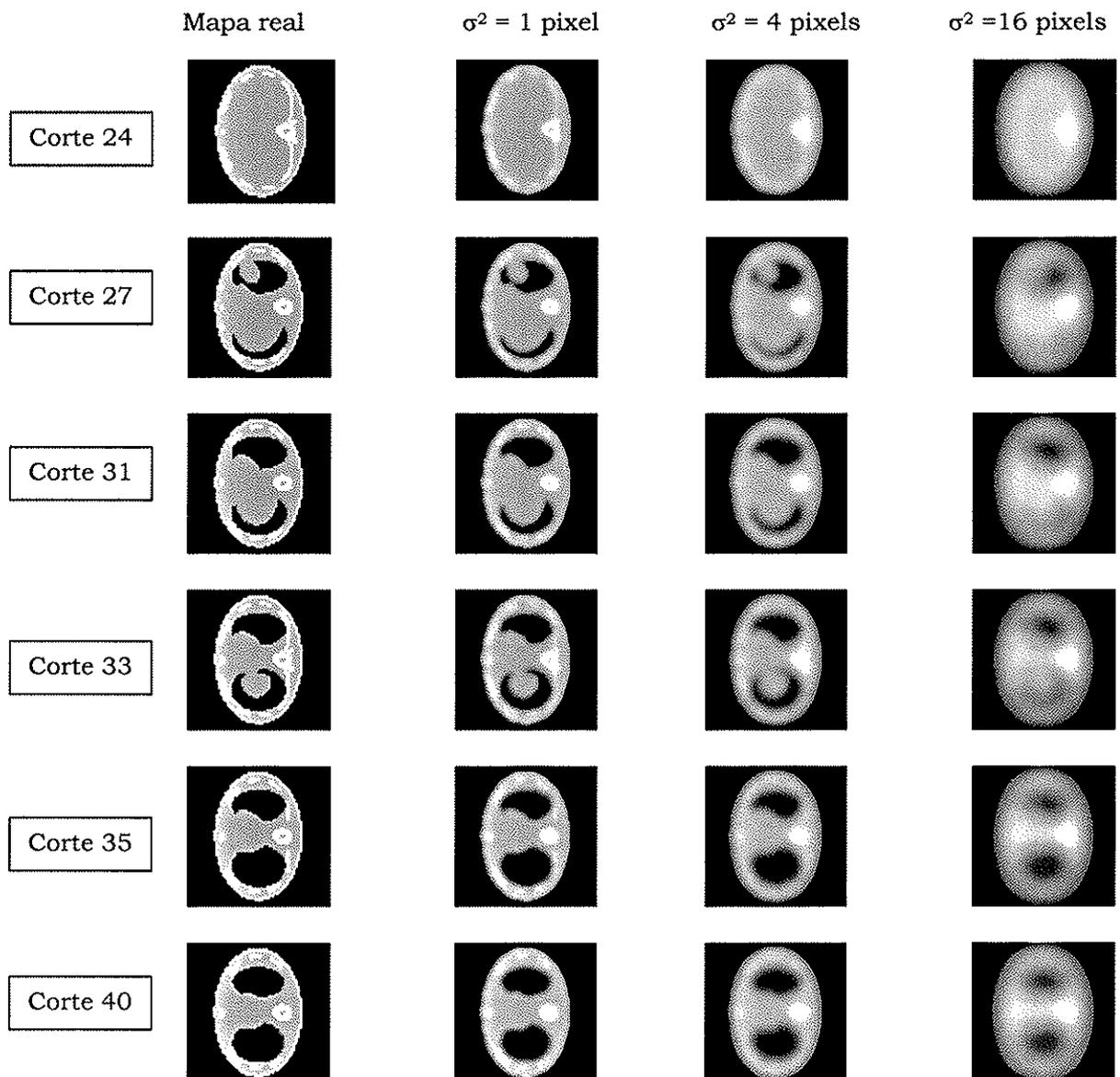


ROTINA **HILBERT**ROTINA **RADON_DISTORT**

4.3.3. Mapas de atenuação borrados

Além do mapa uniforme, foi considerado também o mapa de atenuação real. Como, na prática, o mapa real não possui resolução perfeita, foi incluída uma avaliação sobre a influência da resolução espacial na correção de atenuação. Os mapas de atenuação ideais do MCAT foram borrados com uma função gaussiana com três valores de variância: (i) 1 pixel; (ii) 4 pixels, e (iii) 16 pixels.

O efeito visual do borramento dos mapas pode ser observado na figura a seguir, em alguns cortes representativos.



4.4. Correção de espalhamento

A falta de correção do espalhamento nas imagens de SPECT, além de produzir perda de contraste é uma grande fonte de erro na quantificação das concentrações dos compostos radioativos.

Para esclarecer o efeito do espalhamento sobre a quantificação, foram feitas simulações de Monte Carlo, separando as contribuições dos fótons primários e dos fótons espalhados em diversas ordens. Com as imagens simuladas em duas janelas, a do fotopico e a de espalhamento, foi possível calcular o fator k de espalhamento adotado no método de correção de Jaszczak (§ 3.2.1).

Além disso, foi realizado um estudo dos espectros de energia dos fótons de uma fonte linear (descentrada) em cilindro atenuante e do modelo MCAT, utilizando-se dos dados obtidos com 32 janelas de 4 keV entre 52 a 180 keV.

Também foi estudado o efeito do espalhamento na estimativa do mapa de atenuação através das condições de consistência. Isso foi feito utilizando-se duas condições para a estimativa do mapa de atenuação através das condições de consistência: (i) usando o sinograma de emissão contendo apenas os fótons primários na janela de fotopico; (ii) usando o sinograma de emissão contendo os fótons primários e espalhados dentro da janela de fotopico.

4.5. Instrumentos de avaliação

Para analisar o desempenho do método de reconstrução quantitativa, foi usado o sistema Khoros (Apêndice D), devido à disponibilidade de rotinas de processamento de imagens e a possibilidade de inclusão de bibliotecas desenvolvidas pelo usuário, em linguagem C. Além da avaliação visual, foram utilizados os seguintes instrumentos de medição:

4.5.1. Perfil de contagem

Para avaliar os efeitos das correções de espalhamento e atenuação sobre o contraste e a resolução, foram extraídos os perfis de contagem ao longo de regiões de interesse, por exemplo, passando pelo centro do ventrículo e perpendicularmente às paredes ventriculares. A comparação do perfil na imagem ideal (sem atenuação ou espalhamento) com o da imagem corrigida permite estimar a eficiência das correções.

4.5.2. Total de contagens no miocárdio

Para determinar as contagens totais em cada corte da imagem corrigida foi utilizada uma máscara com a imagem do miocárdio simulado. Esses resultados foram comparados com a contagem na imagem ideal.

4.5.3. Erro quadrático médio normalizado (EQMN)

As imagens simuladas sem os efeitos de atenuação e espalhamento geram a imagem ideal, que pode ser comparada à imagem corrigida através do erro quadrático médio normalizado, dado pela expressão:

$$EQMN = \frac{\sum \sum [E_0(i, j) - E(i, j)]^2}{\sum \sum E_0^2(i, j)} \cdot 100\%$$

onde $E_0(i, j)$ é a imagem ideal simulada e $E(i, j)$ é a imagem corrigida [Lju94a].

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [Bec82] BECK, J. W.; JASZCZAK, R. J.; COLEMAN, R. E.; STARMER, C. F. and NOLTE, L. W. (1982) Analysis of SPECT including scatter and attenuation using sophisticated Monte Carlo modeling methods. *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, NS-29(1): 506-511.
- [Den83] DENNIS, J. E. and SCHNABEL, R. B. (1983) *Numerical methods for unconstrained optimization and nonlinear equations*. Prentice-Hall, New Jersey, ch. 10.
- [Flo84] FLOYD, C. E.; JASZCZAK, R. J.; HARRIS, C. C. and COLEMAN, R. E. (1984) Energy and spatial distribution of multiple order Compton scatter in SPECT: a Monte Carlo investigation. *Phys. Med. Biol.* 29(10): 1217-1230.
- [Gul85] GULLBERG, G. T.; HUESMAN, R. H.; MALKOS, J. A.; PELC, N. J. and BUDINGER, T. F. (1985) An attenuated projector-backprojector for iterative SPECT reconstruction. *Phys. Med. Biol.* 30(8): 799-816.
- [Had93] HADEMENOS, G. J.; LJUNGBERG, M.; KING, M. A. and GLICK, S. (1993) A Monte Carlo investigation of the dual photopeak window scatter correction method. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* NS-40(2): 179-185.
- [Hea89] HEANG-PING, C. and KUNIO, D. (1989) Physical characteristics of scattered radiation in diagnostic radiology: Monte Carlo simulations studies. *Med. Phys.* 12(2): 152-165.
- [Iva90] IVANOVIC, M. and WEBER, D. A. (1990) Monte Carlo simulation of Compton scatter from sources in nonuniform scattering media. *J. Nucl. Med.* 31(5): 869.
- [Kin96] KING, M. A.; TSUI, B. M. W.; PAN, T-S.; GLICK, S. J. and SOARES, E. J. (1996) Attenuation compensation for cardiac single-photon emission tomographic imaging: Part 2. Attenuation compensation algorithms. *J. Nucl. Cardiol.* 3: 55 - 63.
- [LaC97] LaCROIX, K. J. (1997) Evaluation of an attenuation compensation method with respect to defect detection for ^{99m}Tc -sestamibi myocardial SPECT images. *PhD Thesis*. UNC, Chapel Hill.
- [Lew88] LEWELLEN, T. K.; ANSON, C. P.; HAYNOR, D. R.; HARRISON, R. L.; BICE, A. N.; SCHUBERT, S. F.; MIYAOKA, R. S.; GILLESPIE, S. B. and ZHU, J. (1988) Design of a simulation system for emission tomographs.

- J. Nucl. Med.* 29: 871.
- [Lju94a] LJUNGBERG, M.; KING, M. A.; HADEMENOS, G. J. and STRAND, S-E. (1994) Comparison of four scatter correction methods using Monte Carlo simulated source distributions. *J. Nucl. Med.* 35, 143-151.
- [Lju94b] LJUNGBERG, M.; STRAND, S-E.; RAJEEVAN, N. and KING, M. A. (1994) Monte Carlo simulation of transmission studies using a planar source with parallel collimator and a linear source with a fan-beam collimator. *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, NS-41(4): 1577-1584.
- [Nar96] NARITA, Y.; EBERL, S.; IIDA, H.; HUTTON, B. F.; BRAUN, M.; NAKAMURA, T. and BAUTOVICH, G. (1996) Monte Carlo and experimental evaluation of accuracy and noise properties of two scatter correction methods for SPECT. *Phys. Med. Biol.*, 41: 2481-2496.
- [Pre92] PRESS, W. H.; TELKOUSKY, S. A.; VETTERLING, W. T. and FLANNERY, B. P. (1992) *Numerical recipes in C – The art of scientific computing*. Chapter 15. Cambridge University Press, 2nd edition.
- [Sid85] SIDDON, R. L. (1985) Fast calculation of the exact radiological path for three-dimensional CT array. *Med. Phys.*, 12(2):252-255.
- [Tsu89] TSUI, B.M.W.; TERRY, J.A. and GULLBERG, G.T. (1993) Evaluation of cardiac cone-beam SPECT using observer performance experiments and ROC analysis. *Investigative Radiology*, 28(12): 1101-1112.

5. Resultados e Discussões

5.1. Escolha do número de iterações no algoritmo de reconstrução

O melhor número de iterações para a reconstrução ML-EM foi determinado através do acompanhamento de quatro simulações do modelo MCAT com diferentes contagens totais ($2,3 \times 10^7$; $1,1 \times 10^7$; $5,7 \times 10^6$ e $2,3 \times 10^6$). A convergência do algoritmo de reconstrução ML-EM com projetor-retroprojetor modificado foi acompanhada através da média (m), desvio padrão (σ) e da razão (σ/m) dos valores dos pixels reconstruídos dentro de uma região de interesse [Lie93]. Foi definida uma área de interesse (ROI) de dimensão 6 X 6 pixels, localizada em um corte contendo uma região uniforme do modelo MCAT. A região escolhida para determinar a média foi a do fígado, devido à sua dimensão e distribuição de atividade uniforme.

O gráfico da Figura 5.1 mostra a variação do valor da média na ROI da imagem ideal reconstruída sem meio atenuador. Observa-se que o valor médio aumenta rapidamente com o número de iterações. Após aproximadamente 15 iterações, a média não se modifica substancialmente, atingindo um valor constante.

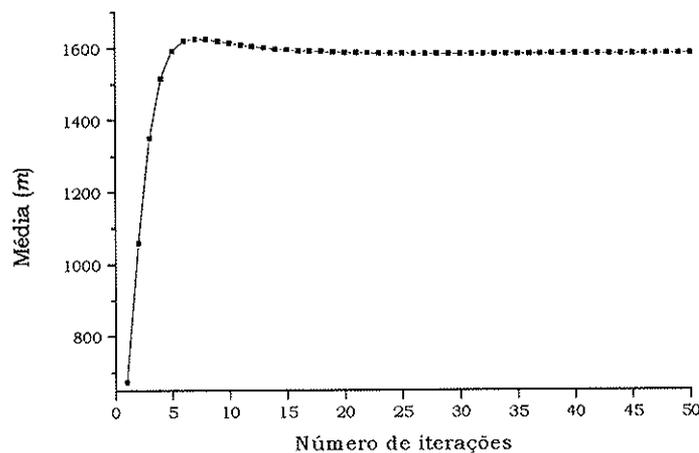


Fig. 5.1. Variação do valor médio do pixel (m) dentro da área de interesse, em função do número de iterações, para a imagem ideal, sem atenuador/espalhador (contagem total de $3,6 \times 10^7$).

Na Figura 5.2 representa-se a variação da razão (σ/m) em função do número de iterações, para a imagem ideal. Observa-se que, após 5 iterações, a razão atinge um valor mínimo e depois cresce quase linearmente após 20 iterações refletindo o aumento do ruído na imagem reconstruída com o aumento do número de iterações.

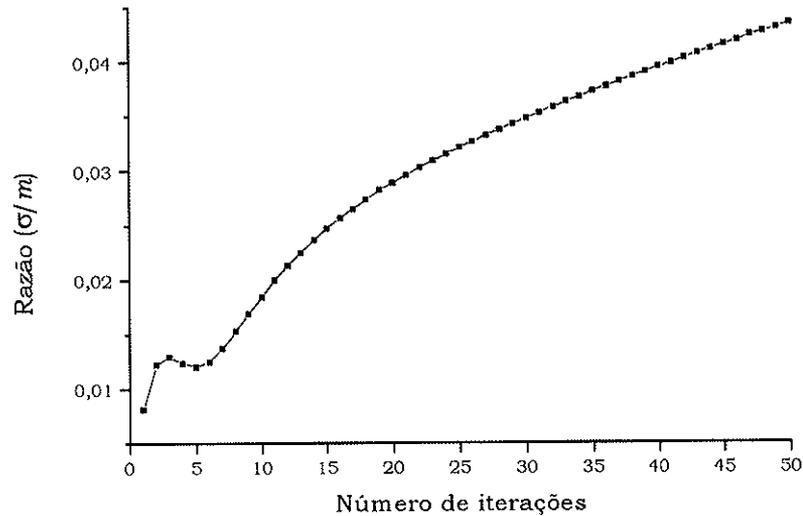


Fig. 5.2. Variação da razão (σ/m) dentro da área de interesse, em função do número de iterações, para a imagem ideal, sem atenuador.

No caso do ML-EM com projetor-retroprojetor modificado, isto é, levando-se em conta as interações dos fótons com o meio, a média constante da área de interesse é atingida com um número de iterações maior para altas contagens (Figura 5.3). Por outro lado, a variação da média é pequena entre as diferentes contagens para cada número de iterações considerado. O gráfico revela que, mesmo para a maior contagem simulada, a maior variação do valor médio, entre a décima iteração e a quadragésima, não é maior do que cerca de 6%.

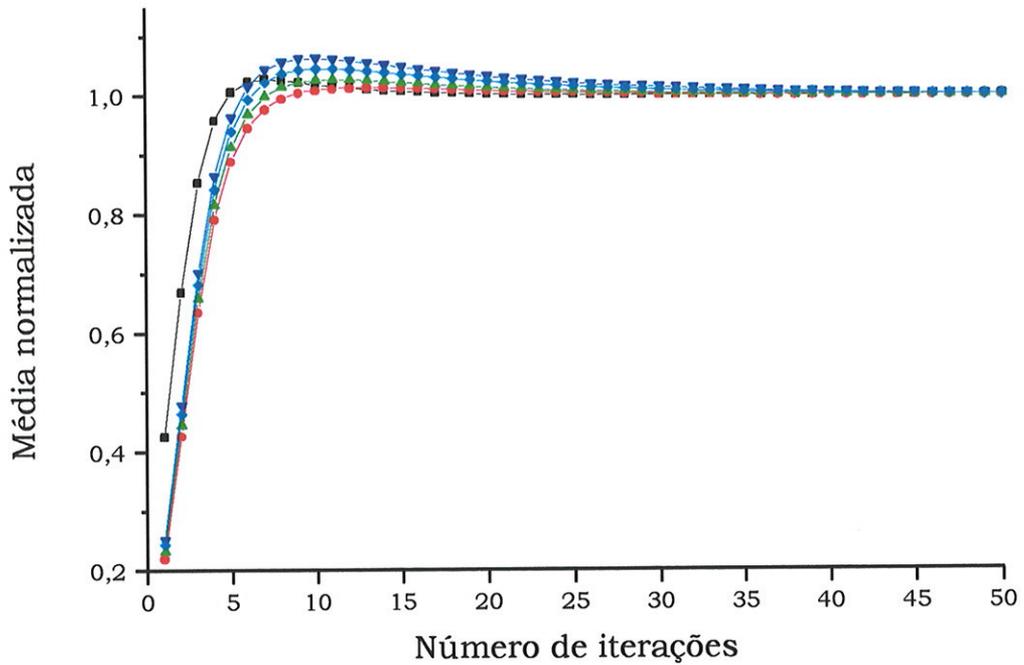
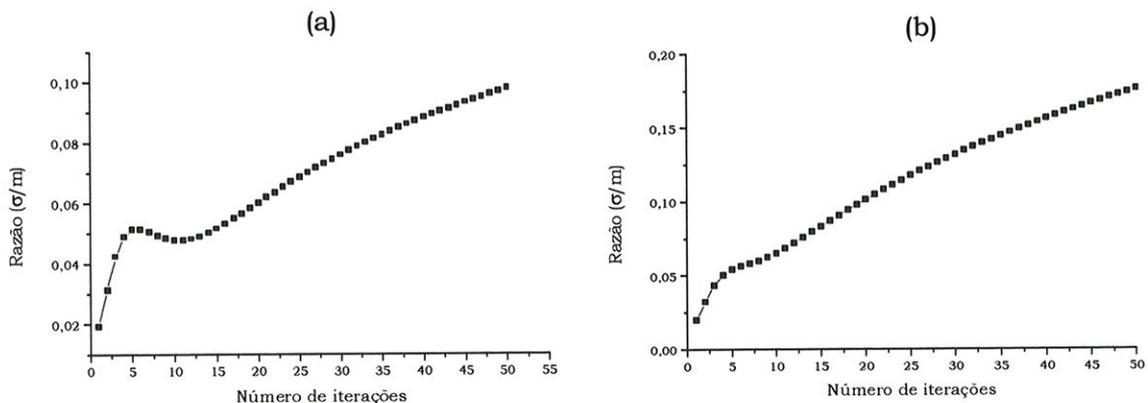


Fig. 5.3. Média normalizada da área de interesse para diferentes contagens totais, de acordo com a legenda: (-●-) $2,3 \times 10^6$; (-▲-) $5,7 \times 10^6$; (-▼-) $2,3 \times 10^7$; (-◆-) $1,1 \times 10^7$.

Os gráficos de (σ/m) (Fig. 5.4) mostram a dependência desta razão com a contagem e o número de iterações. Quanto maior a contagem, maior é a semelhança com o comportamento da imagem ideal. No entanto, σ/m assume valores maiores, ocorrendo o mínimo entre 10-11 iterações. O comportamento de σ/m se torna mais monotônico à medida que diminui o número de fótons detectados.



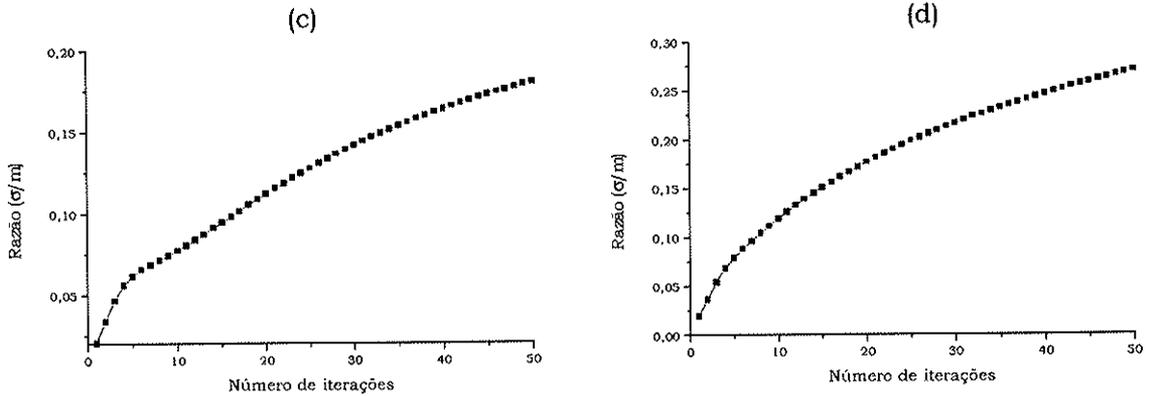
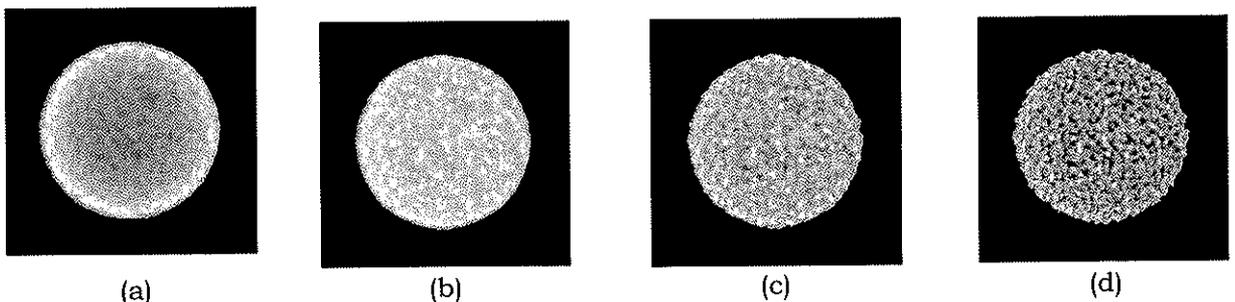


Fig. 5.4. Razão do desvio e a média da região de interesse(σ/m) para as diferentes contagens totais: (a) $2,3 \times 10^7$; (b) $1,1 \times 10^7$; (c) $5,7 \times 10^6$; (d) $2,3 \times 10^6$.

Apesar do gráfico da Figura 5.3 indicar que o valor constante da média é atingido na iteração 40, observamos que a razão σ/m para esse número de iterações já é da ordem de mais de 15% para iterações médias e baixas. Considerando que o valor médio tem uma variação máxima menor do que 10% a partir da décima iteração, a escolha do número de iterações deve considerar a relação entre o tempo computacional e o ruído na imagem reconstruída.

A escolha do número de iterações a ser utilizado para as comparações foi determinada em função dos dados anteriores e da contagem normalmente utilizada na clínica. Assim, as imagens reconstruídas mostradas nesse trabalho foram obtidas na iteração 15, para qualquer contagem utilizada.

A imagem do cilindro com solução aquosa ativa foi utilizada para verificar a uniformidade da reconstrução com correção de atenuação e o efeito de um número muito grande de iterações do algoritmo de reconstrução ML-EM, como mostra a Figura 5.5, a seguir.



