

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

MARIA TERESA SANTOS DA SILVA

AVALIAÇÃO DA QUANTIFICAÇÃO EM SPECT CARDÍACO UTILIZANDO MAPAS  
DE ATENUAÇÃO COM BORRAMENTO TIPO GAUSSIANO

Porto Alegre  
2007

MARIA TERESA SANTOS DA SILVA

**AVALIAÇÃO DA QUANTIFICAÇÃO EM SPECT CARDÍACO UTILIZANDO  
MAPAS DE ATENUAÇÃO COM BORRAMENTO TIPO GAUSSIANO**

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

## RESUMO

As simulações de Monte Carlo vêm sendo utilizadas para validar métodos de correção de atenuação e espalhamento em SPECT. O acoplamento à simulação de um *phantom* matemático como o NCAT, com movimentos respiratórios e batimentos cardíacos, permite uma modelagem ainda mais adequada e realista das aquisições em Medicina Nuclear. Este trabalho busca avaliar a influência da resolução espacial dos mapas de coeficientes de atenuação na reconstrução quantitativa em SPECT cardíaco. O estudo baseia-se em diversas simulações de Monte Carlo de imagens de SPECT, com ênfase especial no *phantom* matemático NCAT 4D (*4D NURBS-based Cardiac Torso*) e avalia o efeito da variação da resolução espacial dos mapas de atenuação não-uniformes utilizados na correção de atenuação. A análise visual das imagens simuladas reconstruídas revelou que a falta de correção de atenuação criou uma dispersão das contagens ao redor do miocárdio e do fígado. Nas imagens corrigidas para a atenuação, esse efeito de borramento foi substituído pela uniformização da atividade nas paredes do miocárdio, tanto na parede anterior como da parede posterior. Observou-se também um aumento de contraste quantitativo e qualitativo com a aplicação da correção de atenuação. O principal fator degradador do diagnóstico de perfusão miocárdica em SPECT foi a presença de tecido atenuador ao redor e nas proximidades do coração, particularmente próximo ao fígado. A aplicação do método de correção de atenuação nas imagens de perfusão miocárdica em SPECT revelou-se significativa para a melhoria da qualidade das imagens reconstruídas. Os resultados dos perfis de contagem mostram que, mesmo do caso de borramento severo dos mapas de coeficiente de atenuação, não existe mudança significativa na quantificação das paredes do miocárdio, tanto com relação à intensidade quanto ao contraste entre as paredes e a cavidade. Observa-se também que a utilização dos mapas de atenuação de baixa resolução espacial na

correção não provoca o surgimento de artefatos e de componentes de alta frequência, suavizando a imagem reconstruída.

## ABSTRACT

Monte Carlo simulations have been used to validate attenuation and scattering correction methods for SPECT. The combination of a NCAT phantom, which incorporates respiratory movements and heartbeats, with the simulation process allows for a more adequate and realistic modeling of nuclear medicine data. The present work aimed at assessing the influence of the spatial resolution of attenuation coefficient maps in quantitative cardiac SPECT reconstruction. The study was based on several Monte Carlo simulations of SPECT images, with a special emphasis on NCAT 4D phantom (*4D NURBS-based Cardiac Torso*). It evaluated the effect of spatial resolution variation of non-uniform attenuation maps used in attenuation correction. The visual analysis of simulated reconstructed images revealed that the lack of attenuation correction produced dispersion of uptakes around myocardium and liver regions. In images corrected for attenuation, this blurring effect was replaced with the uniform activity on myocardial walls, both for the anterior and posterior walls. An increased quantitative and qualitative contrast was also observed with the application of attenuation correction. The main degrading factor in the diagnosis of myocardial perfusion in SPECT was the presence of attenuating tissue surrounding the heart, particularly near the liver. The application of the attenuation correction method in myocardial perfusion images in SPECT was significant to improve the quality of reconstructed images. The results of image profiles showed that, even with the occurrence of severe blurring in the attenuation maps, there was no significant change in the quantification of the myocardial walls, either in intensity or in contrast between the walls and the cavity. The use of low spatial resolution attenuation maps for attenuation correction did not cause the appearance of artifacts and high frequency objects, resulting in a smoother reconstructed image.

