

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE DO RIO GRANDE DO SUL  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

MICHELE ALBERTON ANDRADE

DESENVOLVIMENTO DE UM PLUGIN JAVA PARA RECONSTRUÇÃO  
TOMOGRÁFICA EM SPECT

Porto Alegre  
2007

MICHELE ALBERTON ANDRADE

**DESENVOLVIMENTO DE UM PLUGIN JAVA PARA RECONSTRUÇÃO  
TOMOGRÁFICA EM SPECT**

Dissertação apresentada como requisito para obtenção do grau de Mestre, pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

Orientador: Dr. Dario Francisco G. de Azevedo

Porto Alegre  
2007

## AGRADECIMENTOS

À vovó Olga e ao tio Erani pelo amor, incentivo e paciência dedicados a mim por muitos anos.

Ao Darcio, meu namorado, pelos longos *coffee breaks*, passeios, afeto e principalmente pela cumplicidade e doses de otimismo.

À minha amiga e parceira de shopping, salão de beleza e madrugadas no TECNOPUC, Maria Teresa. O melhor ainda está por vir!

À Ana Maria Marques pela amizade, orientação e dedicação que sempre me ofereceu desde que nos conhecemos.

Aos colegas do grupo NIMed, em especial ao Fabio, pela paciência e ajuda incondicional, e ao Marquinhos (“Vynnys”) pelo esforço e descontração (esse menino vai longe!). Às meninas Claudinha e Karina, pelas festinhas e conversas.

Ao prof. Dario por sua (des)orientação e tranqüilidade.

À Paula Varisco, minha amiga que por muitas vezes tive que abdicar da sua companhia, pelo carinho e a compreensão.

À CAPES e ao programa FRIDA pelo apoio financeiro.

"Uma vida não questionada não merece ser vivida."

Platão

## RESUMO

O objetivo deste trabalho foi desenvolver um *plugin* de reconstrução tomográfica para SPECT executável e aplicável em ambiente clínico e acadêmico, em linguagem JAVA, utilizando um ambiente de processamento de imagens já existente (*ImageJ*), permitindo o acesso universal a essa tecnologia. O programa *ImageJ* foi escolhido devido a sua portabilidade e por ser bastante difundido na área de processamento de imagens. Foi desenvolvida uma interface gráfica e foram implementados dois métodos de reconstrução tomográfica para imagens de emissão: um método analítico (FBP) e um método iterativo (ML-EM). O método analítico permite que sejam utilizados filtros/janelas de reconstrução tomográfica (Rampa, Hamming, Shepp-Logan, Butterworth), com parâmetros ajustáveis definidos pelo usuário. O método iterativo ML-EM permite que seja definido o número de iterações que serão realizadas, com opção para correção de atenuação nas imagens, utilizando um algoritmo projetor-retroprojetor com um mapa de coeficientes de atenuação conhecido a priori. Foram realizados testes de validação com imagens simuladas de modelos geométricos e um modelo antropomórfico pelo método Monte Carlo, com distribuições de atividade e atenuação conhecidas. Como instrumentos quantitativos de avaliação das imagens reconstruídas foram realizadas medidas de contraste entre regiões de interesse, perfis de contagens e desvio padrão normalizado. A análise da convergência do método iterativo ML-EM, através do cálculo da relação entre a média de contagens e o desvio padrão, resultou em uma indicação de reconstrução com 10 a 15 iterações. As imagens reconstruídas pelo método ML-EM com correção de atenuação apresentam melhor qualidade visual do que as imagens sem correção. As imagens reconstruídas pelo método FBP apresentam maior ruído e afastam-se quantitativamente da imagem ideal de referência. Os testes de performance do *plugin* **NucMed** mostraram que o método analítico FBP realiza a reconstrução em menor tempo em relação ao método ML-EM (para imagens de 128x128 pixels, o tempo é 33 vezes menor). Aplicando correção de atenuação, o tempo de reconstrução aumenta aproximadamente 3,5 vezes.

Palavras-chave: SPECT. FBP. Filtros. ML-EM. Correção de Atenuação.

## ABSTRACT

The aim of this study was to develop a plugin of tomographic reconstruction for SPECT that could be performed and applied in both clinical and academic environments, in JAVA language, using an existing image-processing environment (*ImageJ*), allowing for universal access to that technology. The *ImageJ* program was chosen due to its portability and wide spread in the area of image processing. A graphic interface was developed, and two methods of tomographic reconstruction for emission images were implemented: an analytical method (FBP) and an iterative method (ML-EM). The analytical method allows for the utilization of tomographic reconstruction filters/windows (Rampa, Hamming, Shepp-Logan, Butterworth), with adjustable parameters defined by the user. The iterative method allows for the definition of the number of iterations that will be performed, with the option of image attenuation correction, using a projector-backprojector operator with an attenuation map previously known. Validation tests were carried out with simulated images of geometric models and an anthropomorphic model through Monte Carlo method, and the activity and attenuation distribution were known. Different image quality measures were used as quantitative instruments to assess the reconstructed images: contrast between interest regions, image profiles, and normalized standard deviation. The analysis of convergence of the iterative method through the estimate of the relationship between the average uptake and the standard deviation resulted in an indication of reconstruction with 10 to 15 iterations. The images reconstructed through the ML-EM method with attenuation correction presented better visual quality than the non-corrected images. The images reconstructed through the FBP method presented more noise and worse quantitative analysis when compared to the reference image. The performance tests of NucMed plugin showed that the FBP analytical method performed the reconstruction in a shorter period in comparison to ML-EM method (for 128x128-pixel images, time is 33 times shorter). By applying attenuation correction, the reconstruction time is approximately 3.5 times longer.

**Key Words:** SPECT. DBP. Filters. ML-EM. Attenuation Correction.

## SUMÁRIO

<b>AGRADECIMENTOS</b> .....	<b>III</b>
<b>RESUMO</b> .....	<b>V</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>VI</b>
<b>SUMÁRIO</b> .....	<b>VII</b>
<b>LISTA DE FIGURAS</b> .....	<b>IX</b>
<b>LISTA DE TABELAS</b> .....	<b>XI</b>
<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	<b>13</b>
1.1 JUSTIFICATIVA .....	14
1.2 PROBLEMA .....	16
1.3 HIPÓTESE.....	16
1.4 OBJETIVOS .....	17
1.4.1 <i>Objetivo Geral</i> .....	17
1.4.2 <i>Objetivos Específicos</i> .....	17
<b>2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b> .....	<b>18</b>
2.1 SISTEMAS SPECT .....	18
2.2 RECONSTRUÇÃO ANALÍTICA.....	24
2.3 RECONSTRUÇÃO ITERATIVA.....	29
2.3.1 <i>Correção de Atenuação</i> .....	33
<b>3 MATERIAIS E MÉTODOS</b> .....	<b>40</b>
3.1 IMAGEJ .....	40
3.1.1 <i>Estrutura do Plugin NucMed</i> .....	43
3.2 VALIDAÇÃO DO <i>PLUGIN</i> NUCMED COM IMAGENS SIMULADAS .....	47
3.2.1 <i>Modelo Cilíndrico de Atividade Uniforme</i> .....	49
3.2.2 <i>Fonte Pontual Descentrada</i> .....	49
3.2.3 <i>NCAT 4D</i> .....	50
3.2.4 <i>Modelo Geométrico</i> .....	52
3.3 AVALIAÇÃO DAS IMAGENS RECONSTRUÍDAS.....	53
<b>4 RESULTADOS</b> .....	<b>54</b>
4.1 FUNCIONALIDADES DO <i>PLUGIN</i> NUCMED .....	54
4.2 TESTES DE VALIDAÇÃO .....	66
4.2.1 <i>Contagens Totais</i> .....	66
4.2.2 <i>Escolha do número de iterações no método ML-EM</i> .....	67
4.2.3 <i>Uniformidade das Imagens</i> .....	69

4.2.4 <i>Contraste das Imagens</i> .....	71
4.2.5 <i>Modelo Antropomórfico NCAT</i> .....	75
<b>5 CONCLUSÃO</b> .....	<b>78</b>
<b>6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b> .....	<b>80</b>



## LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Movimento do detector para coleção das projeções do volume de radioatividade.	19
Figura 2: Representação dos componentes de uma câmara cintilográfica.....	20
Figura 3: Geometria da aquisição das projeções de uma fonte radioativa. ....	21
Figura 4: (a) Projeções de uma fonte pontual; (b) Sinograma de uma fonte pontual.....	22
Figura 5: (a) Projeções do volume de atividade; (b) sinogramas obtidos das projeções; (c) cortes transaxiais reconstruídos. ....	23
Figura 6: influência do número de projeções na reconstrução tomográfica. (A) imagem utilizada para criação das projeções; (B) a (G) reconstrução efetuada com 1, 3, 4, 16, 32 projeções igualmente distribuídas sobre 360°. Fonte: BRUYANT, 2002 [4]. ....	26
Figura 7: Diagrama de blocos do algoritmo FBP.....	29
Figura 8: Diagrama de blocos do algoritmo ML-EM. ....	32
Figura 9: Diagrama de Atividade do <i>ImageJ</i> .....	43
Figura 10: Diagrama de casos de uso do plugin <b>NucMed</b> .....	44
Figura 11: Diagrama de Atividade do módulo FBP .....	45
Figura 12: Diagrama de atividade do módulo ML-EM .....	46
Figura 13: Cilindro com atividade uniforme: (a) mapa de atividade; (b) mapa de atenuação; (c) sinograma.....	49
Figura 14: Fonte pontual descentrada: (a) mapa de atividade; (b) mapa de atenuação; (c) sinograma.....	50
Figura 15: Visão frontal e lateral do NCAT 4D em expiração e inspiração, respectivamente	51
Figura 16: Mapas de atividades do <i>phantom</i> NCAT 4D. ....	51
Figura 17: Mapas de atenuação do <i>phantom</i> NCAT 4D.....	52
Figura 18: Sinogramas do <i>phantom</i> NCAT 4D.....	52
Figura 19: Mapa de atividade do modelo geométrico.....	53
Figura 20: Sinograma utilizado. ....	53
Figura 21: Diagrama de classes do <i>plugin NucMed</i> .....	55
Figura 22: <i>Screenshot</i> da interface do <i>ImageJ</i> e acesso ao <i>Plugin</i> com sistema <b>NucMed</b> . .	56
Figura 23: Sinograma com as projeções na vertical.....	57
Figura 24: Caixa de diálogo da ferramenta de reconstrução tomográfica pelo método <i>FBP</i> .	58
Figura 25: Janela de visualização do filtro a ser aplicado pelo algoritmo <i>FBP</i> para um Filtro Rampa/Butterworth de ordem $N = 9$ e frequência crítica $f_c = 0,7$ .....	60
Figura 26: Diagrama de seqüência do método FBP.....	61
Figura 27: Caixa de Diálogo da ferramenta de reconstrução tomográfica pelo método <i>ML-EM</i> .....	62

Figura 28: Caixa de diálogo de seleção das imagens do sinograma e do mapa de atenuação.....	63
Figura 29: Diagrama de seqüência do método ML-EM. ....	64
Figura 30: Representações 3D de um corte de uma fonte pontual reconstruída utilizando (a) Retroprojeção Simples e (b) ML-EM, 10 iterações. As alturas representam o máximo de contagens em cada imagem.....	66
Figura 31: Variação da média na ROI em função do número da interação. ....	67
Figura 32: Variação do desvio padrão na ROI em função do número da interação.....	68
Figura 33 Imagens do cilindro uniforme reconstruídas com diferentes números de iterações (5 iterações; 10 iterações; 15 iterações; 30 iterações; 60 iterações).....	68
Figura 34: Imagens reconstruídas do modelo de atividade uniforme: (a) FBP – Rampa, $\omega_c = 0,5/\text{pixel}$ (b) FBP – Rampa/Butterworth, $\omega_c = 0,27/\text{pixel}$ N=9 (c) FBP – Rampa/Hamming, $\omega_c = 0,5/\text{pixel}$ (d) FBP – Rampa/Shepp-Logan, $\omega_c = 0,5/\text{pixel}$ . 69	69
Figura 35: Perfis de contagens para as imagens reconstruídas com método FBP e diferentes filtros.....	70
Figura 36: Imagens reconstruídas do modelo de atividade uniforme: (a) ML-EM, 10 iterações, sem correção de atenuação (b) ML-EM, 10 iterações, com correção de atenuação.....	70
Figura 37: Perfis de contagem do cilindro com atividade uniforme, reconstruídos com método ML-EM, utilizando 10 iterações, com e sem correção de atenuação. ....	71
Figura 38: Regiões quente, fria e fundo da imagem reconstruída.....	72
Figura 39: Contraste das áreas quente e fria em função do número de iterações.....	72
Figura 40: Desvio padrão normalizado em função do contraste das áreas quente e fria.....	73
Figura 41 Contraste das regiões quente e fria para diferentes combinações de filtro/janela.74	74
Figura 42 Desvio padrão normalizado em função do contraste das áreas quente e fria para diferentes combinações de filtro/janela. ....	74
Figura 43: Localização dos perfis de contagens traçados.....	75
Figura 44: Mapas de atividade e atenuação, Imagem ideal e imagens reconstruídas do corte 15 do modelo NCAT 4D.....	76
Figura 45: Comparações do corte 15: (a) ideal; (b) sem correção de atenuação; (c) com correção de atenuação não uniforme; (c) reconstrução por FBP utilizando filtro Butterworth. ....	76

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Equações dos filtros mais utilizados em Medicina Nuclear.....	28
Tabela 2: Tempos estimados para reconstrução de imagens 32 bits/pixel, em segundos. ...	65

## LISTA DE SIGLAS

*SPECT – Single Photon Emission Tomography*

TC – Tomografia Computadorizada

RMN – Ressonância Magnética Nuclear

*MLEM – Maximum Likelihood Expectation Maximization*

*FBP – Filtered BackProjection*

MN – Medicina Nuclear

TCF – Teorema do Corte de Fourier

Tc99m-HMPAO – Tecnécio 99-metaestável

Tc99m-SESTAMIBI

*ART – Algebraic Reconstruction Technique*

*SIRT - Simultaneous Iterative Reconstruction Technique*

*ILST - Iterative Least Squares Technique*

*ROI – Region of Interest*

*UML – Unified Modelling Language*

*NCAT4D – 4D-NURBS Based Cardiac Torso*

*NURBS – Nonuniform Rational B-Splines*

## 1 INTRODUÇÃO

Modalidades de imagens como Ressonância Magnética Nuclear (RMN) ou Tomografia Computadorizada por raios X (TC) são capazes de fornecer informações anatômicas de alta qualidade sobre os tecidos biológicos, com detalhes da ordem de milímetros, porém são limitadas no que diz respeito às informações funcionais ou fisiológicas. As modalidades de imagens da Medicina Nuclear são técnicas capazes de fornecer tais informações, permitindo a visualização de processos biológicos do corpo, cujas diferenças de contraste são da ordem nanomolar ou picomolar [1].

Dentre as modalidades de Medicina Nuclear (MN), os sistemas de Tomografia Computadorizada por Emissão de Fóton Único ou SPECT (*Single Photon Emission Computed Tomography*) fazem parte de uma tecnologia de aquisição de imagens médicas de grande importância, pois a informação funcional obtida é complementar à informação anatômica disponível através de outras modalidades de imageamento. A SPECT constitui-se, por exemplo, em uma ferramenta importante para avaliar o status funcional do músculo cardíaco e seu suprimento de sangue [2].

Os dados adquiridos pelos sistemas SPECT consistem em um conjunto de imagens planas ou projeções que representam a distribuição da radioatividade no corpo do paciente, obtidas com um detector extenso. Quando se deseja obter os cortes tomográficos transaxiais desta distribuição é necessário recorrer às técnicas matemáticas de reconstrução tomográfica.

O conceito matemático da reconstrução tomográfica foi descrito primeiramente pelo matemático J. Radon. Ele demonstrou que, caso as projeções de uma imagem bidimensional em todos os ângulos tenham intensidade conhecida, ela poderá ser reconstruída a partir dessas projeções [3].

O trabalho apresentado nesta dissertação pretende contribuir para o desenvolvimento de uma infra-estrutura que permita a disseminação e o uso de ferramentas computacionais livres que possibilitem tanto a reconstrução tomográfica, como a visualização e quantificação de imagens médicas, particularmente em Medicina Nuclear. O objetivo geral é desenvolver um conjunto de programas que

implementem os métodos tradicionais de reconstrução tomográfica em SPECT, baseado em JAVA, com código aberto, popularizando o uso de recursos hoje restritos aos softwares proprietários, ampliando seu acesso para um maior número de usuários da área médica.

## **1.1 Justificativa**

Atualmente, o tipo de software que domina a maioria dos nichos de mercado de diagnóstico por imagens médicas é o software proprietário, ou seja, um software que não pode ser redistribuído ou modificado sem permissão da empresa ou autor. Como a maioria dos equipamentos médicos não pode ser dissociada em hardware e software, o usuário final fica limitado apenas às ferramentas de processamento de imagens oferecidas pelo fabricante do equipamento. Estudos e avanços realizados neste tipo de configuração não podem ser considerados generalizáveis, pois estão estritamente relacionados com um contexto específico onde o estudo foi realizado uma vez que cada serviço terá seu software específico para processamento dos dados e o modo de operação deste é invisível para o operados, devido a sua arquitetura com código fechado [4].

O mercado relacionado à Tecnologia da Informação (TI) é um dos que mais promissores, crescendo cerca de 10% ao ano [5]. O desenvolvimento desse setor passou, nos últimos anos, a ser considerado estratégico do ponto de vista da independência tecnológica e da inserção no mundo globalizado. Um desafio para o crescimento do mercado de software brasileiro é a diminuição da dependência de softwares desenvolvidos fora do país. O desenvolvimento de ferramentas e aplicativos em software livre tem sido apontado como um dos caminhos possíveis para diminuir essa dependência. O software é considerado livre quando pode ser executado, copiado, distribuído, estudado, ou mesmo, modificado e aperfeiçoado pelo usuário. Outro tipo de software é o de código aberto que permite que os usuários possam apenas ver o código-fonte do sistema. Todo software livre é

também de código aberto, mas um software de código aberto não é necessariamente livre [5].

A reconstrução tomográfica de imagens requer sofisticadas ferramentas de processamento e visualização de imagens, que são, normalmente, comercializadas junto com os equipamentos de aquisição de imagens. Este modelo apresenta duas desvantagens consideráveis. Em primeiro lugar, como essas ferramentas são desenvolvidas para uso junto a um determinado equipamento e para um fim específico, muitas de suas tarefas são pré-programadas, deixando de explorar uma grande quantidade de dados disponíveis nessas imagens. Por outro lado, como muitas dessas ferramentas, além de serem disponíveis apenas para uso “on-line” com o equipamento de aquisição, não possuem o seu código aberto, suas potencialidades não podem ser aproveitadas para outros fins, como na obtenção de segunda opinião em diagnósticos, em estudos de casos e na pesquisa e educação em radiologia médica.

Ao longo dos últimos anos grandes avanços na tecnologia de detecção de imagens de MN em combinação com avanços computacionais ampliaram as possibilidades desta modalidade de diagnóstico por imagens. Métodos acurados vêm sendo desenvolvidos para quantificação das concentrações de radiofármacos em estruturas de interesse e avaliação de processos biológicos, fornecendo informações significativas clínica e biologicamente. [1]

No entanto, a maior parte dos médicos não tem acesso às novas ferramentas desenvolvidas, pois normalmente elas implicam em alto investimento financeiro para atualizações dos softwares de processamento e visualização das imagens.

Com a universalização da Internet, atualmente, softwares livres podem ser disponibilizados, implementados e estendidos por um grande número de pessoas, permitindo seu amplo uso. Na área de processamento de imagens, diversos softwares que possuem ferramentas básicas e que permitem a programação de

*plugins* para resolução de problemas específicos, podem ser encontrados na rede, entre os quais o pacote *ImageJ*<sup>1</sup>.

Para o desenvolvimento deste projeto optamos pela utilização da linguagem Java, tanto devido à sua portabilidade, quanto pela disponibilidade de pacotes de processamento de imagens, como o *ImageJ*, com fontes abertos e gratuitos. Para permitir a utilização integrada de um pacote específico para a área de MN, desenvolvemos um *plugin* de reconstrução tomográfica dos dados de SPECT.

## 1.2 Problema

Como desenvolver um programa de reconstrução tomográfica para imagens de SPECT que possa ser amplamente utilizado e independente de plataforma, inserido em um programa de processamento de imagens de domínio público?

## 1.3 Hipótese

É possível desenvolver um programa que permita a reconstrução tomográfica de imagens de SPECT por diferentes métodos, utilizando a linguagem Java e acoplado-o a um pacote de processamento de imagens de domínio público.

---

<sup>1</sup> Website do *ImageJ*: <http://rsb.info.nih.gov/ij/>



## 1.4 Objetivos

### 1.4.1 Objetivo Geral

Implementar um *plugin* para o software *ImageJ*, que possibilite executar de diversos métodos de reconstrução tomográfica de imagens de SPECT.

### 1.4.2 Objetivos Específicos

- Implementar o método analítico de reconstrução tomográfica por *Filtered Backprojection* (FBP).
- Implementar diferentes filtros/janelas para reconstrução tomográfica por FBP.
- Implementar o método iterativo de reconstrução tomográfica por *Maximum Likelihood-Expectation Maximization* (ML-EM.)
- Implementar a correção de atenuação no projetor-retroprojetor do algoritmo ML-EM.

## 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

### 2.1 Sistemas SPECT

Os sistemas SPECT obtêm, de modo não invasivo, imagens do interior do corpo através do mapeamento tomográfico de um material radioativo administrado a um indivíduo. Esse material radioativo é uma combinação de um radioisótopo com um fármaco, sendo denominado radiofármaco. O fármaco é uma substância que apresenta afinidade com o órgão que se deseja estudar. Assim, seu papel é direcionar o radioisótopo até a região de interesse do estudo, por meio de suas propriedades bioquímicas. Dentre os radiofármacos utilizados para SPECT podemos citar  $^{99m}\text{Tc}$ -Sestamibi, para estudos de perfusão cardíaca, e  $^{99m}\text{Tc}$ -HMPAO, para estudos do fluxo sanguíneo cerebral. A distribuição desses agentes no corpo é determinada pela forma como eles são administrados e por processos metabólicos diretamente relacionados com a perfusão dos referidos órgãos ou tecidos [1].

Um radioisótopo é um elemento químico instável que, após um certo tempo, sofre decaimento radioativo. Neste processo, um núcleo instável transforma-se em um núcleo mais estável através de liberação de energia na forma de emissão de fótons ou partículas. A principal emissão utilizada nas imagens da Medicina Nuclear é a emissão de raios  $\gamma$ , com energias na faixa de 80 a 510 keV, que possuem energia suficiente para atravessarem os tecidos do corpo e serem detectados.

A detecção da radiação  $\gamma$  é feita por meio de uma câmara cintilográfica que realiza um movimento de rotação em torno do paciente e, para cada ângulo, armazena projeções deste volume de radioatividade. As projeções são compostas das contagens totais acumuladas, que correspondem ao número total de átomos ao longo da direção definida pelo detector que sofreram decaimento radioativo e cujos fótons não foram absorvidos ou espalhados, atravessando o corpo. Porém, as projeções não indicam a posição desses átomos ao longo da linha devido às interações dos fótons sofridas na trajetória dentro do corpo [2]. A Figura 1 representa um paciente posicionado em um sistema SPECT, onde a câmara de cintilação realiza medidas em diversas projeções.

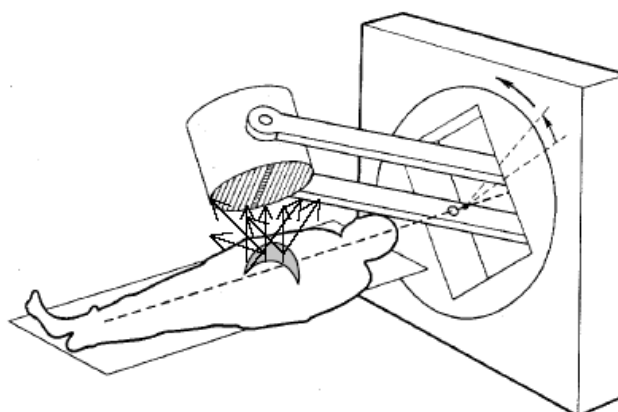


Figura 1: Movimento do detector para coleção das projeções do volume de radioatividade.

Na reconstrução tomográfica, deseja-se determinar a distribuição bidimensional de atividade  $f(x,y)$  em um plano  $x$ - $y$  dentro do volume. Em cada ângulo  $\theta$  do detector, é determinado um conjunto de medidas da radioatividade no plano  $x$ - $y$  em diferentes de posições do detector, formando as diversas projeções do volume [1].