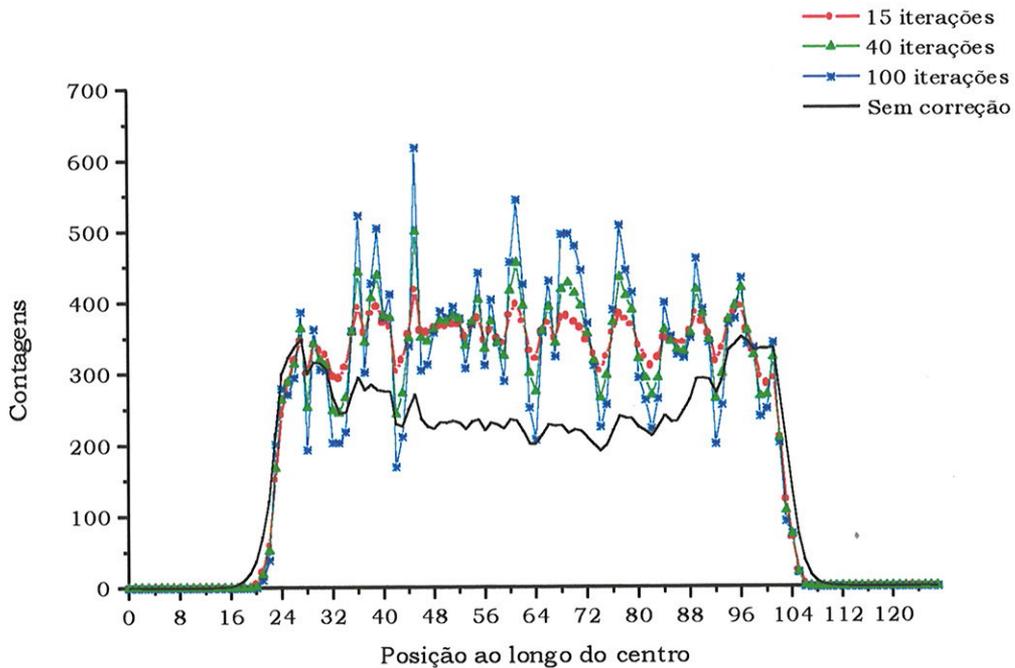


Fig 5.5 Perfis de contagem do cilindro com solução aquosa com atividade no caso de uma: (a) imagem de todos os fótons, sem correção de atenuação ou espalhamento (—); (b) imagem dos fótons primários com correção de atenuação, em 15 iterações (-●-); (c) imagem dos fótons primários com correção de atenuação, em 40 iterações (-▲-); (d) imagem dos fótons primários com correção de atenuação, em 100 iterações (-*-).

5.2. Correção de Espalhamento

5.2.1. Fonte linear

A simulação da fonte linear em um cilindro de água produziu os espectros de energia mostrados na Figura 5.6, com a contribuição específica de cada tipo de fóton. O valor máximo na distribuição de Klein-Nishina desloca-se progressivamente para energias mais baixas, para ordens mais altas de espalhamento, como se espera.

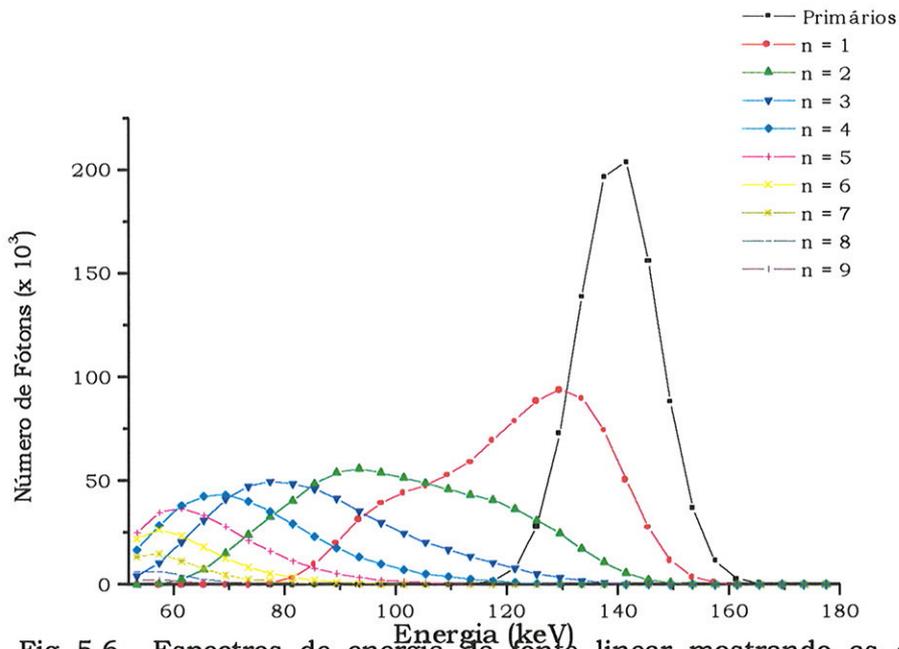


Fig. 5.6 Espectros de energia da fonte linear mostrando as contribuições dos fótons primários e espalhados por ordem (n).

Observa-se que os fótons espalhados não podem ser totalmente excluídos através da utilização de janelas de aquisição estreitas, pois o espectro do espalhamento estende-se para dentro do espectro dos fótons primários. A Figura 5.7, a seguir, mostra a soma do espectro de fótons espalhados sobreposto ao espectro de todos os fótons e as duas janelas de uso comum na clínica.

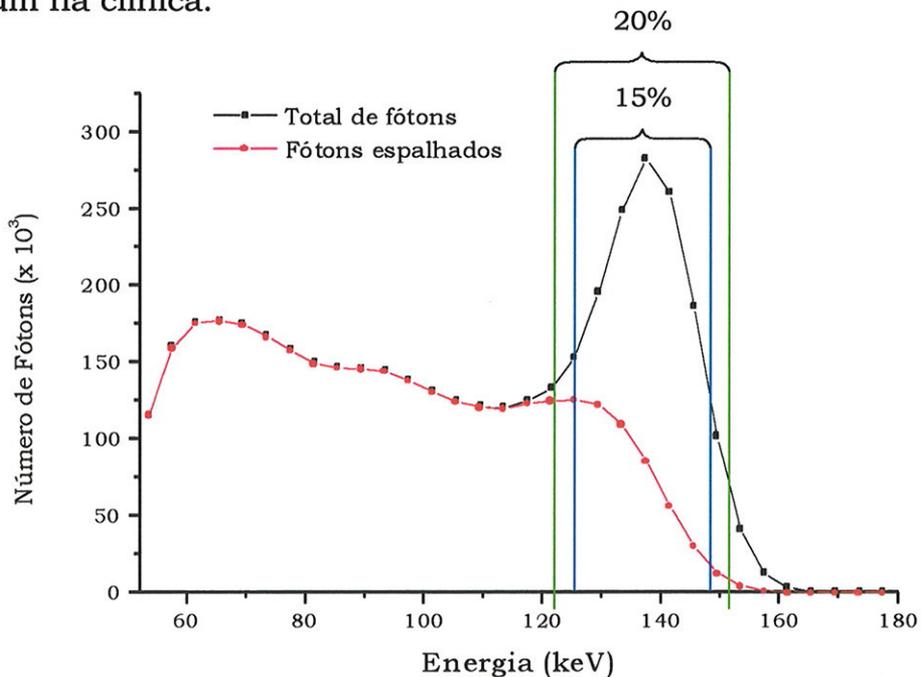


Fig 5.7. Espectro total (primários + espalhados) e o espectro dos fótons espalhados (todas as ordens somadas).

As contribuições de cada ordem de espalhamento sobre o espectro total em toda a janela (52 a 180 keV) e das duas janelas de aquisição (i) de 15% ($140 \pm 10,5$) keV (ii) de 20% (140 ± 14) keV estão listadas na Tabela 5.1.

Tabela 5.1. Frações de espalhamento para fonte linear de ^{99m}Tc num cilindro contendo água

Ordem	Fração de espalhamento (espalhado/primário)		
	Janela 52 a 180 keV	Janela = 15% ($140 \pm 10,5$) keV	Janela = 20% (140 ± 14)keV
1	0,95349	0,40744	0,47901
2	0,73396	0,07156	0,10030
3	0,54162	0,00777	0,01294
4	0,38217	0,00069	0,00128
5	0,24318	4,32329E-05	8,79913E-05
6	0,13283	3,50537E-06	6,51787E-06
7	0,06104	0	0
8	0,02394	0	0
9	0,00824	0	0
Soma	3,32365	0,48756	0,59371

Nas janelas de aquisição mais utilizadas na clínica ($\pm 7,5\%$ e $\pm 10\%$), a contribuição dos fótons espalhados de ordem maior do que 4 é desprezível. Assim, as figuras a seguir utilizaram simulações considerando apenas as quatro primeiras ordens de espalhamento.

A projeção da fonte linear, que é usada para definir a função de dispersão linear, medida em 4 posições da câmara, mostra que a cauda não é simétrica e sua participação na dispersão varia bastante, evidenciando o efeito das diferentes camadas de espalhador nas posições consideradas na Figura 5.8. A aquisição dessas projeções foi feita com uma janela de 20%, considerando as quatro primeiras ordens de espalhamento somadas.

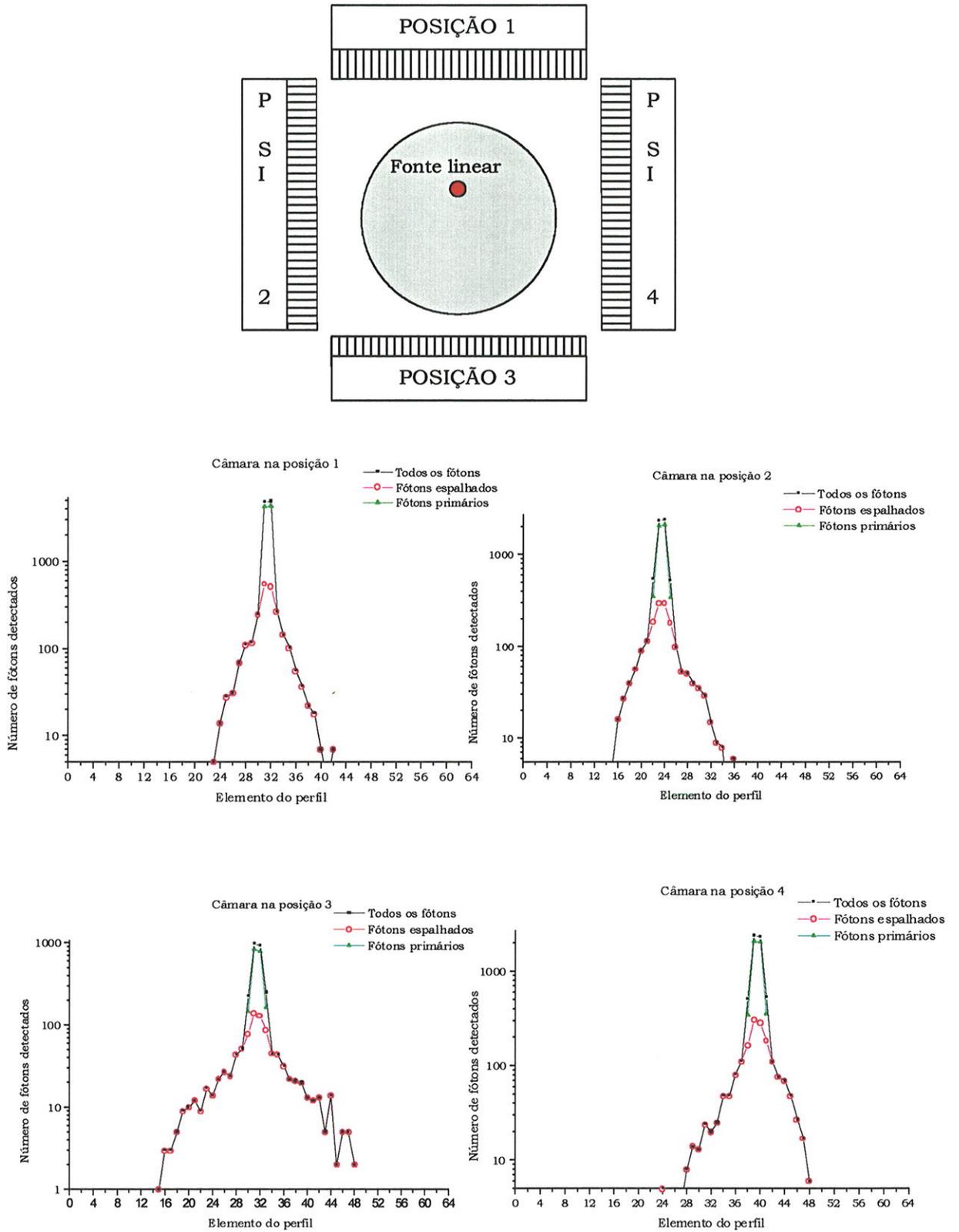


Fig 5.8 Função de dispersão linear nas quatro posições representadas, ilustrando o aumento da contribuição do espalhamento com a profundidade.

Os gráficos anteriores mostram que a contribuição do espalhamento para fontes mais profundas no meio atenuador, como no caso da posição 3 da câmara, é consideravelmente maior do que nas outras posições.

A reconstrução da fonte linear utilizando os fótons primários e os fótons espalhados separadamente evidencia o borramento da imagem causado pelos fótons espalhados (Figura 5.9). A assimetria da distribuição angular do espalhamento é observada na imagem reconstruída dos fótons espalhados, que mostra um alongamento para a região interna do meio atenuador.

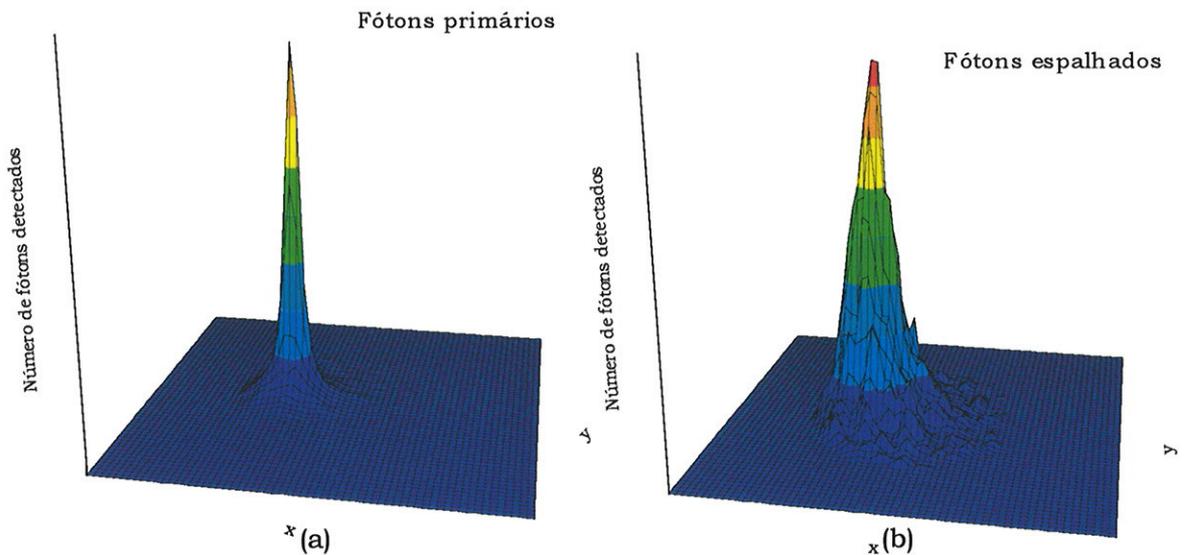


Fig 5.9 Representações 3D de um corte da fonte linear reconstruído utilizando apenas: (a) os fótons primários e (b) os fótons secundários. As alturas foram normalizadas para o máximo de contagens em cada imagem.

5.2.2. Modelo MCAT

Os resultados dos espectros energéticos para o modelo MCAT serão exemplificados através de alguns cortes representativos da área de interesse, a saber, os cortes 30, 32, 34, 36, 38, conforme o modelo descrito no capítulo 4 (§ 4.1.6). Os cortes 30 e 32 representam a região inferior do corpo, nos quais o fígado ocupa uma região grande e o ápice do miocárdio se faz presente de forma discreta. O corte 34 está na porção em que o fígado quase não está presente, mas encontra-se nos cortes anteriores e o miocárdio é a fonte mais ativa. Os cortes 36 e 38 são constituídos basicamente de

atividade restrita ao miocárdio, distantes do fígado. A Figura 5.10 representa os espectros primários e espalhados desses cortes, considerando-se todas as 128 projeções.

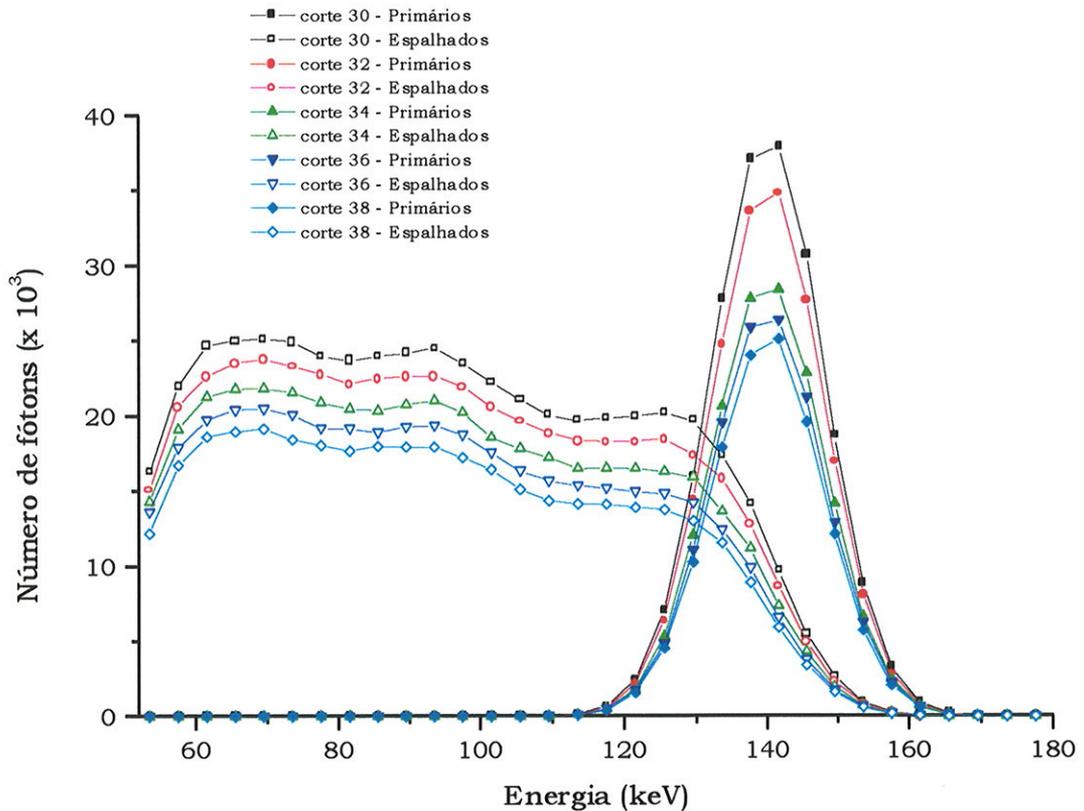


Fig 5.10 Espectros de energia mostrando separadamente o dos fótons primários e o dos espalhados, em alguns cortes representativos do modelo MCAT e considerando todas as 128 projeções.

5.3. Determinação dos fatores de espalhamento (k)

O fator de espalhamento k , proposto por Jaszczak (§3.2.1), depende do tipo de fonte radioativa, sua geometria e as características do meio atenuador/espalhador. A geometria de aquisição, a resolução energética da câmara e a escolha das janelas influenciam o valor desse fator, conforme estudos de vários pesquisadores [Buv94]. Para observar essa influência foram utilizadas duas imagens para a determinação do fator de espalhamento k : o modelo de Jaszczak e o modelo MCAT. Nos dois casos foram utilizadas duas aquisições: na janela de fotopico W_1 (127 a 154 keV) e na janela de espalhamento W_2 (92 a 125 keV). Em cada caso foram simulados separadamente os fótons primários e espalhados.

O fator de espalhamento (k) foi determinado através da razão entre o número de fótons espalhados dentro da janela de fotopico dividido pelo total de fótons da janela de espalhamento (Figura 5.11).

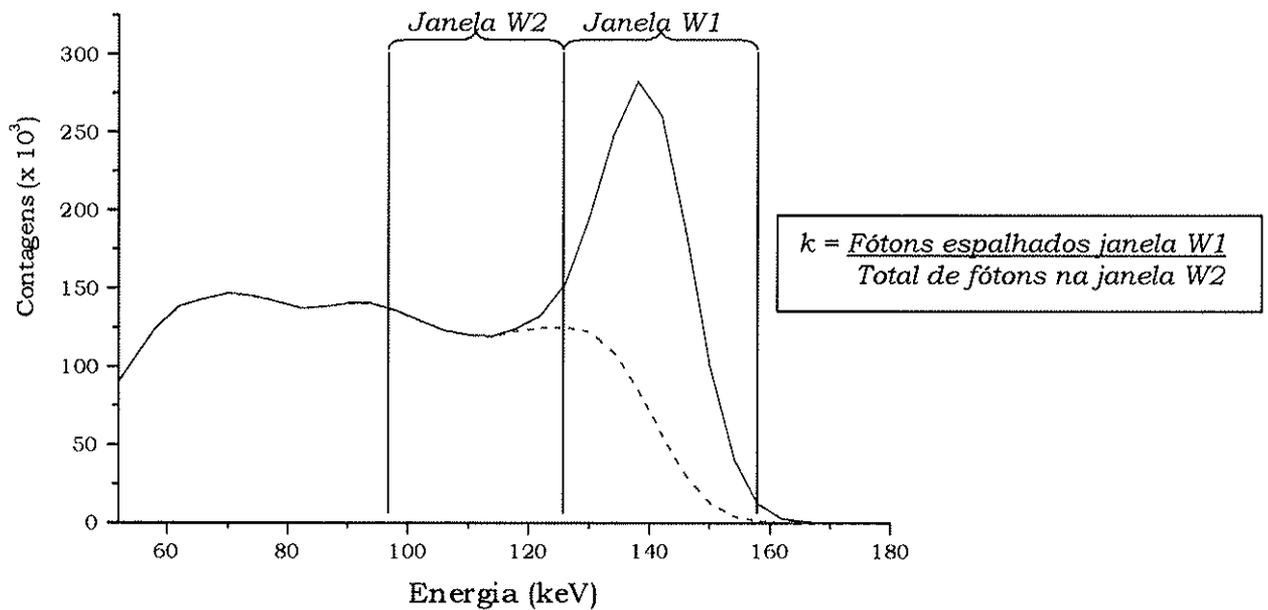


Fig 5.11 Espectros de energia mostrando separadamente os fótons espalhados (linha tracejada) e o total de fótons (linha contínua) da fonte linear em cilindro contendo água, considerando todas as 128 projeções.

A partir do valor de k , cada projeção é corrigida subtraindo-se o total de fótons da janela fotopico pela fração k da janela de espalhamento. Devido à subtração das projeções, surgem valores negativos no sinograma resultante. No caso do algoritmo de reconstrução ML-EM, tais valores devem ser zerados, para não gerar artefatos e inconsistências.

5.3.1. Modelo de Jaszczak

No caso do modelo Jaszczak, o valor do fator de espalhamento k resultou 0,47 para as condições descritas anteriormente. Esse valor confirma o resultado normalmente utilizado para o fator de espalhamento igual a 0,5. A Figura 5.12 a seguir mostra as imagens reconstruídas e os perfis de contagem em uma linha vertical passando pelo centro da esfera fria maior.

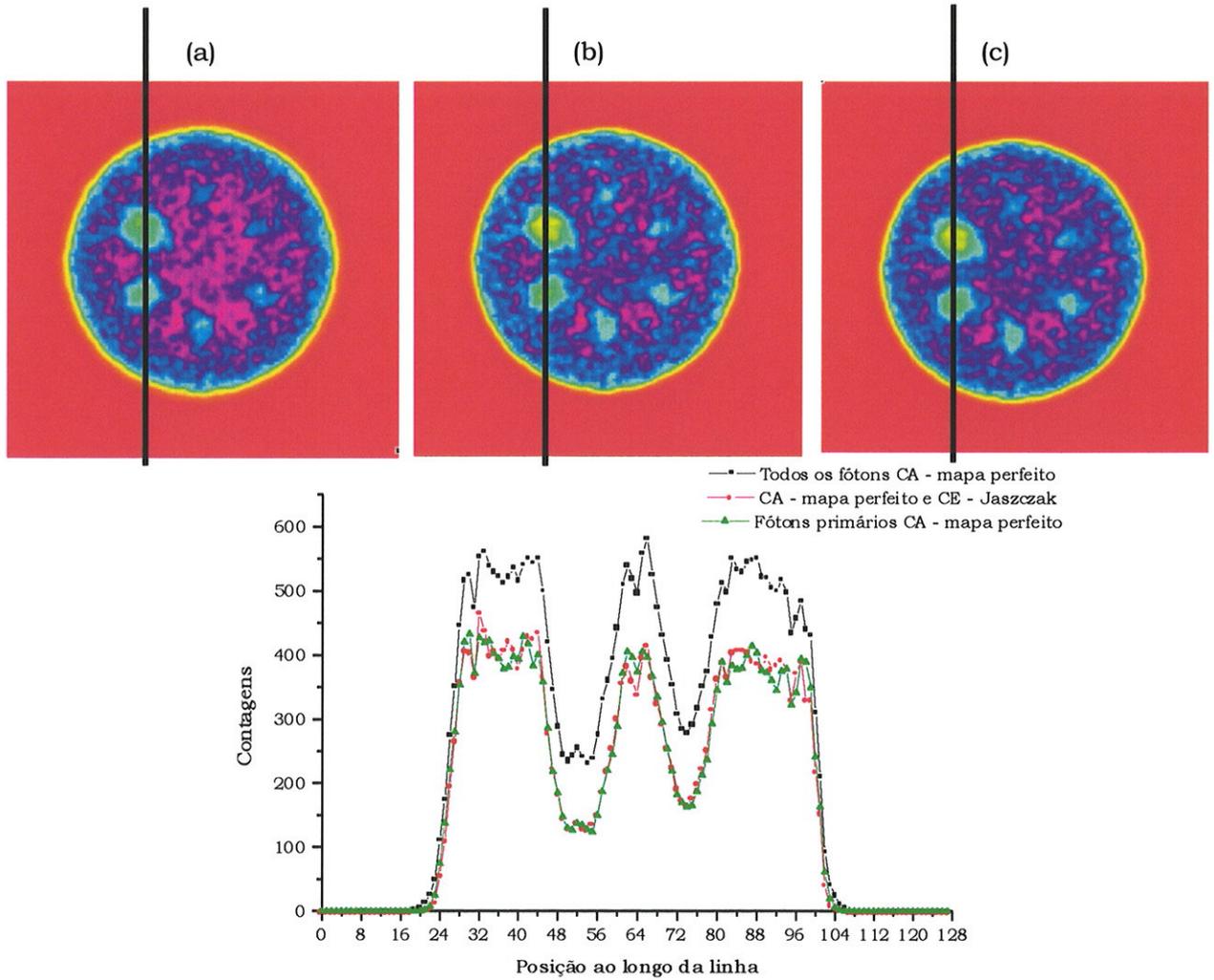


Fig 5.12 Perfis de contagem do modelo Jaszczak no caso (a) todos os fótons e correção de atenuação (CA) (mapa perfeito), (b) todos os fótons, correção de atenuação (mapa perfeito) e correção de espalhamento (CE) (Jaszczak com $k = 0,48$) e (c) somente fótons primários e correção de atenuação (mapa perfeito).

Pode-se observar que, nesse caso, a correção de espalhamento utilizando o fator de espalhamento $k = 0,48$ reproduz quase perfeitamente a imagem dos fótons primários, tanto em relação à contagem como ao contraste das esferas. A importância da correção do espalhamento revela-se na imagem reconstruída apenas com a correção de atenuação, onde as esferas menores possuem pequeno contraste e o diâmetro da esfera maior é ligeiramente aumentado em relação ao ideal. É perceptível também a diferença na contagem dos perfis, onde a imagem sem correção de espalhamento chega a ser cerca de 40% maior do que a ideal.

A precisão desse método de correção no caso do modelo Jaszczak deve-se principalmente ao fato do modelo ser constituído somente por esferas frias em meio uniformemente ativo.

5.3.2. Modelo MCAT

Os espectros energéticos do modelo MCAT permitiram o acesso a dados obtidos em janelas de larguras variadas, revelando a importância do posicionamento de tais janelas na correção de espalhamento através da eliminação dos fótons secundários.

Devido à grande inhomogeneidade das distribuições de atividades e dos meios atenuadores/espalhadores do modelo MCAT, observa-se a variação do valor do fator de espalhamento k ao longo do volume.

A Figura 5.13 mostra os diferentes valores de k para os diferentes cortes do modelo MCAT para duas larguras de janela de fotopico ($\pm 7,5\%$ e $\pm 10\%$ em torno de 140 keV). Em ambos os casos foi utilizada uma janela de espalhamento de 92 a 125 keV, como sugerido por Jaszczak e colaboradores [Jas84].

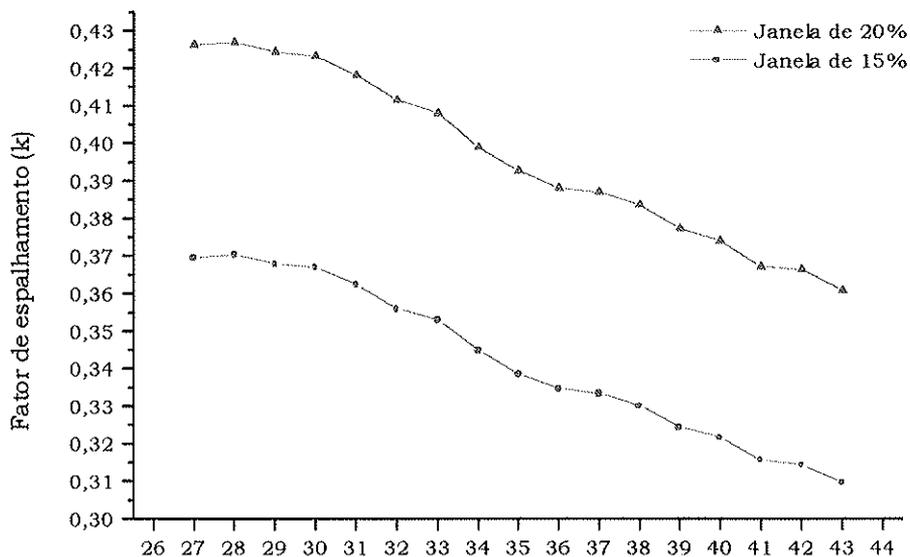


Fig 5.13 Fator de espalhamento (k) para o modelo MCAT determinado para cada corte e para duas janelas de fotopico (15% e 20%). Em ambos os casos, a janela de espalhamento utilizada foi de 92 a 125 keV.

O gráfico mostra que uma largura maior na janela do fotopico inclui um maior número de fótons espalhados, elevando o valor do fator de

espalhamento para todos os cortes indistintamente. Esse resultado era previsível, visto que os espectros energéticos (Figura 5.10) revelaram que uma parcela grande de fótons espalhados na região de energia menor do que o máximo da janela de fotopico, abaixo de 130 keV.

A variação do fator de espalhamento nos cortes concorda com a idéia de que esse valor é dependente das distribuições de atividades e dos meios atenuadores/espalhadores. A região que apresenta os maiores valores de k coincide com os cortes nos quais a presença do fígado é maior (cortes 27 a 33). Os cortes maiores que o 33, nos quais o miocárdio é o objeto de maior atividade, apresenta menor fator de espalhamento. Esse resultado revela a dificuldade de adoção de um mesmo fator de espalhamento para todo o volume do modelo MCAT. Como o modelo prevê a utilização do mesmo fator em todo o volume, foi calculado o valor médio para ambas as janelas. A janela de 15% apresenta um valor do fator de espalhamento igual a $(0,34 \pm 0,02) \text{ cm}^{-1}$ e a janela de 20%, $(0,40 \pm 0,02)$.

Para a reconstrução do modelo MCAT, onde o interesse principal concentrava-se na correção do miocárdio, o valor do fator de espalhamento utilizado foi calculado através do método descrito por Jaszczak [Jas85] para o caso de simulações de Monte Carlo de SPECT. O valor obtido foi de 0,38, em uma janela de 20%. Os dados referidos a partir desse momento como sendo corrigidos para espalhamento pelo método de Jaszczak utilizaram esse valor de k .

5.4. Avaliação dos métodos de correção na quantificação

5.4.1. Utilização de mapas pré-determinados e método de Jaszczak

A comparação dos efeitos das correções foi realizada adotando-se como imagem ideal, aquela simulada sem atenuador. Para evidenciar o efeito do espalhamento no caso de uma correção ideal de atenuação foi adotado um mapa de atenuação perfeito. Também foi efetuada uma correção de atenuação com um atenuador uniforme de coeficiente de atenuação igual a $0,12 \text{ cm}^{-1}$. Este método é um método simples de correção de atenuação e

espalhamento, que utiliza um coeficiente de atenuação efetivo para incluir também o espalhamento.

Três cortes representativos do miocárdio, o 33, o 35 e o 36, foram usados para as avaliações e os resultados estão mostrados nas Figuras 5.14, 5.15 e 5.16.

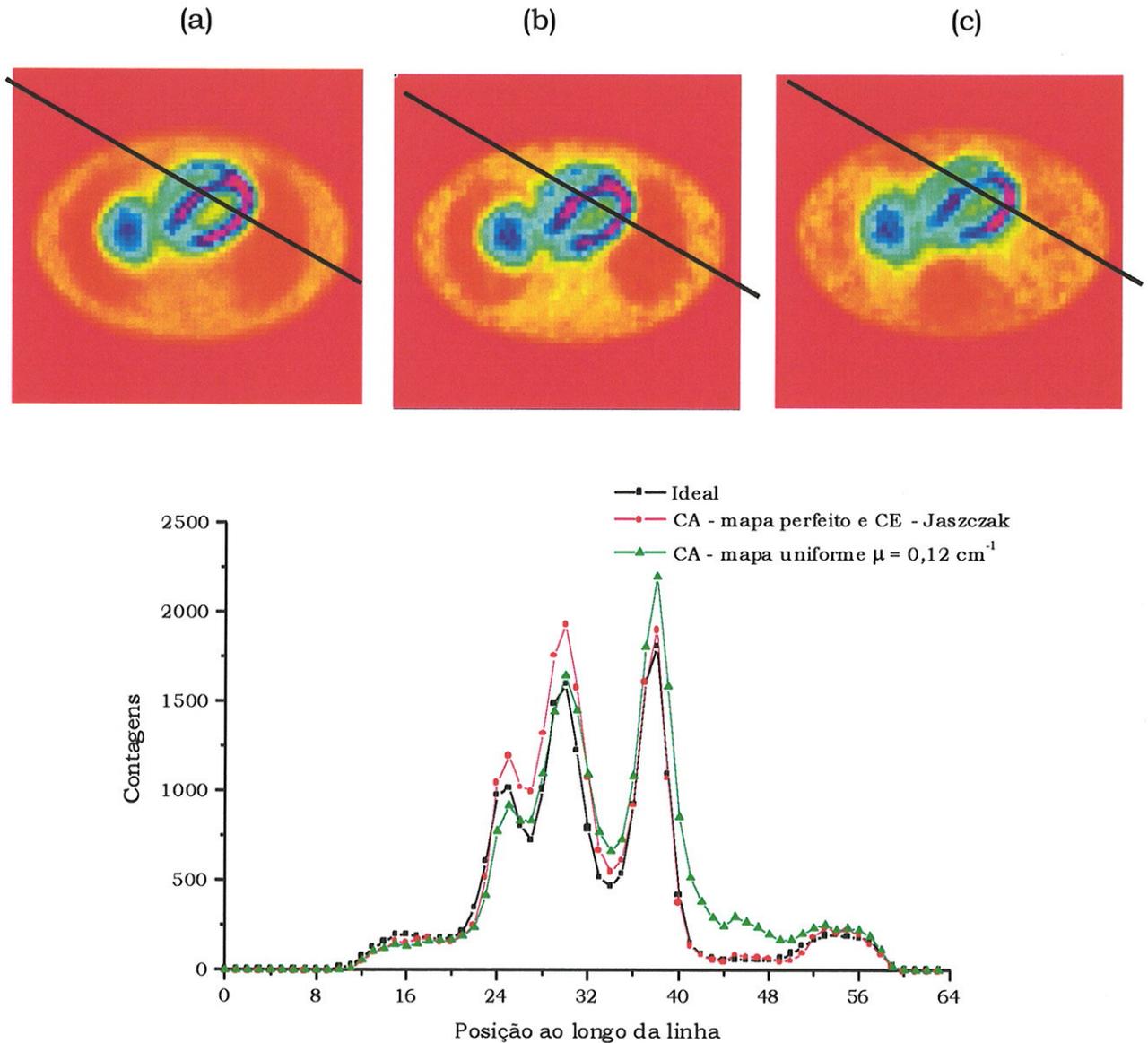


Fig 5.14 Comparações do corte 33: (a) corte ideal (sem atenuador); (b) corte com correção de atenuação utilizando o mapa não-uniforme perfeito e correção de espalhamento Jaszczak ($k = 0,38$); (c) corte com correção utilizando mapa de atenuação uniforme com $\mu = 0,12 \text{ cm}^{-1}$. Abaixo estão representados os perfis de contagem ao longo na linha desenhada sobre a imagem, com origem na parte superior e final na parte inferior.

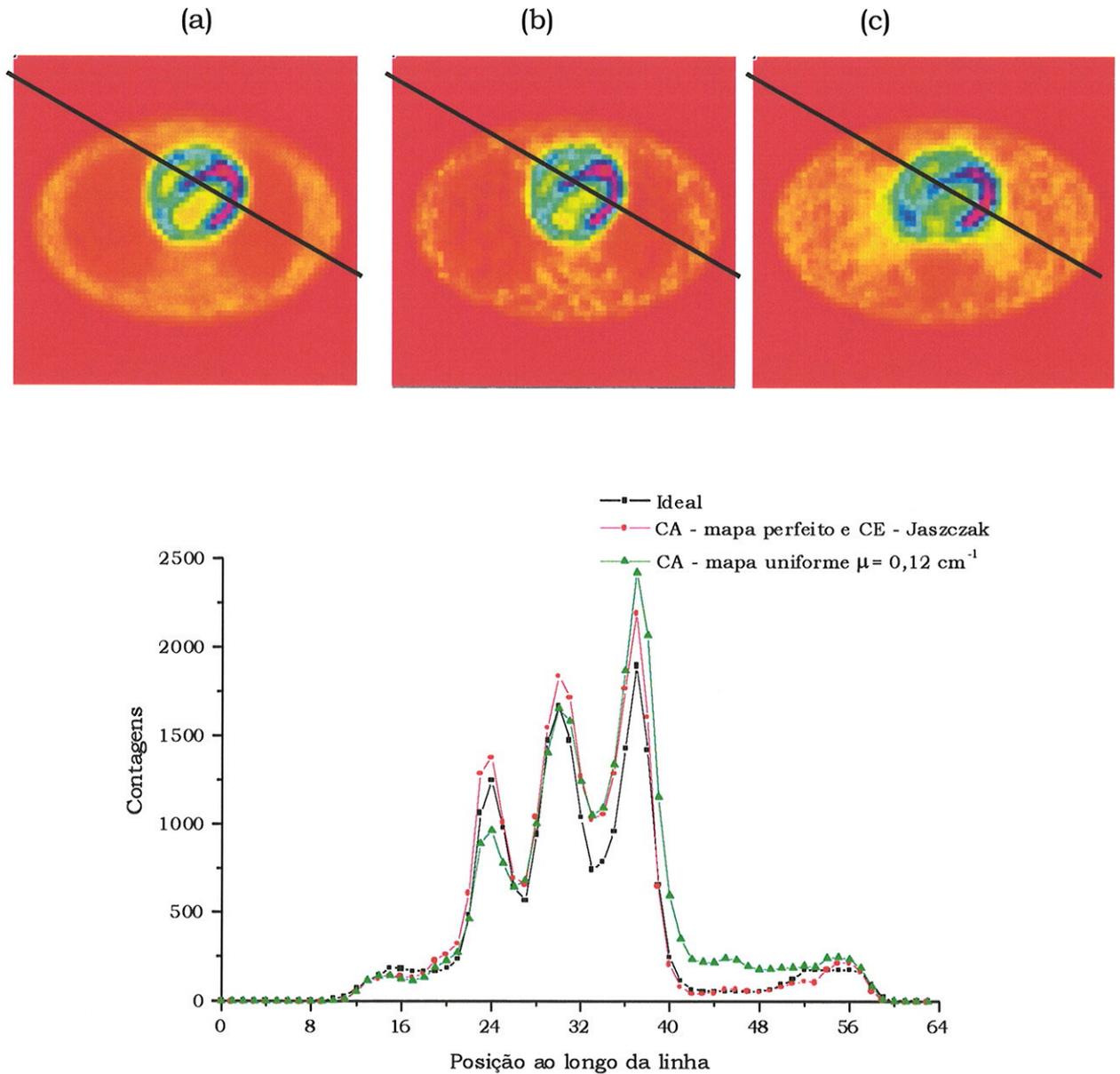


Fig 5.15 Comparações do corte 36: (a) corte ideal (sem atenuador); (b) corte com correção de atenuação utilizando o mapa não-uniforme perfeito e correção de espalhamento Jaszczak ($k = 0,38$); (c) corte com correção utilizando mapa de atenuação uniforme com $\mu = 0,12 \text{ cm}^{-1}$. Abaixo estão representados os perfis de contagem ao longo na linha desenhada sobre a imagem, com origem na parte superior e final na parte inferior..

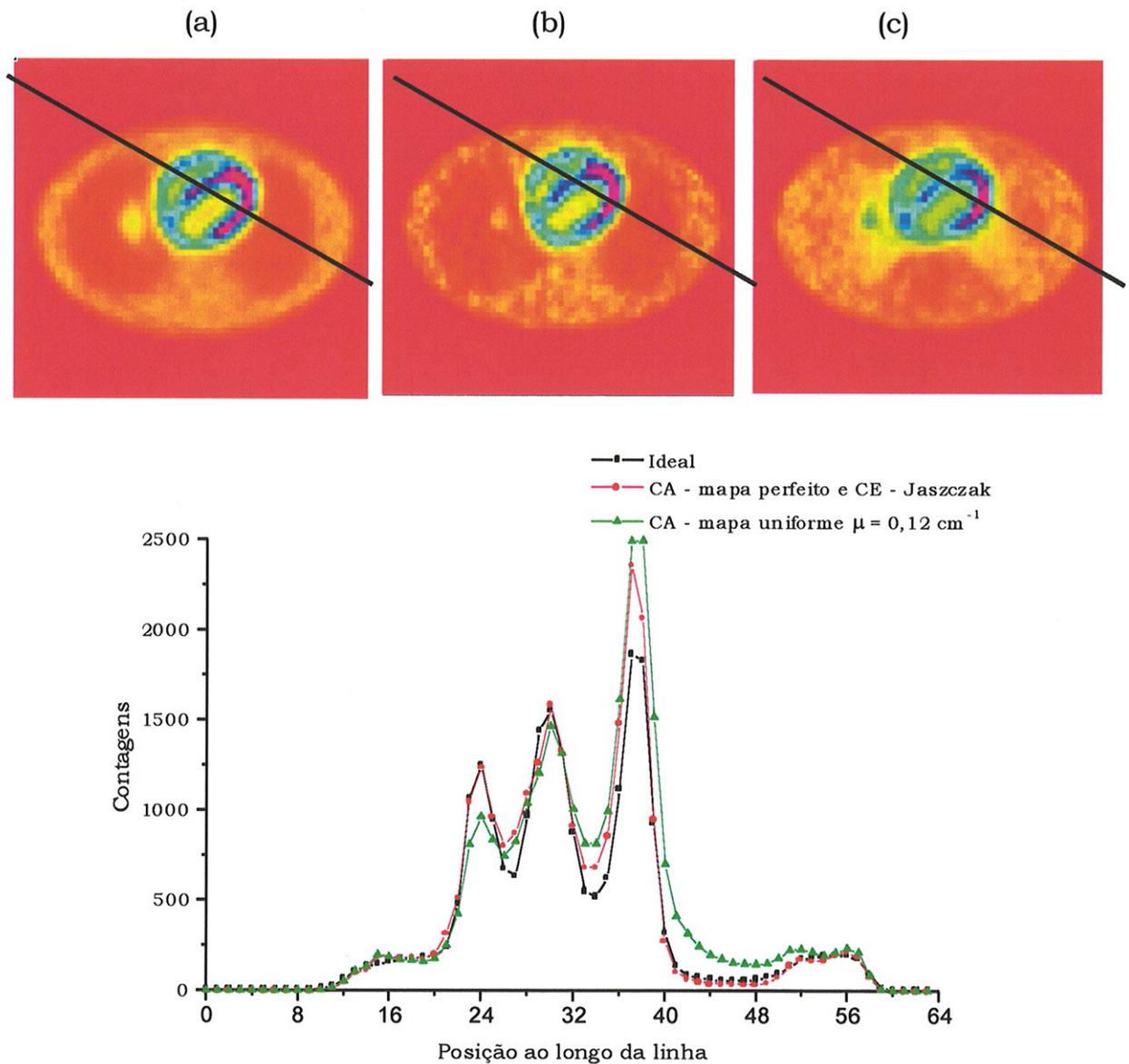


Fig 5.16. Comparações do corte 35: (a) corte ideal (sem atenuador); (b) corte com correção de atenuação utilizando o mapa não-uniforme perfeito e correção de espalhamento Jaszczak ($k = 0,38$); (c) corte com correção utilizando mapa de atenuação uniforme com $\mu = 0,12 \text{ cm}^{-1}$. Abaixo estão representados os perfis de contagem ao longo na linha desenhada sobre a imagem, com origem na parte superior e final na parte inferior..

Os perfis de contagem revelam que a correção de atenuação e espalhamento, realizada com o mapa de atenuação uniforme de $0,12 \text{ cm}^{-1}$ com o contorno do corpo, não é capaz de corrigir adequadamente os cortes. A parede posterior do miocárdio é corrigida em excesso em todos os casos, enquanto a correção do septo é mais adequada. Por outro lado, a parede anterior não é recuperada satisfatoriamente. Os contrastes entre as paredes e as cavidades são esmaecidos e as larguras das paredes são aumentadas. Visualmente, a imagem corrigida com o mapa de atenuação uniforme produziu raias de maior atividade no lugar dos pulmões e uma região de pouca atividade (parte mais escura) na parte central posterior, onde existe a coluna vertebral.

Da mesma forma, a correção de espalhamento de Jaszczak utilizando o valor de $k = 0,38$, determinado pelo critério de Jaszczak, não é capaz de corrigir adequadamente os cortes. Também ocorre uma sobrecorreção na parede posterior do miocárdio, mas verifica-se uma ligeira melhora na definição das cavidades.

Uma outra avaliação dos métodos de correção foi feita analisando a contagem no miocárdio, do corte 27 ao 43. O gráfico a seguir (Figura 5.17) permite comparar os resultados da imagem ideal com aqueles da: (i) imagem de todos os fótons com correção de atenuação usando o mapa de atenuação perfeito, sem correção de espalhamento; (ii) imagem de todos os fótons com correção de atenuação usando o mapa perfeito e correção de espalhamento tipo Jaszczak; (iii) imagem de todos os fótons com correção de atenuação usando um mapa de atenuação uniforme com $\mu = 0,12 \text{ cm}^{-1}$ e contorno igual ao do corpo; (iv) imagem dos fótons primários com correção de atenuação usando o mapa de atenuação perfeito, que corresponde à correção ideal de espalhamento.

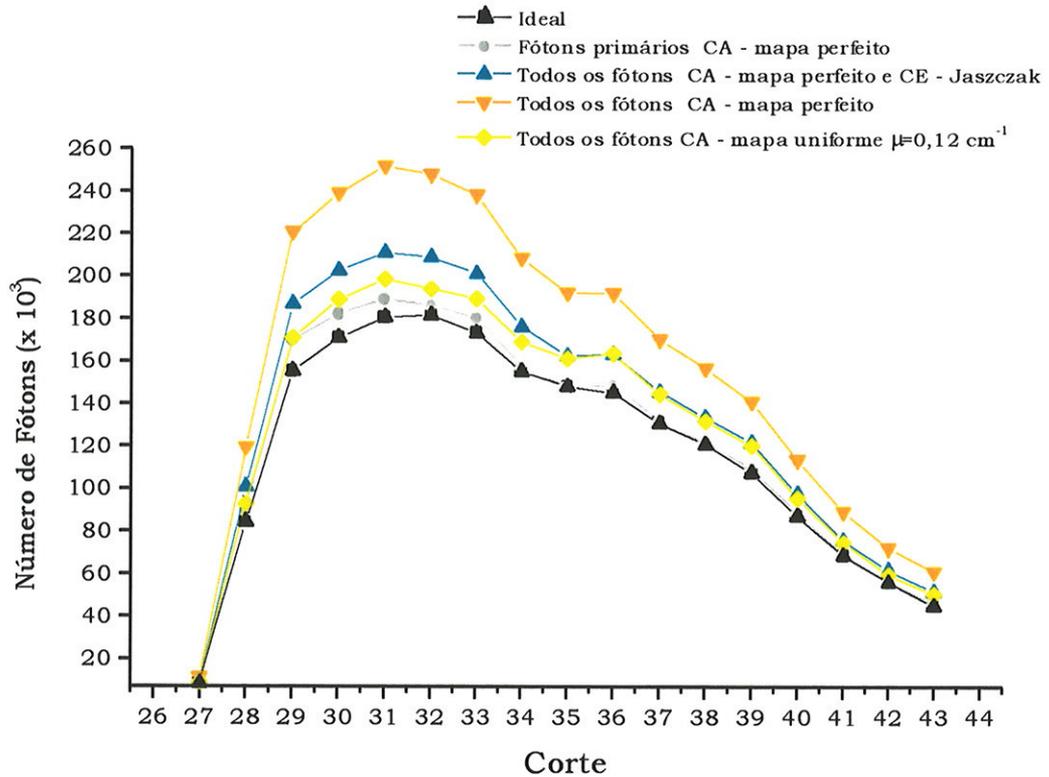


Fig 5.17 Contagem no miocárdio por corte. A região do miocárdio foi extraída através do uso de uma máscara na imagem reconstruída.