Os fótons emitidos provenientes do paciente são limitados pela presença de um colimador, um conjunto de pequenos septos de chumbo que impede a chegada de fótons que não sejam ortogonais ao detector. Após a passagem pelo colimador, os fótons atingem um cristal cintilador que os absorve e os converte em fótons de menor energia (visíveis). A intensidade luminosa desses fótons é pequena e para amplificá-los eles são direcionados para um arranjo de fotomultiplicadoras localizado atrás do cristal que desempenha a função de realizar a conversão dos fótons visíveis em pulsos de tensão elétrica e amplificar a intensidade do sinal. Os pulsos provenientes das fotomultiplicadoras passam por um analisador de altura de pulso, que aceita ou descarta o evento de acordo com a faixa de energia pré-determinada, e um circuito eletrônico que determina a posição  $(x, y)$  de cada evento de cintilação no cristal. A Figura 2 representa esquematicamente os componentes de uma câmara cintilográfica.

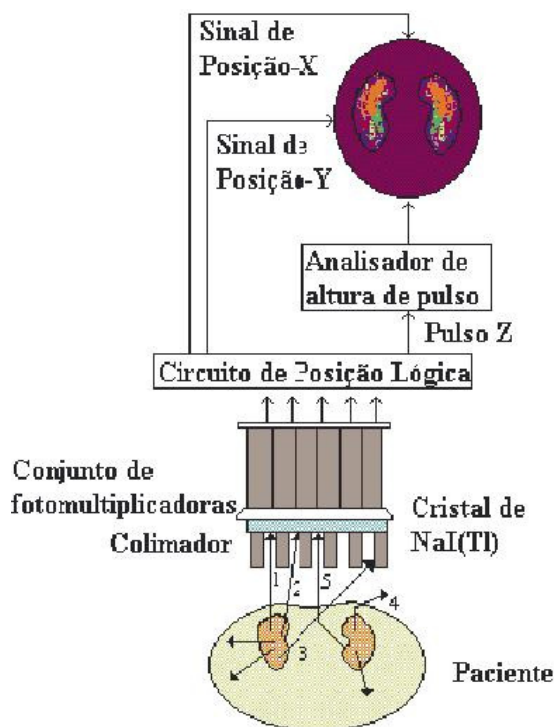


Figura 2: Representação dos componentes de uma câmara cintilográfica

Em condições reais, o decaimento radioativo introduz erros (ruído) que possuem uma distribuição de Poisson em todos os pixels da imagem. Devido às limitações do colimador e da câmara, a resolução espacial nas projeções do objeto é limitada e exclui frequências espaciais altas [1].

Em condições ideais, a amplitude do sinal detectado é independente da profundidade. Mas, em SPECT, a atenuação é um fator que reduz a taxa de contagens de maneira não uniforme. Sendo assim, poucas contagens são detectadas de fontes com profundidades grandes [1].

É importante observar que fótons emitidos na mesma direção, porém em profundidades diferentes podem produzir cintilações na mesma região do detector. Assim, a distância entre a região emissora e a de detecção é desconhecida. Por este motivo, apenas uma projeção é insuficiente para obter a imagem da distribuição do volume radioativo no órgão que está sendo estudado.

De forma a formalizar o processo de formação da imagem, as projeções serão tratadas como  $g(s, \theta)$ , onde  $s$  corresponde à posição no detector e  $\theta$  é a posição angular do detector. A figura 3 mostra a geometria de aquisição de uma

distribuição bidimensional descentrada de atividade sendo captada em um detector unidimensional posicionado em um ângulo  $\theta$ .

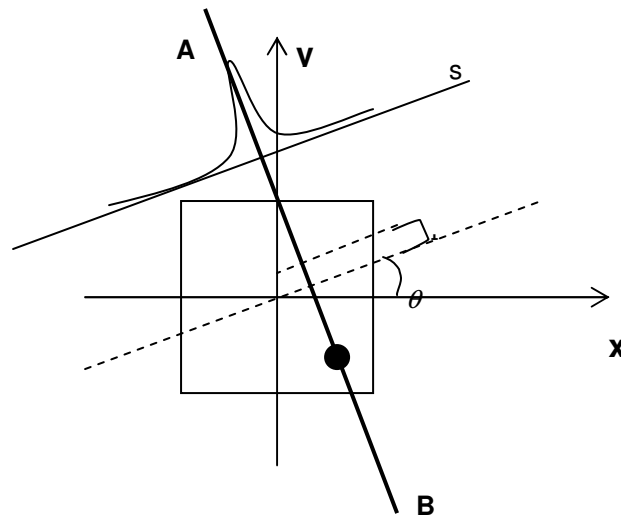


Figura 3: Geometria da aquisição das projeções de uma fonte radioativa.

Um modo convencional de mostrar o conjunto de projeções é apresentando uma matriz  $g(s, \theta)$ , genericamente chamada de sinograma. Cada linha representa uma intensidade na projeção que representa a soma das contagens de radioatividade do volume ao longo de linhas perpendiculares ao detector em função de um determinado ângulo  $\theta$ . O sinograma é uma figura bidimensional, na qual o eixo horizontal representa o local de detecção dos fótons e o eixo vertical é a posição angular  $\theta$  do detector. O nome sinograma é proveniente do fato de que uma fonte pontual, quando não centrada na origem, apresentará um caminho sinusoidal nesta forma de representação das imagens das projeções [1].

A figura abaixo mostra o princípio de formação das projeções e a representação do sinograma para uma fonte pontual descentrada.

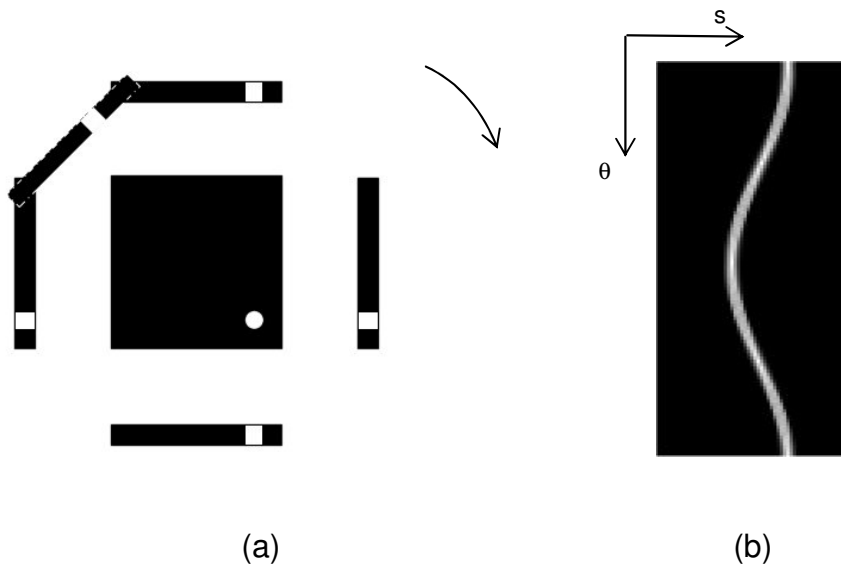


Figura 4: (a) Projeções de uma fonte pontual; (b) Sinograma de uma fonte pontual.

O sinograma também é denominado Transformada de Radon da imagem original, que é definida pela equação [6][6]:

$$g(s, \theta) = \mathfrak{R}(f) = \int_{\text{linha}AB} f(x, y) dt \quad (1)$$

onde  $f(x, y)$  é a distribuição bidimensional de atividade do objeto e  $t$  é a distância medida ao longo da linha AB da Figura 3, definida por:

$$x_1 \cos \theta + y_1 \sin \theta = s_1. \quad (2)$$

Usando a função delta de Dirac, podemos reescrever (1) da seguinte forma, que representa o sinograma:

$$g(s, \theta) = \mathfrak{R}(f) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - s) dx dy \quad (3)$$

Essas equações podem ser usadas para determinar como a radioatividade na posição  $(x, y)$  no objeto contribui para o sinal medido na posição  $s$  da projeção e adquirido no ângulo  $\theta$  [1].

A representação descrita anteriormente do processo de aquisição das projeções é ideal porque assume que: (1) não há erro aleatório nas medidas de  $g(s, \theta)$  (as estatísticas de contagem são ignoradas); (2) todos os pontos ao longo da linha AB são igualmente ponderados (a atenuação não é levada em consideração); (3) a equação é invariante ao deslocamento, ou seja, se a distribuição radioativa for deslocada,  $g(s, \theta)$  será deslocada, porém não terá seus valores alterados (a não-uniformidade do detector não é levada em consideração); (4) a resposta do colimador e a radiação espalhada não são consideradas [1].

Nas imagens obtidas pelos sistemas SPECT, quando se deseja obter os cortes tomográficos transaxiais é necessário recorrer às técnicas de reconstrução tomográfica aplicadas aos sinogramas obtidos das projeções. A figura a seguir mostra as imagens das projeções, os sinogramas de cada corte e os cortes transaxiais reconstruídos:

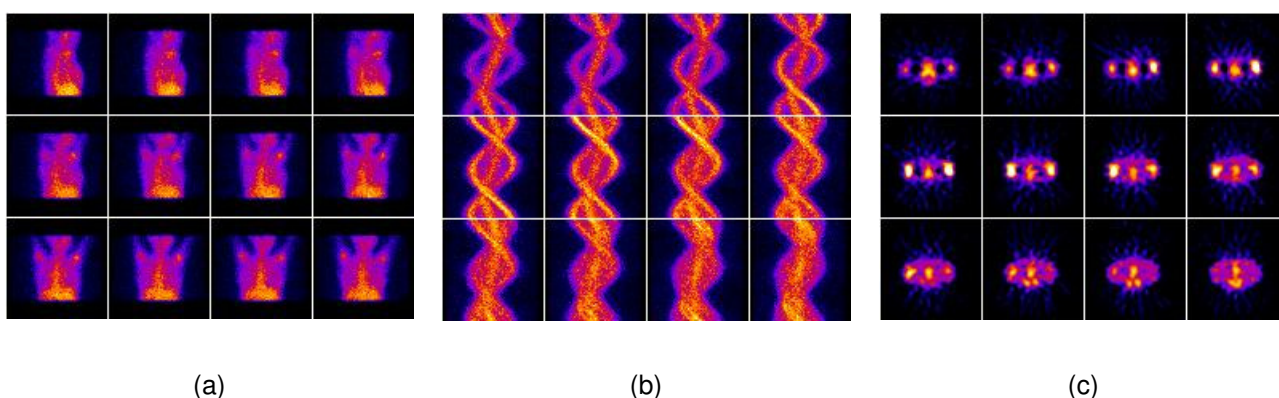


Figura 5: (a) Projeções do volume de atividade; (b) sinogramas obtidos das projeções; (c) cortes transaxiais reconstruídos.

Existem métodos analíticos e iterativos para realizar a reconstrução tomográfica. Os métodos analíticos baseiam-se no Teorema do Corte de Fourier (TCF), enquanto que os métodos iterativos procuram soluções numéricas para resolver as equações das projeções .

Métodos baseados em Fourier são aproximadamente inversões de fórmulas determinísticas para reconstruir a função  $f(x,y)$  a partir de suas integrais de linha. Por outro lado, as reconstruções algébricas são capazes de reconhecer a variação estocástica na contagem de fótons [7].

Dentre os métodos analíticos, o método da Retroprojeção Filtrada (*Filtered BackProjection – FBP*) talvez seja o mais simples de todas as técnicas de reconstrução tomográfica. Consiste basicamente na filtragem das projeções no espaço de frequências usando um filtro rampa, após esta etapa, é realizada a transformação inversa, e finalmente esses valores são retroprojetados para formar a imagem final. Esse é o algoritmo preferencialmente utilizado pelos fabricantes na reconstrução das imagens clínicas de SPECT, pois o tempo necessário para efetivá-lo é curto e ele produz imagens razoáveis para análise qualitativa [6].

Os métodos iterativos perdem preferência nas clínicas de SPECT por serem mais demorados, mas apresentam a vantagem de permitir a inclusão de correções físicas, como de atenuação, por exemplo. Dentre os métodos iterativos, podemos citar: *Algebraic Reconstruction Technique (ART)*, *Simultaneous Iterative Reconstruction Technique (SIRT)* e *Iterative Least Squares Technique (ILST)*. 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 (*Maximum Likelihood - ML*) [6].

## 2.2 Reconstrução Analítica

As imagens em Medicina Nuclear representam a distribuição espacial de emissões de radionuclídeo em termos de contagens em uma dada coordenada  $(x,y)$ . Essa representação em termos de espaço é chamada de domínio do espaço ou domínio do objeto. Em processamento de imagens, é conveniente, muitas vezes,



transformar as informações da imagem do domínio espacial para o domínio de frequências. Qualquer imagem inclui diversas frequências: altas, representadas por transições rápidas como bordas e pequenos objetos; e baixas, representadas por objetos maiores. A transformada de Fourier pode ser usada para representar essas imagens como funções trigonométricas caracterizadas pela variação de frequências e amplitudes. Em outras palavras, a transformada de Fourier é uma ferramenta que permite que uma imagem seja dividida em diversas componentes, cada componente representando uma determinada frequência [8].

O método de reconstrução por FBP é o mais conhecido e utilizado em ambiente clínico, por ser mais rápido que os demais métodos. Retroprojetar significa tomar o valor de um elemento adquirido em um ângulo  $\theta$  e colocar este valor em todos os elementos ao longo de uma linha no ângulo  $\theta$  da matriz da imagem. Todos os elementos na linha são preenchidos com este mesmo valor, porque, neste estágio, a distribuição real da fonte ao longo da linha é desconhecida. Este processo é repetido para todos os elementos captados em todos os ângulos  $\theta$  e os valores retroprojetados reforçam uns aos outros em determinada localização [8]. A implementação da operação de retroprojeção discreta pode ser expressa da seguinte forma:

$$f'(x, y) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N g(x \cos \theta_i + y \sin \theta_i, \theta_i) \quad (4)$$

onde  $\theta_i$  representa o  $i$ -ésimo ângulo de projeção,  $N$  representa o número de projeções e  $f'(x, y)$  representa uma aproximação da distribuição verdadeira.

A relação entre a imagem real e a imagem reconstruída por retroprojeção simples é descrita por:

$$f'(x, y) = f(x, y) * (1/r) \quad (5)$$

onde  $r$  é a distância do centro da fonte pontual até o detector.

Quando o número de projeções é pequeno em relação ao tamanho da matriz, o processo gera um artefato radial chamado “artefato estrela”, que resulta na degradação da imagem, como mostra a Figura 6.

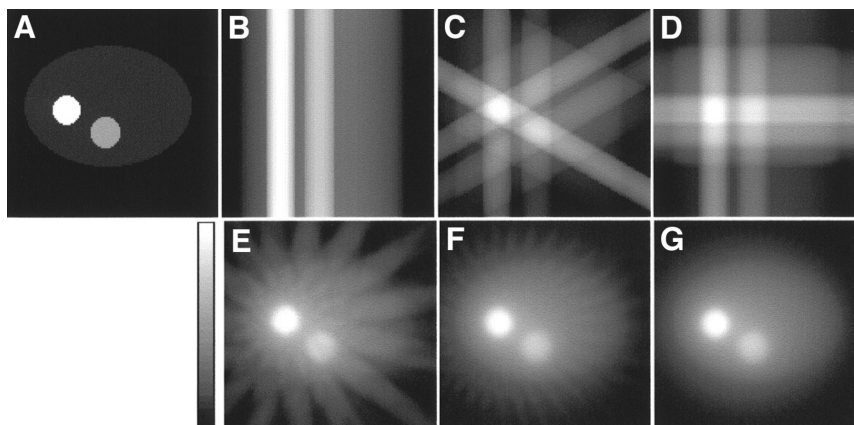


Figura 6: influência do número de projeções na reconstrução tomográfica. (A) imagem utilizada para criação das projeções; (B) a (G) reconstrução efetuada com 1, 3, 4, 16, 32 projeções igualmente distribuídas sobre  $360^\circ$ . Fonte: BRUYANT, 2002 [9][6].

A operação de retroprojeção simples não é o inverso da operação de projeção. Portanto, simplesmente retroprojetar os valores das contagens das projeções não reconstituirá a função original  $f(x,y)$  e sim uma função  $f(x,y)$  borrada. Isto se deve ao fato de que a localização exata da fonte não é conhecida. Uma primeira solução para eliminar o borramento é submeter o conjunto de projeções ao processo de filtragem. Neste processo, a imagem decomposta em um grande número de componentes de freqüências será multiplicada por um filtro, que definirá o peso concedido a cada uma dessas componentes [8]. Um filtro é uma operação matemática efetuada em uma imagem capaz de atenuar ou enfatizar diferentes freqüências, destacando diferentes características na imagem [9, 10]. Eles podem ser aplicados tanto no domínio espacial, através da convolução da função matemática que descreve o filtro com a da imagem, como no domínio de Fourier, através da multiplicação das transformadas de Fourier do filtro e da imagem e realizando a transformada inversa de Fourier do resultado. Computacionalmente, a filtragem no domínio da freqüência é muito mais rápida do que a convolução no domínio espacial [6].

Para o caso da retroprojeção filtrada ou FBP, a metodologia de reconstrução tomográfica pode ser resumida nas seguintes etapas:

- 1 – Calcula-se a Transformada de Fourier (TF) da projeção

$$G(k_s, \theta) = \mathfrak{F}\{g(s, \theta)\} \quad (6)$$

2 – Multiplica-se a TF da projeção por um filtro rampa

$$G'(k_s, \theta) = |k_s| G(k_s, \theta) \quad (7)$$

3 – Calcula-se a TF inversa de cada projeção filtrada

$$g'(s, \theta) = \mathfrak{S}^{-1}\{G'(k_s, \theta)\} = \mathfrak{S}^{-1}\{|k_s| G(k_s, \theta)\} \quad (8)$$

4 – Retroprojeta-se esses valores

$$f'(x, y) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N g'(x \cos \theta_i + y \sin \theta_i, \theta_i) \quad (9)$$

O filtro rampa caracteriza-se por possuir pesos proporcionais às frequências que compõe a imagem. A multiplicação das projeções com o filtro rampa gera imagens com melhor resolução, pois amplifica os valores das frequências mais altas. Cada projeção é filtrada e neste processo, pode receber valores negativos. O borramento é reduzido na retroprojeção, pois esses valores cancelar-se-ão com valores positivos nas vizinhanças das bordas das imagens.

Uma desvantagem das imagens em Medicina Nuclear reconstruídas por FBP é a amplificação do ruído estatístico inerente às imagens, que é uma componente de alta frequência sempre presente. Este problema pode ser solucionado através da combinação do filtro rampa com uma função “janela” que reduz o peso dos componentes das altas frequências. O termo janela é uma analogia, pois essa função permite a presença das altas frequências e atenua as baixas frequências [10]. Janelas definidas pela função de Parzen [10], por exemplo, produzirão imagens com baixa resolução e devem ser utilizadas apenas em imagens com baixas contagens, enquanto janelas que apliquem pouca suavização, como Shepp-Logan [10], resultarão em imagens bastante ruidosas, sendo utilizadas nas situações de altas contagens.

A seleção do filtro mais apropriado e da frequência de corte dependerá da aplicação clínica. A frequência de corte deve ser o ponto há predominantemente ruído e mínima presença de informações relevantes para o diagnóstico do paciente.

As janelas mais utilizadas em MN são as janelas intermediárias, como Butterworth [9]. No caso das janelas Butterworth, também se pode variar um parâmetro denominado *ordem*. Quanto maior for a ordem, mais abrupta será a curva do filtro e maior a banda de frequências atenuadas. A maior vantagem das janelas é a adaptação da sua função às características dos dados das projeções [10]. Tradicionalmente os filtros Butterworth são utilizados para imagens de  $^{99m}\text{Tc}$ , porém devido ao seu design e flexibilidade, estes têm sido escolhidos para muitos procedimentos de MN atualmente. A escolha apropriada da frequência de corte é um problema de pesquisa e deve ser uma função do radioisótopo específico e do protocolo utilizado.

A seguir estão as equações de alguns dos filtros mais utilizados em Medicina Nuclear:

Tabela 1: Equações dos filtros mais utilizados em Medicina Nuclear.

Rampa:	$R(\omega) = \omega$	(10)
Shepp-Logan:	$SL(\omega) = \frac{\sin\left(\frac{\pi\omega}{2\omega_c}\right)}{\frac{\pi\omega}{2\omega_c}}$	(11)
Hamming:	$H(\omega) = \left(0,54 + 0,46 \cos\left(\frac{\pi\omega}{\omega_c}\right)\right)$	(12)
Butterworth:	$B(\omega) = \frac{1}{1 + \left \frac{\omega}{\omega_c}\right ^{2N}}$	(13)

Se  $\omega > \omega_c$ ,  $R(\omega) = SL(\omega) = H(\omega) = P(\omega) = B(\omega) = 0$ .

O diagrama de blocos da Figura 7 mostra resumidamente o algoritmo de reconstrução tomográfica por FBP (*Filtered BackProjection*), que recupera a função de distribuição do radioisótopo  $f(x,y)$  obedecendo às etapas representadas:

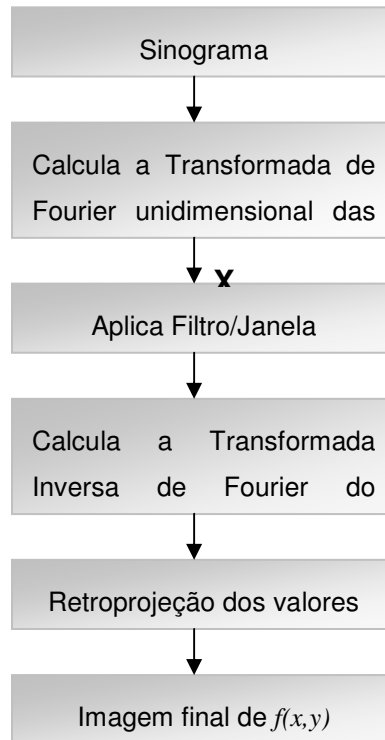


Figura 7: Diagrama de blocos do algoritmo FBP.

### 2.3 Reconstrução Iterativa

O princípio dos algoritmos iterativos baseia-se na busca de uma solução através de sucessivas estimativas. As projeções da estimativa atual são comparadas com as projeções medidas (originais) e o resultado desta comparação é utilizado para modificar a estimativa corrente. Os diversos algoritmos iterativos diferem no modo como as projeções são comparadas e no tipo de correção aplicada a cada uma.

O processo de reconstrução tomográfica iterativa inicia-se com uma imagem inicial arbitrária, que pode ser uma imagem reconstruída pelo método FBP ou uma

imagem uniforme contendo o valor total das contagens do sinograma, por exemplo [11].

O próximo passo é calcular as projeções que teriam sido obtidas para a imagem estimada, através de um processo de *projeção direta*. O sinograma da imagem estimada é, então, comparado com o sinograma das projeções reais (medidas) e a diferença entre elas é utilizada para ajustar a estimativa corrente de modo que ela se aproxime mais da imagem original. O processo de ajuste e comparação é realizado até o ponto no qual a diferença entre os sinogramas original e estimado seja mínima [1].

Em cada método iterativo escolhe-se um critério para corrigir as projeções, podendo ser, por exemplo, minimizar o erro quadrático médio, maximizar a entropia ou otimizar algum outro parâmetro [6].

Dentre os métodos iterativos mais conhecidos está o algoritmo ML-EM (*Maximum Likelihood-Expectation Maximization*) cujo objetivo é calcular a distribuição da fonte radioativa que melhor reproduza os dados de projeção. Este processo leva em consideração que as projeções podem ser modeladas supondo que a contagem de fótons segue uma distribuição de Poisson, levando em conta a natureza estocástica do processo físico de geração da radiação por decaimento.

O algoritmo ML-EM é baseado na estimativa da atual probabilidade de um certo volume de radioatividade num local ser detectado pelo sistema de imageamento em cada ponto particular, em cada projeção. Neste método podem ser incluídos a modelagem de aspectos físicos, tais como a resolução espacial do sistema, a atenuação e o espalhamento [6].

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 o valor esperado com relação à estimativa da imagem reconstruída anteriormente, para fornecer a estimativa nova.