A não-inclusão da correção de espalhamento, exemplificada na imagem corrigida apenas para atenuação usando o mapa perfeito, acarreta um erro considerável na quantificação da atividade do miocárdio, particularmente na região dos cortes 27 a 34, nos quais a presença da atividade do fígado eleva o número de fótons espalhados detectados. Esse resultado indica a importância do processo de correção de espalhamento para obtenção de uma imagem quantitativamente correta em SPECT.

Na região com maior contribuição do fígado, nos cortes 27 a 34, os resultados mostram que a correção de atenuação com o mapa uniforme de coeficiente de atenuação $\mu = 0,12 \text{ cm}^{-1}$ fornece valores quantitativamente mais precisos do que os obtidos pela correção de espalhamento de Jaszczak. No entanto, para os cortes acima do que o 34, eles são equivalentes. Isso ilustra a dependência do fator de espalhamento com as distribuições de atividade presentes.

5.4.2. Utilização dos mapas estimados por condições de consistência

Os mapas de atenuação estimados pelas condições de consistência foram obtidos através do algoritmo de mínimos quadrados não linear Levenberg-Marquardt, que determina os valores finais dos 5 parâmetros de distorção de um mapa de atenuação uniforme, dois valores de translação, um valor de ângulo de rotação e dois valores de escala.

A rotina de minimização converge rapidamente nos 5 casos, como mostra o exemplo da Figura 5.18, para um corte do modelo MCAT. Em cada gráfico, está representada a evolução do parâmetro $v(i)$, para diferentes valores iniciais, enquanto os outros 4 parâmetros são inicializados com os mesmos valores.

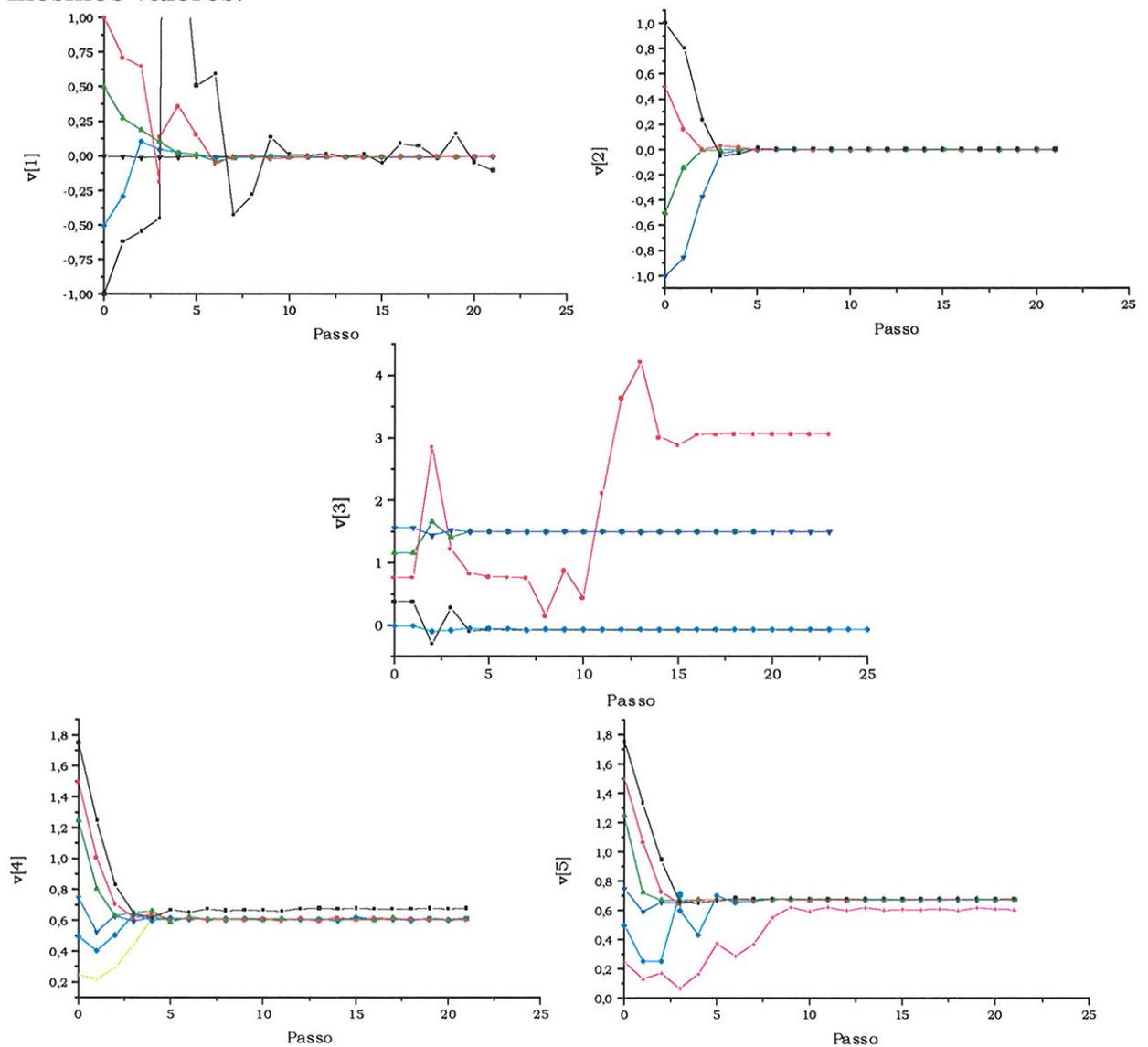
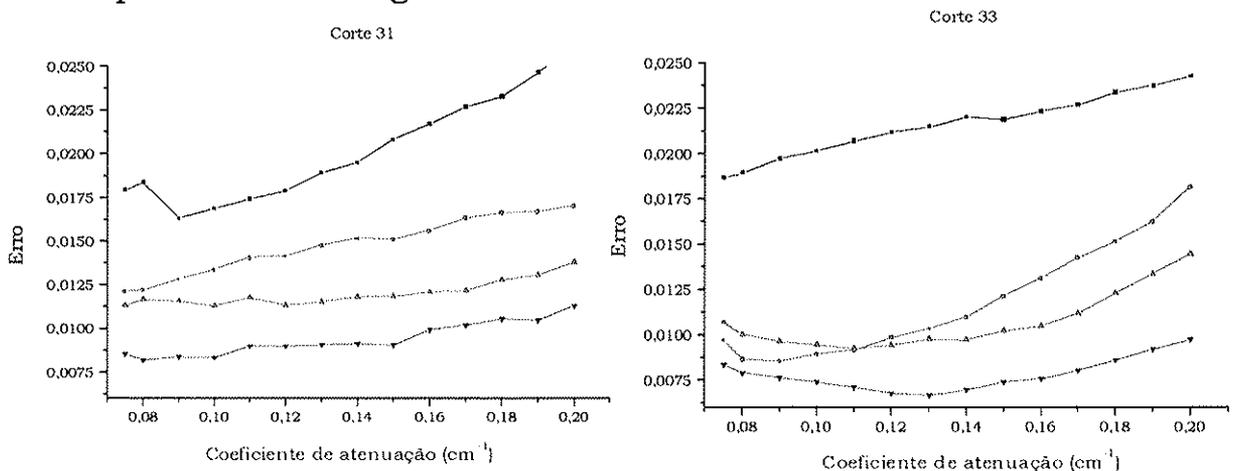


Fig 5.18 Valores dos parâmetros estimados pelas condições de consistência para diversos valores iniciais.

A rotina é inicializada com diversos valores iniciais escolhidos através de uma rotina de geração de seqüências aleatórias. O valor final do conjunto de parâmetros é obtido após a convergência.

Nos casos estudados do modelo MCAT, os parâmetros $\nu(1)$ e $\nu(2)$, relativos à translação nas direções x e y convergem para valores próximos a zero, mas são especialmente sensíveis a valores iniciais muito altos, que corresponderiam a mapas bastante deslocados do centro da imagem. O ângulo de rotação $\nu(3)$ é um parâmetro inicializado geralmente em valores de 0 a $\pi/2$ radianos em relação ao eixo x e converge para valores diferentes. O resultado final do mapa de atenuação estimado pelas condições de consistência é fortemente determinado pelos valores dos parâmetros $\nu(4)$ e $\nu(5)$, que expressam a distensão do mapa nas direções x e y , respectivamente. Para um dado valor de coeficiente de atenuação do protótipo, verificou-se que é possível chegar a distorções finais iguais, combinando-se o ângulo $\nu(3)$ com as distensões nas direções x e y ($\nu(4)$ e $\nu(5)$). Isso significa que sempre se obtém um mesmo mapa de atenuação, para cada corte, a partir de diferentes conjuntos de valores iniciais dos parâmetros $\nu(i)$.

O erro final na análise das condições de consistência foi avaliado para quatro contagens totais no sinograma de emissão: $2,3 \times 10^7$; $1,1 \times 10^7$; $5,7 \times 10^6$ e $2,3 \times 10^6$. Utilizaremos a nomenclatura ALTA, MÉDIA1, MÉDIA2 e BAIXA, para cada contagem, respectivamente. A Figura 5.19, a seguir, mostra o erro final das condições de consistência, em função do coeficiente de atenuação utilizado no mapa de atenuação protótipo, para as quatro contagens citadas anteriormente, em alguns cortes do modelo MCAT, utilizando apenas os fótons primários do sinograma de emissão.



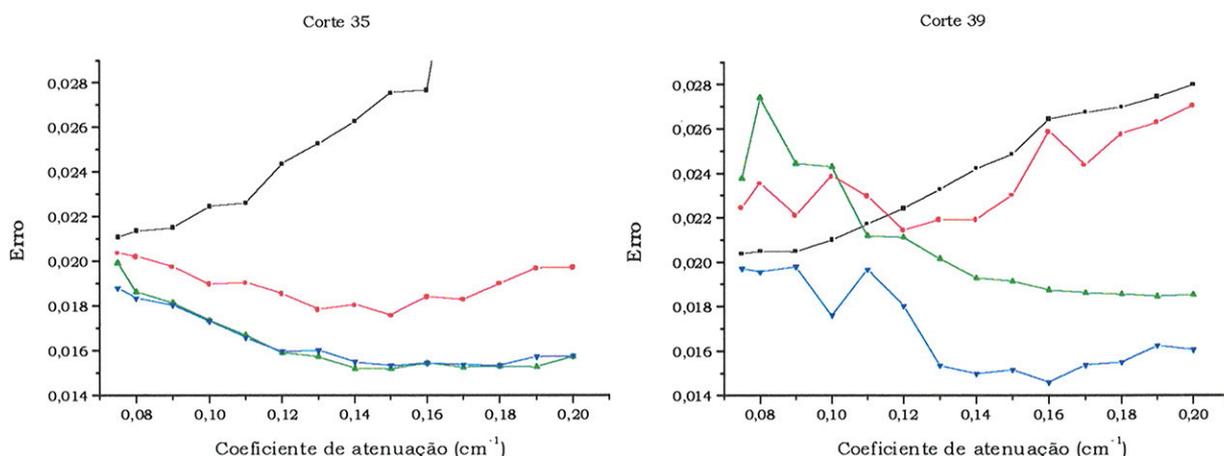


Fig 5.19 Erros das condições de consistência em função do coeficiente de atenuação do mapa de atenuação protótipo, para os cortes 31, 33, 35 e 39 do modelo MCAT, para as contagens BAIXA (■) $2,3 \times 10^6$; MÉDIA1 (●) $5,7 \times 10^6$; MÉDIA2 (▲) $1,1 \times 10^7$ e ALTA (▼) $2,3 \times 10^7$.

De modo geral, o erro das condições de consistência diminui com o aumento da contagem total. Esse fato é razoável, visto que a natureza ruidosa do sinograma de emissão não é considerada nas equações de consistência. Pelo mesmo motivo, observamos que os cortes 35 e 39 apresentam um comportamento irregular, devido à baixa contagem desses cortes em relação aos anteriores.

A avaliação dos erros em função da contagem total leva à conclusão de que o método das condições de consistência é bastante robusto dentro dessa faixa, permitindo a obtenção de soluções com erro menor do que 3%.

As simulações das condições de consistência para a estimativa do mapa de atenuação foram realizadas com o sinograma de emissão de contagem MÉDIA2 ($1,1 \times 10^7$), que é a contagem mais próxima das condições clínicas. Os resultados apresentados a partir daqui serão sempre referentes a essa contagem total.

A análise visual de alguns mapas de atenuação estimados pelas condições de consistência, comparados aos mapas de atenuação perfeitos, permite algumas constatações a respeito do método.



As Figuras 5.20 a 5.22 mostram os mapas estimados, para diferentes valores de coeficientes de atenuação, pelas condições de consistência para os cortes 24, 33 e 35, apenas considerando fótons primários, sobrepostos aos mapas não-uniformes perfeitos.

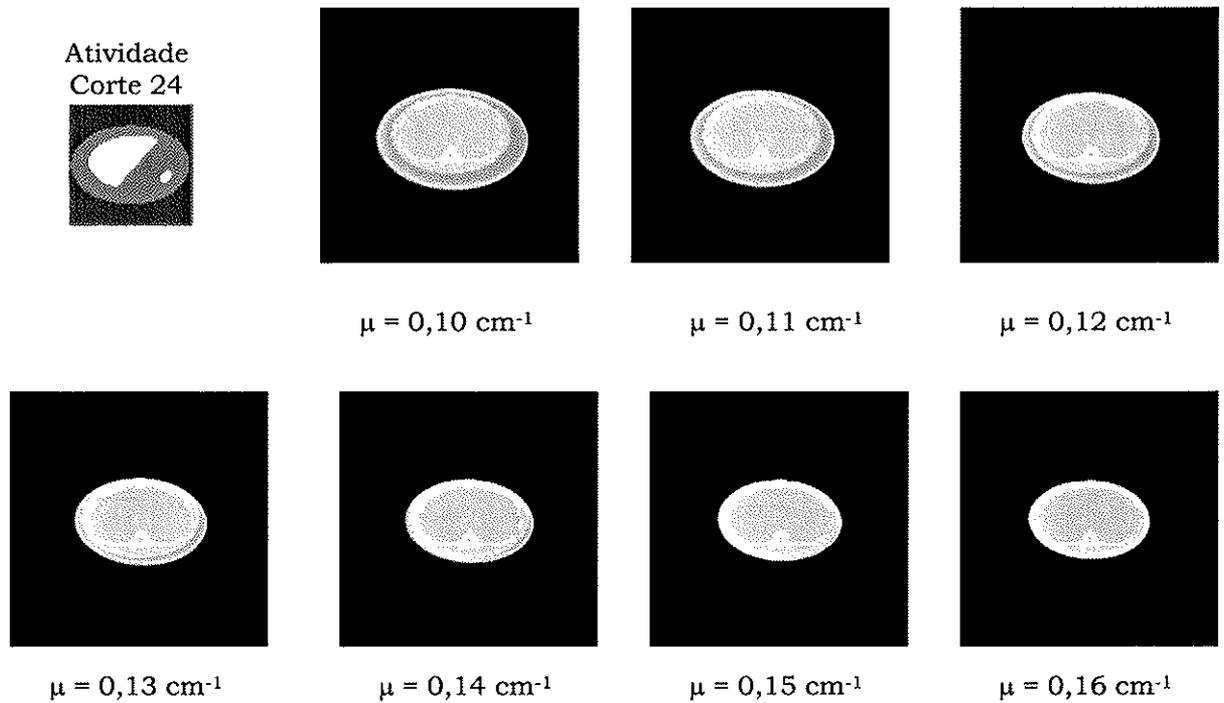


Fig 5.20 Mapas estimados pelas condições de consistência para o corte 24, somente com fótons primários, para os valores indicados de coeficientes de atenuação.

O corte 24 caracteriza-se pela grande área de fígado ativo e pelo mapa de atenuação aproximadamente uniforme, onde a coluna vertebral e as costelas são áreas de alto coeficiente de atenuação. Verifica-se que os mapas consistentes com o sinograma de emissão recuperam o formato elíptico, com um ligeiro deslocamento na direção da coluna vertebral. Esse formato é consistente com a ampliação da área do atenuador uniforme para compensar o efeito da coluna sobre os dados de emissão.

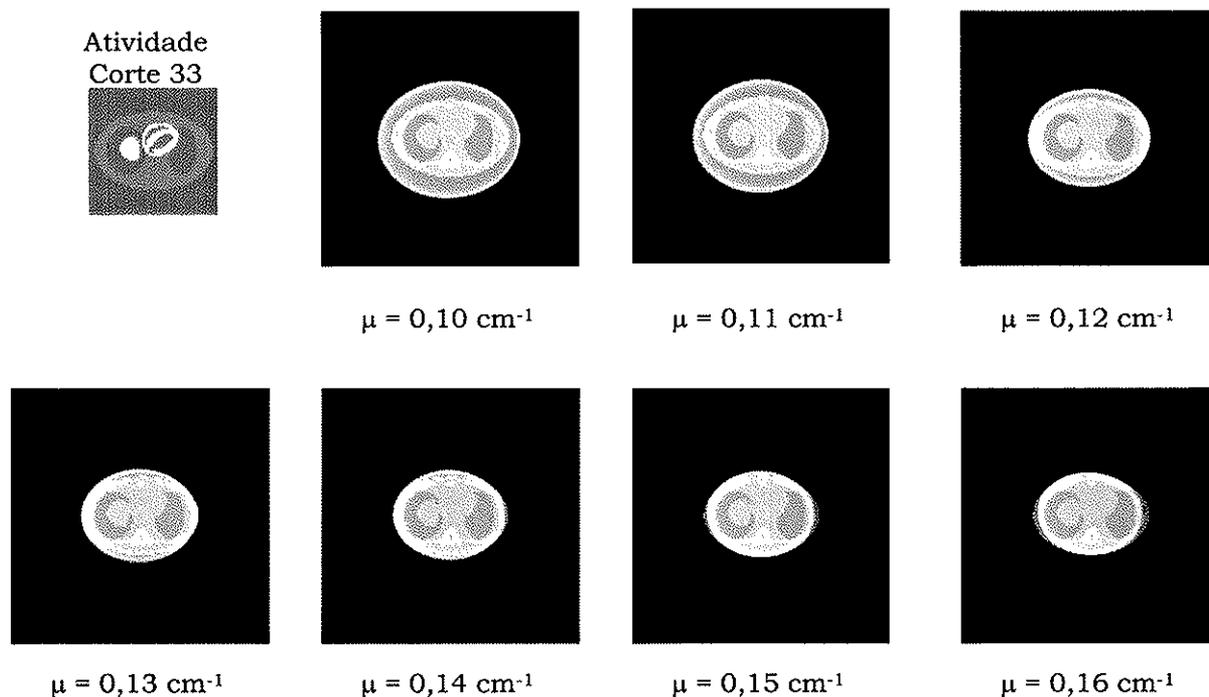


Fig 5.21 Mapas estimados pelas condições de consistência para o corte 33, somente com fótons primários, para os valores indicados de coeficientes de atenuação.

A característica do corte 33 é a assimetria e não-uniformidade do mapa de atenuação original e uma distribuição de atividades altamente não-uniforme. Observa-se que os mapas estimados não são distorcidos igualmente em todas as direções, mas apresentam um deslocamento maior para a região da menor área do pulmão, que corresponde a uma região de maior coeficiente de atenuação efetivo. Diferentemente do corte 24, no qual não havia a presença de áreas de baixo coeficiente de atenuação (pulmão), os mapas estimados para os coeficientes de atenuação maiores, como 0,15/0,16 cm^{-1} , são menores do que o contorno do corpo. Esse fato pode ser explicado como sendo a solução encontrada pelas equações de consistência para ajustarem um mapa uniforme para compensar uma "média" de coeficientes de atenuação menor, devido às áreas dos pulmões. As condições de consistência não encontram, nesse caso, um mapa uniforme consistente com os dados de emissão, que se ajuste ao contorno do corpo. Esse resultado remete à incapacidade de correção de atenuação/espalhamento

utilizando um mapa uniforme de $\mu = 0,12 \text{ cm}^{-1}$ no caso das imagens e perfis de contagem ilustrados na § 5.4.1. Para o caso de distribuições de atividade e atenuações altamente não-homogêneas, a utilização de um mapa de atenuação uniforme com o contorno do corpo é inconsistente com os dados de emissão.

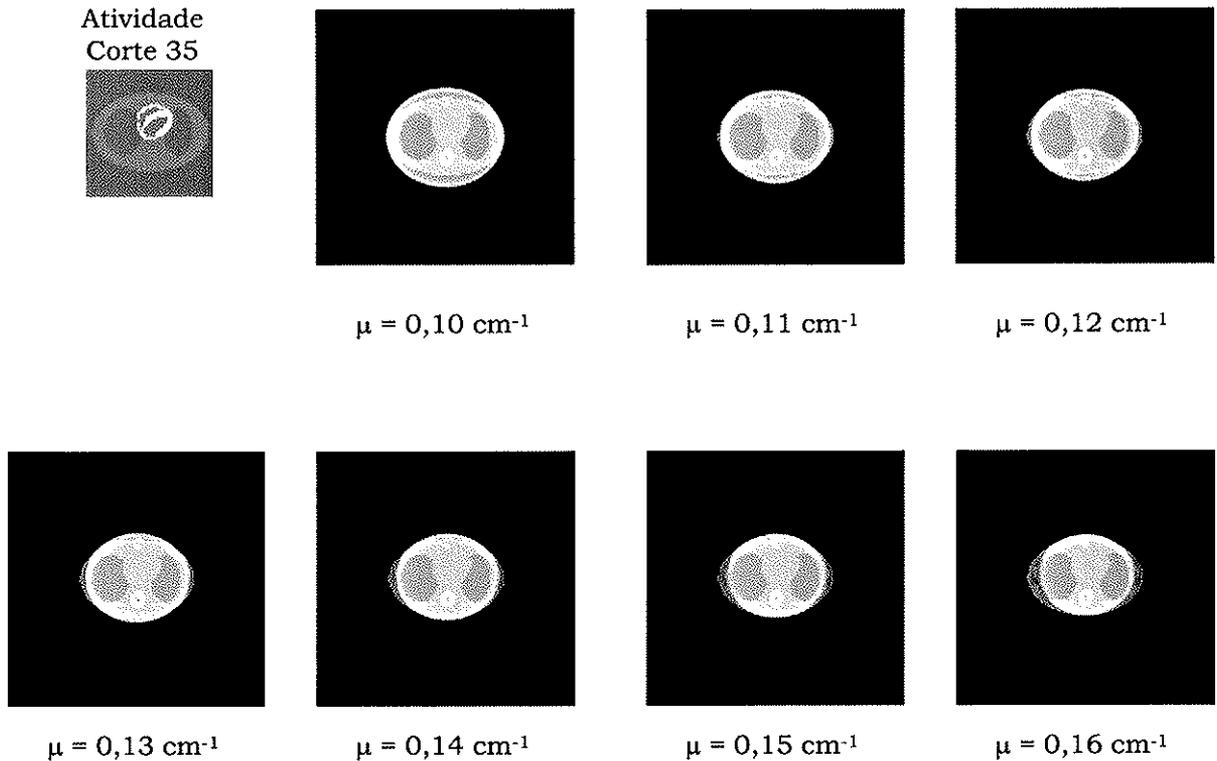


Fig 5.22 Mapas estimados pelas condições de consistência para o corte 35, somente com fótons primários, para os valores indicados de coeficientes de atenuação.

Apesar do corte 35 possuir uma mapa de atenuação não-uniforme, como o corte 33, as dimensões e a posição dos pulmões são aproximadamente simétricas. Neste caso, os mapas estimados pelas condições de consistência refletem essa simetria, sendo aproximadamente circulares e menores do que o contorno do corpo. As pequenas dimensões dos mapas estimados em relação ao contorno do corpo confirmam a influência das grandes áreas dos pulmões na obtenção de um mapa de coeficiente efetivo menor.

Nos cortes nos quais o mapa estimado é menor do que o contorno do corpo, as regiões que ficam "para fora" do mapa não são corrigidas corretamente. No entanto, essas regiões são sempre limitadas às bordas das áreas dos pulmões, cujo interesse clínico é pouco relevante. A área de maior atividade em tais cortes, o miocárdio, sempre está contido dentro da área do mapa de atenuação estimada, sendo corrigido adequadamente.

A seguir serão apresentados os resultados das correções de atenuação realizadas nos cortes do modelo MCAT, utilizando os mapas de atenuação estimados pelas condições de consistência. Apesar das estimativas dos mapas terem sido realizadas numa faixa de coeficientes de atenuação variando de 0,075 a 0,20 cm^{-1} , os resultados apresentados a seguir contêm somente os coeficientes cujas correções levaram a valores próximos do ideal, para permitir uma melhor visualização.

5.4.2.1. Fótons primários

Na Figura 5.23 estão representados os valores da contagem no miocárdio, reconstruído apenas com fótons primários, para cada um dos coeficientes de atenuação considerados. A contagem total de cada corte reconstruído com a correção de atenuação usando os mapas estimados pelas condições de consistência está mostrada na Figura 5.23.

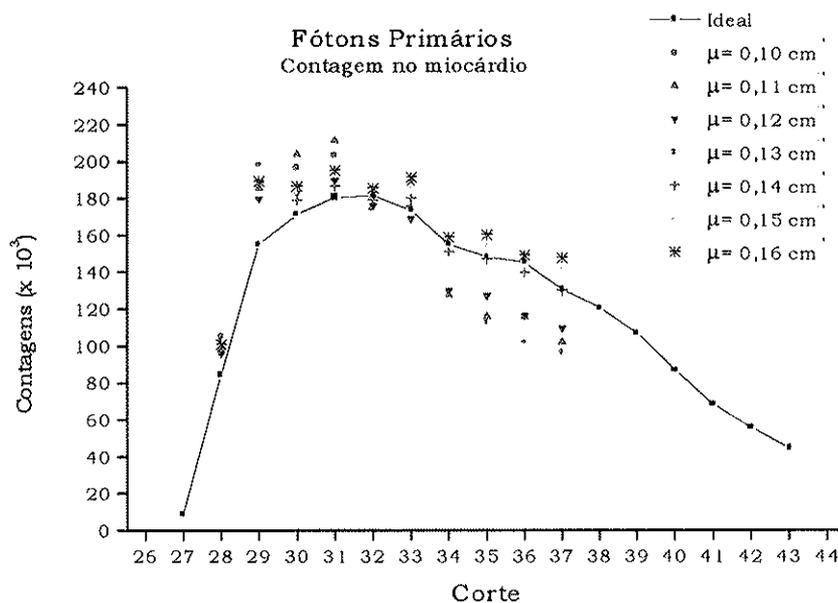


Fig 5.23 Contagem no miocárdio, por corte, na imagem ideal e nas corrigidas utilizando os mapas estimados pelas condições de consistência.

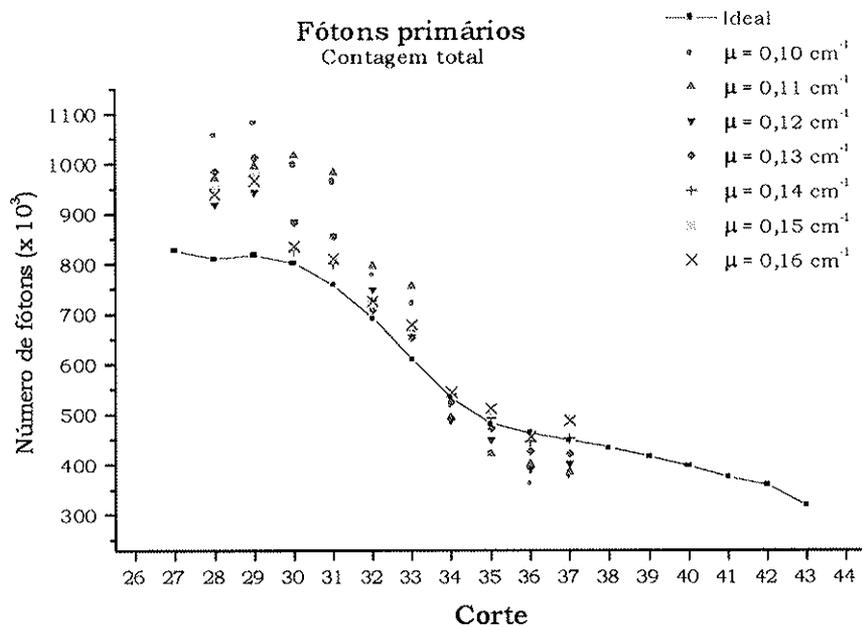


Fig 5.24 Contagem total, por corte, na imagem ideal e nas corrigidas utilizando os mapas estimados pelas condições de consistência.

Para determinar o coeficiente de atenuação estimado pelas condições de consistência com menor erro na quantificação, foi efetuado o cálculo do χ^2 entre a imagem ideal e as imagens corrigidas, utilizando cada um dos mapas de atenuação estimados pelas condições de consistência (Fig.5.25). Observa-se que no caso das imagens com fótons primários, o coeficiente de atenuação que fornece o melhor ajuste quantitativo é $0,14 \text{ cm}^{-1}$.

Este critério foi usado para a escolha do valor do μ , já que os erros das condições de consistência não forneceram resultados conclusivos.

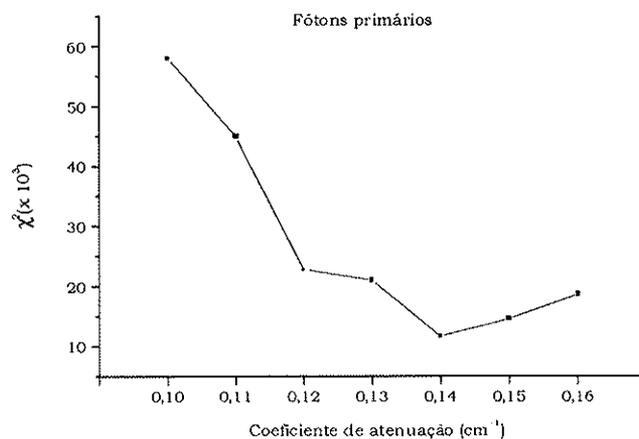


Fig 5.25 χ^2 entre a imagem ideal e a imagem corrigida usando os mapas de atenuação estimados pelas condições de consistência.

Dois cortes do miocárdio, o 33 e o 36, foram usados para as avaliações e os resultados estão mostrados nas Figuras 5.26 e 5.27. Nesse caso, a correção de atenuação utilizou o valor do coeficiente $\mu = 0,14 \text{ cm}^{-1}$, obtido pela menor diferença entre a imagem ideal e a corrigida.

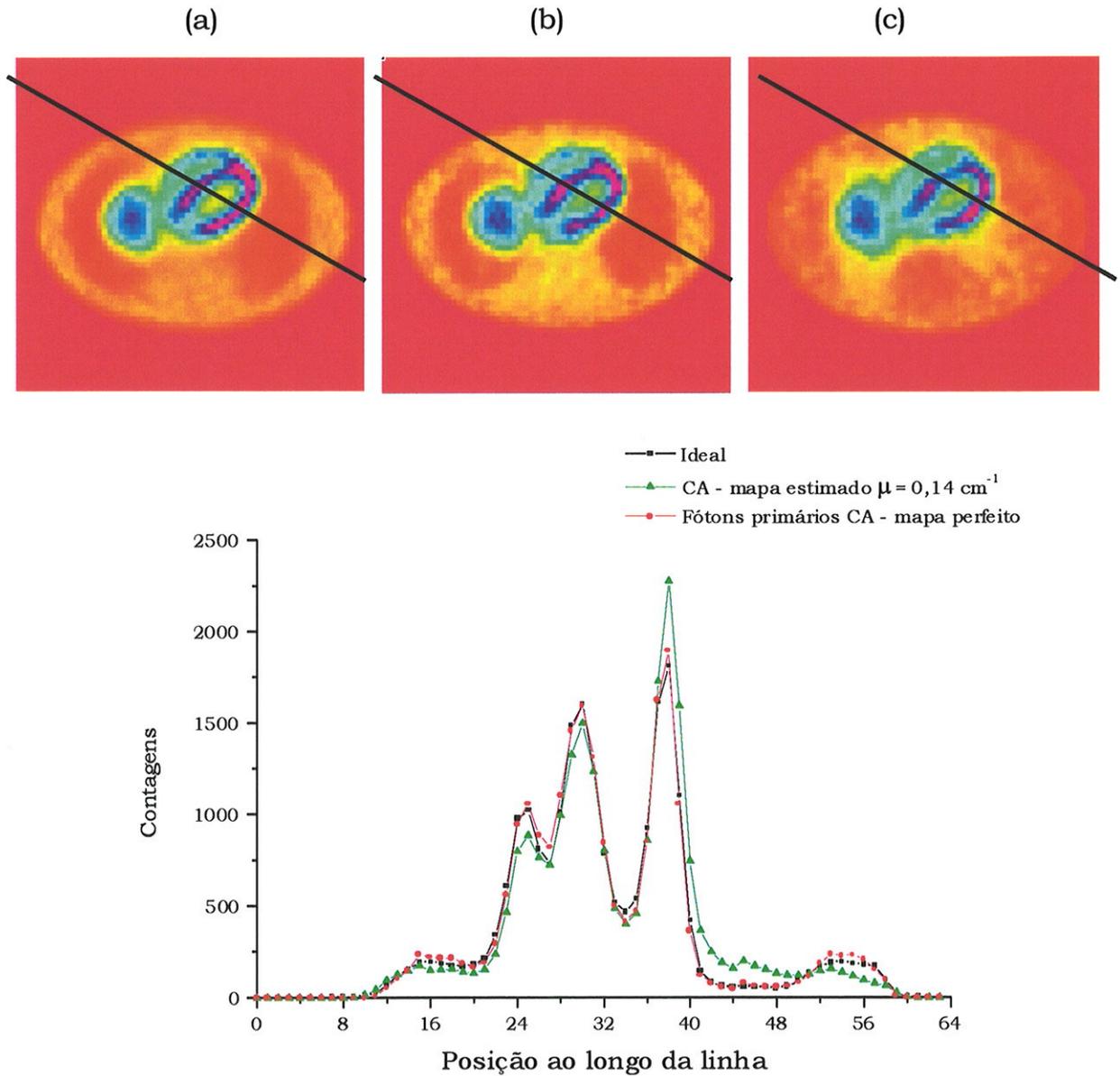


Fig 5.26 Comparações do corte 33: (a) corte ideal (sem atenuador); (b) corte com correção de atenuação utilizando o mapa não-uniforme perfeito e somente fótons primários; (c) corte com correção utilizando mapa de atenuação estimado pelas condições de consistência com $\mu = 0,14 \text{ cm}^{-1}$. Abaixo estão representados os perfis de contagem ao longo da linha desenhada sobre a imagem, com origem na parte superior e final na parte inferior.

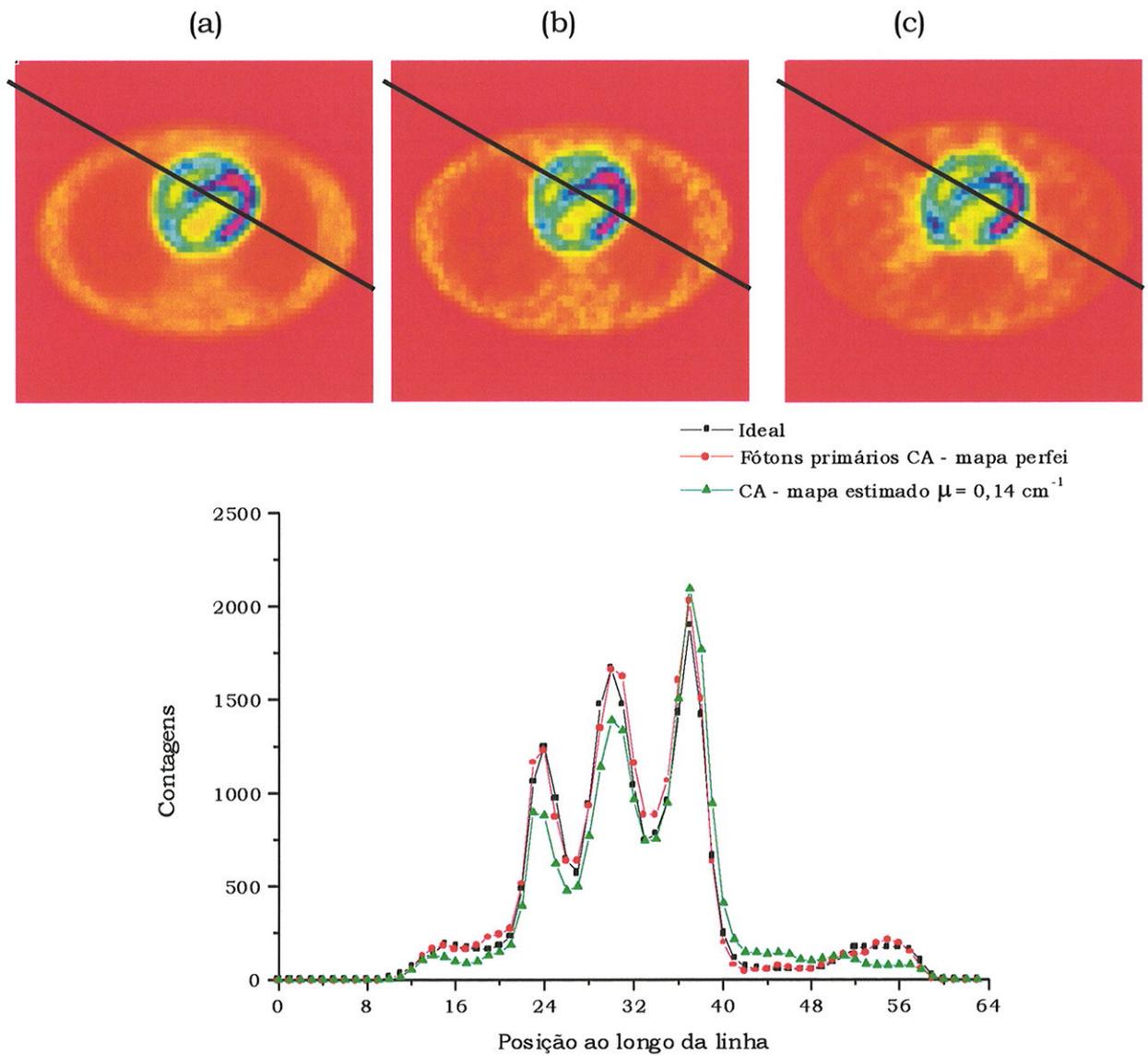


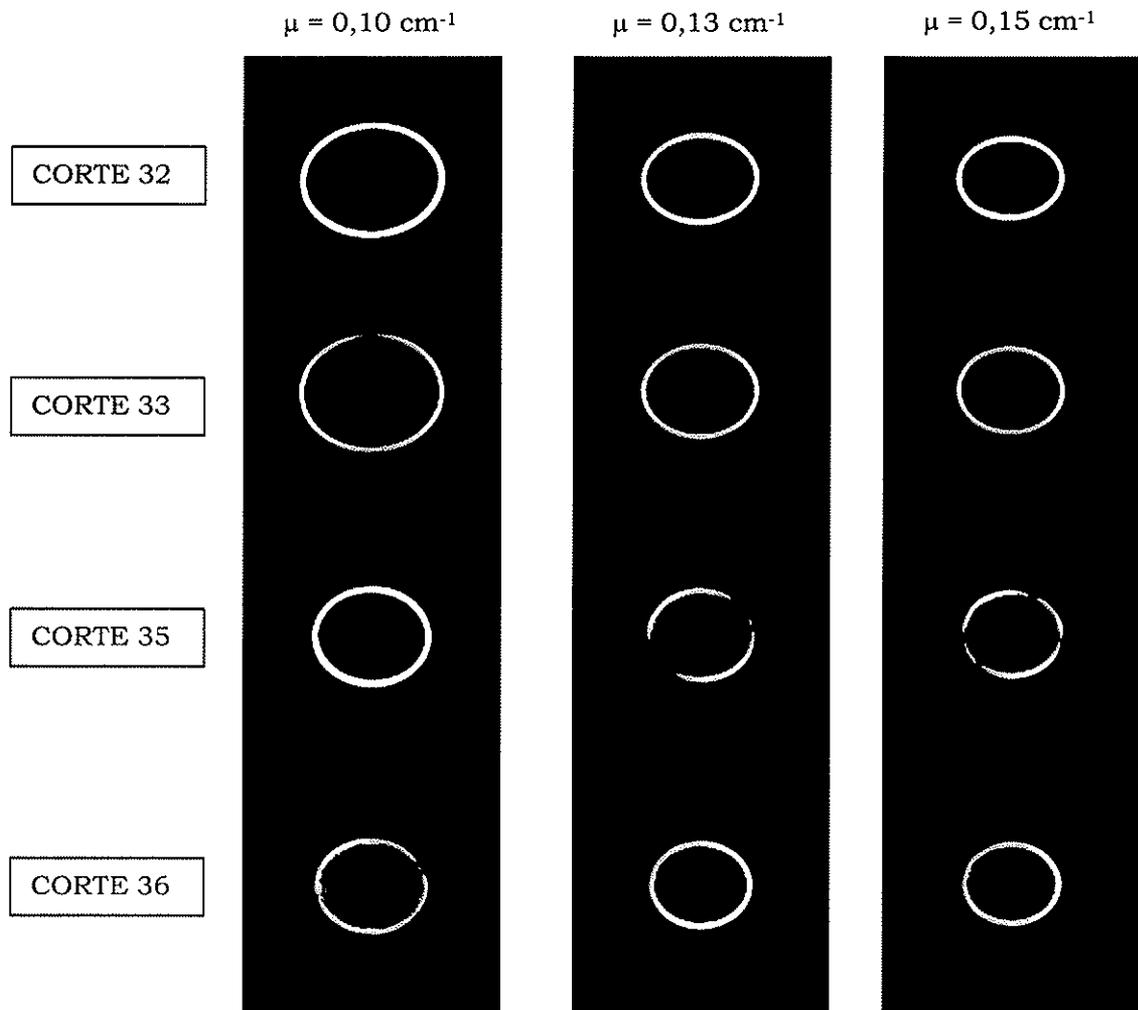
Fig 5.27 Comparações do corte 36: (a) corte ideal (sem atenuador); (b) corte com correção de atenuação utilizando o mapa não-uniforme perfeito e somente fótons primários; (c) corte com correção utilizando mapa de atenuação estimado pelas condições de consistência com $\mu = 0,14 \text{ cm}^{-1}$. Abaixo estão representados os perfis de contagem ao longo da linha desenhada sobre a imagem, com origem na parte superior e final na parte inferior.

Os perfis de contagem mostram que a correção, no caso de dados de emissão formados apenas por fótons primários, preserva as larguras das paredes e não provoca o esmaecimento dos contrastes entre as cavidades e as paredes. A parede posterior do miocárdio é corrigida em excesso apenas no corte 33, não ocorrendo o mesmo no corte 36. O resultado final das contagens em todos os cortes corrigidos com $\mu = 0,14 \text{ cm}^{-1}$ gera uma imagem do miocárdio com um valor total de contagem muito próximo do valor ideal.

Como um sinograma apenas com fótons primários é uma situação idealizada, analisaremos a seguir o efeito da inclusão dos fótons espalhados nas estimativas dos mapas de atenuação pelas condições de consistência.

5.4.2.2. Inclusão dos fótons espalhados

A primeira evidência do efeito da inclusão dos fótons espalhados sobre a estimativa dos mapas de atenuação, pode ser grosseiramente avaliada através da diferença visual entre as dimensões dos mapas estimados com e sem espalhamento (Fig.5.28). Os mapas estimados com a inclusão dos fótons espalhados são normalmente menores do que aqueles estimados apenas com os fótons primários, confirmando os resultados obtidos por Welch e colaboradores [Wel97], com um modelo contendo três cilindros ativos em uma solução aquosa. Esse resultado é coerente com a idéia simplificada de que o espalhamento acrescenta fótons à imagem final. No entanto, a diminuição nas dimensões dos eixos dos mapas estimados não consegue compensar este acréscimo, como será visto mais adiante.



As figuras 5.29 e 5.30 apresentam as comparações entre a imagem ideal, a imagem corrigida utilizando o mapa de atenuação estimado pelas condições de consistência e a imagem corrigida utilizando o mapa uniforme limitado pelo contorno do corpo ($\mu = 0,12 \text{ cm}^{-1}$).

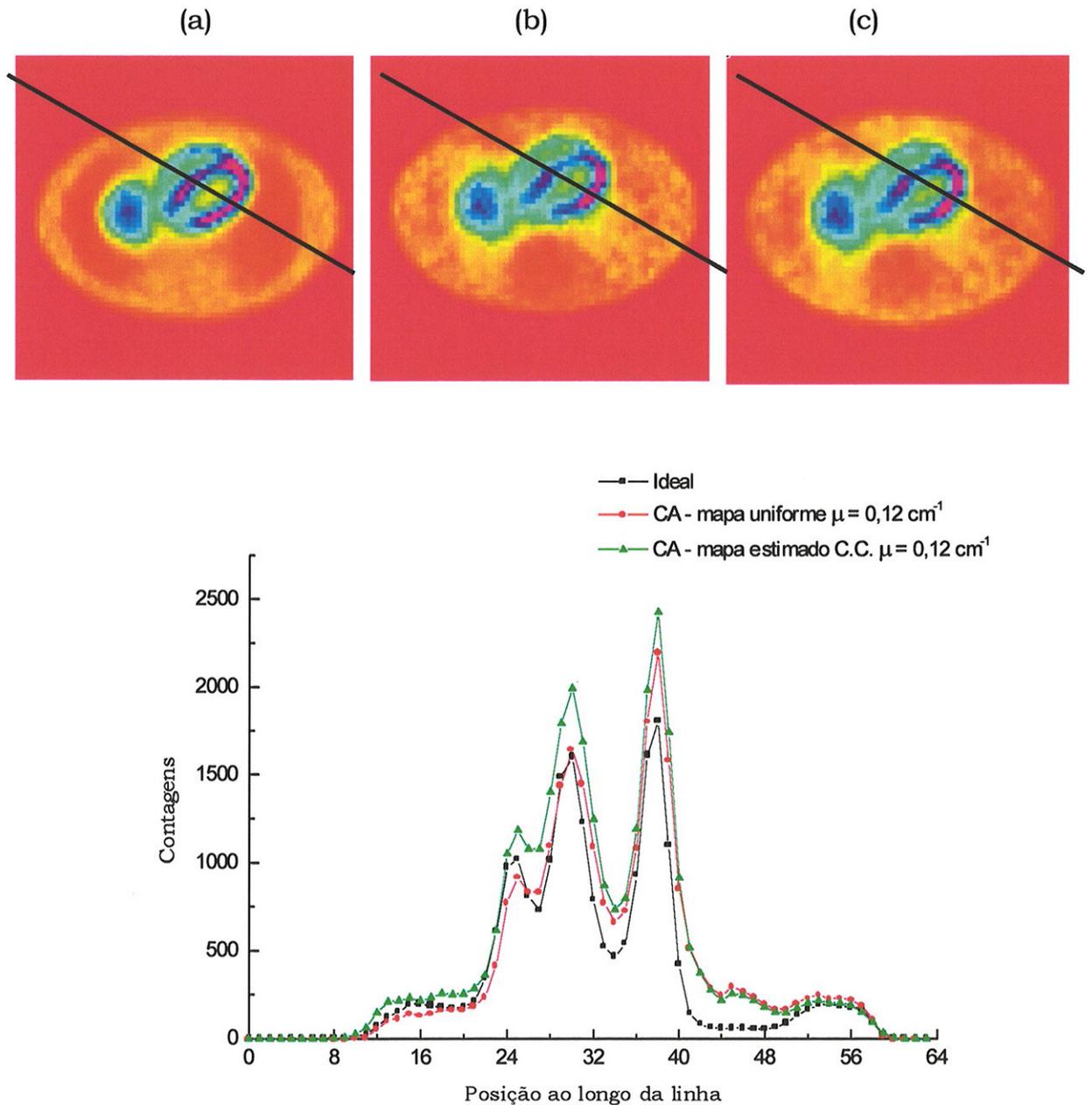


Fig 5.29 Comparações do corte 33: (a) corte ideal (sem atenuador); (b) corte com correção de atenuação utilizando o mapa uniforme limitado pelo contorno do corpo; (c) corte com correção utilizando mapa de atenuação estimado pelas condições de consistência com $\mu = 0,12 \text{ cm}^{-1}$. Abaixo estão representados os perfis de contagem ao longo na linha desenhada sobre a imagem, com origem na parte superior e final na parte inferior.