Considerando  $\bar{f}_j$  o número médio de desintegrações no pixel  $j$  e o elemento  $a_{ij}$  do sinograma a probabilidade que o bin  $i$  detecte o fóton emitido no pixel  $j$ . O número médio de fótons  $\bar{g}_i$  detectados pelo bin  $i$  é a soma do número médio de fótons emitidos de cada pixel.

$$\bar{g}_i = \sum_{j=1}^m a_{ij} \bar{f}_j \quad (14)$$

O número de fótons emitidos de  $m$  pixels e detectados pelo bin  $i$  segue a distribuição de Poisson. Assim, a probabilidade de detectar  $g_i$  fótons é dada por

$$P(g_i) = \frac{e^{-\bar{g}_i} \bar{g}_i^{g_i}}{g_i!} \quad (15)$$

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

$$L(\bar{f}) = P(g | \bar{f}) \quad (16)$$

$$L(\bar{f}) = \prod_{i=1}^n P(g_i) \quad (17)$$

$$L(\bar{f}) = \prod_{i=1}^n \frac{e^{-\bar{g}_i} \bar{g}_i^{g_i}}{g_i!} \quad (18)$$

O maior valor da verossimilhança  $L(\bar{f})$  é obtido através da sua derivada. Para maximizar a esperança, considera-se  $l(f) = \ln(L(f))$  e podemos escrever

$$l(\bar{f}) = \sum_{i=1}^n \left( - \sum_{j=1}^m a_{ij} \bar{f}_j + g_i \ln \left( \sum_{j=1}^m a_{ij} \bar{f}_j \right) - \ln(g_i!) \right) \quad (19)$$

O máximo valor da função é encontrado quando a derivada de  $l(\bar{f})$  é zero:

$$\bar{f}_j \frac{\partial l(\bar{f})}{\partial \bar{f}_j} = -\bar{f}_j \sum_{i=1}^n a_{ij} + f_j \sum_{i=1}^n \frac{g_i}{\sum_{j=1}^m a_{ij} \bar{f}_j} = 0 \quad (20)$$

A equação acima leva ao algoritmo iterativo ML-EM, proposto por Lange e Carson (1984) [7], descrito da seguinte forma:

$$\bar{f}_j^{(k+1)} = \frac{\bar{f}_j^k}{\sum_{i=1}^n a_{ij}} \sum_{i=1}^n \frac{g_i}{\sum_{i=1}^m a_{ij} \bar{f}_j^k} a_{ij} \quad (21)$$

onde  $a_{ij}$  é a probabilidade de detecção do fóton emitido no pixel  $j$  na posição  $i$  do detector,  $f_j$  é o número médio de desintegrações no pixel  $j$  e  $g_i$  é o número médio de fótons detectados na posição  $i$  do detector.

A figura 8 representa um diagrama de blocos do algoritmo ML-EM.

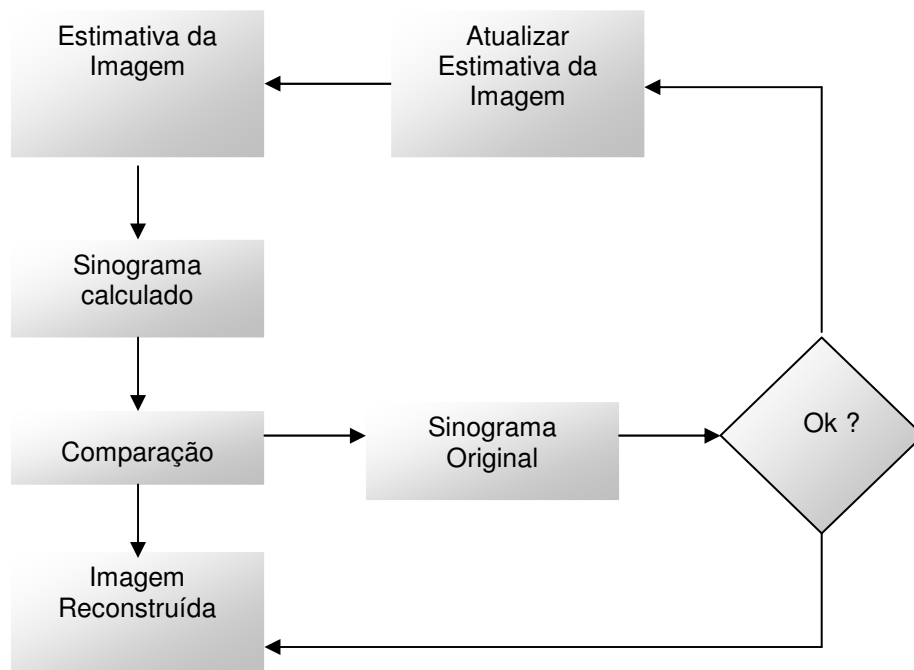


Figura 8: Diagrama de blocos do algoritmo ML-EM.

O algoritmo converge quando a mudança entre sucessivas iterações é dita mínima, analisada a partir de uma função custo.

No método de reconstrução tomográfica por FBP, o ruído é constante no campo de visão reconstruído. O ruído em estudos reconstruídos com o método iterativo ML-EM é relacionado com o sinal: a amplitude do ruído é menor em regiões com menores contagens, porém amplifica-se proporcionalmente com o número de iterações. Ainda em relação ao algoritmo FBP, o algoritmo ML-EM melhora a resolução da imagem, pois define melhor as bordas dos objetos, além de permitir



uma quantificação absoluta a partir da inserção de métodos de correção de efeitos físicos.

Muitos sistemas SPECT já estão oferecendo um método de reconstrução iterativa em suas plataformas. Isso se deve basicamente a dois motivos: (a) a reconstrução iterativa permite realizar correção de atenuação baseada nos dados de uma imagem de transmissão (CT, RM ou fontes de transmissão); (b) as plataformas computacionais já possuem velocidade de processamento capaz de realizar esse tipo de reconstrução em tempo razoável [11].

Dentre as vantagens do algoritmo ML-EM podemos citar: (1) a cada iteração preserva-se a soma total das contagens; (2) exibe uma melhor relação sinal-ruído, aumenta a resolução da imagem, define melhor as bordas dos objetos e fornece uma quantificação absoluta melhor que o método FBP. Dentre as desvantagens, podemos citar: (1) o ruído nas imagens reconstruídas tende a aumentar com o maior número de iterações; (2) a eficiência da correção a cada iteração não é uniforme sobre a imagem [6].

### **2.3.1 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 da radiação. Ela é uma função da energia do fóton, da espessura e composição do meio atravessado pelo fóton. Seu efeito em SPECT depende da espessura do corpo, da região do corpo a ser visualizada e da localização da fonte de radiação. Se não for compensada, a atenuação afetarà a qualidade e a quantificação das imagens e, conseqüentemente, o diagnóstico clínico.

Na SPECT, no entanto, não existe informação *a priori* da intensidade e da posição das fontes de radiação, e estes são exatamente os parâmetros que se deseja conhecer para corrigir a atenuação. Como os fótons provenientes destas fontes desconhecidas são atenuados pelo material existente entre as fontes e o detector, torna-se necessário conhecer a distribuição dos coeficientes de atenuação do corpo, ou o chamado *mapa de atenuação* do objeto [12]

Os métodos de correção de atenuação são dependentes do tipo de algoritmo que será usado na reconstrução tomográfica das projeções. Os métodos mais simples e comuns de correção de atenuação são aqueles que podem ser aplicados antes ou depois da reconstrução por FBP e assumem uma distribuição constante do coeficiente de atenuação em todo corpo. Tais métodos funcionam razoavelmente bem para seções do corpo relativamente simétricas e uniformes, tais como o crânio.

Uma abordagem bastante utilizada para correção de atenuação foi desenvolvida por Chang [12] 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, usando a expressão:

$$C(x, y) = \frac{1}{\frac{1}{M} \sum_{i=0}^M e^{-\mu L(x, y, \theta_i)}} \quad (22)$$

onde  $M$  é o número de projeções da matriz de correção,  $\mu$  é o coeficiente de atenuação linear do meio,  $L(x, y, \theta_i)$  é o comprimento do raio de projeção no ângulo  $\theta_i$ , dentro do meio atenuante. Apesar da implementação simples, para regiões atenuadoras não-uniformes, este tipo correção de primeira-ordem não é satisfatória [13, 14].

Na SPECT cardíaca, a correção de atenuação é especialmente problemática devido à geometria não-uniforme do tórax, que contém os pulmões, ossos e tecido mole, com coeficientes de atenuação distintos [14]. Assim, foram desenvolvidos outros métodos de correção de atenuação para uso em tais situações.

Nos algoritmos iterativos de reconstrução, cada nova estimativa da distribuição de atividade obtida durante a iteração utiliza uma operação de projeção e outra de retroprojeção. A correção de atenuação pode ser incorporada ao algoritmo de reconstrução durante essas operações de projeção e retroprojeção, desde que seja conhecido ou estimado um mapa de atenuação. Esses algoritmos, denominados projetor-retroprojetor, vêm sendo mais utilizados para reconstruções,

pois incorporam a correção e permitem uma compensação mais acurada, principalmente no caso da atenuação não uniforme [15].

O algoritmo projetor-retroprojetor, desenvolvido por Gullberg e colaboradores [15], calcula os fatores que ponderam o valor de cada pixel na projeção e retroprojeção, em função do comprimento da trajetória do fóton e do coeficiente de atenuação do pixel. No caso da operação de projeção, a expressão da correção é dada por:

$$g_{km} = \sum_{i,j} W_{ij}(k,m)x_{ij} \quad (23)$$

onde  $k$  é o respectivo *bin* do detector,  $m$  é o ângulo da projeção,  $x_{ij}$  é o valor do pixel  $(i,j)$  na imagem e  $W_{ij}(k,m)$  é o fator de ponderação, que é dado por:

$$W_{ij}(k,m) = \begin{cases} \frac{A_{ij}(k,m)}{\mu_{ij}} \{1 - e^{-\mu_{ij}l_{ij}(k,m)}\}, & \text{se } \mu_{ij} > 0 \\ l_{ij}(k,m)A_{ij}(k,m), & \text{se } \mu_{ij} = 0 \end{cases} \quad (24)$$

O fator  $A_{ij}$  representa o fator de atenuação e é descrito pela expressão abaixo:

$$A_{ij}(k,m) = e^{-\int_{b_{ij}}^{\text{detector}} \mu(s_{km}) ds_{km}} \quad (25)$$

na qual  $b_{ij}$  representa a saída do pixel  $(i,j)$  e  $s_{km}$  é o comprimento ao longo do raio de projeção para o bin  $k$  no ângulo  $m$  e  $\mu$  é o coeficiente de atenuação do pixel.

No caso da operação de retroprojeção, o valor do pixel  $(i,j)$  é calculado por:

$$x_{ij} = \sum_{k,m} W_{ij}(k,m)g_{km} \quad (26)$$

Cabe dizer que os fatores de ponderação determinam qual a contribuição de um determinado elemento de projeção para um pixel de uma imagem.

Os mapas de atenuação são obtidos por imagens de transmissão, que podem ser obtidas por uma fonte estacionária externa que executa varredura ou seqüencialmente por outra modalidade de imagem, como tomografia computadorizada (TC) por Raios X. No caso da fonte externa as imagens de emissão e transmissão são adquiridas simultaneamente usando diferentes radionuclídeos, com diferentes energias. No caso da aquisição por TC utiliza-se uma superposição das imagens de TC com as de SPECT. Alguns pesquisadores vêm tentando obter os mapas de atenuação diretamente dos dados de emissão, porém a principal dificuldade é que as distribuições de atividade e atenuação estão diretamente ligadas, sendo difícil resolver uma das distribuições a menos que a outra seja conhecida *a priori*.

### **Simulações de Monte Carlo**

Um dos objetivos do físico médico que trabalha na Medicina Nuclear é otimizar o design dos sistemas de imageamento e melhorar a acurácia quantitativa e qualitativa das imagens reconstruídas. A modelagem matemática é necessária para a avaliação de parâmetros nos equipamentos de medicina nuclear quando nenhuma solução analítica é possível para que se possa resolver equações de transporte que descrevem a interação dos fótons com estruturas atenuantes não uniformes do corpo [ref].

O método Monte Carlo foi nomeado por Von Neumanref devido a similaridade da simulação estatística com jogos de “azar” e porque a cidade era um centro de apostas. Ele é largamente utilizado para solucionar problemas que envolvem processos estatísticos. É muito útil para problemas complexos que não permitem ser modelados por códigos de computador que usam métodos determinísticos ou quando medidas experimentais são impraticáveis. Assim, é uma ferramenta prática para a física médica, pois a radiação natureza estocástica da emissão, transporte e detecção.

Assumindo que o comportamento do sistema de imageamento de Medicina Nuclear pode ser descrito por uma Função de Densidade de Probabilidade (FDP), as

emissões dos fótons são geradas dentro de um *phantom* e estes são transportados por amostragem da FDP através do meio espalhador e do sistema de detecção até serem absorvidos ou escaparem do volume de interesse sem atingir o cristal.

A disponibilidade de códigos de Monte Carlo de domínio público, desenvolvidos e testados no mundo para um grande número de aplicações e por muitos usuários provê confiança para seu uso como ferramenta de pesquisa em diferentes áreas de imageamento nuclear. É esperado que os métodos de Monte Carlo ganhem espaço no meio científico e clínico e torne-se um método de escolha para desenvolvimento e implementação de dosimetria específica de paciente e correção de imagens e otimização de instrumentação e protocolos clínicos.

Os principais componentes de um método de Monte Carlo envolvem: (i) um conjunto de FDPs descrevendo o sistema físico; (ii) um gerador de números aleatórios dentro do intervalo (0,1). Entretanto, estes números são chamados pseudo-aleatórios pois são gerados a partir de modo determinístico a partir de uma semente. Essa semente é necessária para dar a partida no processo de geração dos números aleatórios. Dentre os vários métodos, os mais empregados são: método da congruência multiplicativa<sup>ref</sup> e o método de Fibonacci. Uma simulação típica usa de  $10^7$  a  $10^{12}$  números aleatórios; (iii) estimativa de erro; (iv) técnicas de redução de variância; (v) paralelização. Encontra-se uma descrição mais detalhada dos princípios do método de Monte Carlo em 5,11,24,25.

A emissão de fótons é isotrópica, então os parâmetros direcionais podem ser amostrados uniformemente dentro de seus alcances individuais. Os sistemas de imageamento nucleares têm baixa eficiência geométrica devido ao ângulo sólido pequeno definido pelo colimador.

Para os problemas de transporte da radiação, o modelo computacional inclui especificações da geometria e do material. Há um banco de dados obtido a partir de medidas experimentais contendo os valores de secção de choque de materiais atenuantes. Os valores das secções de choque correspondem a probabilidade de uma partícula interagir com o meio no qual está sendo transportada e são característicos do tipo e da energia da partícula incidente e do tipo de interação a qual ela é submetida. Quando um fóton atravessa a matéria, podem ocorrer três

processos de interação: absorção fotoelétrica (a energia total do fóton é transferida para o meio), espalhamento coerente (há mudança de direção da trajetória do fóton) e espalhamento incoerente (uma fração da energia do fóton é transferida para o meio e há mudança na direção de propagação deste). A probabilidade de um fóton de energia  $E$  sofrer absorção ou espalhamento quando atravessar um meio atenuante pode  $Z$  pode ser expressa quantitativamente em função do coeficiente de atenuação linear  $\mu$ , expresso em  $\text{cm}^{-1}$ , que é dependente da densidade do material.

$$\mu = \mu_{abs\_fotoelétrica} + \mu_{esp\_coerente} + \mu_{esp\_incoerente} \quad (27)$$

### **Técnica de Redução de variância: Interação Forçada.**

Os fótons são mapeados através do objeto até que escapem, sejam absorvidos ou suas energias sejam mais baixas que o limiar selecionado. A função de probabilidade para a interação do fóton é:

$$p(x) = \mu e^{-\mu x} \quad (28)$$

A probabilidade que um fóton irá viajar uma distância  $d$  ou menos é dada por:

$$p(d) = \int_0^d \mu e^{-\mu x} dx = 1 - e^{-\mu d} \quad (29)$$

Para amostrar o comprimento do caminho, um número aleatório  $R$  é substituído por  $p(d)$  e reescreve-se  $d$  como

$$d = -\frac{\log(1-R)}{\mu} \quad (30)$$

Para aumentar a acurácia estatística no cálculo da energia transferida, o fóton é forçado a interagir definindo-se uma distância máxima finita,  $d_{max}$ , por exemplo o campo de visão (FOV). O caminho real  $d$  dentro de  $d_{max}$  pode ser descrito

$$d = -\frac{1}{\mu} \ln(1 - R[1 - e^{-\mu d_{\max}}]) \quad (31)$$

O peso do fóton deve ser multiplicado pela probabilidade da interação

$$W_{n+1} = W_n [1 - e^{-\mu d_{\max}}] \quad (32)$$

Em SPECT, o fóton pode interagir através de espalhamento coerente ou incoerente apenas, pois a absorção fotoelétrica não contribui para a energia transferida para o cristal. O peso é então multiplicado pela probabilidade do fóton sofrer espalhamento.

$$W_{n+1} = W_n \left[ \frac{\mu_{\text{incoerente}} + \mu_{\text{coerente}}}{\mu} \right] \quad (33)$$

onde  $\mu_{\text{coerente}}$  e  $\mu_{\text{incoerente}}$  representam as seções de choque para espalhamento coerente e incoerente, respectivamente, e  $\mu$  é o coeficiente de atenuação linear total.

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste trabalho foram implementados dois algoritmos de reconstrução tomográfica para SPECT: um método analítico e um método iterativo. O método analítico realiza a reconstrução das imagens baseado no algoritmo FBP [8] (*Filtered Backprojection*) com opções para o uso de diversas combinações filtro/janela. O método iterativo está baseado no algoritmo ML-EM [7] (*Maximum Likelihood-Expectation Maximization*) e possui uma opção para a realização de correção de atenuação utilizando um mapa de coeficientes de atenuação fornecido pelo usuário.

#### 3.1 ImageJ

Optou-se por trabalhar com o programa de processamento de imagens *ImageJ*, desenvolvido por Wayne Rasband, do *National Institute of Mental Health (NIMH)* em Maryland, USA [16]. O programa *ImageJ* está implementado em linguagem JAVA, que é moderna, atrativa e possui ampla utilização na web. A linguagem JAVA está baseada no paradigma da orientação a objetos (OOP – *Object-Oriented Programming*), um método de design de softwares que modela as características de objetos abstratos ou reais utilizando classes e objetos [17]. Dentre suas principais características podemos citar: possui bom tratamento de erros, de exceções e coleta de lixo, o que elimina a principal fonte de *bugs*; é uma linguagem razoavelmente rápida [18].

O programa *ImageJ* pode ser executado em qualquer plataforma que possua a *Java Virtual Machine (JVM)*, tanto como *applet* ou programa executável. É de domínio público e consiste em uma arquitetura de código aberto disponível em meio eletrônico. Permite visualização, edição, análise, processamento, leitura e escrita de diversos formatos de imagens como: TIFF, GIF, JPEG, DICOM, entre outros. Uma característica importante é sua escalabilidade através da adição de *plugins* que são compilados e incorporados ao sistema rapidamente [18]. A estrutura do *ImageJ* já alcançou versatilidade e popularidade na comunidade científica, representando uma



base sólida para elaboração deste trabalho. Podemos citar como vantagens do *ImageJ*:

- ser executável em Linux, Mac OS 9, Mac OS X e Windows;
- possuir código aberto;
- ser extensível através de *plugins*;
- permitir a manipulação de imagens de 8, 16 e 32 bits/pixel e RGB;
- trabalhar com pilhas (*stacks*) de imagens;
- permitir a aplicação de tabelas de cores às imagens;
- abrir e salvar imagens em diversos tipos de arquivos, tais como: GIF, JPEG, PNG, PGM, ASCII, TIFF e DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*);
- possuir ferramentas de zoom, seleção de regiões de interesse (ROIs), aplicação de máscaras e filtros, ajustes de brilho e contraste, redimensionamento, rotação, medidas de área, desvio padrão, visualização histogramas e perfis;

Uma limitação do programa *ImageJ* é a truncagem dos valores numéricos para *float*, diminuindo a precisão dos resultados.

O método de reconstrução tomográfica analítico FBP implementado neste trabalho exige operações de convolução de matrizes. No domínio espacial este processo torna-se mais complexo e requer maior tempo de execução e/ou desempenho computacional devido às dimensões das imagens utilizadas em MN (64x64, 128x128, 512x512 pixels). Porém, pode-se aplicar este recurso mais facilmente quando se trabalha no domínio da frequência. A conversão da informação do domínio espacial para o domínio da frequência é realizada através do operador Transformada de Fourier.

Para a implementação dos algoritmos de reconstrução tomográfica no pacote *ImageJ*, em especial do algoritmo FBP, foi necessária a adição de classes correspondentes às operações lineares, tais como as transformadas de Fourier. O programa *ImageJ* oferece essas transformações de maneira constricta e apenas em caráter bidimensional. Visando atender à estrutura do algoritmo FBP descrito nas

seções anteriores, que requer as transformadas direta e inversa de Fourier em caráter unidimensional, trabalhou-se com algumas classes do pacote *JSci – A Science API for JAVA* [19], que contém um conjunto de pacotes que englobam métodos e princípios científicos relativos a estas necessidades.

Foram implementados também filtros para o algoritmo de FBP, tais como: Rampa, Butterworth, Shepp-Logan e Hamming. O sistema permite realizar combinações do tipo filtro/janela (Rampa/janela) ou realizar retroprojeção simples.

Uma interface gráfica do tipo janela foi desenvolvida, que permite que o usuário realize ajuste dos parâmetros para os diferentes métodos de reconstrução tomográfica, de acordo com a necessidade.

A Figura 9 apresenta o diagrama de atividade do pacote *ImageJ*, com a inclusão do *plugin NucMed* de reconstrução tomográfica desenvolvido neste trabalho.

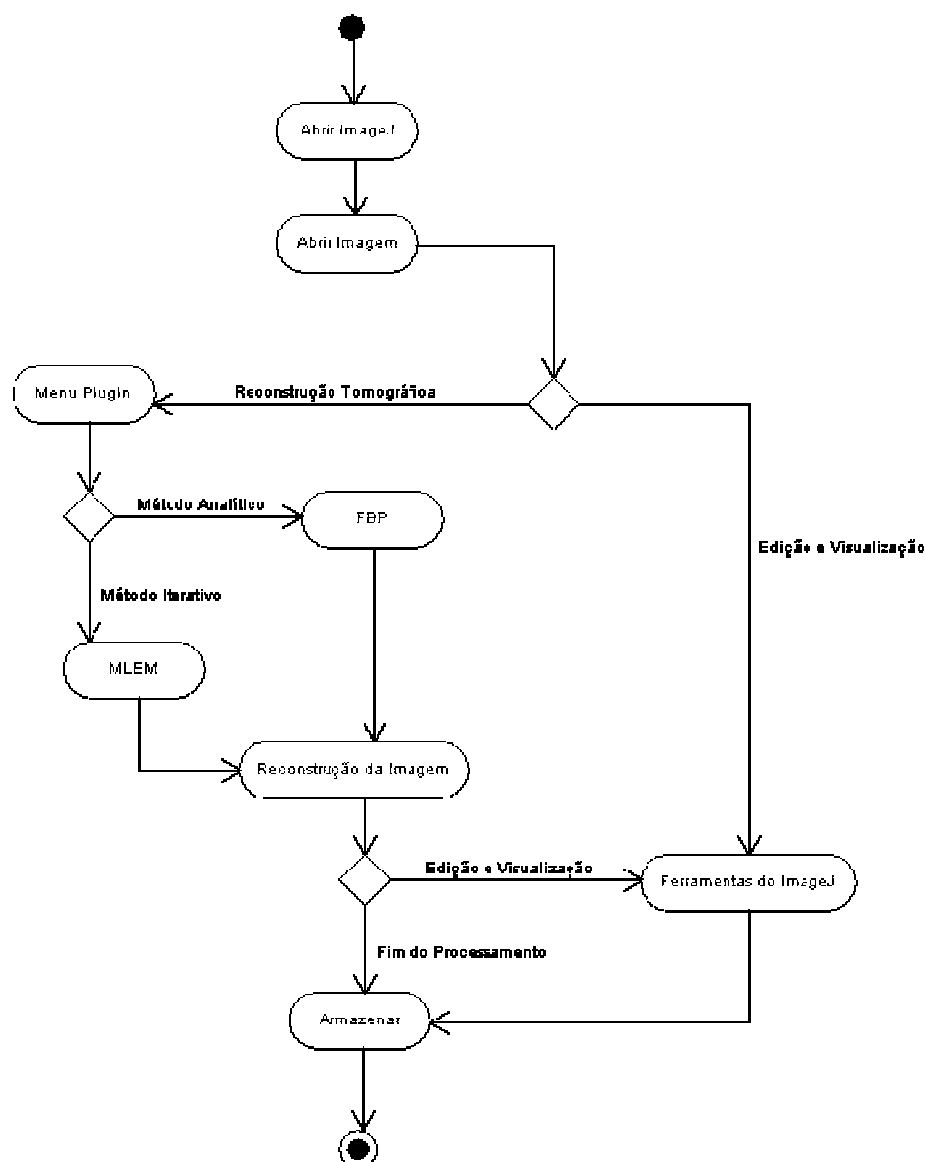


Figura 9: Diagrama de Atividade do *ImageJ*

### 3.1.1 Estrutura do *Plugin NucMed*

A linguagem UML (*Unified Modeling Language*) é utilizada para transmitir a outros, e receber de outros, algumas informações sobre o projeto de sistemas. Basicamente os diagramas UML auxiliam a visualização do desenho e a comunicação entre objetos. Nesta seção serão apresentados os diagramas UML do *plugin NucMed* desenvolvido neste trabalho dos seguintes tipos: (i) diagrama de casos de uso; (ii) diagrama de seqüência e (iii) diagrama de atividade.