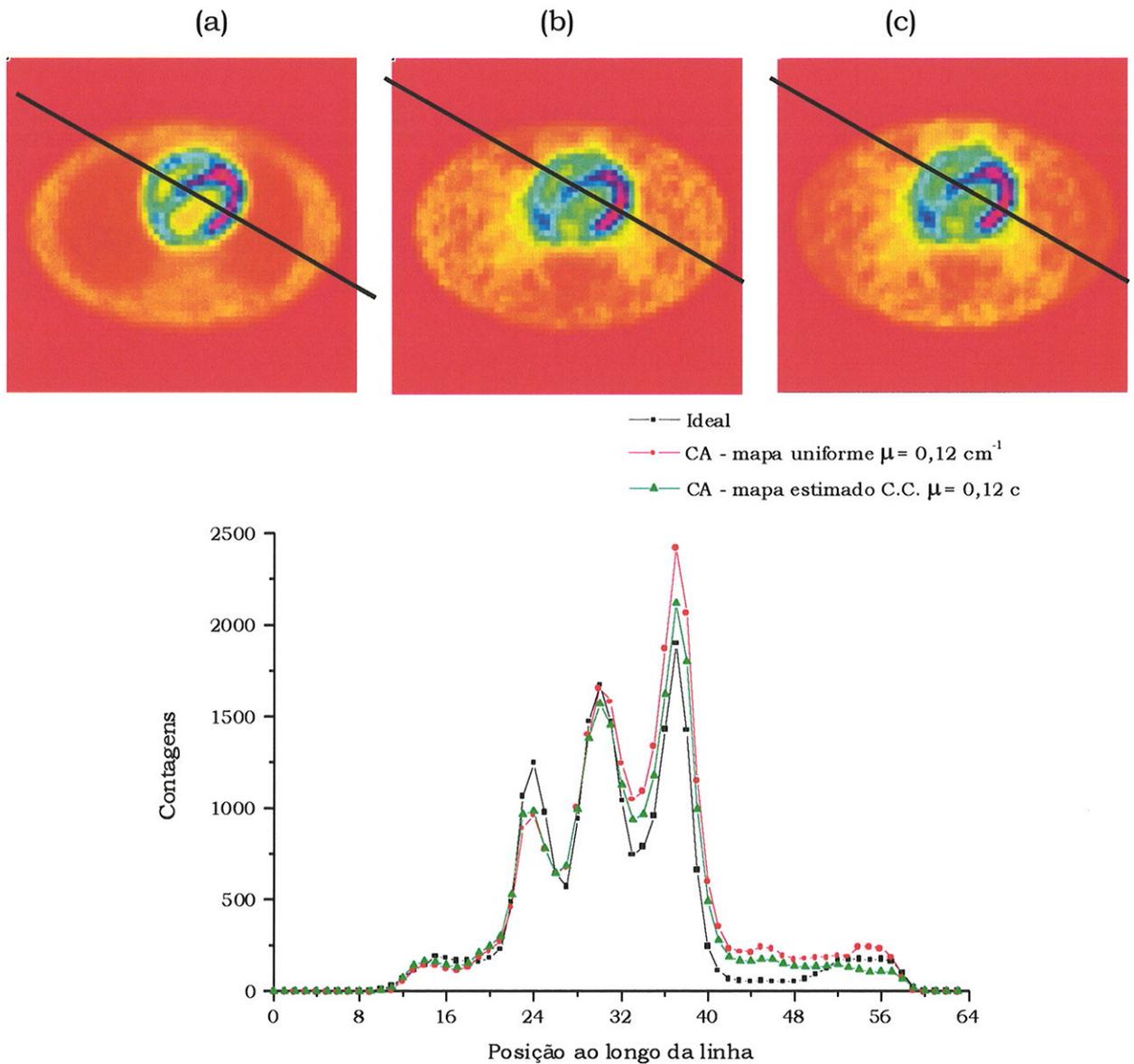


Fig 5.30 Comparações do corte 36: (a) corte ideal (sem atenuador); (b) corte com correção de atenuação utilizando o mapa uniforme limitado pelo contorno do corpo; (c) corte com correção utilizando mapa de atenuação estimado pelas condições de consistência com $\mu = 0,12 \text{ cm}^{-1}$.

Nesse caso, observa-se a correção com o mapa estimado pela consistência gera um resultado pior do que a utilização do mapa uniforme limitado pelo pelo contorno do corpo no corte 33. Esse fato não se repete no corte 36, levando a crer que a alteração da correção deve-se principalmente à presença do fígado ativo no corte 33. piora o resultado da correção em relação ao corte 36. No corte 36, a correção de atenuação utilizando o mapa de atenuação estimado pelas condições de consistência com $\mu = 0,14 \text{ cm}^{-1}$,

leva a um resultado melhor. Assim, existem dificuldades na utilização de um mesmo coeficiente de atenuação para a correção de todos os cortes.

Para avaliar o efeito da inclusão dos fótons espalhados sobre a estimativa dos mapas de atenuação pelas condições de consistência, além da contagem no miocárdio são comparadas também as contagens totais de alguns cortes (Fig. 5.31 e 5.32).

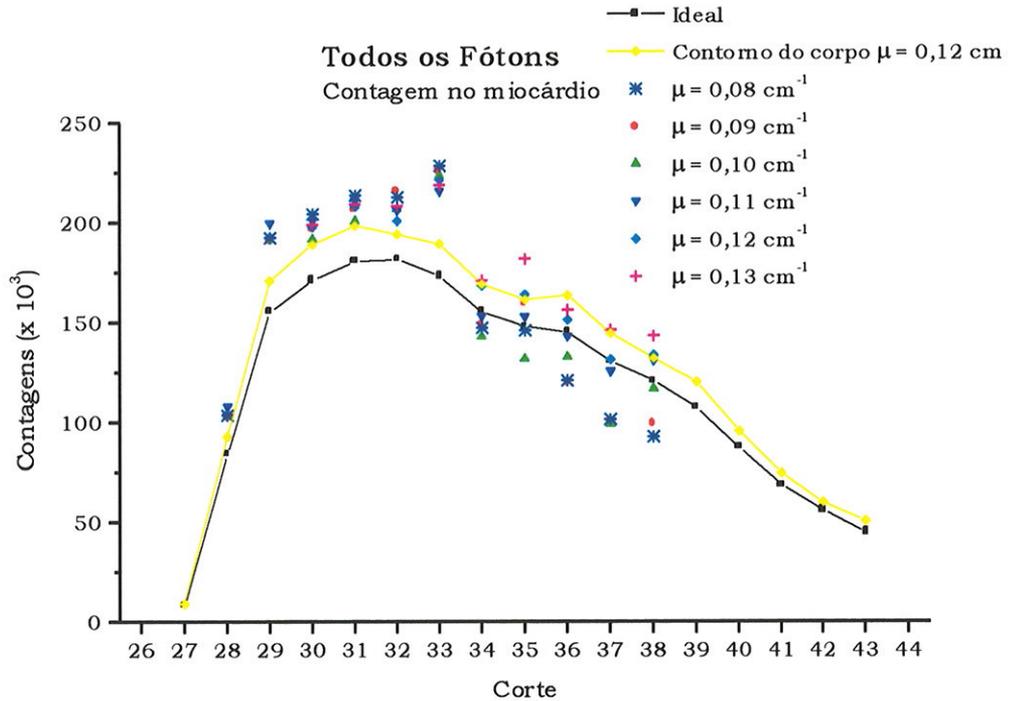


Fig 5.31 Contagem no miocárdio, por corte, na imagem ideal e nas corrigidas utilizando os mapas estimados pelas condições de consistência.

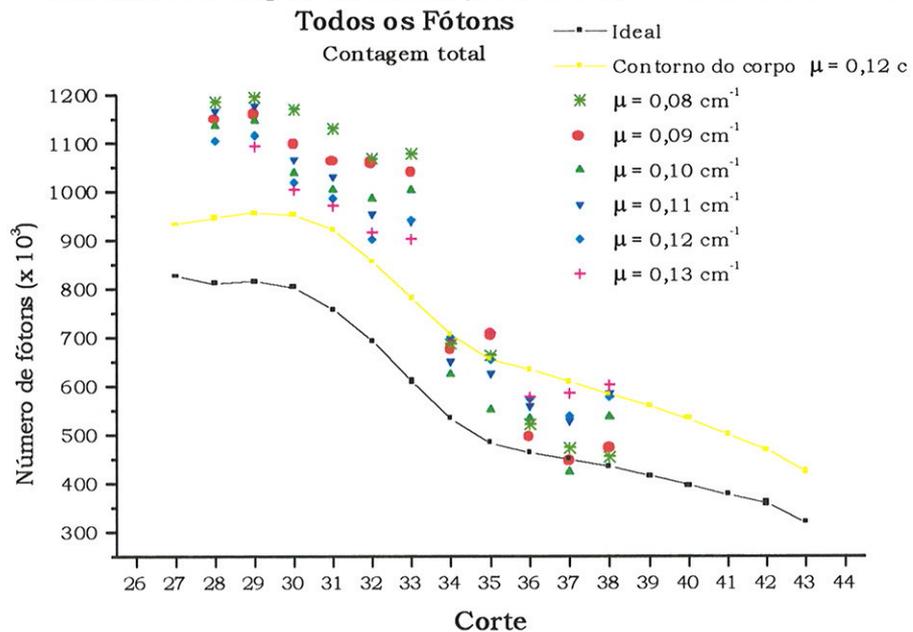


Fig 5.32 Contagem total, por corte, na imagem ideal e nas imagens corrigidas, utilizando os mapas de atenuação estimados pelas condições de consistência.

O cálculo do χ^2 , entre a imagem ideal e as imagens corrigidas, fornece como melhor escolha o valor de $\mu = 0,12 \text{ cm}^{-1}$, conforme mostra a Figura 5.33.

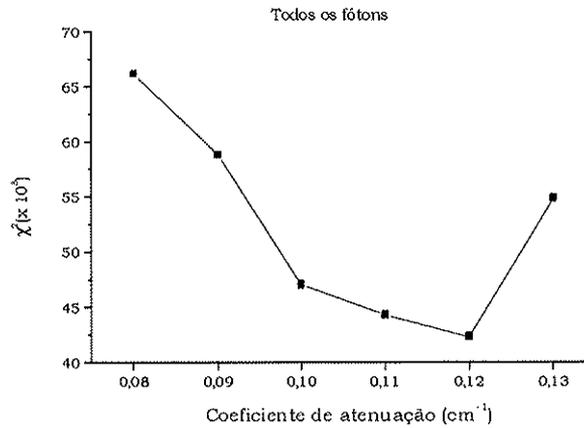


Fig 5.33 χ^2 entre a imagem ideal e a imagem corrigida usando os mapas de atenuação estimados pelas condições de consistência.

A melhor solução, ou seja, o menor erro nas condições de consistência, também é obtida para valores menores de coeficiente de atenuação, resultado coerente com a utilização de um coeficiente de atenuação efetivo de $0,12 \text{ cm}^{-1}$ no mapa uniforme, para correção de atenuação e espalhamento, adotando o contorno do corpo do paciente como limite do meio atenuador.

A comparação dos resultados das correções com a imagem ideal (Fig. 5.31 e 5.32) mostra que a inclusão dos fótons espalhados dificulta o ajuste de um mesmo coeficiente de atenuação para toda a imagem. Particularmente na região do fígado, as condições de consistência fornecem correções bastante imprecisas, para quaisquer valores de coeficientes de atenuação.

A ineficiência do método para a correção de dados de emissão, que incluem os fótons espalhados, pode ser explicada pelo fato das condições de consistência levarem em conta apenas o efeito da atenuação sobre os dados de emissão, sem incluírem, na formulação teórica, qualquer referência ou correção relativa ao espalhamento dos fótons.

A falta de sensibilidade para os eventos espalhados na estimativa do mapa de atenuação através do uso das condições de consistência, revelada na pequena modificação das dimensões do mapa estimado, pode ser

considerada apenas como uma nova solução para um número ligeiramente maior de fótons no sinograma de emissão. Isso confirma que as condições de consistência não são capazes de prever a distribuição espacial dos fótons espalhados.

Os resultados indicam para o fato de que a utilização das condições de consistência para estimar o mapa de atenuação só produzirá resultados quantitativamente corretos se for realizada uma correção de espalhamento apropriada antes da aplicação do método.

Os resultados obtidos por Welch [Wel97] apresentam resultados melhores com o uso das condições de consistência para estimar o mapa de atenuação, principalmente devido à alta contagem utilizada pelo autor.

5.4.3. Utilização dos mapas de atenuação borrados

O efeito da diminuição da resolução espacial dos mapas de atenuação reais foi analisado através do borramento dos mapas perfeitos a serem utilizados na correção. Foram utilizados três níveis de borramento gaussiano: (a) $\sigma^2 = 1$ pixel; (b) $\sigma^2 = 4$ pixels e (c) $\sigma^2 = 16$ pixels (§4.3.3).

As Figuras 5.34 e 5.35 ilustram os cortes 33 e 36 reconstruídos dos fótons primários do modelo MCAT, com diferentes resoluções espaciais dos mapas de atenuação e seus respectivos perfis de contagem, comparados com a imagem ideal. O efeito visual do borramento dos mapas de atenuação perfeitos pode ser observado no §4.3.3. do capítulo anterior.

a) $\sigma^2 = 1$ pixel

(b) $\sigma^2 = 4$ pixels

(c) $\sigma^2 = 16$ pixels

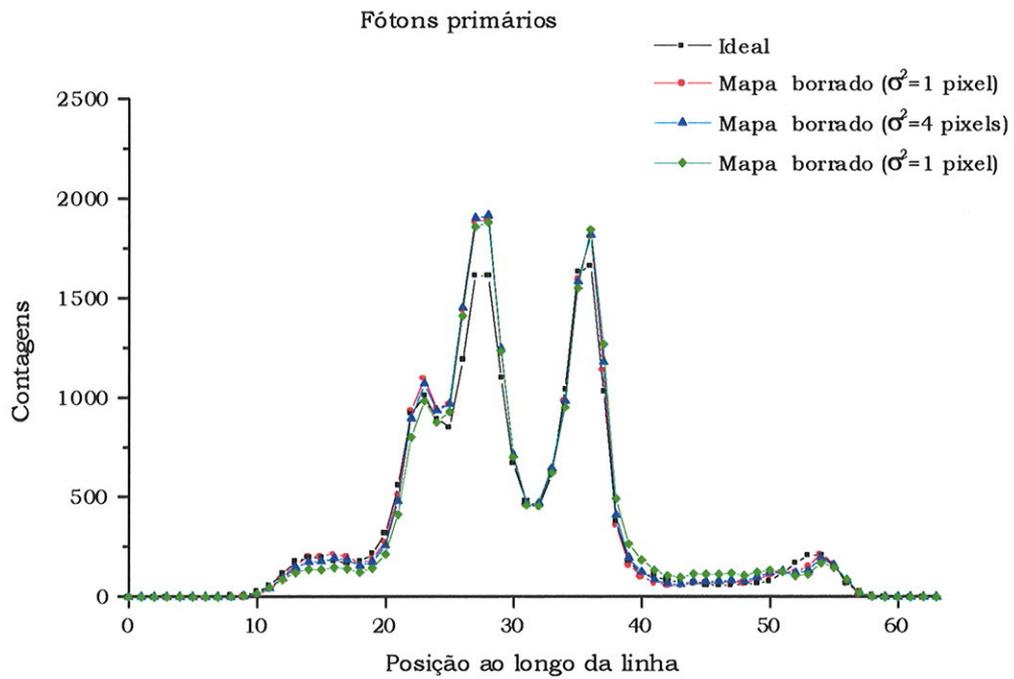
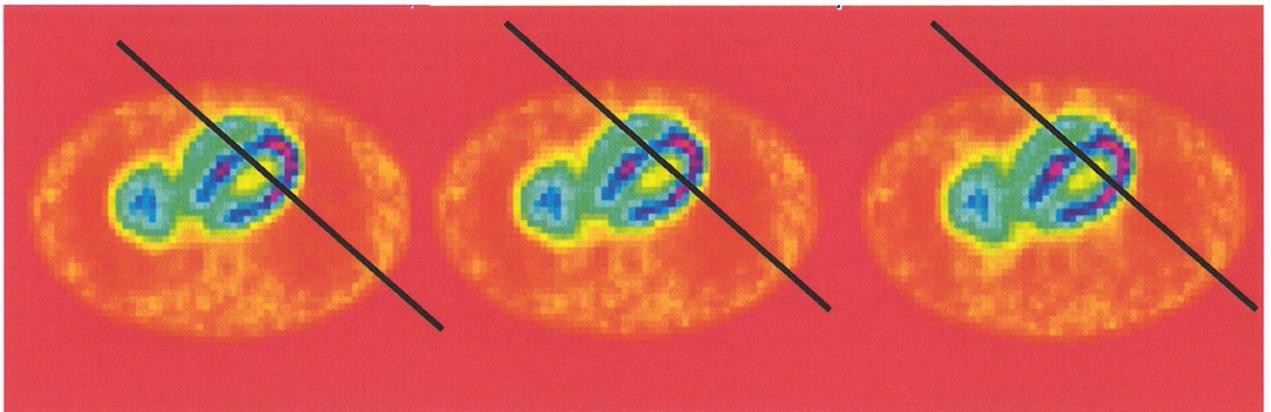


Fig 5.34 Comparações do corte 33, somente com fótons primários, com correção utilizando o mapa de atenuação não-uniforme borrado com gaussiana de: (a) $\sigma^2 = 1$ pixel; (b) $\sigma^2 = 4$ pixels ; (c) $\sigma^2 = 16$ pixels.

(a) $\sigma^2 = 1$ pixel

(b) $\sigma^2 = 4$ pixels

(c) $\sigma^2 = 16$ pixels

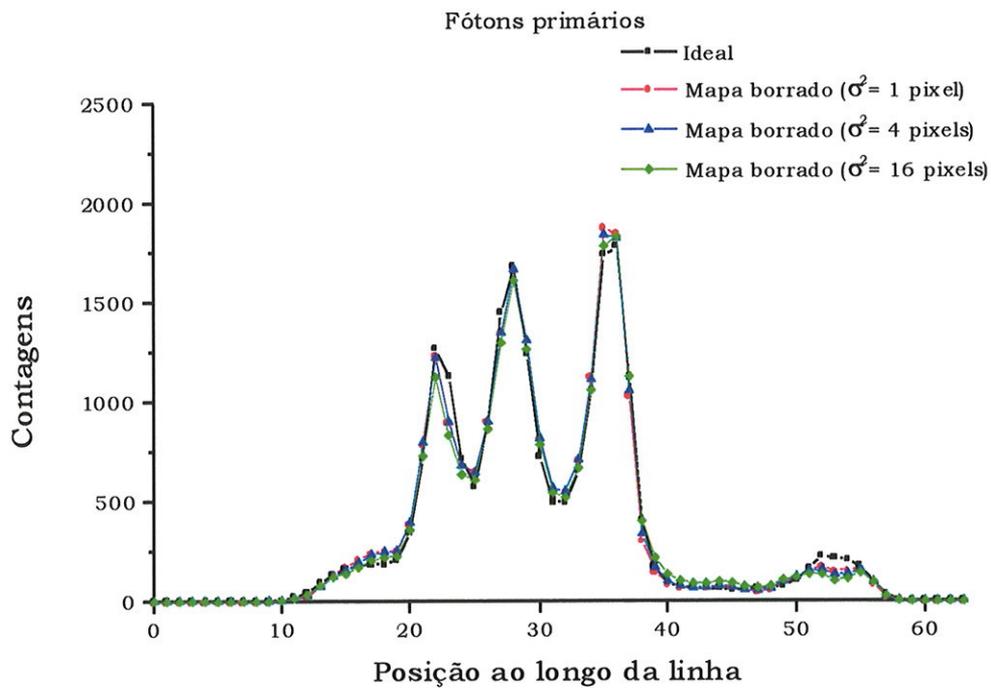
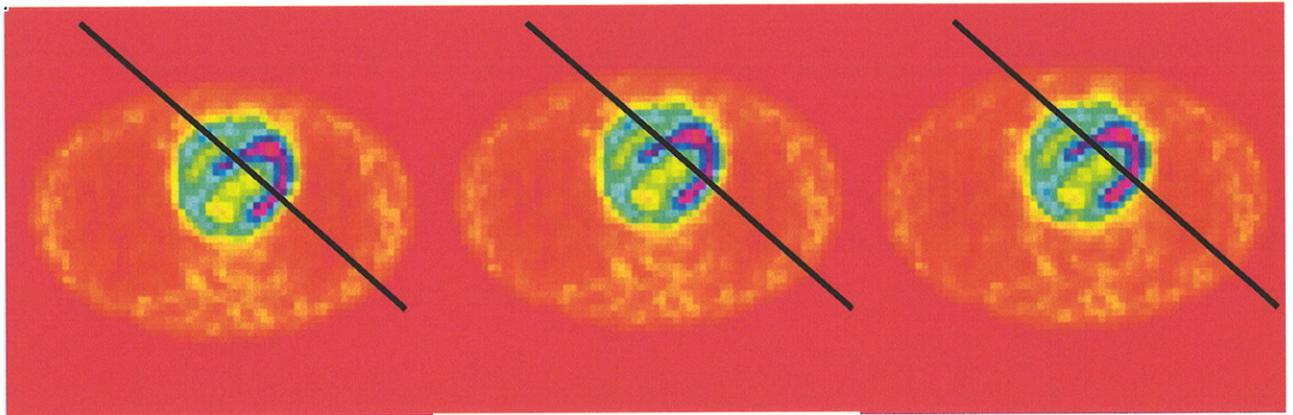


Fig 5.35 Comparações do corte 36, somente fótons primários, com correção utilizando o mapa de atenuação não-uniforme borrado com gaussiana de: (a) $\sigma^2 = 1$ pixel; (b) $\sigma^2 = 4$ pixels ; (c) $\sigma^2 = 16$ pixels.

A presença da alta atividade do fígado nos cortes de 27 a 33 provoca uma diferença na quantificação do perfil de contagem, com um aumento de contagem nas paredes do miocárdio em relação ao caso do corte 36, sem a presença do fígado. Isso pode ser observado comparando os perfis do corte 33 (com a presença do fígado) e do corte 36 (sem a presença do fígado).

Os resultados dos perfis de contagem mostram que, mesmo do caso de borramento severo, não existe mudança significativa na quantificação das paredes do miocárdio, tanto com relação à intensidade quanto ao contraste entre as paredes e a cavidade.

Observa-se também que a utilização dos mapas de atenuação borrados na correção não provoca o surgimento de artefatos no corte reconstruído, tais como aqueles vistos no caso de correção com os mapas uniformes (região escura na área da coluna e raias claras na região do pulmão esquerdo) (Figuras 5.14, 5.15 e 5.16).

Através da contagem no miocárdio, por corte, mostrada na Figura 5.36, verifica-se que a resolução do mapa de atenuação utilizado na correção de atenuação não é o fator mais importante na quantificação.

Imagens idealmente corrigidas para espalhamento (somente primários) são quantitativamente mais corretas que aquelas corrigidas apenas para atenuação, mesmo que o mapa de atenuação seja o mais preciso possível. Mesmo os mapas de atenuação com maior borramento, não são quantitativamente muito diferentes da imagem ideal.

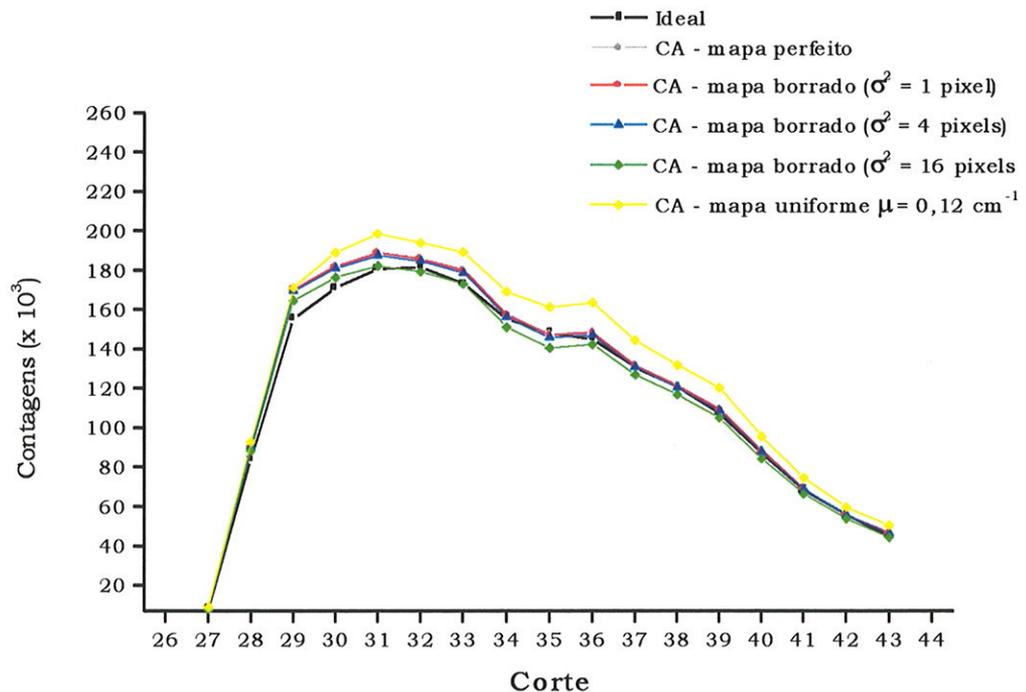


Fig 5.36 Contagem no miocárdio, por corte, na imagem ideal e nas imagens corrigidas utilizando os mapas de atenuação borrados e o mapa uniforme.

O efeito produzido por uma correção "imperfeita" do espalhamento, através do método de Jaszczak com $k = 0,38$ e da correção de atenuação com os mapas borrados, pode ser visto nas reconstruções dos cortes do modelo MCAT que se seguem.

As Figuras 5.37 e 5.38 ilustram as imagens reconstruídas dos cortes 33 e 36 do modelo MCAT, corrigido para espalhamento utilizando o método de Jaszczak ($k = 0,38$), com diferentes resoluções espaciais dos mapas de atenuação, e seus perfis de contagem, comparados com a imagem ideal.

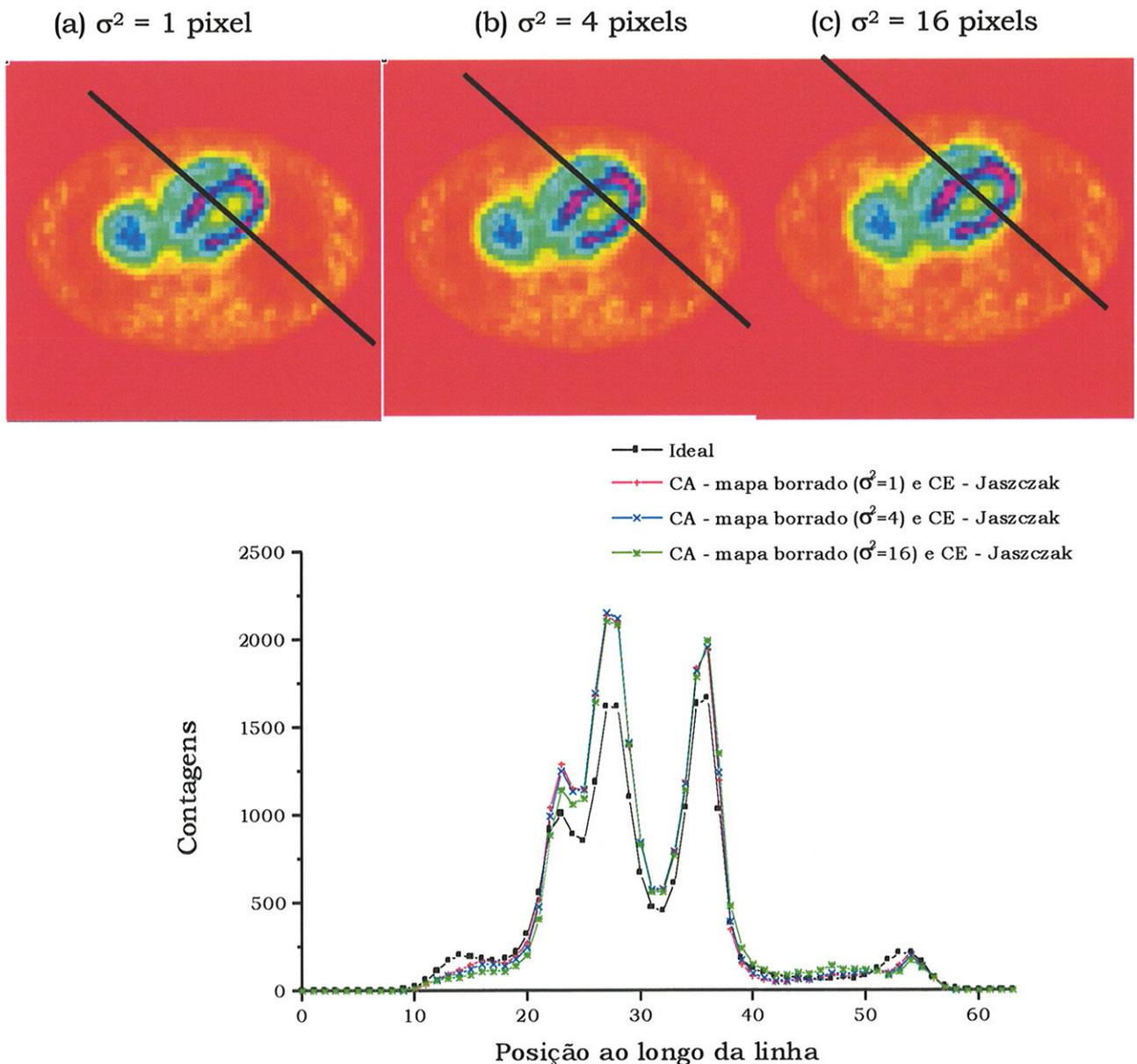


Fig 5.37 Comparações do corte 33, corrigido para espalhamento pelo método de Jaszczak ($k = 0,38$), com correção utilizando o mapa de atenuação borrado com gaussiana de: (a) $\sigma^2 = 1$ pixel; (b) $\sigma^2 = 4$ pixels ; (c) $\sigma^2 = 16$ pixels.

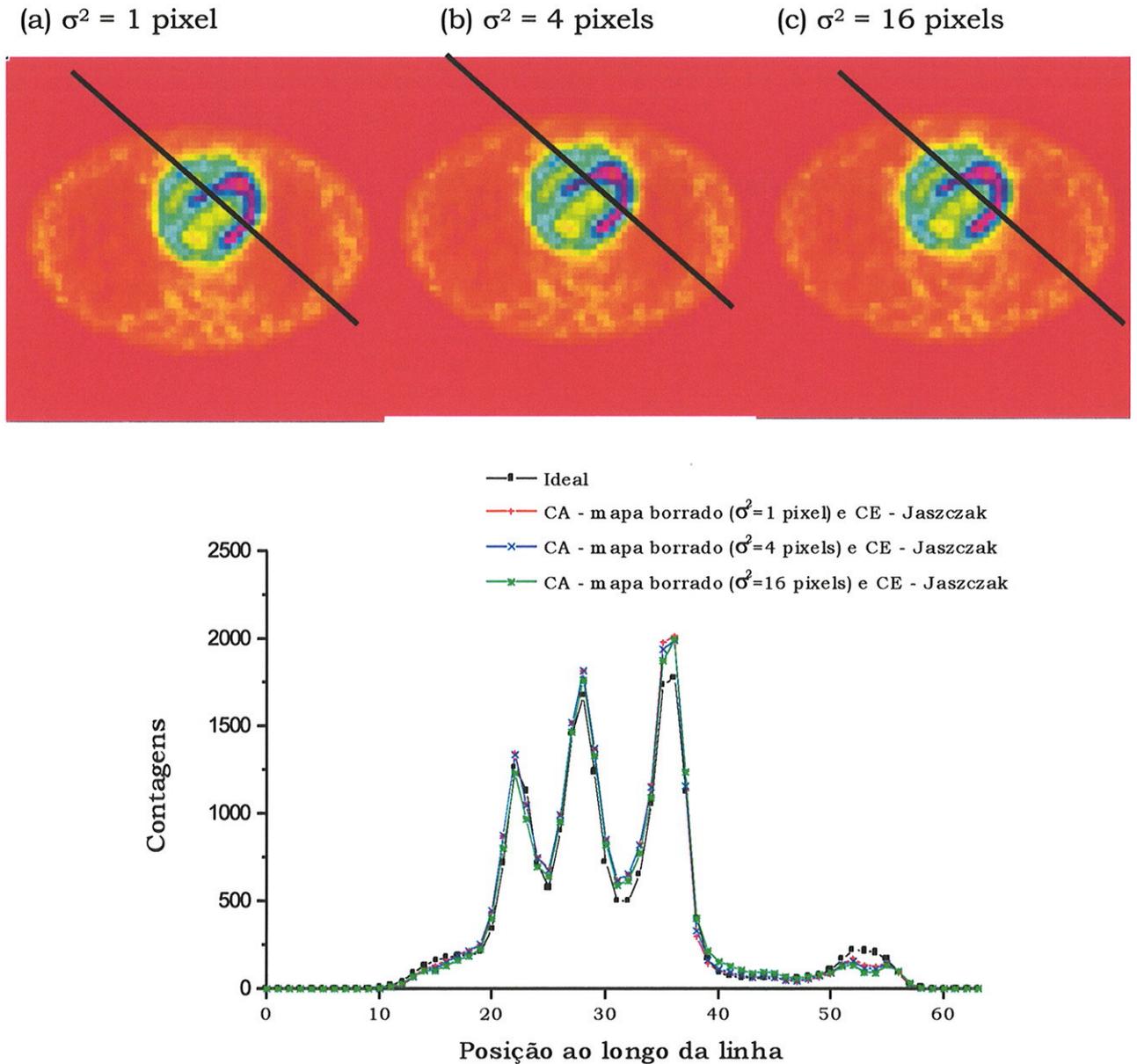


Fig 5.38 Comparações do corte 36, corrigido para espalhamento pelo método de Jaszczak ($k = 0,38$), com correção utilizando o mapa de atenuação borrado com gaussiana de: (a) $\sigma^2 = 1$ pixel; (b) $\sigma^2 = 4$ pixels ; (c) $\sigma^2 = 16$ pixels.

Mesmo com a correção de espalhamento Jaszczak, repete-se o aumento de contagem nas paredes do miocárdio no corte 33 em relação ao corte 36, já verificado no caso das imagens simuladas somente com os fótons primários.

Os perfis de contagem mostram que, mesmo no caso de borramento severo, não existe mudança significativa na quantificação das paredes do miocárdio, mas ocorre uma perda de contraste entre as paredes e a

cavidades. Também não são observados os artefatos vistos no caso de correção com mapas uniformes.

A comparação da contagem no miocárdio, no caso das imagens corrigidas para espalhamento pelo método de Jaszczak e com mapas de atenuação com resoluções espaciais que vão desde o mapa perfeito até um borramento severo, são mostradas na Figura 5.39. Também é comparada a correção de atenuação utilizando o mapa uniforme com $\mu = 0,12 \text{ cm}^{-1}$, limitado pelo contorno do corpo.

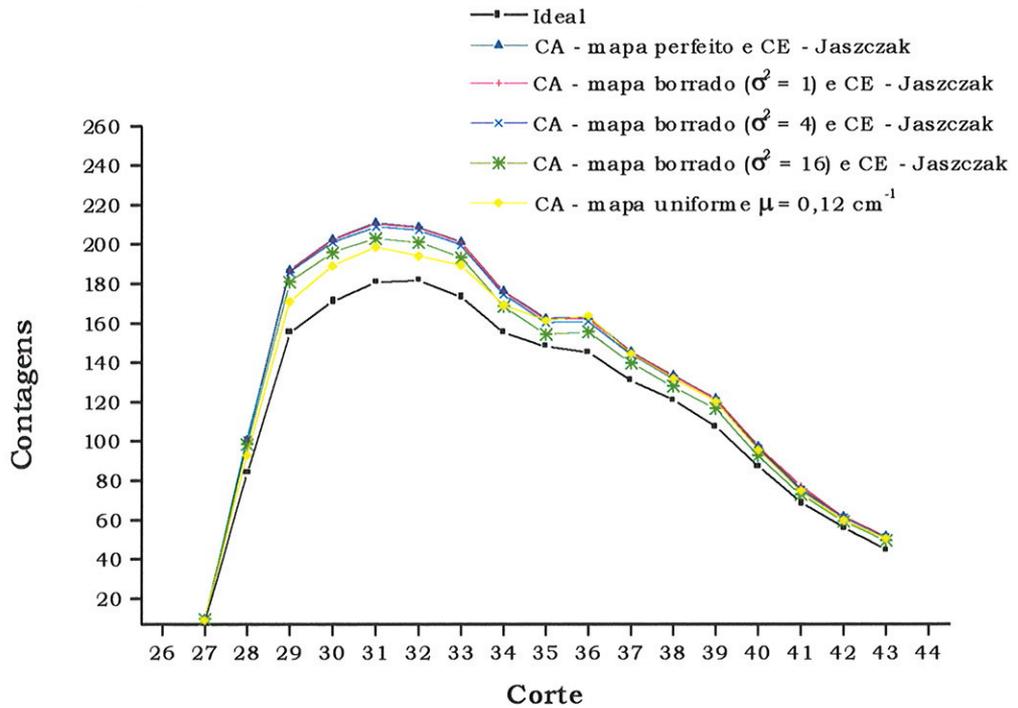


Fig 5.39 Contagem no miocárdio, por corte, na imagem ideal e nas imagens corrigidas com os mapas de atenuação perfeito, borrados e uniforme.

Verifica-se que o espalhamento é o fator mais importante na quantificação em SPECT e não a resolução do mapa de atenuação utilizado na correção de atenuação.

Imagens corrigidas para espalhamento de maneira inadequada apresentaram erros quantitativos mais severos do que aquelas corrigidas para atenuação com mapas de atenuação de baixa resolução, como indicam as Figuras 5.36 e 5.39. Este resultado confirma aquele apresentado na Figura 5.17.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [Buv94] BUVAT, I.; BENALI, H.; TODD-POKROPEK, A. and DI PAOLA, R. (1994) Scatter correction in scintigraphy: the state of art. *Eur. J. Nucl. Med.* 21(7): 675-694.
- [Jas84] JASZCZAK, R. J.; GREER, K. L.; FLOYD Jr., C. E.; HARRIS, C. C. and COLEMAN, R. E. (1984) Improved SPECT quantification using compensation for scattered photons. *J. Nucl. Med.* 25: 893-900.
- [Jas85] JASZCZAK, R. J.; FLOYD Jr., C. E. and COLEMAN, R. E. (1985) Scatter compensation techniques for SPECT. *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, NS-32(1): 786-793.
- [Lie93] LIEW, S. C.; HASEGAWA, B. H.; BROWN, J. K. and LANG, T. F. (1993) Noise propagation in SPECT images reconstructed using an iterative maximum-likelihood algorithm. *Phys. Med. Biol.* 38: 1713-1726.
- [Wel97] WELCH, A. S.; CLACK, R.; NATTERER, F. and GULLBERG, G. T. (1997) Toward accurate attenuation correction in SPECT without transmission measurements. *IEEE Trans. Med. Imag.*, MI-16(5): 532-541.

6. CONCLUSÕES

O presente trabalho pretendeu avançar no sentido de se obter a SPECT quantitativa, ao avaliar diferentes formas de correção de atenuação e espalhamento, através de uma série de simulações computacionais de distribuições radioativas, principalmente do modelo sintético torso-cardíaco MCAT.

Para a correção do espalhamento foram simulados espectros em múltiplas janelas energéticas, que permitiram estudar o efeito resultante e a influência das ordens de espalhamento na imagem. Também foi avaliado o efeito quantitativo do método de correção de espalhamento de Jaszczak, que utiliza duas janelas de aquisição, determinando um fator de espalhamento a ser subtraído do sinograma de emissão na janela de fotopico.

Na análise da correção de atenuação, duas abordagens foram adotadas para avaliar a influência do mapa de atenuação incorporado ao algoritmo ML-EM, com projetor-retroprojetor modificado. Sem utilizar imagens de transmissão, mapas de atenuação uniforme foram determinados através das condições de consistência da transformada de Radon atenuada, somente a partir dos dados de emissão. No caso da disponibilidade de imagens de transmissão, pode-se obter um mapa de atenuação não-uniforme. O efeito da degradação geométrica desse mapa na quantificação da imagem reconstruída e corrigida foi analisado através do borramento gaussiano gradativo do mapa de atenuação perfeito.

A simulação dos espectros energéticos emitidos pelo modelo MCAT confirmou que, mesmo usando janelas de aquisição estreitas, não se consegue excluir os fótons espalhados dos dados de emissão (Figura 5.6). Nas simulações realizadas, verificou-se que as ordens de espalhamento maiores do que 4 contribuem com menos que 1% dos fótons espalhados em relação aos fótons primários (Tabela 5.1). Esse resultado aponta para o fato de que simulações computacionais de modelos de distribuições radioativas de SPECT, utilizando ^{99m}Tc , podem incluir apenas as quatro primeiras ordens de espalhamento, sem incorrer em erro significativo na contagem total.

Os resultados também indicaram que a correção de espalhamento com janela dupla funciona bem em situações com meios aproximadamente uniformes e distribuições ativas uniformes, como no simulador físico de Jaszczak. Neste modelo, a correção do espalhamento recuperou o contraste entre os objetos da imagem e diminuiu a contagem ao nível adequado (Figura 5.12). Para o fator de espalhamento k , determinado de acordo com o método, obteve-se o valor de 0,48, concordando com situações semelhantes relatadas na literatura (§3.2.1).

Nas simulações com o modelo MCAT, observou-se uma forte dependência do fator de espalhamento k com o corte, que é um resultado esperado, devido às grandes diferenças entre as distribuições de atividade e conseqüente atenuação ao longo do modelo. Nos cortes nos quais o fígado estava presente foi calculado um grande fator de espalhamento ($k_{\text{médio}} = 0,42$), em comparação aos cortes seguintes, nos quais o miocárdio é a fonte mais ativa ($k_{\text{médio}} = 0,38$). Mesmo tendo sido utilizado o valor do fator de espalhamento referente aos cortes do miocárdio, a correção de espalhamento pelo método de Jaszczak não foi capaz de corrigir corretamente as imagens. A quantificação apresentou um erro aproximado de cerca de 15% em relação à imagem ideal, na região do miocárdio. No entanto, essa correção ainda foi melhor do que a correção utilizando $\mu = 0,12 \text{ cm}^{-1}$, já que a primeira recuperou melhor o contraste na imagem, como mostraram os perfis de contagem das Figuras 5.14 a 5.16. A justificativa reside no fato de o método de Jaszczak levar em consideração, mesmo que sem muita precisão, a distribuição espacial dos volumes ativos, por utilizar da imagem de espalhamento, enquanto que o outro realiza uma mesma correção em todos os pontos da imagem.

A escolha das janelas de aquisição (fotopico e espalhamento) mostrou-se crucial nesse método, afetando fortemente o valor do fator de espalhamento. Um aumento de 5% na janela de fotopico, com manutenção da janela de espalhamento, modificou o fator de espalhamento médio em cerca de 17%. Esse resultado foi previsível, em virtude da maior fração de fótons espalhados com energia abaixo de 130 keV, como mostrou a simulação do espectro representado na Figura 5.11.

A análise do método proposto por Natterer, para a estimativa do mapa de atenuação através das condições de consistência da transformada de Radon atenuada, foi feita com o modelo MCAT, considerando quatro situações estatísticas de contagem e diferentes coeficientes de atenuação da estimativa inicial do mapa de atenuação (protótipo). O presente trabalho contribuiu para uma melhor compreensão deste método com relação aos anteriores (§3.3.2) ao estimar o mapa de atenuação relativo a uma distribuição radioativa altamente não-uniforme, contendo diversos volumes ativos em um meio atenuador não-uniforme, como o MCAT. Trabalhos anteriores não haviam considerado a influência da contagem sobre a solução das condições de consistência, tampouco utilizaram diferentes valores de coeficientes de atenuação na estimativa inicial do mapa.

As condições de consistência levaram sempre à obtenção da mesma solução, ou seja, do mesmo mapa final, para cada corte, partindo de um mapa de atenuação inicial, com um mesmo coeficiente de atenuação uniforme. A correção utilizando o mapa de atenuação uniforme estimado pelas condições de consistência gerou os mesmos artefatos produzidos pela correção com o mapa uniforme limitado pelo contorno do corpo, como raias de maior atividade nos pulmões e uma região de pouca atividade na parte central posterior, onde existe a coluna vertebral. Tais artefatos são particularmente intensos nos cortes próximos ao fígado (Fig. 5.29). No entanto, a liberdade de distorção do mapa estimado além dos limites do corpo permitiu uma correção melhor no caso dos cortes distantes do fígado (Fig. 5.30) e uma quantificação melhor do miocárdio nessa região (Fig. 5.31), em comparação com a correção utilizando o mapa com $\mu = 0,12 \text{ cm}^{-1}$ limitado pelo contorno do corpo.

O mapa de atenuação mais consistente com os dados de emissão foi avaliado através do erro residual das condições de consistência, ou seja, do valor resultante da equação 3.20, para um dado mapa de atenuação estimado. Verificou-se que o erro residual nas condições de consistência é dependente da contagem no sinograma (Fig. 5.1), sendo tanto maior quanto menor for a contagem total. Apesar do menor erro residual, uma contagem maior não foi capaz de diferenciar a melhor solução, em termos do valor de coeficiente de atenuação mais consistente com os dados de emissão. Para

obter a melhor solução, determinado pelo melhor ajuste aos dados ideais, foi utilizado o χ^2 entre a imagem corrigida e a imagem ideal, na escolha do coeficiente de atenuação a ser utilizado no mapa de atenuação inicial.

A inclusão dos fótons espalhados no sinograma de emissão modificou a solução das equações de consistência, deslocando o valor de μ para valores menores do que aqueles obtidos com o sinograma de fótons primários. Para um mesmo valor de μ , o mapa de atenuação estimado com a inclusão dos fótons espalhados foi um pouco maior do que aquele estimado apenas com os fótons primários. Ambos os resultados confirmaram a idéia simplista de que o espalhamento acrescentou fótons ao sinograma de emissão. No entanto, os resultados da contagem no miocárdio foram insatisfatórios, particularmente na região do fígado, como mostrou a Figura 5.31.

Os resultados apontaram para o fato de que o uso das condições de consistência para estimar o mapa de atenuação só produzirá resultados quantitativamente corretos se for realizada uma correção de espalhamento apropriada antes da aplicação do método.

O estudo da diminuição da resolução geométrica do mapa de atenuação a ser utilizado na correção de atenuação mostrou que os borramentos não provocaram um efeito significativo sobre a quantificação da imagem reconstruída. Mesmo no caso do borramento severo, a quantificação das paredes do miocárdio, tanto em relação à intensidade quanto ao contraste foi preservada. O borramento também não provocou o surgimento de artefatos nos cortes reconstruídos, tais como aqueles vistos no caso da correção com mapas uniformes.

Imagens idealmente corrigidas para espalhamento (somente primários) revelaram-se quantitativamente mais corretas do que aquelas corrigidas apenas para atenuação, mesmo com o mapa perfeito. Imagens corrigidas para espalhamento de maneira inadequada apresentaram erros quantitativos maiores do que aquelas formadas apenas por fótons primários e corrigidas com mapas de atenuação de baixa resolução.

Este trabalho mostrou, claramente, que o espalhamento é o fator mais importante na quantificação em SPECT, enquanto a correção de atenuação é mais eficaz qualitativamente.

Mais ainda, verificou-se que a degradação geométrica no mapa de atenuação não-uniforme afeta, em menor grau, as imagens finais que o uso de mapas de atenuação uniforme.

A análise deste trabalho não se conclui com os resultados obtidos até o momento. Como o espalhamento e a atenuação estão intimamente correlacionados, o ideal seria incluir o espalhamento diretamente nas condições de consistência da transformada de Radon atenuada. No entanto, essa inclusão é complexa, pois o espalhamento é um fenômeno intimamente relacionado com a distribuição espacial do objeto e a posição do sistema de detecção. Uma possibilidade seria incluir no algoritmo projetor-retroprojetor de reconstrução, um modelo da função resposta do espalhamento, baseado na parametrização de funções resposta para fontes pontuais imersas em meios atenuadores, em diferentes profundidades.

Outra abordagem interessante, já proposta por Welch, seria liberar o μ , deixando-o como parâmetro livre nas condições de consistência, para que ele fosse ajustado em cada ponto. No entanto, a inclusão de um número de variáveis igual ao número de pontos dentro do contorno do corpo geraria um número muito grande de equações de consistência a serem resolvidas, acarretando um problema numérico cuja solução requer uma investigação mais profunda.

Apêndice A - Câmara cintilográfica

A câmara cintilográfica é formada por um detector de cristal cintilador, normalmente de NaI(Tl), de espessura da ordem de 1 cm e diâmetro entre 40 e 50 cm, no qual estão acoplados tubos fotomultiplicadores. A radiação é absorvida pelo cristal cintilador e sua energia é convertida em uma cascata de fótons de cerca de 2 eV (visível), que são detectados pelos tubos fotomultiplicadores. A trajetória da radiação a partir do paciente é limitada por um colimador de chumbo com milhares de pequenos orifícios. A geometria dos orifícios é variável na forma (circular, quadrado ou hexagonal) e na orientação (paralela, convergente, divergente, inclinado, etc.).