O diagrama de casos de uso mostra como o sistema **NucMed** vai interagir com os usuários, que podem ser pessoas ou outros sistemas. Descreve as operações que o sistema deve cumprir para cada usuário. O diagrama de casos de uso do *plugin NucMed* encontra-se na Figura 10.

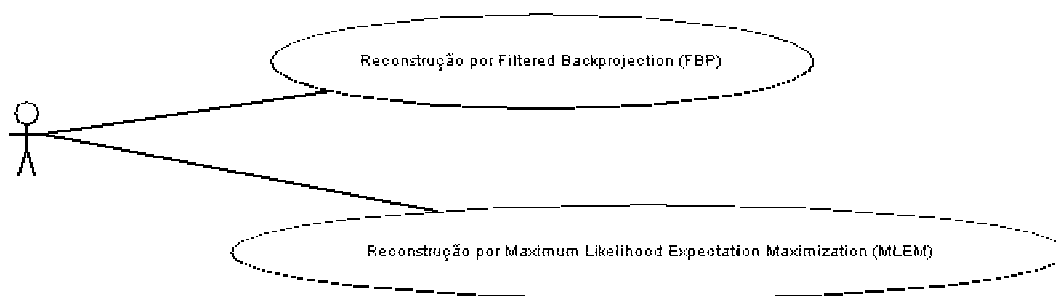


Figura 10: Diagrama de casos de uso do plugin **NucMed**

O diagrama de atividade mostra como um sub-sistema ou objeto realizam uma operação. Também é conhecido como diagrama de fluxo de dados e descrevem o ciclo de vida de um objeto, um sistema ou uma operação. As Figuras 11 e 12 apresentam os diagramas de atividade dos métodos de reconstrução FBP e ML-EM no *plugin NucMed*.

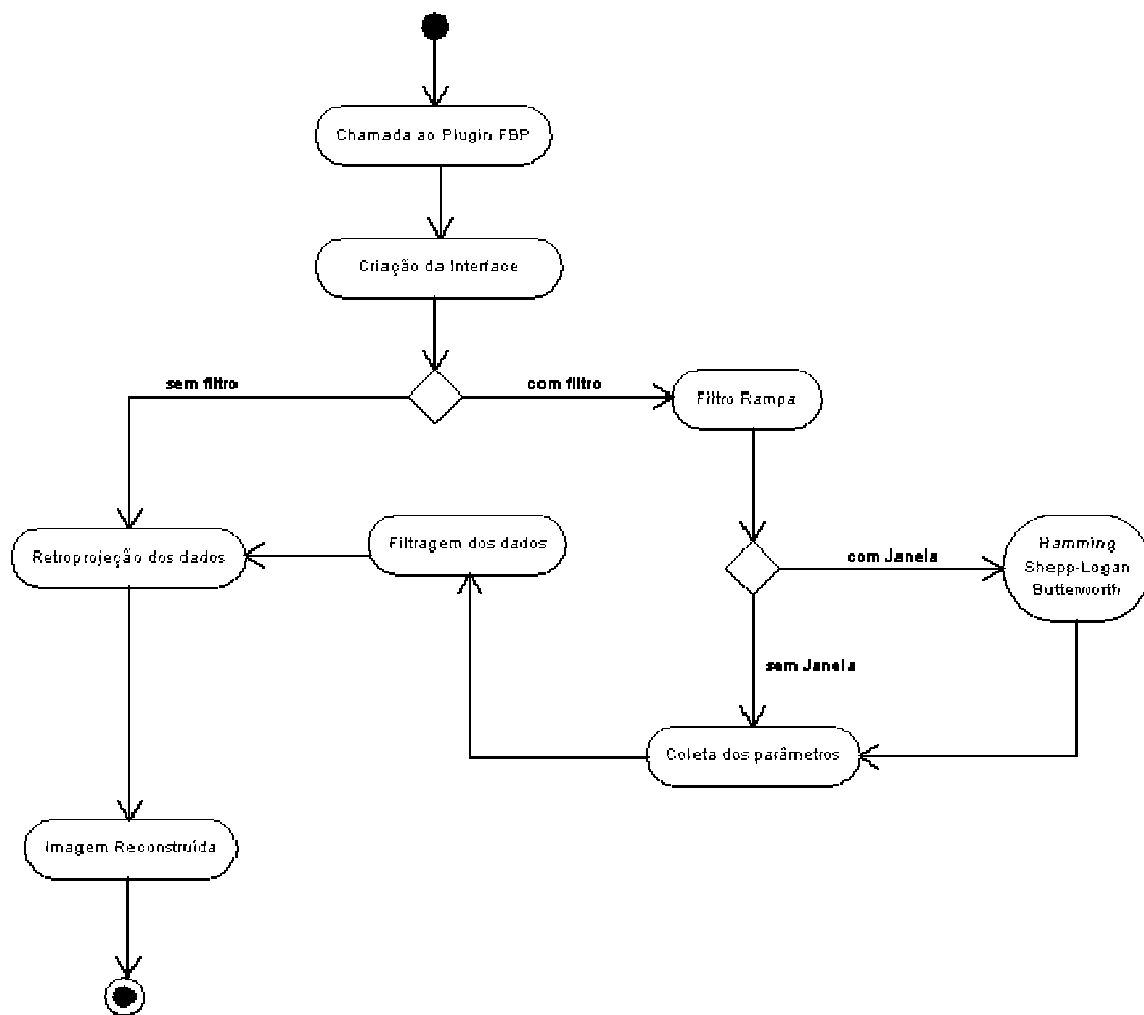


Figura 11: Diagrama de Atividade do módulo FBP

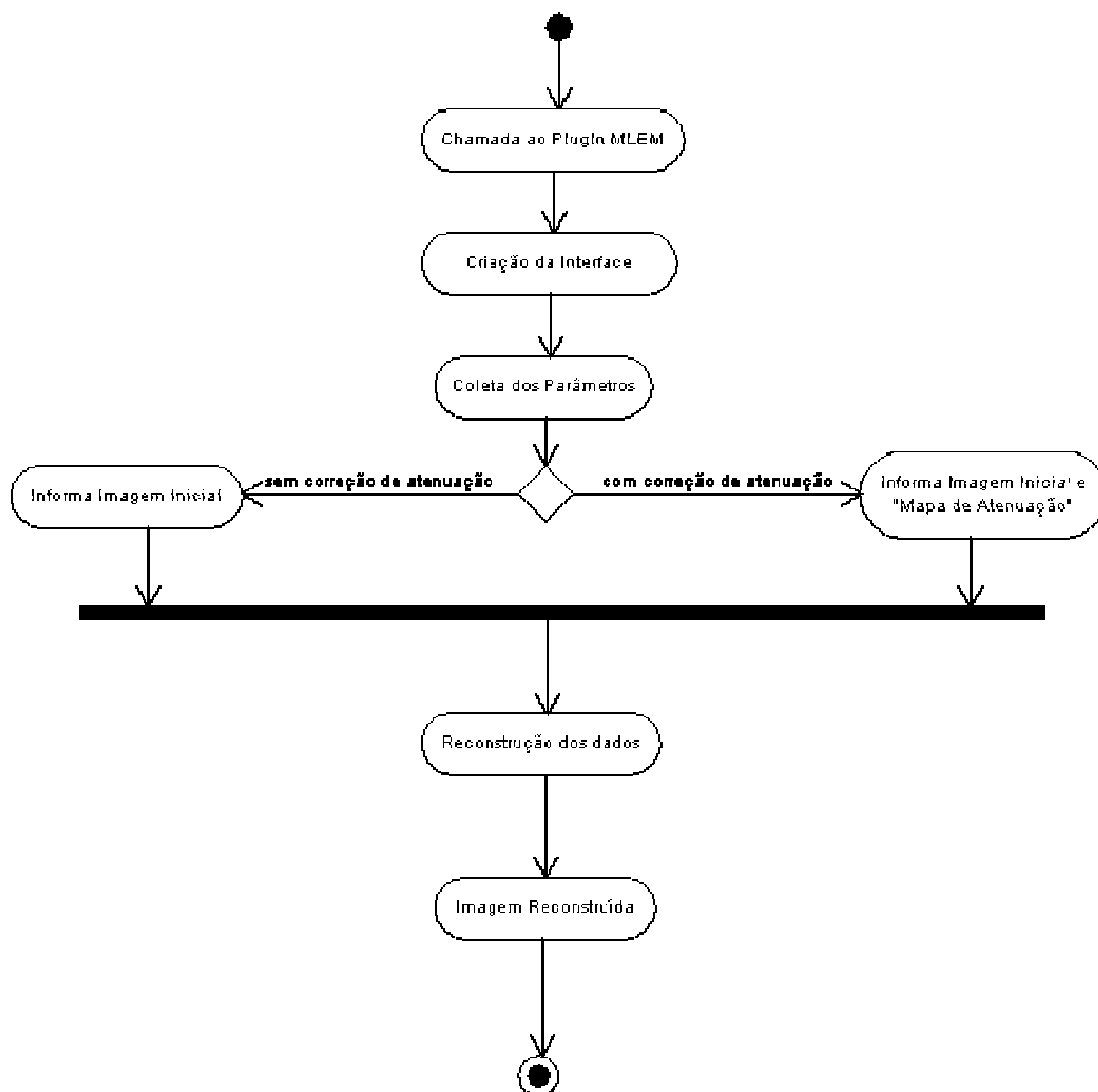


Figura 12: Diagrama de atividade do módulo ML-EM

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. Para executar a reconstrução iterativa das imagens, implementou-se um projetor e um retroprojetor atenuado desenvolvido por Gullberg e colaboradores (1986) [15].

A estimativa inicial para algoritmo é obtida através de uma imagem uniforme contendo o valor da média das contagens do sinograma. Assim, utilizando um projetor, é possível obter as projeções desta estimativa de imagem corrente e

compará-las às projeções originais. A razão entre as projeções simuladas e as originais é utilizada então para modificar a estimativa corrente, produzindo uma nova estimativa da imagem. Em outras palavras, o processo de atualização da estimativa da imagem é realizado da seguinte forma:

$$\text{Image}_{n+1} = \text{Imagem}_n \times \text{Retroprojeção Normalizada} \left( \frac{\text{Projeções Originais}}{\text{Projeções da Imagem}_n} \right),$$

onde  $n$  representa o número da iteração.

### 3.2 Validação do *plugin* NucMed com Imagens Simuladas

A simulação computacional pelo método Monte Carlo tem 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 [6].

Optou-se por realizar a validação do *plugin* **NucMed** com imagens simuladas pelo fato de se possuir controle sobre as imagens originais, podendo assim estabelecer uma comparação com as imagens reconstruídas. Utilizou-se dois modelos geométricos e um modelo antropomórfico. Os modelos geométricos fornecem uma base sólida para realizar análise como localização espacial, validação de contagens e de outros efeitos físicos que se desejar. Os modelos antropomórficos foram utilizados devido a sua semelhança com o corpo humano, pois representam as estruturas que se deseja estudar. Em cada modelo, também denominado *phantom*, têm-se total controle quanto à radioatividade contida no volume, o meio atenuador e a localização das estruturas.

Todas as simulações realizadas para validação do *plugin* de reconstrução tomográfica desenvolvido neste trabalho utilizaram como radionuclídeo o  $^{99m}\text{Tc}$ , cujo fóton possui energia de 140 keV, e foram realizadas com o pacote SimSet<sup>2</sup>. O

---

<sup>2</sup> Website do SimSet: <http://depts.washington.edu/>

pacote SimSet, utiliza técnicas de Monte Carlo para modelar a criação e transporte de fótons através de meios atenuadores heterogêneos para imagens de emissão e vêm sendo utilizado por diversos pesquisadores para o estudo de imagens de MN [20, 21]. O programa permite a criação de objetos de atividade e de atenuação, a configuração de cristais detectores e colimadores, além da manipulação dos arquivos resultantes para a obtenção de sinogramas de fótons primários e espalhados em diferentes conjuntos [22].

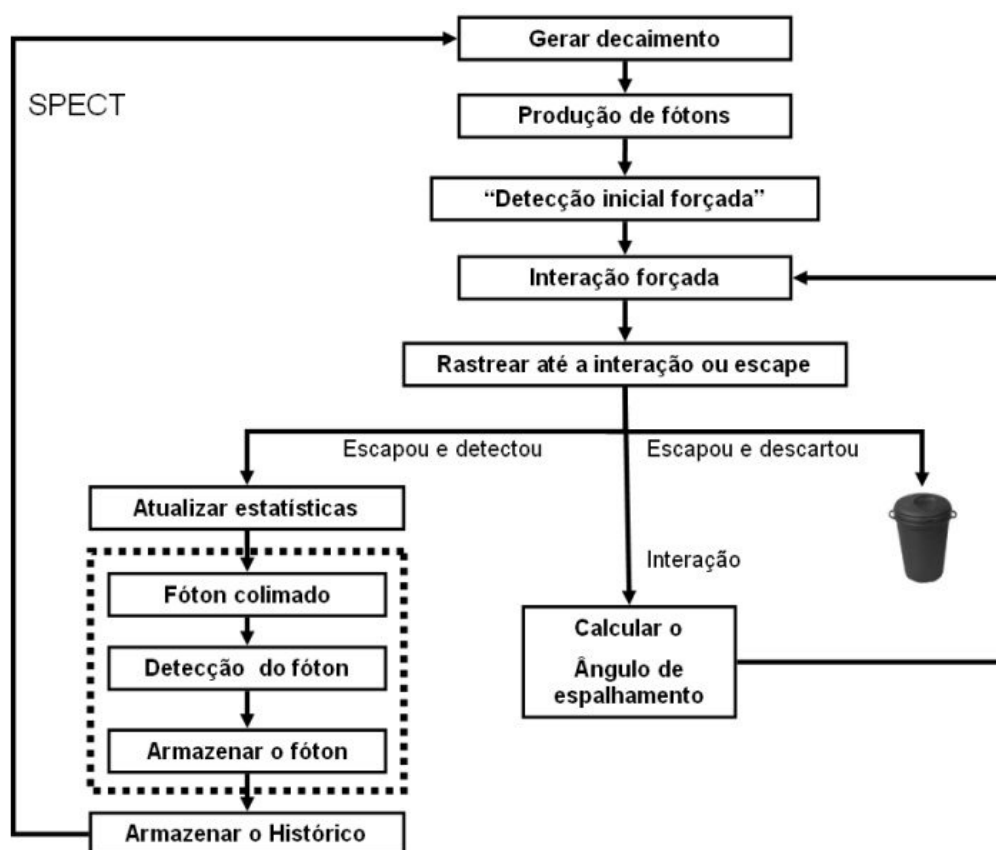


Figura 13: Algoritmo de rastreamento dos fótons no pacote SimSet.

A figura 13 mostra o algoritmo de rastreamento dos fótons dentro do pacote SimSet, no módulo PHG (*Photon History Generator*). O PHG calcula o número de decaimentos a ser gerado por cada voxel do volume de atividade. O fóton assume um vetor direção inicial. Após é calculado o número de caminhos livres que o fóton pode seguir antes que ocorra interação e calcula-se a distância a ser percorrida correspondente a cada caminho, os valores de atenuação para todos os voxels encontrados e a distância percorrida em cada voxel. Caso o fóton não sofra interação e satisfaça os critérios de aceitação, adiciona-se à lista de eventos. Caso



contrário escolhe-se o ângulo de espalhamento e a energia e continua seu rastreamento.

A seguir encontra-se uma descrição dos modelos geométricos e antropomórficos utilizados para a validação do *plugin NucMed*.

### 3.2.1 Modelo Cilíndrico de Atividade Uniforme

Foi simulado um cilindro de 10 cm de diâmetro e altura de 10 cm, com uma solução aquosa ( $\mu = 0,15 \text{ cm}^{-1}$ ) com atividade específica de  $50 \text{ } \mu\text{Ci}/\text{cm}^3$ . Foram simuladas 120 projeções em  $360^\circ$  em matrizes de  $64 \times 64$  pixels de 0,625 cm e o raio de rotação de 20 cm.

Esse é um modelo tradicionalmente utilizado para avaliação da uniformidade de câmaras de cintilação e dos métodos de correção.

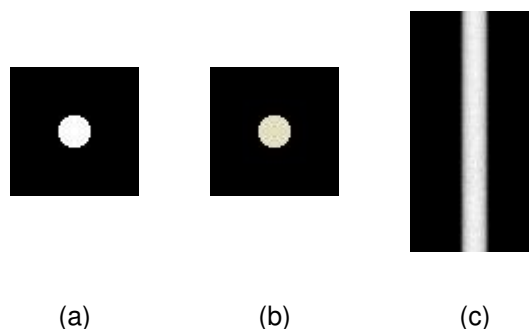


Figura 14: Cilindro com atividade uniforme: (a) mapa de atividade; (b) mapa de atenuação; (c) sinograma

### 3.2.2 Fonte Pontual Descentrada

Foi simulada uma fonte pontual de 6 cm de diâmetro, descentrada da origem, preenchida com uma solução aquosa ( $\mu = 0,15 \text{ cm}^{-1}$ ) com atividade específica de  $30 \text{ } \mu\text{Ci}/\text{cm}^3$ . Foram simuladas 120 projeções em  $360^\circ$  em matrizes de  $64 \times 64$  pixels de 0,625 cm e o raio de rotação de 16 cm.

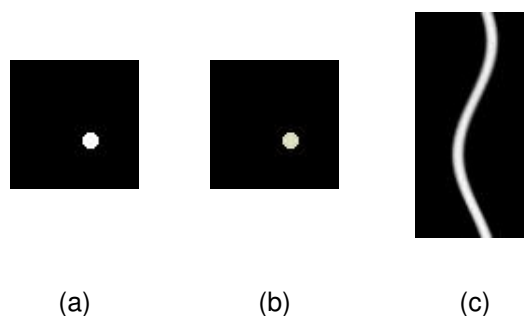


Figura 15: Fonte pontual descentrada: (a) mapa de atividade; (b) mapa de atenuação; (c) sinograma

### 3.2.3 NCAT 4D

O *phantom* matemático NCAT 4D<sup>3</sup> (4D *NURBS-based Cardiac Torso*) foi desenvolvido para fornecer modelos flexíveis e realísticos de pacientes em pesquisas em imagens médicas. As formas dos órgãos foram modeladas com superfícies B-splines não-uniformes (NURBS), usando as imagens segmentadas do projeto *Visible Human CT* como base para as superfícies. A definição das superfícies NURBS permite um alto grau de flexibilidade na modelagem de variações anatômicas, assim como a possibilidade de simulação de movimentos respiratórios e batimento cardíaco.

Aplicando transformações de rotação, translação e escala a pontos de controle, a forma dos órgãos pode ser modificada. Os modelos dos órgãos são conectados ao aplicativo de tal forma que a mudança em um órgão afeta os vizinhos, permitindo uma modificação eficiente de tais modelos. Assim, utilizando diferentes transformações, as superfícies NURBS podem ser alteradas de forma a combinar com a anatomia específica de um paciente [23].

---

<sup>3</sup> Website: <http://elm.bme.unc.edu/~wseagars/>

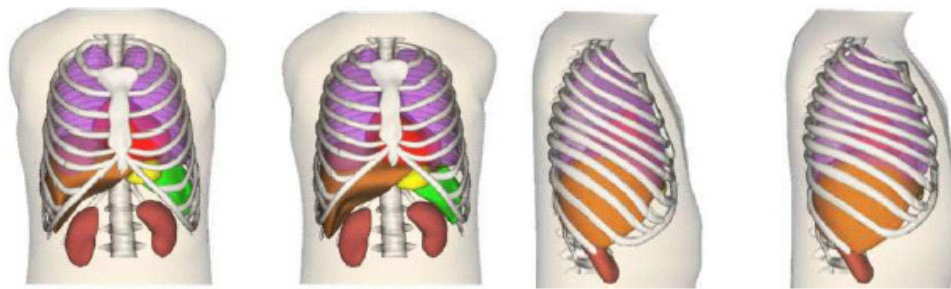


Figura 16: Visão frontal e lateral do NCAT 4D em expiração e inspiração, respectivamente  
 FONTE: Seagars, [24].

Nesse trabalho, o *phantom* NCAT 4D foi utilizado com as opções de movimento de respiratório e batimentos cardíacos, com períodos de 5s e 1s respectivamente. Foram simuladas 128 projeções em  $360^\circ$  em matrizes  $128 \times 128$  pixels, com tamanho de pixel 0,3125 cm e raio de rotação de 20 cm. As figuras 16, 17 e 18 representam os mapas de atividade, mapas de atenuação e sinogramas do modelo NCAT 4D, de 10 cortes na região de interesse para estudos cardíacos em MN, nos quais podem ser visualizados, além do coração, fígado, pulmões e baço.

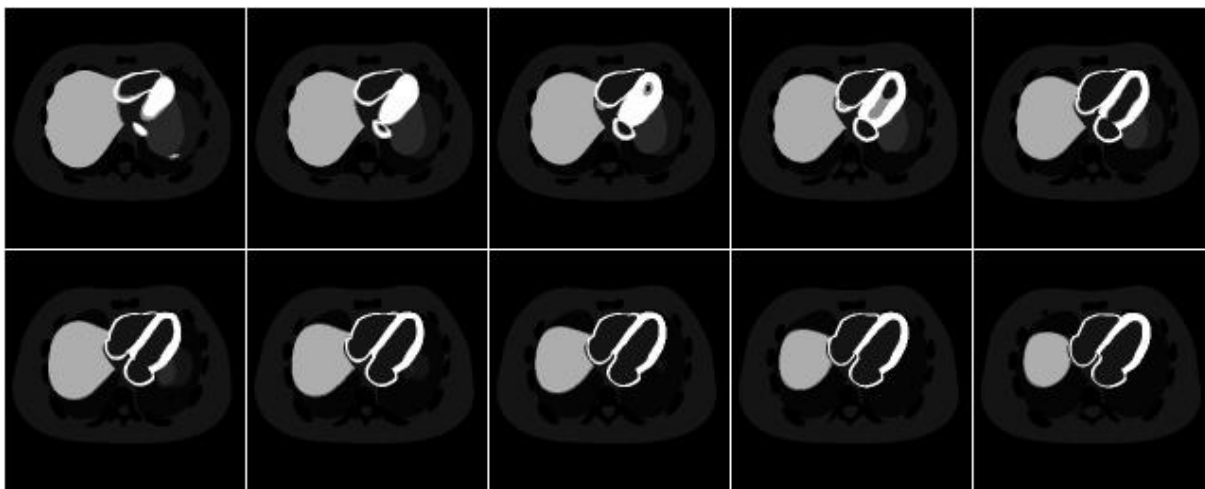


Figura 17: Mapas de atividades do *phantom* NCAT 4D.

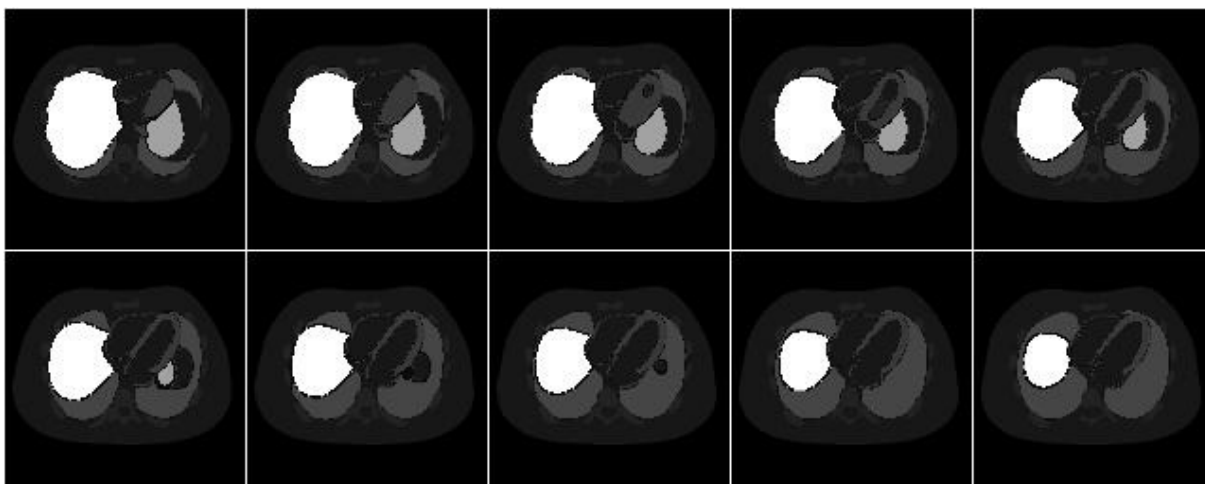


Figura 18: Mapas de atenuação do *phantom* NCAT 4D.

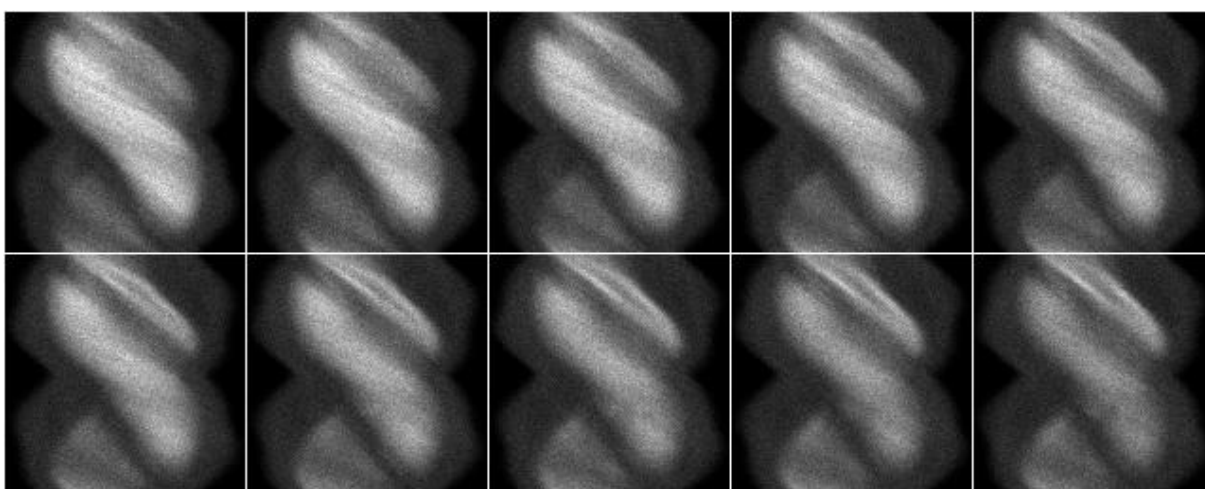


Figura 19: Sinogramas do *phantom* NCAT 4D.

### 3.2.4 Modelo Geométrico

Este modelo representa um arranjo geométrico no qual estão representadas simplificada as estruturas do torso (coração, pulmão, coluna) através de esferas e elipses. Foram simuladas 128 projeções em  $360^\circ$  em matrizes de  $128 \times 128$  pixels de  $0,312$  cm e o raio de rotação de  $20$  cm. A atividade na área branca (maior atividade – área quente), que corresponde ao coração foi de  $50 \mu\text{Ci}/\text{cm}^3$  e na área azul, que corresponde ao corpo, foi de  $10 \mu\text{Ci}/\text{cm}^3$ . As áreas correspondentes ao pulmão e a coluna correspondem a áreas frias, pois não possuem nenhum valor

de atividade. As figuras 19 e 20 representam o mapa de atividades e o sinograma do corte utilizado.

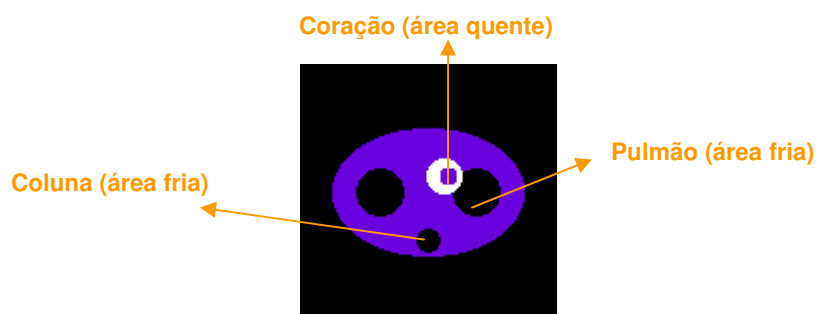


Figura 20: Mapa de atividade do modelo geométrico.

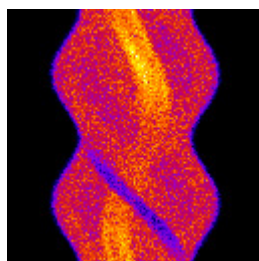


Figura 21: Sinograma utilizado.

O modelo geométrico foi utilizado para avaliação do contraste das imagens reconstruídas, por conter regiões adjacentes de estruturas quentes e frias.

### 3.3 Avaliação das Imagens Reconstruídas

A avaliação das imagens reconstruídas foi realizada com a utilização dos seguintes parâmetros quantitativos:

1. Perfis de Contagens nas regiões de interesse
2. Desvio Padrão Normalizado

$$DPN = \frac{1}{\bar{\lambda}} \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (\lambda_i - \bar{\lambda})^2}{N-1}} \quad (34)$$

3. Contraste das regiões de interesse (ROIs)

$$C = \frac{|M_L - M_F|}{M_L + M_F} \quad (35)$$

onde  $M_L$  é atividade média em uma região “quente” ou “fria” e  $M_F$  é a atividade média da região vizinha com atividade de fundo constante.

Estes parâmetros foram escolhidos devido ao seu amplo uso na avaliação de imagens de Medicina Nuclear [24, 25, 26].

## 4 RESULTADOS

Não havia nenhuma ferramenta de reconstrução tomográfica disponível para o *ImageJ*, de forma que o principal objetivo deste projeto foi desenvolver duas ferramentas de reconstrução tomográfica para uso em imagens de SPECT que pudessem ser acopladas a este pacote: reconstrução tomográfica analítica por *Filtered Backprojection (FBP)* e reconstrução tomográfica iterativa por *Maximum Likelihood-Expectation Maximization (ML-EM)*.

### 4.1 Funcionalidades do *Plugin NucMed*

A seguir encontra-se o diagrama de classes do *plugin NucMed* desenvolvido. O diagrama de classes mostra o aspecto estático e estrutural do sistema, mostrando as classes que o compõe e a relação entre elas.

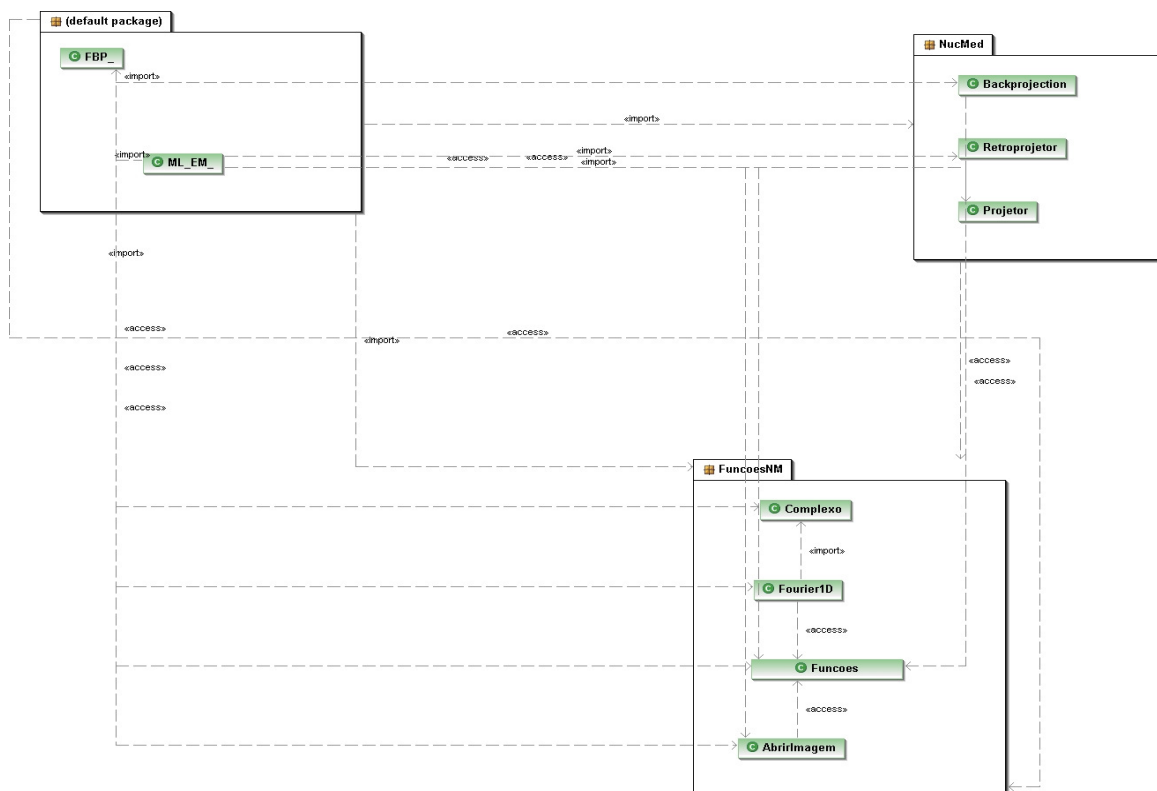


Figura 22: Diagrama de classes do *plugin NucMed*.

A figura 21 mostra os pacotes desenvolvidos para o sistema: “FuncoesNM”, que contém as classes importadas do pacote JSci, *Complexo* e *Fourier1D*, a classe “Funções”, que contém outros operadores matemáticos criados pelos desenvolvedores/programadores do plugin; e a classe “AbrirImagem”, que é responsável pela seleção da imagem que contém os dados a serem reconstruídos. O pacote **NucMed** contém as classes “Backprojection”, utilizada para execução do algoritmo FBP; “Retroprojektor” e “Projektor”, ambas utilizadas para execução do algoritmo ML-EM. O terceiro pacote, `<default package>`, contém as classes contendo a codificação da interface do *plugin* e ambas as classes, “FBP\_” e “ML\_EM\_”, implementam a *interface ij.plugin.filter.PlugInFilter*, responsável pela incorporação do *plugin* à interface principal do *ImageJ*, conforme mostra o *screenshot* na figura 22.

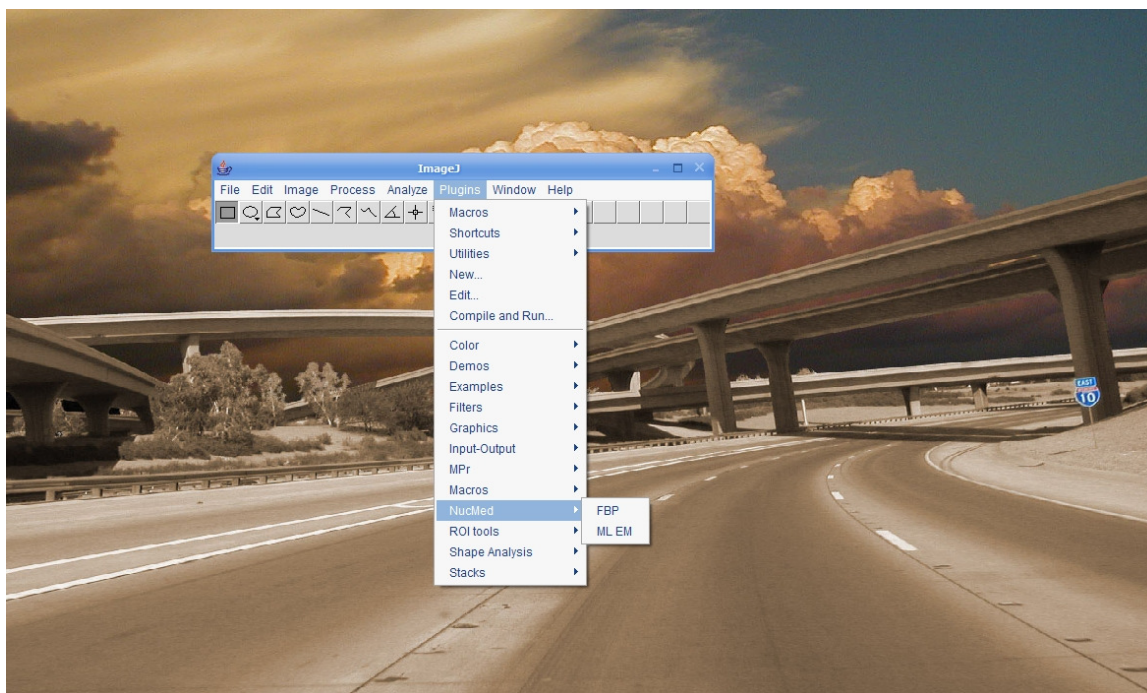


Figura 23: Screenshot da interface do *ImageJ* e acesso ao *Plugin* com sistema **NucMed**.

O *plugin* contendo as ferramentas de reconstrução é acessado através da barra de menus, no menu “*Plugins*”. No entanto, para que o *plugin* seja executado, deverá haver pelo menos uma imagem visível na área de trabalho. Esta imagem consistirá nos dados de entrada, representados por um sinograma contendo as projeções na vertical e a linha dos detectores na horizontal. A seguir encontra-se um trecho do código:

```

1     public class FBP_ extends javax.swing.JFrame implements ij.plugin.PlugIn {
2
3     public static ImagePlus imp;
4     ...
5
6     public void run(String str) {
7         if ( str.equals( "about" ) )
8             IJ.showMessage( "\n"+
9                 "        Desenvolvido por NIMed - PUCRS - Brasil\n "+
10                "\n        Homepage http://www.pucrs.br/fisica/nucmed ");
11     else {
12         imp = IJ.getImage();
13         tamanho_imagem = imp.getWidth();
14         type = imp.getType();
15         if ((tamanho_imagem> 0) && (Funcoes.isPowerOf2(tamanho_imagem))) {
16             IJ.register(FBP_.class);
17             setVisible(true);
18         }
19     else {
20         IJ.showMessage(Funcoes.MENSAGEM_IMAGEM_NAO_COMPATIVEL);

```



```

21         }
22     }
23 }
24 ...
25 }

```

Na linha 1 há a declaração da classe `FBP_` com relação de herança com a classe `javax.swing.JFrame` para fins de criação da interface gráfica para o usuário e a implementação da *interface* `ij.plugin.PlugIn` do programa ImageJ. O símbolo `_` permite a adição do plugin ao menu principal do ImageJ, como mostra a figura 22. Na linha 3 declara-se a variável `imp`, do tipo `ij.ImagePlus`, que receberá a imagem visível e flutuante do sinograma previamente selecionada pelo usuário, conforme mostra a linha 12. A linha 15 executa o método `isPowerOf2()`, cuja função é testar a compatibilidade do tamanho da imagem para que possa ser executada a transformada de Fourier posteriormente.

A figura 23 mostra um exemplo de um sinograma posicionado adequadamente para a execução da reconstrução tomográfica.

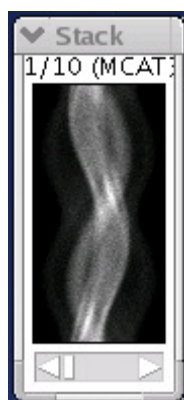


Figura 24: Sinograma com as projeções na vertical.

São aceitos como dados iniciais sinogramas em escala de cinza com 8, 16 ou 32-bit/pixel, RGB (*Red, Green and Blue*) e HSB (*Hue, Saturation and Brightness*) de diversos formatos. Também há a possibilidade de fornecer imagem tipo *stack*, um conjunto de imagens que compartilha uma janela única. As imagens da *stack* serão processadas individualmente.

A seguir encontra-se a descrição da interface desenvolvida para o *plugin NucMed*. Esta consiste em caixas de diálogo responsáveis em solicitar ao usuário os parâmetros aplicáveis ao método de reconstrução tomográfica escolhido.

A figura 24 representa a caixa de diálogo desenvolvida para o método *Filtered Backprojection (FBP)*. A caixa é subdividida em “Filtro”, “Seleção de Janela” e “Parâmetros”.



Figura 25: Caixa de diálogo da ferramenta de reconstrução tomográfica pelo método *FBP*.

As porções “Filtro” e “Seleção de Janela” são alteradas através de objetos de seleção (*Check Box*). Em “Filtro” encontra-se o filtro Rampa, que poderá ser combinado com a função janela desejada. A divisão “Seleção de Janela” apenas estará visível enquanto a opção “Rampa” estiver selecionada. É possível selecionar apenas uma das opções oferecidas na divisão “Seleção de Janela”. De acordo com a opção selecionada, a divisão “Parâmetros” alterar-se-á de modo a solicitar corretamente os parâmetros específicos da função janela especificada. Para todas as combinações é solicitada a escolha da frequência de corte do filtro (ou frequência crítica -  $fc$ ). São aceitos valores entre 0 e 1, expressos em  $\text{pixel}^{-1}$ , com até duas casas decimais. No caso da janela Butterworth é solicitado também o valor da ordem do filtro ( $N$ ) e são aceitos valores entre 1 e 10.

Abaixo encontram-se fragmentos do código correspondente ao método `filtrar()`. Este método executa a convolução do filtro desejado (selecionado pelo usuário através da interface gráfica) com as projeções que compõe o sinograma. Cada projeção é filtrada individualmente.

```

1      public ImagePlus filtrar(ImagePlus img, Complexo filtro[]) {
2
3          ImageStack is_imgFinal;
4          int num_stacks = img.getStackSize();
5          ImageProcessor ip_imgOrig = null;
6          ...
7
8          for (int stack_count = 1; stack_count <= num_stacks; stack_count++){
9              ...
10             ip_imgOrig = img.getImageStack().getProcessor(stack_count);
11
12             float[] sinopixels = (float[]) ip_imgOrig.getPixels();
13             float[] imagem2 = (float[]) ip_imgFinal.getPixels();
14             ...
15
16             while (linha < img.getHeight()) {
17                 ...
18
19                 Complexo projecao_fft[] = Fourier1D.transform(projecao);
20                 Complexo resultado_conv[] = new Complexo[tamanho_imagem];
21
22                 for (int i = 0; i < tamanho_imagem; i++) {
23                     resultado_conv[i] = projecao_fft[i].multiply(filtro[i]);
24                 }
25
26                 Complexo inverseTF[] = Fourier1D.inverseTransform(resultado_conv);
27
28                 for (imf_i = imf; imf_i < tamanho_imagem * (linha + 1); imf_i++){
29                     imagem2[imf_i] = ((float) inverseTF[imf_i - imf].real());
30                 }
31                 ...
32
33             }
34             ip_imgFinal.setPixels(imagem2);
35             ip_imgFinal.resetMinAndMax();
36             is_imgFinal.addSlice("Imagem Retroprojetada", ip_imgFinal,
37                                 stack_count-1);
38         }
39         ...
40
41     }

```

Na linha 1, `img` é uma variável passada por referência para o método filtro, correspondendo a imagem ou pilha de imagens (*stack*) contendo o sinograma. Na

linha 4, a variável `num_stacks` recebe o número de imagens da pilha contida em `img`. A linha 5 declara uma variável do tipo `ImageProcessor`, uma estrutura que permite que sejam acessados os pixels da imagem. A variável `ip_imgOrig`, na linha 10, refere-se a imagem atual da pilha, uma vez que as imagens são processadas seqüencial e individualmente. Os valores dos pixels são armazenados em um vetor do tipo `float`, obtidos a partir do método `ij.process.ImageProcessor.getPixels()`, conforme mostram as linhas 12 e 13. O laço `while` na linha 16 é responsável por filtrar as projeções individualmente. Nessa etapa, o plugin calcula a transformada de Fourier da projeção, correspondente à linha 19, que será multiplicada pela função filtro passada por referência na chamada do método. As linhas 22 e 23 executam a convolução da transformada de Fourier da projeção (`projeção fft`) com a função filtro (`filtro`). Na linha 26 o algoritmo calcula a transformada inversa de Fourier do resultado da convolução e nas linhas 28 e 29, é atribuída a parte real dos valores da transformada inversa a uma variável temporária (`imagem2`). A linha 34 mostra a atribuição dos valores de `imagem2` à imagem final. O método `resetMinAndMax()`, na linha 35, é responsável por recalculer os valores mínimo e máximo necessários para mostrar corretamente a imagem. As linhas 36 e 37 adicionam a imagem na pilha final e o processo é repetido para a próxima imagem da pilha do sinograma.

É possível visualizar, em uma nova janela, a curva resultante dos parâmetros informados pelo usuário para o filtro através do botão “Visualizar Filtro”. A figura 25 mostra um exemplo dessa janela.

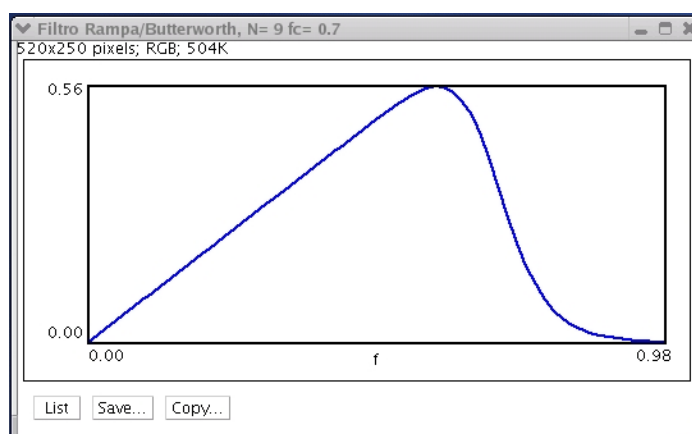


Figura 26: Janela de visualização do filtro a ser aplicado pelo algoritmo *FBP* para um Filtro Rampa/Butterworth de ordem  $N = 9$  e frequência crítica  $f_c = 0,7$ .

O botão “Reconstruir” dispara o processo de reconstrução tomográfica e, ao final deste, a imagem final reconstruída é exibida. Caso o filtro Rampa não seja selecionado, a imagem final será obtida por retroprojeção simples.

Na Figura 26 é apresentado um diagrama de seqüência, que descreve mais precisamente o funcionamento do sistema, mostrando as interações entre os vários componentes. Cada objeto é apresentado neste tipo de diagrama como uma linha vertical, que representa a “vida” do objeto. Enquanto o objeto tem vida, ele é representado com uma caixa vertical, caso contrário, é representado por uma linha tracejada.

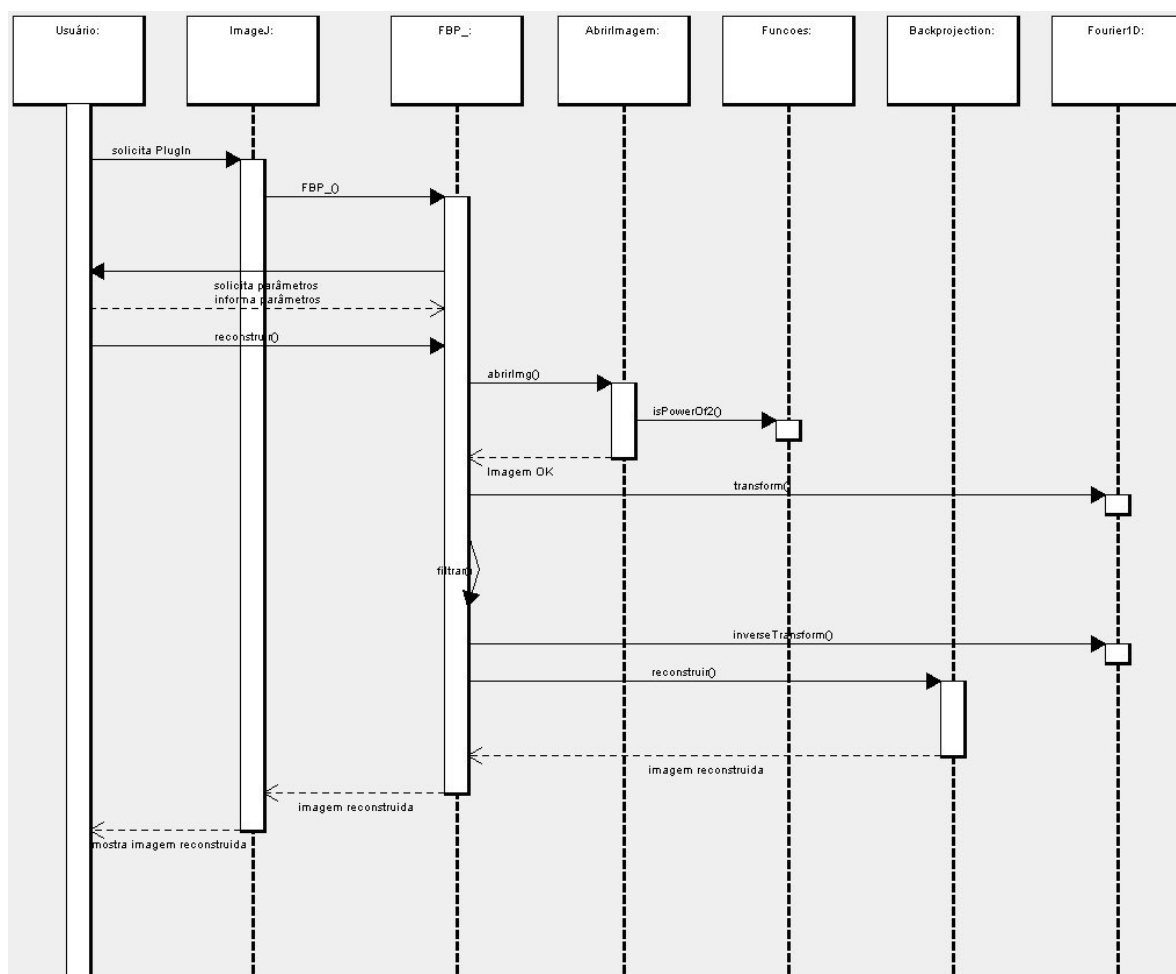


Figura 27: Diagrama de seqüência do método FBP

Para o algoritmo de reconstrução iterativa ML-EM, foi desenvolvida a caixa de diálogo da figura 27.