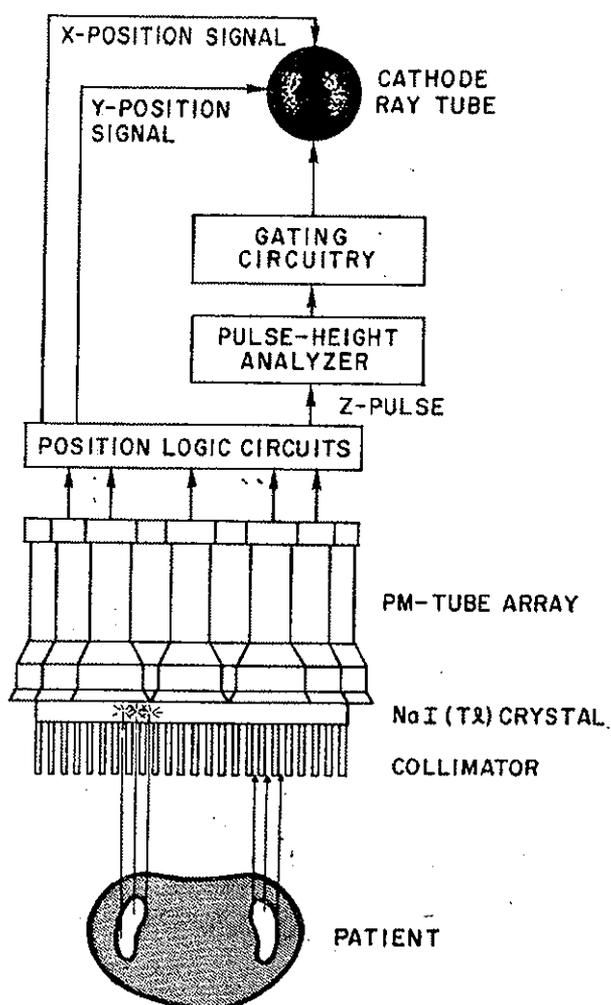


Fig.2.1. Principais elementos de uma gama câmara [Sor87].

[Sor87] SORENSON, J. A and PHELPS, M. E. (1987) *The physics of nuclear medicine*. W.B. Saunders Company, Philadelphia.

As informações sobre a posição e a energia dos fótons são obtidas através de um circuito de posicionamento conectado aos tubos fotomultiplicadores, e circuitos de diferença e soma entre os sinais. A amplitude do sinal, proporcional à energia do fóton absorvido pelo cristal, é verificada por um analisador de altura de pulso, que seleciona os pulsos cuja a tensão corresponde à soma dentro de uma janela de energia centrada no fotopico do radioisótopo. A estatística de contagem dos fótons tem um papel importante na determinação precisa da posição do evento.

Se a câmara for mantida em uma única posição, a imagem obtida será a projeção plana da distribuição volumétrica do objeto que emite radiação γ . No caso da aquisição de imagens tomográficas, a câmara realiza uma rotação ao redor do objeto, durante a qual são obtidas diversas projeções com espaçamento angular constante.

Apêndice B - SimSET

O *Photon History Generator (PHG)* é um aplicativo do pacote *SimSET*^{*}, desenvolvido pela University of Washington, e projetado para implementar simulações de Monte Carlo para criação e transporte de fótons através de atenuadores heterogêneos, para tomografias de emissão como SPECT e PET [Lew88]. O objetivo do *PHG* é simular o transporte dos fótons gerados por uma distribuição de um radionuclídeo (objeto de atividade) através de um objeto independente atenuante (objeto de atenuação). Apesar dos dois objetos fornecerem informações diferentes para a simulação, eles compartilham de uma definição geométrica/paramétrica comum. O pacote permite a geração de objetos de atividade e atenuação regulares, como voxels, cilindros e esferas, ou a utilização de imagens pré-existentes como fatias de *phantoms* digitais em arquivos binários, onde cada índice é do tipo *unsigned integer* com 1, 2 ou 4 bytes.

Para a execução, o *PHG* utiliza quatro arquivos principais: o arquivo de parâmetros principal (*.phg_param); o arquivos de parâmetros de histogramação ou *binning* (*.bin_param); o arquivo de índices do objeto de atividade (*.act_index); e o arquivo de índices do objeto de atenuação (*.att_index).

O arquivo de parâmetros principal permite a especificação dos seguintes parâmetros de simulação: tipo de amostragem para Monte Carlo, ângulo de aceitação considerado para detecção, número de decaimentos para simulação, opção de simulação de SPECT ou PET, energia mínima abaixo do qual o fóton é absorvido (51-1000 keV), energia inicial do fóton (51-1000 keV), valor da semente para o gerador de números randômicos, além dos parâmetros geométricos como número de cortes, limites no espaço *x*, *y*, *z*, tamanho do voxel e posição do detector. Este arquivo também chama os arquivos de índices de objeto de atividade e atenuação, assim como habilita a utilização de arquivos para o colimador e para o detector.

^{*}Fonte: <http://totally.rad.washington.edu/nm/simset1>

[Lew88] LEWELLEN, T. K.; ANSON, C. P.; HAYNOR, D. R.; HARRISON, R. L.; BICE, A. N.; SCHUBERT, S. F.; MIYAOKA, R. S.; GILLESPIE, S. B. and ZHU, J. (1988) Design of a simulation system for emission tomographs. *J. Nucl. Med.* 29: 871.

O arquivo de parâmetros de *binning* permite a criação de um histograma multi-dimensional, a partir da história dos fótons, fornecendo a contagem em cada elemento ou canal (*bin*), na forma de um sinograma, em formato binário, com 1, 2 ou 4 bytes inteiros e um *header* de tamanho fixo (8192 bytes). Dentre as opções de *binning* estão: a escolha da saída separada ou conjunta de fótons primários e fótons espalhados (opção 0 = todos os fótons; opção 1 = uma imagem dos fótons primários e outra dos fótons espalhados; opção 2 = uma imagem dos fótons primários e n imagens dos fótons espalhados, onde n é o número de espalhamentos); os limites espaciais (distância no eixo z , distância transaxial e número de ângulos azimutais), a faixa de energia e o número de canais de energia. O tamanho da imagem de saída será igual ao (número de projeções*canais de energia) na horizontal e (número de detectores na direção transaxial*número de imagens definidas pela opção de saída de espalhamento).

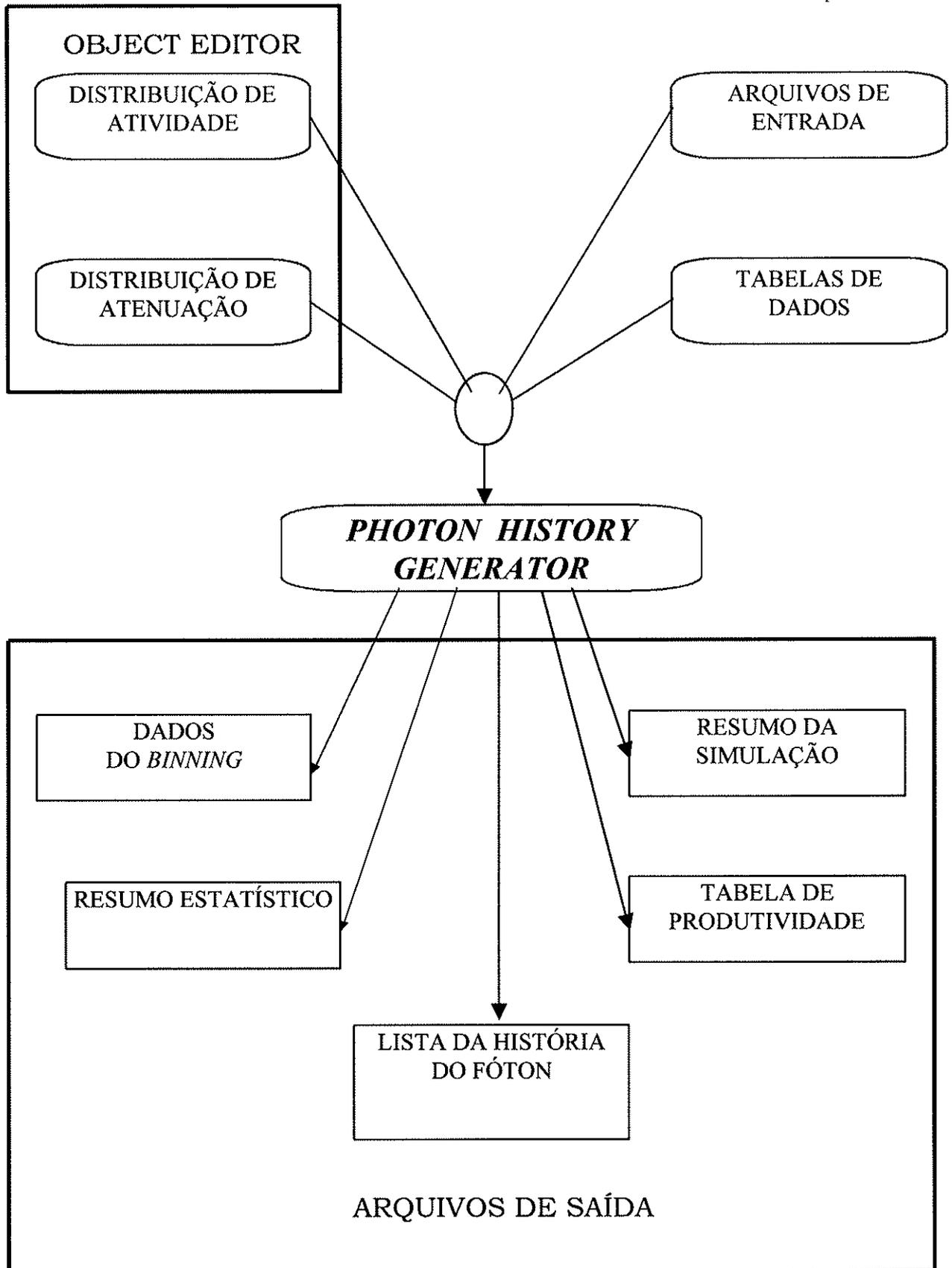
No caso de utilização de um arquivo para o colimador (*.col_param), a simulação de colimadores de SPECT é baseada no modelo geométrico desenvolvido por Tsui e Gullberg [Tsu90]. Este módulo permite a especificação das características geométricas do colimador, tais como geometria do orifício, distância focal, raio de rotação, espessura, raio do orifício, espessura septal, limites na direção z , ângulo inicial e final. No módulo do colimador, não há simulação de Monte Carlo, modelagem de espalhamento ou penetração septal.

O módulo do detector, para SPECT, realiza um borramento gaussiano na energia do fóton, a partir da definição da energia de referência e da resolução energética em FWHM (%) da energia de referência.

Os arquivos de saída constituem: um resumo da simulação com os principais valores dos arquivos de entrada e *binning*; um resumo estatístico com dados de tempo de CPU, número de eventos simulados, número de eventos por faixa de energia, número de eventos rejeitados, etc.; uma tabela de produtividade; a imagem do sinograma e uma lista de história do fóton.

A seguir, encontra-se um esquema da estrutura do Pacote SimSET.

[Tsu90] TSUI, B.M.W. and GULLBERG, G.T. (1990) The geometric transfer-function for cone and fan beam collimators. *Phys. Med. Biol.*,35(1): 81-93.



Apêndice C - PRIOR

O programa PRIOR oferece um conjunto de métodos para a reconstrução iterativa de imagens de Medicina Nuclear em 2D. O programa aplica-se a dados de PET e SPECT, ambos em amostragem paralela.

Os algoritmos de reconstrução implementados originalmente eram: o método algébrico ART; o algoritmo ML-EM tradicional; ML-EM utilizando *ordered-subsets*; o MAP com suavização com a imagem de FBP suavizada como informação *a priori*; o método MAP-GEM com três formas de função potencial que encorajam a criação de regiões suaves descontínuas; e o mesmo *prior* mecânico anterior, auxiliado por um mapa de segmentação anatômico; e a reconstrução clássica por FBP;

Os programas originais trabalhavam sempre com dados de aquisição de 0 a 180°, sem correção de atenuação.

Nosso trabalho ampliou as capacidades do programa ao incluir uma opção de reconstrução ML-EM com projetor-retroprojetor modificado pelo mapa de atenuação, em aquisições de 0 a 360°. Nessa opção é possível definir o arquivo do mapa de atenuação e o número de iterações desejadas. No caso do mapa de atenuação não ser definido, ele é considerado igual a zero e o algoritmo ML-EM reconstrói a imagem sem correção, para sinogramas adquiridos em 360°.

Foram acrescentadas duas opções de formato para os arquivos de entrada, utilizando dados RAW, com tipo FLOAT ou INTEGER. Tais opções permitem a reconstrução dos arquivos de saída do programa de simulações de Monte Carlo, o SimSET, sem necessidade de conversão. O formato implementado para o mapa de atenuação foi RAW, tipo FLOAT.

A Figura C.1, a seguir, mostra a interface do programa PRIOR com o usuário e as opções de reconstrução disponíveis.

```

boltz-Main

*** 2D Reconstruction of One Slice ***

a) Generic file name           : MCAT_33
b) Emission sinogram directory : /home/anasilva/recon/images/MCATnun/
c) Prior data directory        : /home/anasilva/recon/images/
d) Image directory             : /home/anasilva/recon/recons/MCAT2thr/
e) Scan file extension         : .raw2
f) Sinogram format             : Raw SimSET SPECT (2pi) - FLOAT
[g] Carry out attenuation correction : Yes
h) Directory for attenuation map : /home/anasilva/recon/images/MCATatt2thr/
i) Attenuation map file extension : .015_t
j) Attenuation map format      : Raw - FLOAT
k) Prior data file extension    : .pri
l) Prior data format           : Colour X-bitmap (xpm2)
m) Image format                : 8-bit grey map (PGM)
>n) Carry out ART reconstruction : No
>q) Carry out simultaneous EM-ML updating : No
[Y] Carry out attenuated EM-ML   : Yes
  Z) Number of iterations for attenuated EM : 20
>s) Carry out view-wise EM-ML updating : No
>u) Carry out view-wise MAP with smoothing : No
>x) Carry out MAP reconstruction with GEM : No
>D) Carry out MAP-GEM + anatomical prior : No
>I) Carry out FBP reconstruction : No
>L) Simulate emission data from prior data : No
R) Image dimension in pixels (odd) : 127
S) Number of views                : 128
T) Transaxial sampling distance in cm : 0.625
X) Exit program
??) General help

Choose option to modify (or <CR> to start reconstruction)
(or ?a, ?b, ?c ... for help on items a, b, c ...) : 

```

Fig. C.1 Interface do programa PRIOR com o usuário.

Apêndice D - Khoros

Originalmente criado como um ambiente de software para a pesquisa em processamento de imagens pela Universidade do Novo México (USA), Khoros vem sendo usado como uma ferramenta tanto para pesquisa como para o desenvolvimento em uma vasta gama de aplicações incluindo inspeção industrial (visão computacional), diagnóstico médico e análise de ecossistemas [Ras90].

A infra-estrutura do Khoros está esquematizada na Figura D.1, a seguir:

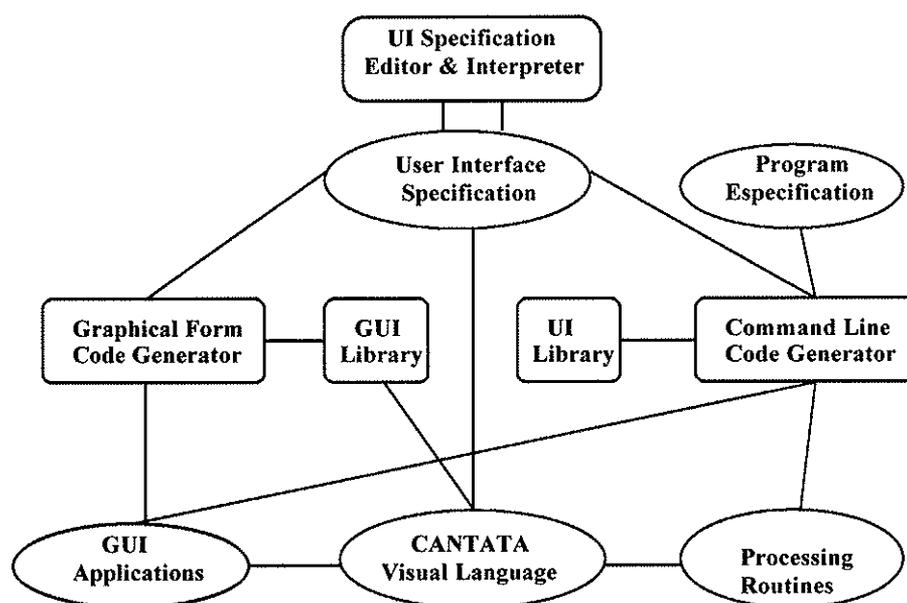


Fig. D.1 Infra-estrutura do sistema Khoros.

O sistema de desenvolvimento da interface com o usuário inclui uma interface de alto nível combinada com geradores de código, ferramentas interativas de desenvolvimento e manutenção de software.

A especificação da interface com o usuário (UI) é central para a estrutura de software do sistema Khoros e contém informações pertinentes a aparência física e funcionalidade de uma aplicação.

Há dois geradores de código para interfaces com o usuário contidos no sistema Khoros: um deles gera código C necessário à criação da interface gráfica com o usuário (GUI), baseada no sistema X-Windows, e o outro gera

código C para o controle da linha de comando (UI), de acordo com o sistema UNIX. Estes programas podem ser usados em conjunto ou separadamente.

A interface de desenvolvimento e as ferramentas para geração de código têm sido utilizadas para a criação de vários programas de aplicação para uso dentro do ambiente Khoros. Estes programas incluem programas de plotagem em 2D/3D e um editor interativo para a visualização de imagens. A utilização destas ferramentas têm se concentrado na implementação da linguagem de programação visual Cantata e as suas bibliotecas associadas, aplicadas ao processamento de sinais e imagens.

A programação visual é direcionada para reduzir as dificuldades envolvidas na criação e utilização de programas de computador. Ela representa uma tentativa de explorar nossas capacidades não verbais, combinando as disciplinas de computação gráfica interativa, linguagens de programação e engenharia de software.

A implementação de algoritmos, com freqüência, começa com um conjunto de grafos de fluxo ou um diagrama de blocos. Cantata é graficamente expressa como uma linguagem orientada por fluxo, que fornece um ambiente de programação visual dentro do sistema Khoros. O fluxo de dados é uma abordagem naturalmente visível, no qual o programa é descrito como um grafo orientado, onde cada nodo representa um operador (ou função) e cada arco entre nodos representa o caminho através do qual os dados fluem. Neste modelo, a execução de um nodo ocorre sempre que os dados inerentes à operação estejam disponíveis. O resultado é colocado no nodo de saída do arco e segue para o próximo nodo, para o processamento. Na Cantata, os nodos representam as rotinas para o processamento de informação e as entradas representam os dados a serem processados por estes nodos.

A Figura D.2, a seguir, apresenta um grafo de fluxo de uma dada aplicação usando a linguagem Cantata.

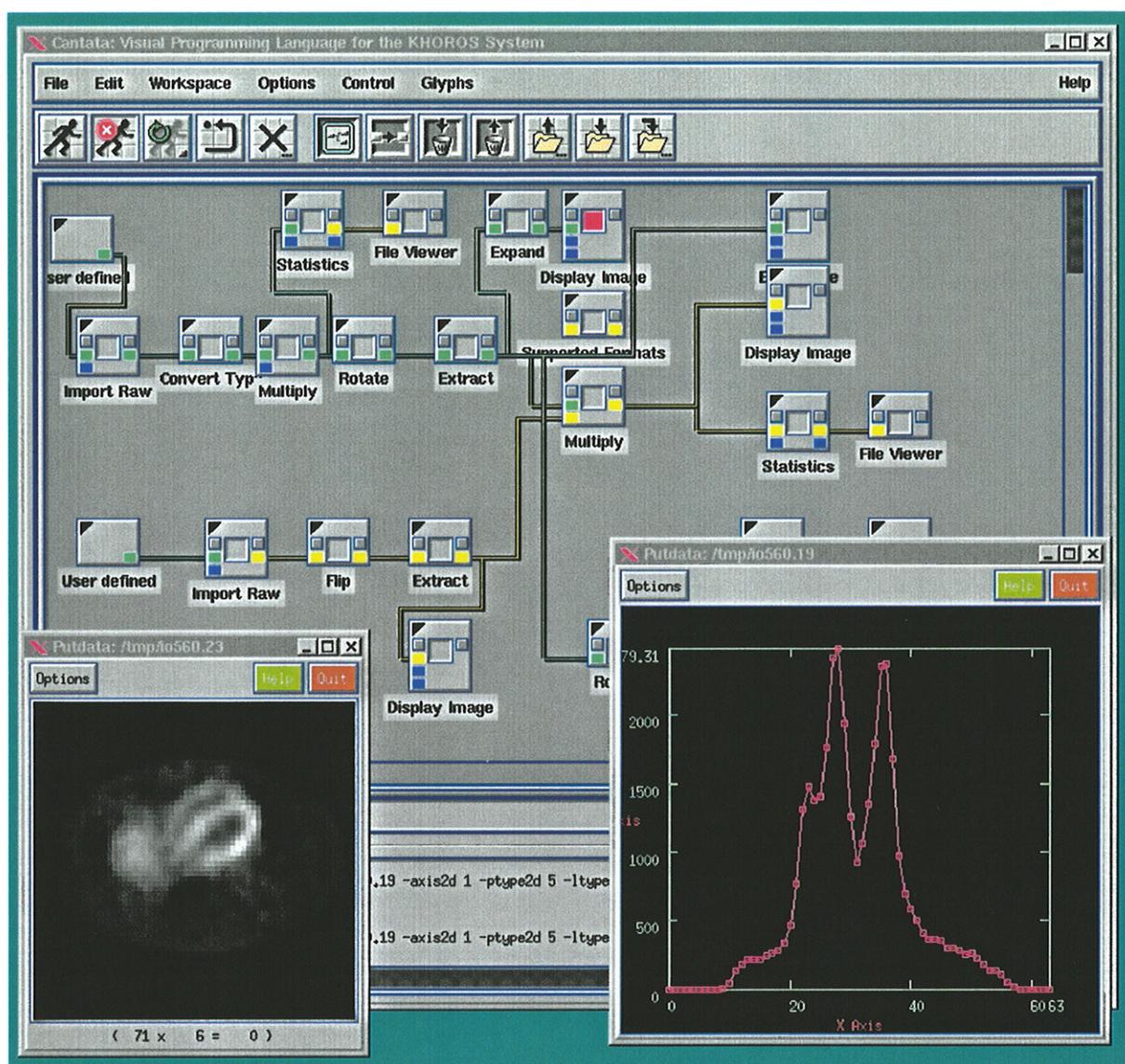


Fig D.2 Área de trabalho da linguagem Cantata, do sistema Khoros.

Os elementos gráficos da linguagem visual consistem da área de trabalho (*workspace*), *forms*, *glyphs* e conexões. A área de trabalho da linguagem Cantata consiste de um grande espaço em branco no qual os programas de aplicação podem ser montados. Esta área possui uma tela gradeada, que orienta os elementos no espaço. Um *glyph* é um pequeno ícone que representa uma rotina de processamento selecionada a partir de um conjunto de *forms* ou menus. Cada *glyph* contém conexões de entrada e/ou de saída, representadas pelos botões posicionados à esquerda e a direita do mesmo. Os três botões acima representam os procedimentos para destruir o *glyph*, retornar ao menu do *glyph* (*subform*) e executar a rotina de processamento representada. Para criar uma dada aplicação, o usuário seleciona as estruturas de controle e rotinas de processamento desejadas,

posiciona os ícones correspondentes na área de trabalho e interconecta estes elementos para indicar o fluxo de processamento de uma rotina para outra.

Vários sistemas têm demonstrado este paradigma interativo, no qual o programador compõe funções complexas a partir de uma simples construção de blocos, sendo este paradigma, um mecanismo eficiente para a rápida construção de um programa. Utilizando esta descrição, a hierarquia do Khoros e a interface gráfica baseada em *forms* e menus possibilitam a comunicação com esta linguagem;

A linguagem Cantata, além de fornecer uma interface poderosa ao usuário, possibilita a utilização de uma biblioteca extensa de rotinas que podem ser combinadas para criar soluções sofisticadas para problemas complexos, em processamento de imagens e sinais.

A biblioteca de algoritmos do Khoros contém atualmente mais de 200 rotinas e programas interativos de visualização de dados, que foram desenvolvidos utilizando as ferramentas de geração de código e a interface de desenvolvimento do sistema. As rotinas são programas completos, escritos em linguagem C, que podem ser acessados na interface de linha de comando gerada pelo Khoros, bem como através da interface gráfica com o usuário, suportada pela linguagem Cantata.

Esta biblioteca inclui operações aritméticas, manipulações geométricas, conversões, transformadas, filtros, rotinas de classificação, entre outras, para aplicações em processamento de imagens.

A criação de novas rotinas para ampliar a biblioteca é facilitada pelo sistema Khoros, de forma que todos os níveis da interface com o usuário suportados pelo sistema podem ser aplicados. Desde que a funcionalidade da linguagem Cantata é separada totalmente das especificações de rotinas de processamento, não há nada que impeça a criação de uma nova biblioteca de algoritmos para uma nova aplicação.

[Ras90] RASURE, W. *et al* (1990) A Visual Language and Software Development Environment for Image Processing, *Int. J. Im. Sys. Techn.*, 2: 133-199.