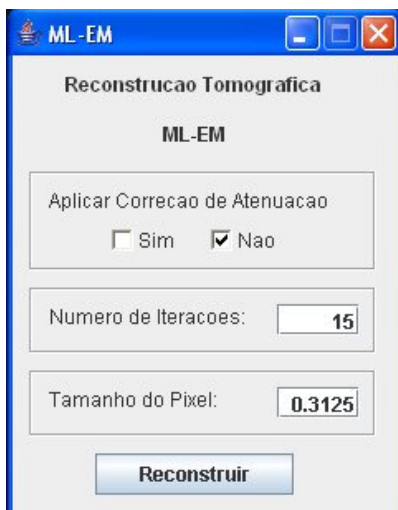


Figura 28: Caixa de Diálogo da ferramenta de reconstrução tomográfica pelo método *ML-EM*.

Nesta caixa de diálogo, o usuário informa o número de iterações para executar o algoritmo ML-EM e informa “Sim” ou “Não” para executar correção de atenuação. O número de iterações pode variar entre 1 e 99. O botão “Reconstruir” dispara o processo de reconstrução e ao final, a imagem reconstruída é exibida. O código abaixo apresenta trechos do método `Reconstruir()` da classe `ML_EM_`.

```

1  private void Reconstruir() {
2
3      ImagePlus imgFinal = null;
4      ImagePlus[] imgsOrig = AbrirImg();
5
6      if (imgsOrig[0] != null) {
7          long startTime = System.currentTimeMillis();
8          type = imgsOrig[0].getType();
9          ...
10
11         if (cbNao.getState()) {
12             if (type == ImagePlus.GRAY32)
13                 imgFinal = Reconstruir_32bits(imgsOrig[0]);
14             else if (type == ImagePlus.COLOR_RGB)
15                 imgFinal = Reconstruir_RGB(imgsOrig[0]);
16
17             ...
18         }
19         else if (cbSim.getState()) {
20             if (type == ImagePlus.GRAY32)
21                 imgFinal = Reconstruir_32bits_ATT(imgsOrig);
22             else if (type == ImagePlus.COLOR_RGB)
23                 imgFinal = Reconstruir_RGB_ATT(imgsOrig);
24             ...
25         }

```

```
26
27     ...
28     imgFinal.show();
29
30     IJ.showTime(imgsOrig[0], startTime, "MLEM - "
31 + Integer.parseInt(tfNumIter.getText()) + " iteracoes. ");
32 }
33 }
```

A linha 6 testa se há imagens abertas na área de trabalho e na linha 7 é iniciada a contagem do tempo de reconstrução. A condição da linha 11 refere-se ao estado da variável `cbNao`, do tipo `java.awt.Checkbox`, que corresponde a “*Check Box*” para não efetuar correção de atenuação na interface gráfica do método de reconstrução ML-EM. O método `getState()` retorna o estado da variável (*check box* selecionada ou não) e, quando este retornar `true`, executa o bloco de comandos subseqüentes. Da mesma forma a linha 19 refere-se a uma condição dependente do estado da variável `cbSim`, que corresponde à *check box* para efetuar a correção de atenuação. A linha 28 executa a visualização da imagem e as linhas 30 e 31 terminam a contagem do tempo de reconstrução e a exibem no menu principal do ImageJ.

Sempre que a opção “Sim” para correção de atenuação estiver selecionada, a caixa de diálogo mostrada na figura 28 solicitará ao usuário que informe o sinograma e o mapa de atenuação que será utilizado para a correção.



Figura 29: Caixa de diálogo de seleção das imagens do sinograma e do mapa de atenuação.

Uma vez que o programa *ImageJ* permite que muitas imagens permaneçam visíveis simultaneamente, o objetivo da caixa de diálogo da figura 28 é informar corretamente ao *plugin* quais das imagens consistem nos dados a serem reconstruídos e os respectivos mapas de atenuação. Assim sendo, pode-se efetuar outros tipos de processamento em outras imagens, permitindo uma execução multitarefa.

A seguir, a Figura 29 apresenta um diagrama de seqüência descrevendo mais precisamente o funcionamento do sistema quando é utilizada a ferramenta de reconstrução pelo método ML-EM.

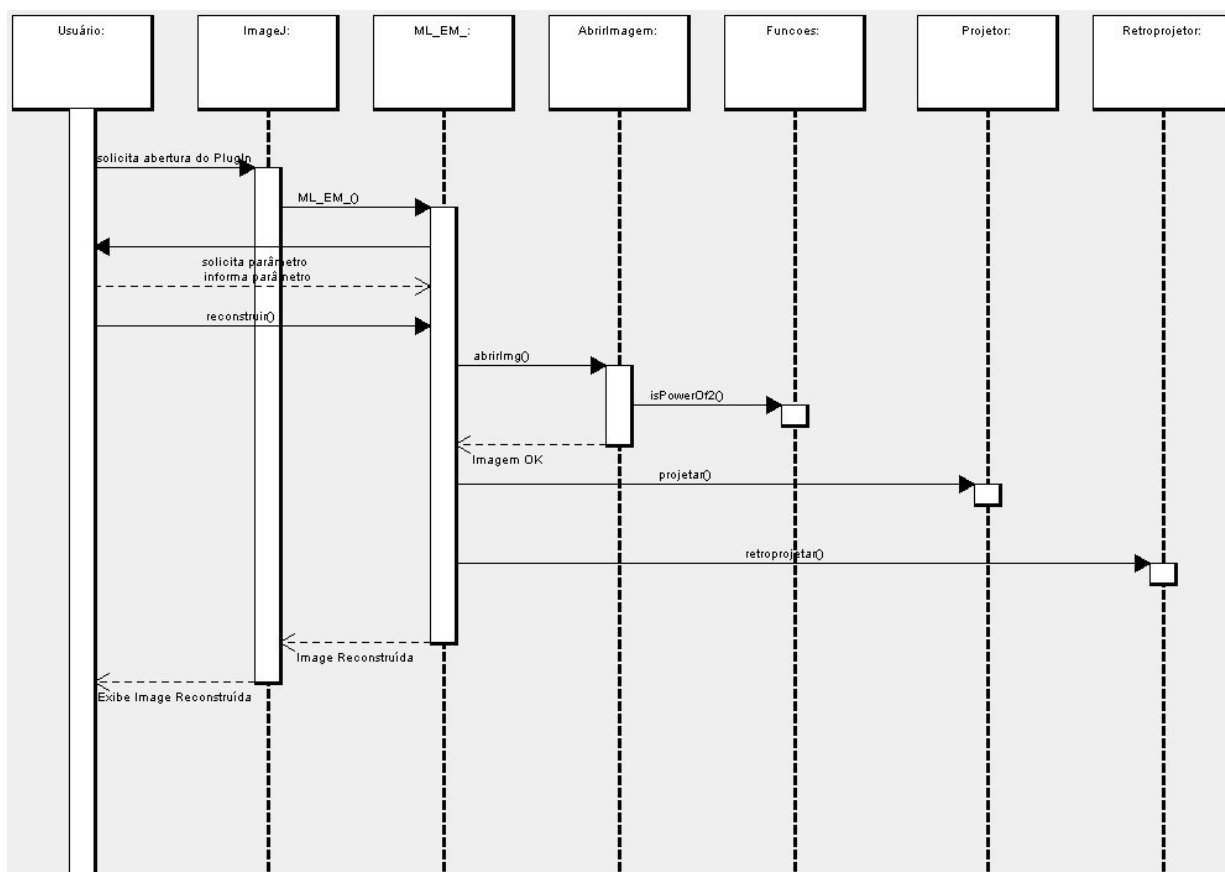


Figura 30: Diagrama de seqüência do método ML-EM.

Dentre os aspectos comuns aos dois métodos de reconstrução tomográfica implementados, podemos citar:



- (i) possuem uma caixa de diálogo para estabelecer os parâmetros pertinentes a cada método;
- (ii) implementam a classe *PlugInFilter*, que incorpora o *plugin* ao menu principal e exige uma imagem visível na área de trabalho para executá-lo;
- (iii) a imagem que representa os dados iniciais devem ser sinogramas caracterizados com as projeções na vertical e o conjunto de detectores na horizontal;
- (iv) trabalham com imagens em níveis de cinza e RGB;
- (v) trabalham com *stacks*, ou conjunto de sinogramas de diversos cortes.

Os tempos estimados para reconstrução de imagens de 32 bits/pixel encontram-se na tabela abaixo:

Tabela 2: Tempos estimados para reconstrução de imagens 32 bits/pixel, em segundos.

	<b>64x64</b>	<b>128x128</b>	<b>256x256</b>
<b>FBP Rampa/Butterworth, <math>\omega_c=0.27</math> e <math>N=9</math></b>	0,109	0,640	1,966
<b>ML-EM sem correção de atenuação</b>	5,226	21,14	169,93
<b>ML-EM com correção de atenuação</b>	19,51	71,80	538,52

O algoritmo FBP é mais rápido em relação ao algoritmo ML-EM. Se aplicada correção de atenuação, o tempo de reconstrução da imagem, para qualquer tamanho de matriz, aumenta aproximadamente 3,5 vezes. As imagens foram reconstruídas em uma arquitetura com processador Pentium 4, 2,80 GHz e 512 MB de RAM.

É importante lembrar que não há modelo *a priori* ou estrutura globalmente aceita que defina como são ou deveriam ser os programas de código aberto. Assim, o desenvolvimento deste *plugin* de reconstrução tomográfica de SPECT tentou preservar algumas das características comuns aos outros *plugins* desenvolvidos para o *ImageJ*, tais como forma de documentação e interface gráfica.

O *plugin NucMed* encontra-se disponível em meio eletrônico<sup>4</sup> para download juntamente com o manual do usuário e algumas imagens simuladas para testes.

## 4.2 Testes de Validação

### 4.2.1 Contagens Totais

A preservação do número total de contagens foi verificada com a reconstrução da fonte de atividade pontual. A figura 30 mostra uma representação 3D das imagens reconstruídas utilizando retroprojeção simples e ML-EM, com 10 iterações, sem correção de atenuação.

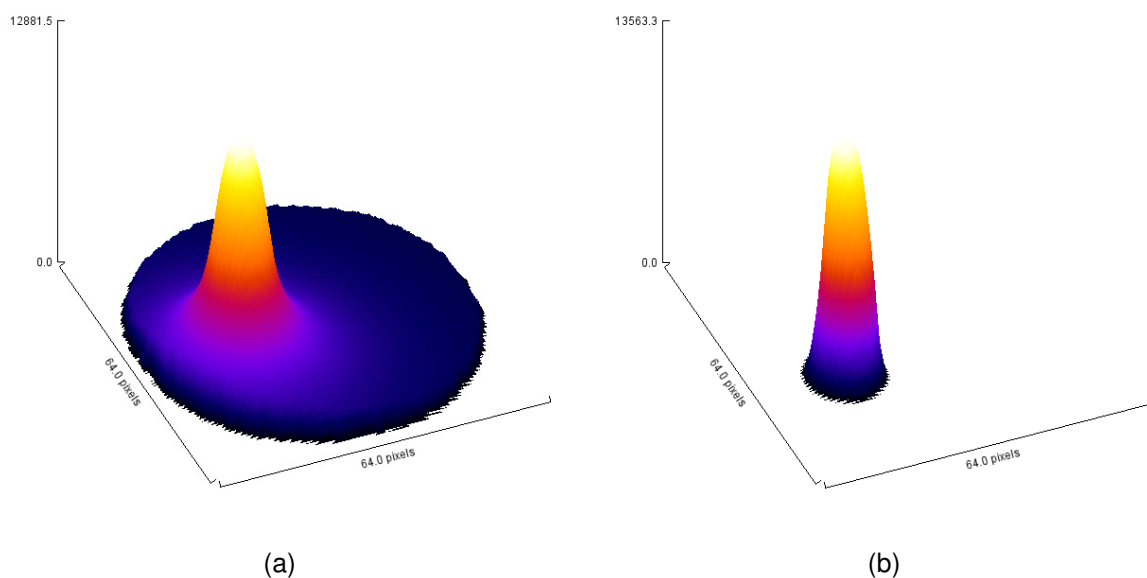


Figura 31: Representações 3D de um corte de uma fonte pontual reconstruída utilizando (a) Retroprojeção Simples e (b) ML-EM, 10 iterações. As alturas representam o máximo de contagens em cada imagem.

A retroprojeção simples apresenta o artefato descrito na seção 2, com maior intensidade na região de fundo e maior borramento em relação a imagem reconstruída com ML-EM. Porém, ambas preservam o número total de contagens do sinograma na imagem reconstruída. Não foi realizado o teste com o método FBP,

<sup>4</sup> Website: <http://www.pucrs.br/fisica/nucmed>

pois o mesmo não preserva contagens totais, devido à sua formulação matemática de exclusão de certas faixas de frequência da imagem.

#### 4.2.2 Escolha do número de iterações no método ML-EM

O melhor número de iterações para a reconstrução ML-EM foi determinado através do acompanhamento da simulação do modelo cilíndrico com atividade uniforme. A convergência do algoritmo foi acompanhada através da média e desvio padrão dos pixels da imagem reconstruída dentro de uma região de interesse (ROI) circular de diâmetro 6 pixels localizada em uma região uniforme da imagem. Considera-se que o desvio padrão de uma região uniforme pode ser associado ao ruído gerado na reconstrução.

O gráfico da figura 31 mostra a variação do valor da média na ROI da imagem reconstruída. Observa-se que o valor da média aumenta rapidamente nas primeiras iterações e, aproximadamente, a partir da décima iteração atinge um valor constante.

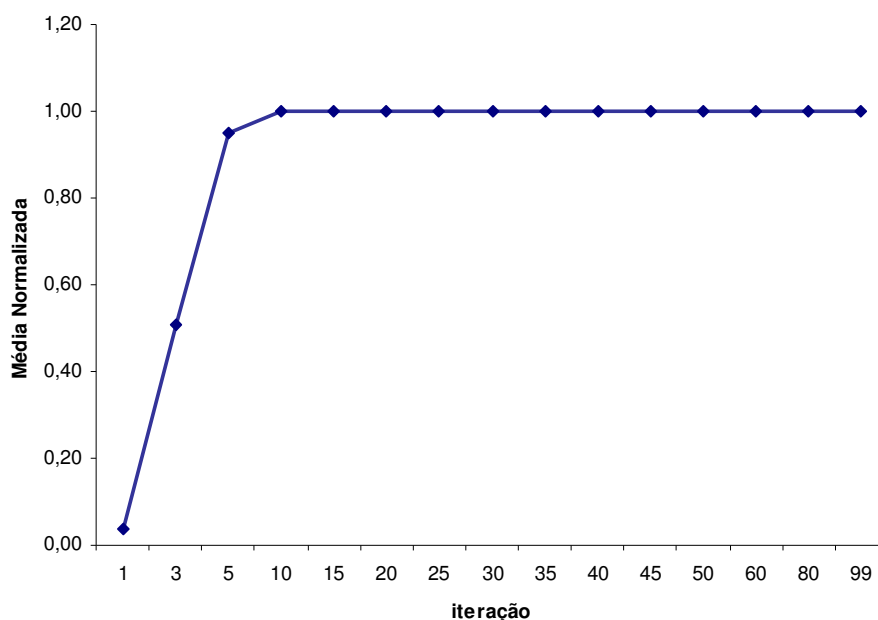


Figura 32: Variação da média na ROI em função do número da interação.

No entanto, ao ser analisada a variação do desvio padrão na ROI em função do número de iterações, na figura 32, o gráfico mostra que o ruído associado a esse desvio padrão aumenta monotonicamente.

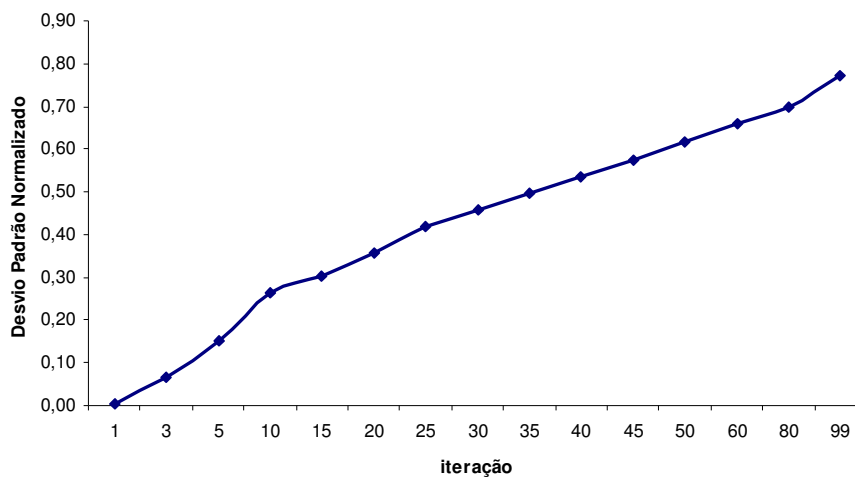
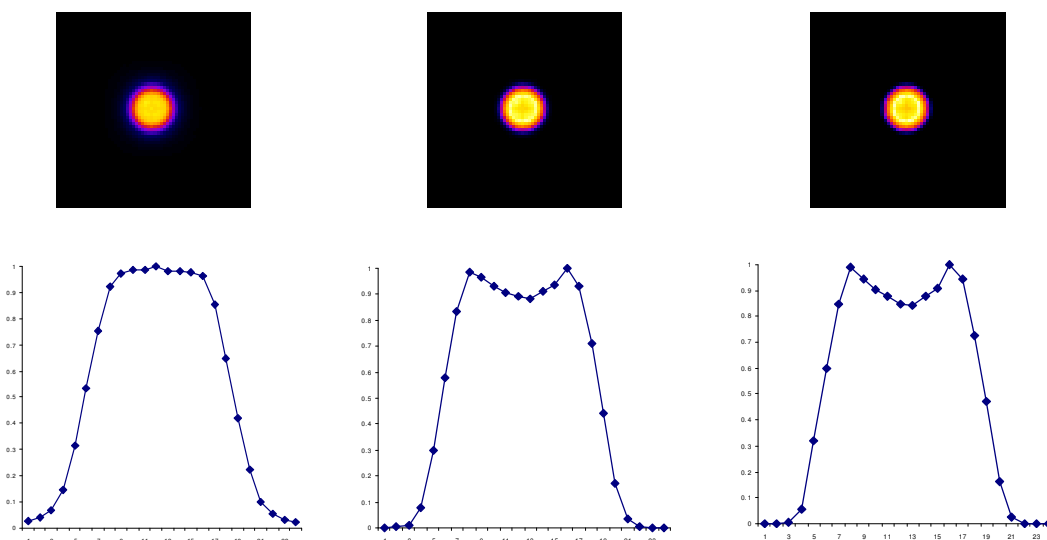


Figura 33: Variação do desvio padrão na ROI em função do número da iteração.

Como a partir da décima iteração não há flutuação significativa no valor da média dos pixels na ROI, e que o desvio padrão indica que o ruído continua crescendo, sugere-se que o número de iterações realizadas na reconstrução com o método ML-EM esteja entre 10 e 15 iterações. A figura 33 apresenta as imagens do cilindro uniforme reconstruídas com diferentes números de iterações, evidenciando o aumento do ruído com o maior número de iterações.



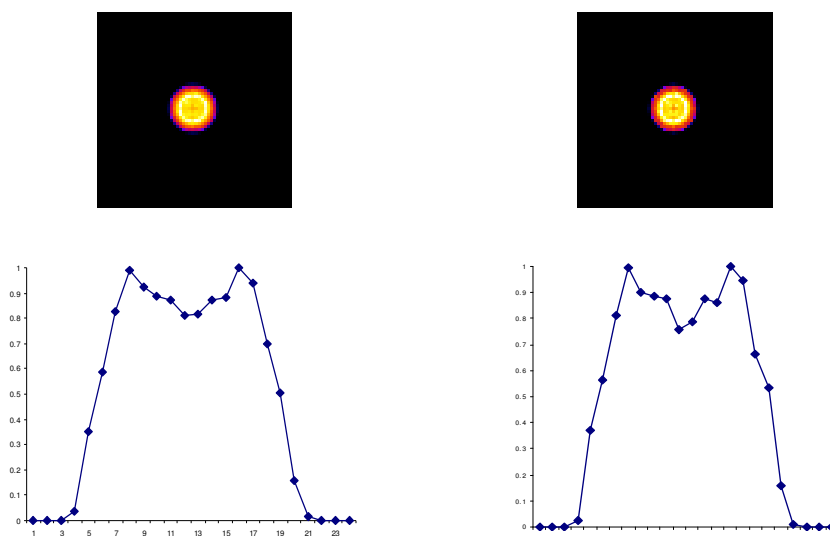


Figura 34 Imagens e perfis de contagem do cilindro uniforme reconstruídas com diferentes números de iterações (5 iterações; 10 iterações; 15 iterações; 30 iterações; 60 iterações)

### 4.2.3 Uniformidade das Imagens

A uniformidade das imagens reconstruídas foi verificada com o modelo cilíndrico com atividade uniforme. As figuras 34 e 35 mostram, respectivamente, as imagens reconstruídas com o método FBP, utilizando diferentes combinações de filtro/janelas e os perfis de contagens obtidos em uma seção horizontal passando pelo centro do círculo. Os parâmetros dos filtros utilizados foram escolhidos dentre aqueles que usualmente são utilizados nas clínicas de Medicina Nuclear.

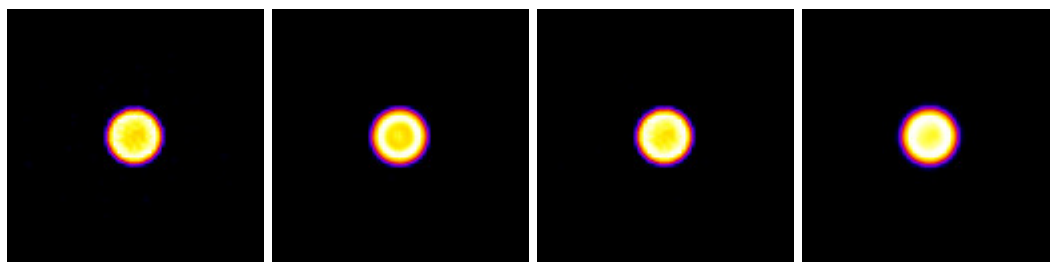


Figura 35: Imagens reconstruídas do modelo de atividade uniforme: (a) FBP – Rampa,  $\omega_c = 0,5/\text{pixel}$  (b) FBP – Rampa/Butterworth,  $\omega_c = 0,27/\text{pixel}$  N=9 (c) FBP – Rampa/Hamming,  $\omega_c = 0,5/\text{pixel}$  (d) FBP – Rampa/Shepp-Logan,  $\omega_c = 0,5/\text{pixel}$

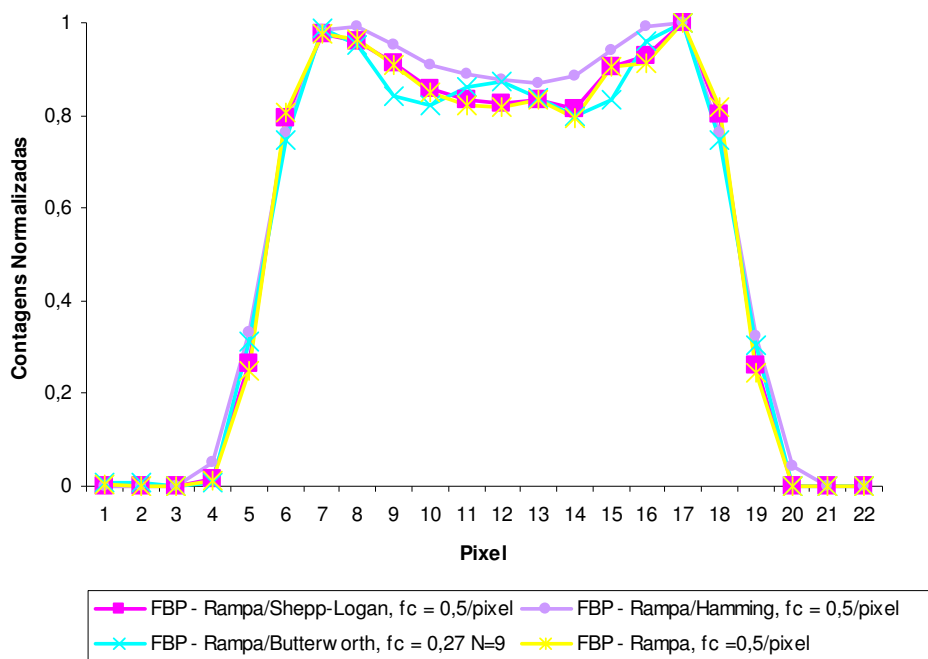


Figura 36: Perfis de contagens para as imagens reconstruídas com método FBP e diferentes filtros.

Os perfis de contagens da figura 35 foram traçados com largura de 22 pixels e posicionados no centro da imagem. Observa-se uma maior atividade nas bordas devido a falta de correção para atenuação. Dentre os filtros/janelas testados, a maior uniformidade na imagem reconstruída foi aquela obtida com o filtro Hamming.

As imagens reconstruídas com o método iterativo ML-EM, com e sem correção de atenuação, com 10 iterações, encontram-se na figura 36.

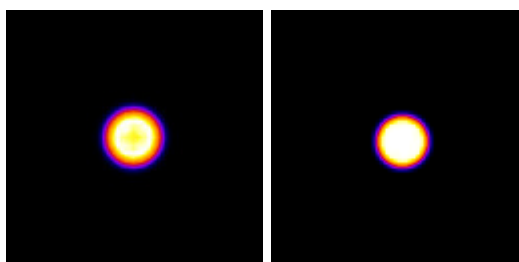


Figura 37: Imagens reconstruídas do modelo de atividade uniforme: (a) ML-EM, 10 iterações, sem correção de atenuação (b) ML-EM, 10 iterações, com correção de atenuação.

O gráfico da figura 37 apresenta os perfis de contagens das imagens reconstruídas representadas na figura 36.

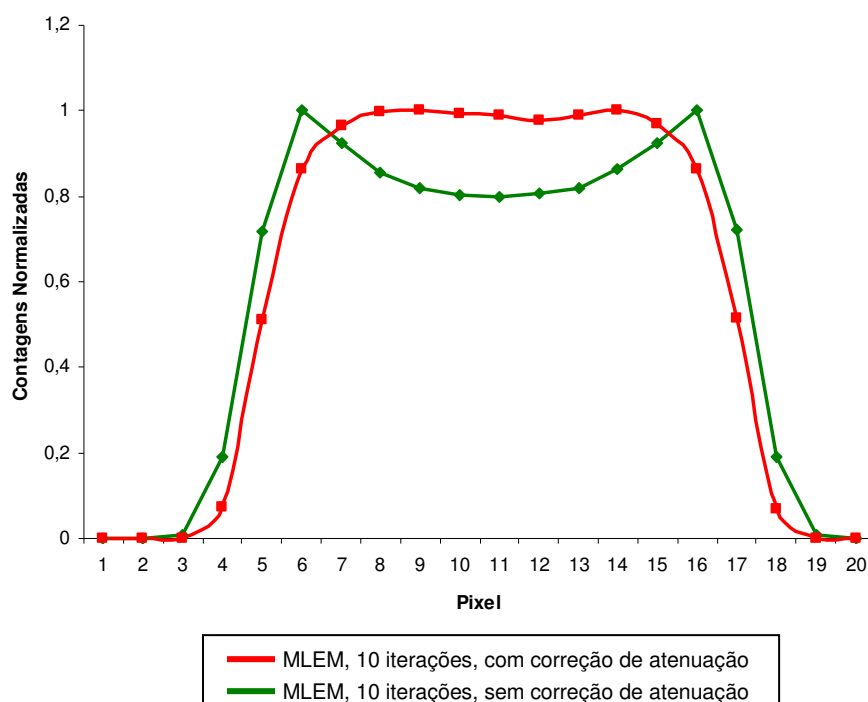


Figura 38: Perfis de contagem do cilindro com atividade uniforme, reconstruídos com método ML-EM, utilizando 10 iterações, com e sem correção de atenuação.

Podemos observar que a aplicação do método de correção de atenuação recupera as contagens da região central do cilindro, resultando em uma imagem que melhor representa um cilindro de atividade uniforme.

#### 4.2.4 Contraste das Imagens

A análise do contraste entre diferentes regiões das imagens foi realizada com base nas imagens reconstruídas por ML-EM e FBP do modelo geométrico, sem nenhuma correção de atenuação. Esta escolha foi determinada pela existência de regiões “quentes” ou de alta atividade, regiões “frias” ou de baixa atividade, e uma região de fundo, com atividade intermediária, como mostra a figura 38.

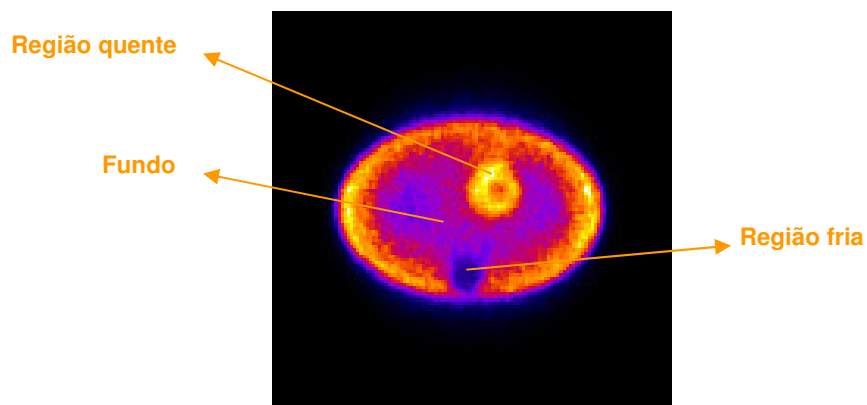


Figura 39: Regiões quente, fria e fundo da imagem reconstruída

Foram definidas ROIs circulares de diâmetro 6 pixels nas regiões indicadas na figura 38, de onde foram extraídos os valores das médias dos pixels e do desvio padrão.

A figura 39 apresenta o contraste medido em função do número de iterações nas imagens reconstruídas com ML-EM.

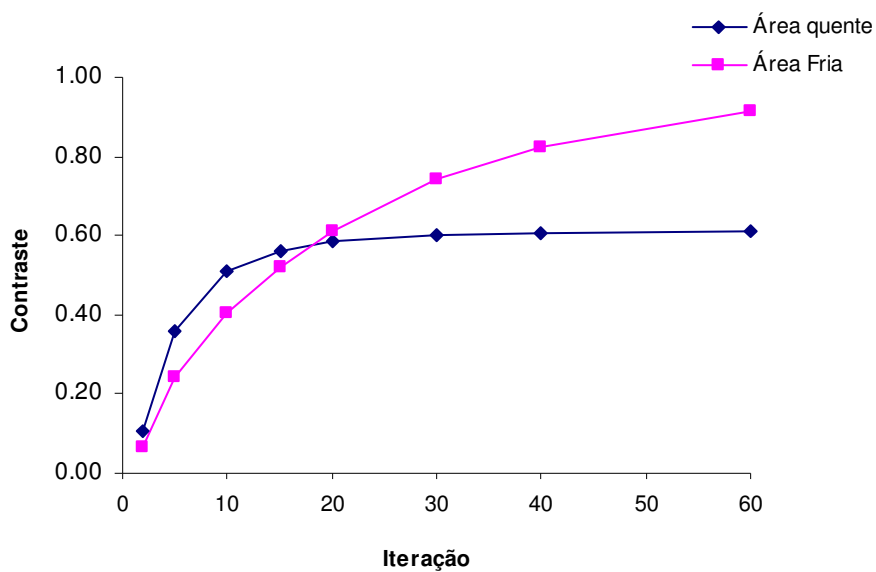


Figura 40: Contraste das áreas quente e fria em função do número de iterações.

A figura 40 apresenta o desvio padrão normalizado em função do contraste nas imagens reconstruídas com ML-EM.



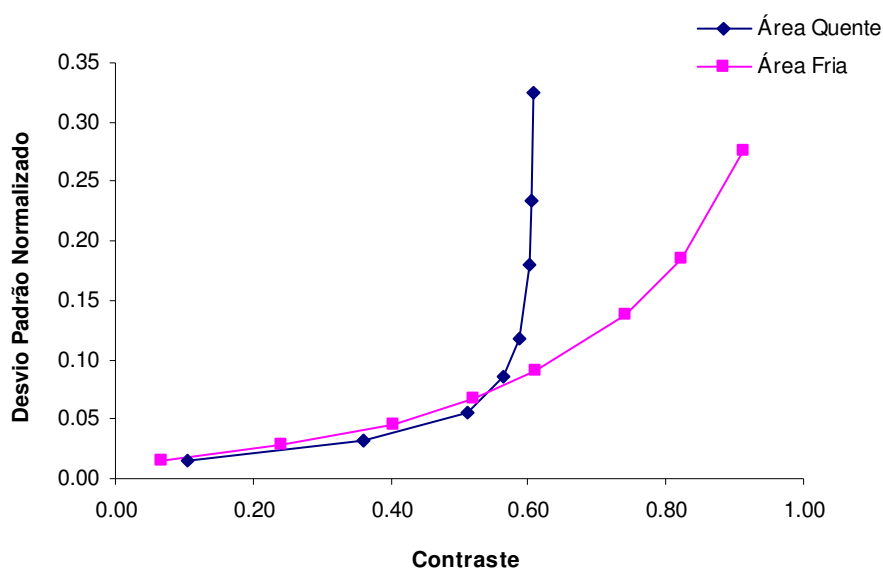


Figura 41: Desvio padrão normalizado em função do contraste das áreas quente e fria.

Na figura 39, observa-se que para as primeiras iterações o valor do contraste para a área quente cresce rapidamente, estabilizando-se a partir da vigésima iteração. A região fria apresenta um crescimento no valor do contraste mais lento e seu valor não estabiliza, aumentando com o aumento do número de iterações. Destaca-se que o valor do contraste entre a 20<sup>a</sup> iteração e a 60<sup>a</sup> iteração varia apenas 4%, enquanto que o valor do desvio padrão normalizado cresce abruptamente, na região quente (Figura 40). Para a área fria, o desvio padrão normalizado cresce mais suavemente e apresenta valores menores do que para a região quente.

As figuras 41 e 42 apresentam os gráficos do contraste em função de diferentes parâmetros de reconstrução com o algoritmo FBP e o desvio padrão normalizado em função do contraste nas imagens reconstruídas com o mesmo algoritmo.

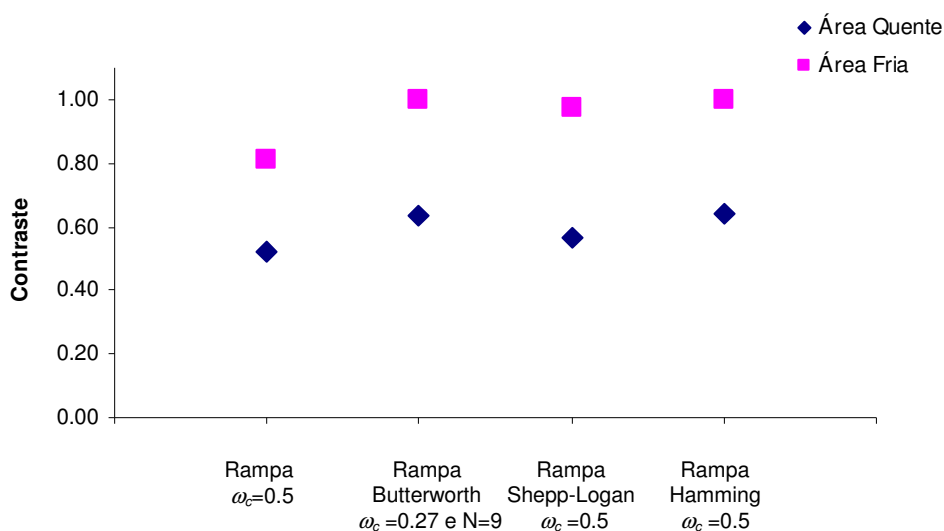


Figura 42 Contraste das regiões quente e fria para diferentes combinações de filtro/janela.

Para todas as combinações, observou-se que o valor do contraste é superior nas regiões frias, o que implica em maior facilidade de detecção visual da lesão fria. As regiões quentes mostraram, de maneira geral, menor desvio padrão, ou seja, menor ruído, com os menores valores obtidos com as combinações Rampa/Butterworth e Rampa/Hamming.

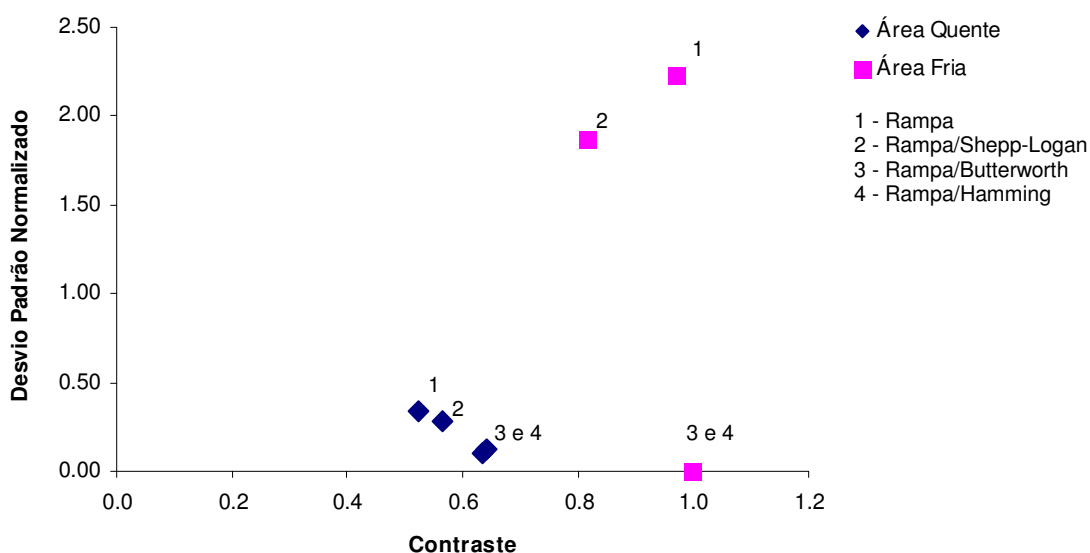


Figura 43 Desvio padrão normalizado em função do contraste das áreas quente e fria para diferentes combinações de filtro/janela.

#### 4.2.5 Modelo Antropomórfico NCAT

A validação da correção de atenuação foi realizada adotando-se uma imagem ideal de referência do modelo antropomórfico NCAT 4D. Esta imagem de referência consiste em uma imagem cuja simulação foi realizada sem a existência de um meio atenuador, resultando em uma imagem sem qualquer efeito degradador devido à atenuação. Para testar os efeitos da correção de atenuação o modelo NCAT 4D foi simulado com um meio atenuador não uniforme definido pelos diferentes órgãos do corpo. Assim, foram traçados os perfis de contagens na região do miocárdio da imagem de referência ao longo da linha AB (Figura 43) com as imagens reconstruídas com e sem correção de atenuação .

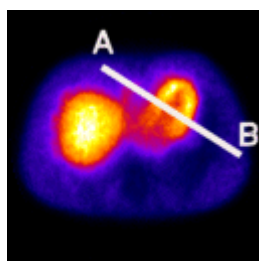


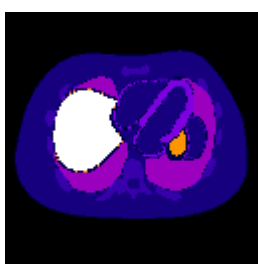
Figura 44: Localização dos perfis de contagens traçados.

No caso da reconstrução por FBP foram utilizados os parâmetros usuais das clínicas de Medicina Nuclear, onde não é realizada correção de atenuação. As reconstruções por ML-EM foram realizadas com 10 iterações, sem correção de atenuação e com correção de atenuação não-uniforme.

A figura 44 mostra as imagens reconstruídas da imagem de referência, das imagens reconstruídas pelo método ML-EM (com e sem correção de atenuação) e da imagem reconstruída com FBP com combinação de filtro Rampa com janela Butterworth (sem correção de atenuação).



Mapa de atividade



Mapa de atenuação

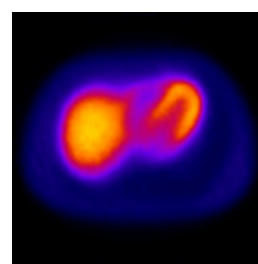


Imagem Ideal



Figura 45: Mapas de atividade e atenuação, Imagem ideal e imagens reconstruídas do corte 15 do modelo NCAT 4D.

A figura 45 mostra os perfis de contagens da imagem de referência, das imagens reconstruídas pelo método ML-EM (com e sem correção de atenuação) e da imagem reconstruída com FBP com combinação de filtro Rampa com janela Butterworth (sem correção de atenuação). A linha do perfil corresponde à região do miocárdio ao longo da linha AB visualizada na figura 44.

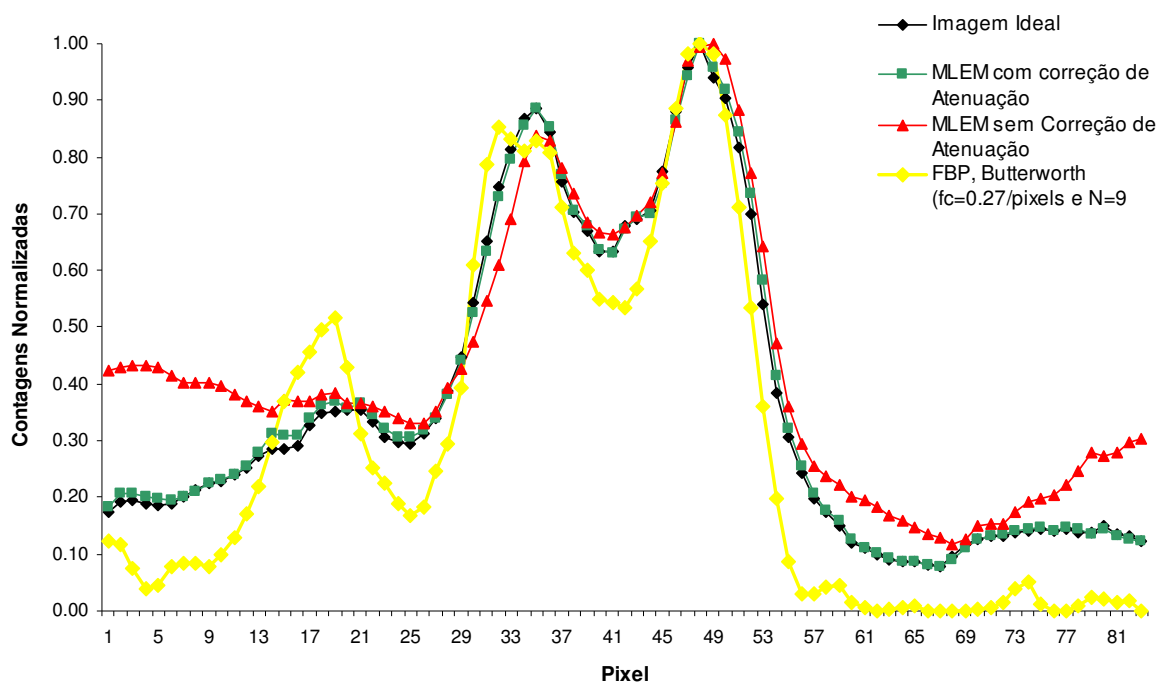


Figura 46: Comparações do corte 15: (a) ideal; (b) sem correção de atenuação; (c) com correção de atenuação não uniforme; (c) reconstrução por FBP utilizando filtro Butterworth.

Observa-se que a imagem reconstruída por FBP gera grandes diferenças quando comparada à imagem ideal, assim como a imagem reconstruída pelo

método ML-EM sem correção de atenuação. A imagem que mais se aproxima da imagem ideal é aquela reconstruída por ML-EM com correção de atenuação. Os perfis de contagens do gráfico da figura 45 revelam que quando não é efetuada a correção de atenuação há um alargamento da parede posterior do miocárdio (pico menor à esquerda). Nas periferias do perfil, as contagens são superestimadas, como se existissem regiões de maior atividade. A correção de atenuação aplicada permite que a parede anterior do miocárdio seja recuperada adequadamente, enquanto a parede posterior sofre um estreitamento. As contagens da região das periferias tornam-se mais similares à imagem ideal. Quando a imagem é reconstruída por FBP, há um alargamento do septo e estreitamento das paredes anterior e posterior do miocárdio. As bordas das estruturas são realçadas e as contagens da região da periferia ficam subestimadas.

## 5 CONCLUSÃO

A validação do *plugin NucMed* foi realizada com imagens simuladas pelo método Monte Carlo, de forma a ser garantido o controle sobre as distribuições de atividade e atenuação nas estruturas. Modelos geométricos e um modelo antropomórfico foram utilizados para verificar a uniformidade da reconstrução, a convergência do método ML-EM, os valores totais de contagem e a eficiência da correção de atenuação.

Foi analisada a convergência do método iterativo ML-EM, através do cálculo da relação entre a média de contagens e o desvio padrão, resultando em uma indicação de reconstrução com 10 a 15 iterações. As imagens reconstruídas com correção de atenuação apresentam melhor qualidade visual e maior semelhança com a imagem ideal do que as imagens sem correção de atenuação ou reconstruídas pelo método FBP, estando de acordo com a literatura da área.

A interface gráfica foi desenvolvida baseada em janelas, facilitando a comunicação com o usuário, permitindo a variação dos parâmetros de reconstrução em cada um dos métodos. O *plugin NucMed*, assim como os manuais de instalação e uso, encontram-se disponíveis para download na página <http://www.pucrs.br/fisica/nucmed>.

Os testes de performance do *plugin NucMed* mostraram que o método analítico FBP realiza a reconstrução em menor tempo (0,640 s para imagens de 128x128 pixels) em relação ao método iterativo ML-EM com 10 iterações (21,42 s para imagens de 128x128 pixels). Aplicando correção de atenuação, o tempo de reconstrução aumenta aproximadamente 3,5 vezes.

O presente trabalho limitou-se ao desenvolvimento de uma ferramenta de reconstrução tomográfica com os métodos mais tradicionalmente utilizados na Medicina Nuclear. Este sistema poderá ser estendido, visto que seu código é aberto, de forma que sejam implementados outros métodos de reconstrução tomográfica tais como OSEM (*Ordered-Subsets*), assim como diferentes formas de correção de efeitos físicos como a atenuação e o espalhamento. Pretende-se que a divulgação

do *plugin* na Internet permita que o mesmo possa ser amplamente utilizado no ensino, na clínica e na pesquisa em Medicina Nuclear.

## 6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] CHERRY, S.; SORENSON, J.; PHELPS, M. **Physics in Nuclear Medicine**. Pennsylvania: Saunders, 2003. 523 p.
- [2] LEWITT, Robert M.; MATEJ, Samuel. Overview of methods for image reconstruction from projections in emission computed tomography. **Proceedings of the IEEE**, Alemanha, v. 91, n. 10, p. 1588-1611, out. 2003.
- [3] CABREJAS, M. L. de. **Tomografía em medicina nuclear**. Argentina: 1999. 247p.
- [4] BONETTO, P. et al. A new approach to brain imaging based on an open and distributed environment”, In: **Proceedings of First International IEEE EMBS Conference on Neural Engineering**, Ilha de Capri: p. 521-524, mar. 2003.
- [5] ComCiência Revista Eletrônica de Jornalismo Científico. 2004. Mercado de Software cresce na Periferia. Disponível em: <http://www.comciencia.br/200406/reportagens/03.shtml>>. Acesso em: 9 mai. 2006.
- [6] MARQUES DA SILVA, A. M. **Reconstrução quantitativa de SPECT: Avaliação de correções**. São Paulo, 1998. 134 f. Tese (Doutorado em Física) – Faculdade de Física, USP.
- [7] LANGE, K.; CARSON, R. EM Reconstruction algorithms for emission and transmission tomography. **Journal of Computer Assisted Tomography**, New York, v. 30, n. 2, p. 306-316, 1984.
- [8] ANDRADE, M. A. **Implementação de uma interface gráfica em JAVA para reconstrução tomográfica em Medicina Nuclear**. Porto Alegre, 2003. 48 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Física) Faculdade de Física, PUCRS.
- [9] BRUYANT, P. P. Analytic and iterative reconstruction algorithms in SPECT. **Journal of Nuclear Medicine**, Standford, v. 43, jun. 2002. Disponível em: <http://jnm.snmjournals.org/cgi/content/full/43/10/1343>>. Acesso em: 24 nov. 2003.



- [10] GELFAND, M. J.; THOMAS, S. R. Single photon emission computed tomography. In: **Effective Use of Computers in Nuclear Medicine**. Estados Unidos da América: McGraw-Hill Book Company, p. 31-74, 1998.
- [11] GROCH, M.W., ERWIN, W.D. SPECT in the year 2000: Basic principles. **Journal of Nuclear Medicine Technology**, v. 28, p. 233-244, 2000.
- [12] CHANG, L. T. A method for attenuation correction in radionuclide computed tomography. **IEEE Transactions on Nuclear Science**, NS-25, p. 638-643, 1978.
- [13] TSUI, B.M.W., et al. Correction of Nonuniform Attenuation Correction in Cardiac SPECT Imaging **Journal of Nuclear Medicine**, v. 30, p. 497-507, 1989.
- [14] WEBB, S.; et al. A comparison of attenuation correction methods for quantitative SPECT. **Physics in Medicine and Biology**, v. 28, p. 1045-1056, 1983.
- [15] GULLBERG, G.T. et al. An attenuated projector-backprojector for iterative SPECT reconstruction. **Physics in Medicine and Biology**, v. 30, p. 799-816, 1986.
- [16] RASBAND, W.. ImageJ web site. Disponível em: <<http://rsb.info.nih.gov/ij/>>. Acesso em 11 mai. 2006.
- [17] SUN MYCROSYSTEM. Glossary of terms. Disponível em: <<http://java.sun.com>>. Acesso em 11 mai 2006.
- [18] BAILER, W. Writing ImageJ plugins: A Tutorial. Disponível em: <<http://rsb.info.nih.gov/ij/docs/index.html>>. Acesso em 11 mai. 2006.
- [19] SOURCEFORCE PROJECT. JSci web site. Disponível em: <<http://jsci.sourceforge.net/>>. Acesso em 11 mai. 2006.
- [20] SILVA, M.T.S.; SILVA, A.M.M. Simulações de Monte Carlo do modelo Antromórfico Zubal em aquisições de SPECT cerebral. In: VIII CONGRESSO BRASILEIRO DE FÍSICA MÉDICA, 2003, Porto Alegre. **Anais do VIII Congresso Brasileiro de Física Médica**. Porto Alegre, 2003. p.450-453.

- [21] FURLAN, A.M.; SILVA, A.M.M.; ROBILLOTA, C.C. Análise da quantificação da Atividade no Miocárdio em Imagens de SPECT utilizando Simulações de Monte Carlo. In: VIII CONGRESSO BRASILEIRO DE FÍSICA MÉDICA, 2003, Porto Alegre. **Anais do VIII Congresso Brasileiro de Física Médica**. Porto Alegre, 2003. p. 546-549.
- [22] UNIVERSITY OF WASHINGTON. SimSet User Guide. Disponível em: <<http://depts.washington.edu/>>. Acesso em 20 jan. 2006.
- [23] SEGARS, W. P. **Development and Application of the new dynamic nurbs-based cardiac-torso (NCAT) phantom**. Chapel Hill, 2001. 220 f. Tese (Doctor of Philosophy) – Department of Biomedical Engineering, University of North Carolina.
- [24] KAMPHUIS, C., BEEKMAN, F. J., VIERGEVER, M.A. Evaluation of OS-EM for 1D, 2D and fully 3D reconstruction. **IEEE Transactions on Nuclear Science**, p. 2014-2018, 1996.
- [25] KAMPHUIS, C., BEEKMAN, F. J., VIERGEVER, M.A. Dual matrix ordered subsets algorithm for accelerated 3D scatter compensation in SPECT. **European Journal of Medicine**, p. 08-18, 1998.
- [26] TSUI, B. M. W.; ZHAO, X. Practical iterative methods for quantitative cardiac SPECT image reconstruction. **IEEE Transactions on Nuclear Medicine**, v. 41, n.1, 1994.

## GLOSSÁRIO

**Artefato** – falsa representação observada em imagens como ultra-sonografia, tomografia computadorizada, medicina nuclear, etc, causado por erros durante a aquisição dos dados ou incapacidade de algoritmos de reconstrução de imagens.

**Atividade** – número de desintegrações radioativas em um determinado tempo.

**Atenuação** – efeito de diminuição do número de fótons emitidos em relação aos fótons incidentes devido a absorção fotoelétrica e/ou espalhamento produzidos pela interação da radiação com o meio.

**Contraste** – diferença na intensidade da imagem entre áreas do objeto imageado contendo diferentes concentrações de radioatividade.

**Filtro** – operador matemático cuja função amplifica, suaviza ou elimina componentes de um sinal.

**Freqüência de Corte** - é a freqüência abaixo da qual ou acima da qual a potência na saída de um filtro é reduzida a metade da potência da faixa de passagem. Em termos de amplitude isto corresponde a redução em 70,7% do valor da faixa de passagem.

**Phantom** – simulador.

**PlugIn** – Aplicativo que é desenvolvido para ser acoplado a um aplicativo principal, que executa tarefas específicas.

**Ruído** – flutuações estatísticas em um sinal, podendo causar distorções na informação conduzida por este.

**ANEXO A - Guia de Instalação e Utilização do plugin NucMed para Reconstrução Tomográfica em SPECT**

## **Guia de Instalação e Utilização do plugin para Reconstrução Tomográfica em SPECT**

## ÍNDICE

*C*

Comentários **3**

*I*

Instalação **4**

*R*

Reconstrução tomográfica pelo método *FBP* **5**

Reconstrução tomográfica pelo método *MLEM* **7**

## COMENTÁRIOS

O plugin NucMed foi desenvolvido para ser utilizado em integração com o aplicativo *ImageJ*, desenvolvido pela *National Institute of Mental Health (NIMH)*. O *ImageJ* é utilizado para visualização, análise e processamento de imagens, com suporte para vários formatos como TIFF, GIF, JPEG, BMP, DICOM, FITS and "raw". A escolha deste aplicativo para o desenvolvimento do plugin ocorreu pois ele apresenta características importantes: uso de domínio público; execução em diversas plataformas (Windows®, Linux, UNIX); suporte para diversos formatos de imagens; e uma plataforma de programação relativamente simples.

No site <http://rsb.info.nih.gov/ij/> encontram-se as documentações referentes ao programa *ImageJ* e os plugins já criados por outros pesquisadores. Existe também um fórum no qual o usuário pode interagir com outros usuários do programa, compartilhando informações e dúvidas.

## INSTALAÇÃO

A instalação do plugin para Reconstrução Tomográfica em SPECT (**NucMed**) possui duas etapas:

### 1. Instalação do *ImageJ*

Inicialmente deve-se fazer o download do programa principal *ImageJ*, Este download pode ser feito no site do *ImageJ*, onde é possível escolher o sistema operacional que será utilizado e a versão da JVM (*Java Virtual Machine*).

Esta etapa da instalação é muito importante e bastante simples, pois o *software* dispõe de um programa instalador, particularmente para o sistema operacional Windows®. Procure instalar o programa *ImageJ* em sua pasta padrão (Arquivos de Programas), que é pré-definida no instalador, pois dessa forma a instalação do plugin torna-se mais fácil. No site do *ImageJ*, existem tutoriais para a instalação e configuração do programa.

### 2. Instalação do Plugin para Reconstrução Tomográfica em SPECT

O download do plugin **NucMed** é feito através do site <http://www.pucrs.br/fisica/nucmed/>. Existem duas versões para instalação: a versão com os arquivos compactados e a versão com um arquivo instalador.

#### 2.1 Versão com os arquivos compactados

Para a instalação, deve-se descompactar o arquivo na pasta *Plugins* dentro da pasta de instalação do *ImageJ*. Após realizar este procedimento, execute o *ImageJ* e verifique se foi adicionado no menu *Plugins* o sub-menu "**NucMed**". Se isto ocorreu, o plugin já está instalado. Caso contrário deve-se repetir o procedimento de instalação do plugin.

#### 2.2 Versão com um arquivo instalador



A instalação do plugin pode ser efetuada através do arquivo instalador disponível no site, que automaticamente descompacta e instala o plugin **NucMed**. É necessário observar que o instalador pressupõe que o *ImageJ* tenha sido instalado no seu local padrão (Arquivos de Programas), permitindo a instalação automática. Caso o local de instalação não seja o local padrão, deve-se informar corretamente o local corrente para o instalador do plugin. Deve-se ressaltar que este arquivo instalador somente funciona na plataforma Windows®. Para a instalação em outros tipos de sistemas operacionais, deve ser utilizado o primeiro método.

A figura 1 apresenta a interface final do programa *ImageJ* após a instalação do plugin de reconstrução tomográfica em SPECT **NucMed**.

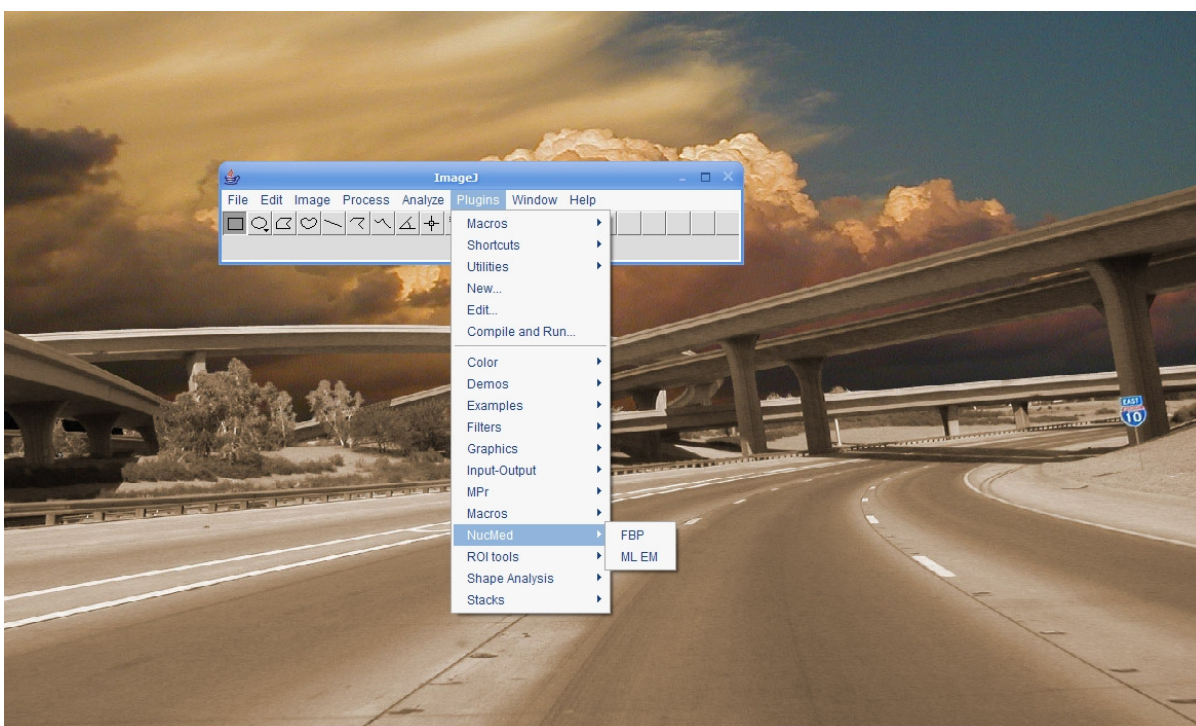


Figura 1 Screenshot da interface do *ImageJ* e acesso ao plugin **NucMed**.

## RECONSTRUÇÃO TOMOGRÁFICA PELO MÉTODO *FILTERED BACKPROJECTION - FBP*

Para utilizar o método de reconstrução tomográfica por Retroprojeção Filtrada ou *Filtered Backprojection (FBP)*, após a instalação do plugin, clique em *Plugins* → *NucMed* → **FBP**.

Neste método é possível escolher várias combinações de filtro/janelas. Também é possível reconstruir tomograficamente a imagem sem a aplicação de filtro.

Na figura 2, visualiza-se a tela do plugin **FBP** configurada para reconstruir sem a aplicação de filtro, denominada reconstrução simples. Para que isto ocorra é necessário que não seja selecionado nenhum filtro. Nesta opção não são especificados parâmetros.



Figura 2 Reconstrução Simples.

Na figura 3, o plugin **FBP** está configurado para a reconstrução tomográfica com o filtro *Rampa*. Com esta seleção, a tela do plugin exibe a opção para a informação da “frequência de corte” a ser utilizada. Para esta opção somente deve-se selecionar a caixa ao lado do filtro *Rampa*.



Figura 3 Reconstrução por FBP com filtro *Rampa*.

A figura 4 mostra a seleção de uma combinação filtro e janela (*Rampa/Butterworth*). Somente para esta opção são exibidos dois campos de parâmetros, “*Ordem*” e “*Frequência Crítica*”.

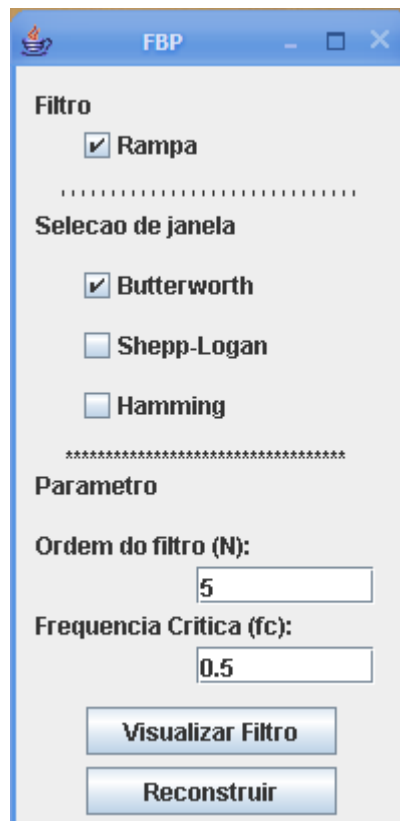
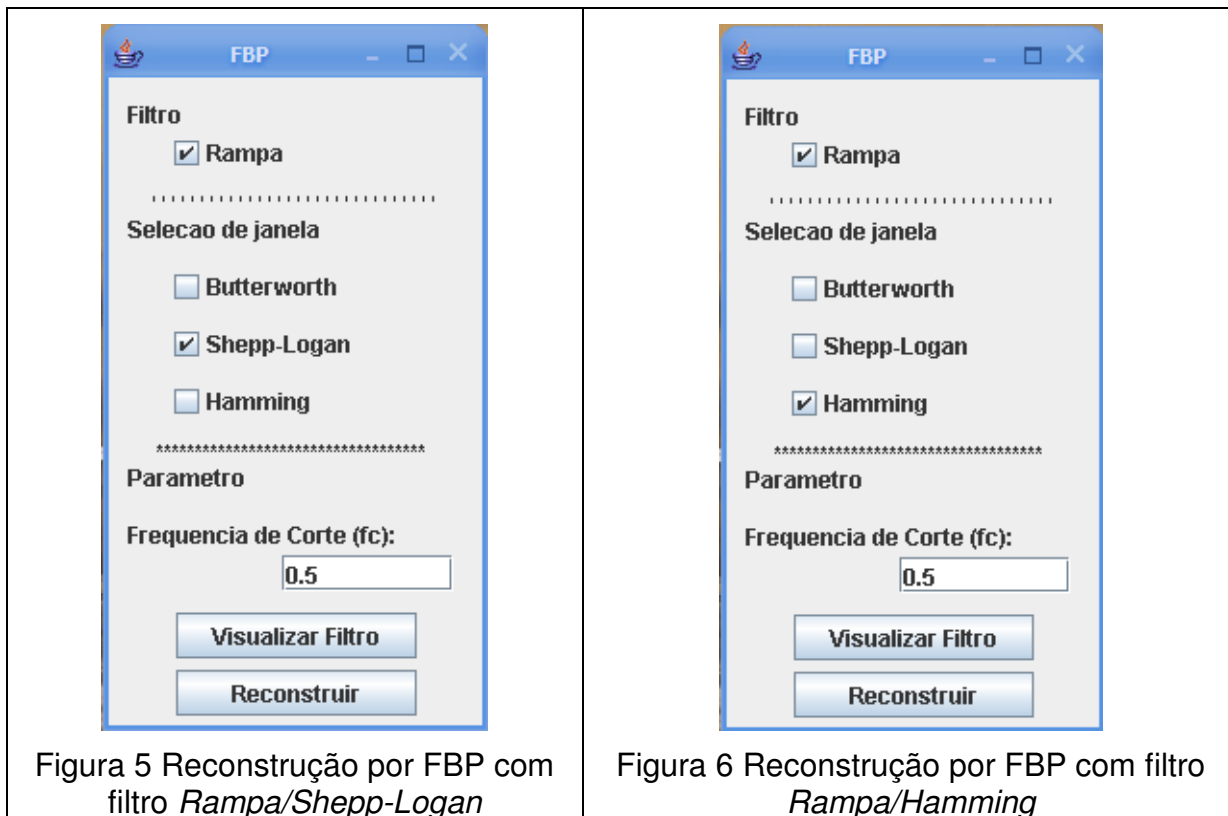


Figura 4 Reconstrução por FBP com filtro *Rampa/Butterworth*.

As figuras 5 e 6 exemplificam a seleção de outras duas combinações filtro/janela, nas quais deve ser informado o parâmetro “*Frequência de Corte*”.



Observe que existe outro botão além de “Reconstruir”, chamado “Visualizar Filtro”, que gera um gráfico relacionado com a frequência de corte, as frequências contidas na imagem e o fator de atenuação. A figura 7 mostra o gráfico referente ao filtro *Rampa/Butterworth* com  $N = 5$  e  $fc = 0,5$  que é gerado pelo botão “*Visualizar Filtro*”. São visualizados os valores da curva do filtro que atenuarão cada componente de frequência da imagem.

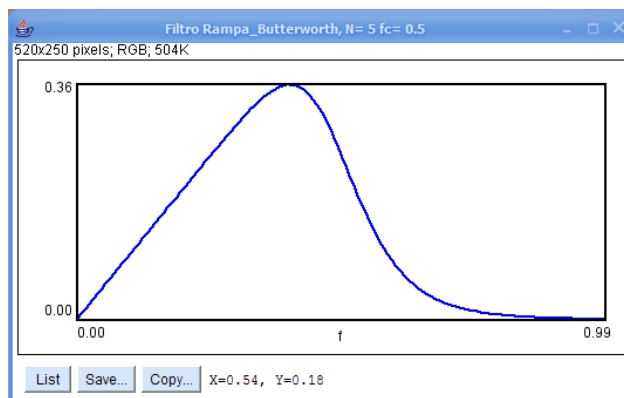


Figura 7 Gráfico do filtro *Rampa* e janela *Butterworth*, com  $N = 5$  e  $fc = 0,5$ .

Os campos de parâmetros para os filtros são limitados aos seguintes valores: a ordem ( $N$ ) poderá assumir somente valores inteiros entre 1 e 10; a frequência de corte ( $fc$ ) poderá assumir qualquer valor entre 0,0 e 1,0.

## RECONSTRUÇÃO TOMOGRÁFICA PELO MÉTODO *MAXIMUM LIKELIHOOD EXPECTATION MAXIMIZATION*

Para utilizar o método de reconstrução tomográfica por Máxima Verossimilhança Maximização da Esperança ou *Maximum Likelihood Expectation Maximization (ML-EM)*, após a instalação do plugin, clique em *Plugins* → *NucMed* → **MLEM**.

O método de reconstrução de imagens **ML-EM** é um método iterativo. A interface gráfica deste método não necessita muitas configurações. O usuário possui apenas duas opções: escolher se realizará ou não a correção de atenuação; escolher o número de iterações do processo de reconstrução. A configuração padrão da interface gráfica não aplica correção de atenuação e realiza 5 iterações. A figura 8 mostra a janela utilizada para a reconstrução tomográfica com a configuração padrão.

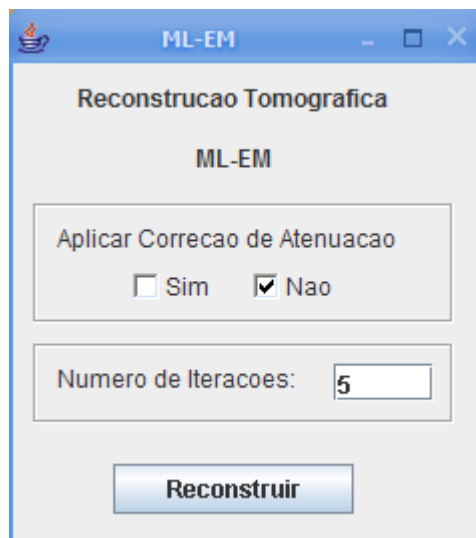


Figura 8 Reconstrução por ML-EM sem correção de atenuação e com 5 iterações.

A realização de um número muito pequeno de iterações afeta a qualidade da imagem reconstruída. Quanto maior for o número de iterações, maior será o tempo de processamento exigido para a reconstrução e maior será a amplificação do ruído.

A figura 9 exibe a janela na qual é escolhida a imagem que contém os dados a serem reconstruídos tomograficamente e a imagem que representa o mapa de atenuação, para o caso da reconstrução com a aplicação de correção de atenuação.

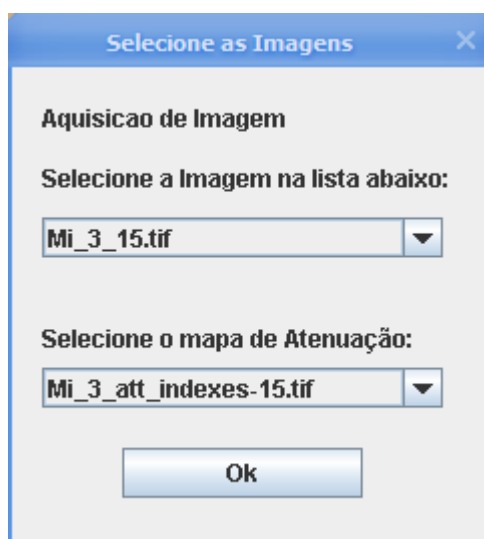


Figura 9 Reconstrução por ML-EM com correção de atenuação.

## EXEMPLO DE UTILIZAÇÃO DO PLUGIN *NUCMED*

Em qualquer método a ser utilizado para reconstrução tomográfica, os dados de entrada devem corresponder a um sinograma ou conjunto de sinogramas (*stack*). O sinograma apresenta os perfis de projeção de um corte transversal em função do ângulo de rotação do detector. A figura 10 apresenta a visualização 2D de um conjunto de perfis de projeção de uma fonte pontual, conhecido como sinograma. Cada linha corresponde a um perfil de projeção individual apresentado sequencialmente de cima para baixo. Uma fonte pontual de radioatividade descentrada descreve um caminho sinusoidal.

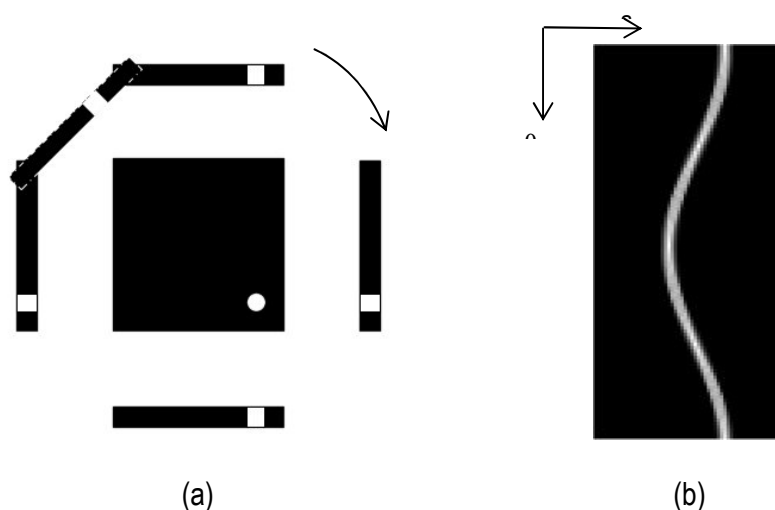
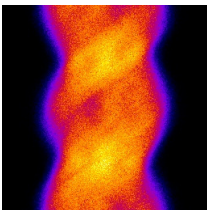
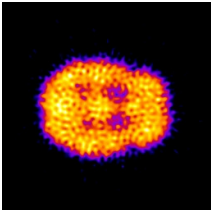
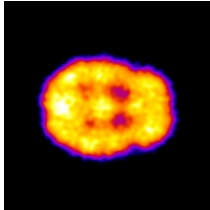
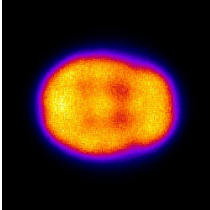


Figura 10 Visualização 2D do sinograma de uma fonte pontual descentrada.

A configuração do sinograma deve sempre apresentar os ângulos de rotação ( $\theta$ ) no eixo vertical e a localização na projeção ( $s$ ) no eixo horizontal. Caso essa ordenação seja invertida, a imagem não será reconstruída corretamente.

A seguir são apresentados exemplos de reconstruções pelos métodos FBP e ML-EM com diferentes parâmetros, a partir do sinograma de uma imagem cerebral.

			
Sinograma de uma imagem cerebral	Imagem Reconstituída com FBP, filtro Rampa (fc=0,15)	Imagem Reconstituída com FBP, filtro Rampa, janela Butterworth (fc=0,15, N=9)	Imagem Reconstituída com ML-EM, sem correção de atenuação