## **AGRADECIMENTOS**

À minha amada Mãe Ana Lícia, pelo amor, incentivo e paciência que a mim dedicou todos esses anos. Nunca me deixando faltar nada e nunca deixando passar nada aos olhos.

Ao meu Pai Sergio Lapoll, pelo apoio, proteção silenciosa e por nunca me deixar faltar nada.

À minha AMIGA e companheira Michele Andrade, por todos os dias, longas madrugadas no TECNOPUC, pelo incentivo, pelas nossas divertidas situações, tipo: SUPER TRANQUILA! Com certeza, o melhor está por vir!

À Ana Maria Marques da Silva pelo incentivo, apoio, conselhos. Em especial pela amizade e orientação, desde sempre.

Aos colegas do NIMed, em especial ao meu MELHOR AMIGO Fabio Maeda, por sempre estar perto na hora do desespero, pelas divertidas tardes. AMIGO, igual à você mais ninguém! Ao Marcus Vinicius por estar sempre disposto a solucionar minhas “ingronhas” no Linux. À Claudinha, pelas inesquecíveis e árduas madrugadas no TECNOPUC desvendando as simulações.

Ao professor Dario pela sua tranqüilidade, apoio e a sua persistência.

À CAPES pelo apoio financeiro.

## SUMÁRIO

<b>RESUMO</b> .....	<b>III</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>V</b>
<b>AGRADECIMENTOS</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>LISTAS DE SIGLAS</b> .....	<b>XII</b>
<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	<b>13</b>
1.1 JUSTIFICATIVA .....	16
1.2 PROBLEMA .....	17
1.3 HIPÓTESE.....	17
1.4 OBJETIVOS .....	17
1.4.1 <i>Objetivo Geral</i> .....	17
1.4.2 <i>Objetivos Específicos</i> .....	18
1.5 ESTRUTURA DO TRABALHO .....	18
<b>2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b> .....	<b>20</b>
2.1 SPECT (SINGLE PHOTON EMISSION COMPUTED TOMOGRAPHY) .....	20
2.2 RECONSTRUÇÃO TOMOGRÁFICA .....	24
2.2.1 <i>Reconstrução por ML-EM</i> .....	31
2.3 CORREÇÃO DE ATENUAÇÃO.....	35
2.4 RESOLUÇÃO ESPACIAL.....	38
<b>3 METODOLOGIA</b> .....	<b>40</b>
3.1 SIMULAÇÕES COMPUTACIONAIS - MONTE CARLO .....	41
3.1.1 <i>Fonte Linear</i> .....	43
3.1.2 <i>NCAT 4D</i> .....	43
3.2 MÉTODO DE RECONSTRUÇÃO.....	50
3.3 CORREÇÃO DE ATENUAÇÃO.....	51
3.3.1 <i>Mapas de atenuação</i> .....	51
3.4 MÉTODOS DE AVALIAÇÃO .....	52
3.4.1 <i>Perfil de contagem</i> .....	52
3.4.2 <i>Total de contagens nos cortes</i> .....	52

<b>4 RESULTADOS E DISCUSSÃO .....</b>	<b>53</b>
4.1 RESOLUÇÃO ESPACIAL.....	53
4.2 SINOGRAMAS.....	55
4.3 ANÁLISE QUALITATIVA VISUAL .....	59
4.4 ANÁLISE QUANTITATIVA.....	62
4.5 UTILIZAÇÃO DOS MAPAS DE ATENUAÇÃO BORRADOS .....	66
<b>5 CONCLUSÕES E SUGESTÕES .....</b>	<b>73</b>
<b>6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>75</b>
<b>GLOSSÁRIO.....</b>	<b>78</b>



## LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Câmara SPECT e a aquisição das projeções planas e do sinograma.....	20
Figura 2	Importância relativa dos tipos principais de interação dos raios $\gamma$ com a matéria. O retângulo hachurado corresponde à região de interesse em SPECT [3].....	22
Figura 3	Espectros energéticos simulados de uma fonte linear de $^{99m}\text{Tc}$ com janelas energéticas de $\pm 7,5\%$ (linha contínua) e $\pm 10\%$ (linha tracejada), em 140 keV.[3] ..	23
Figura 4	Passos da reconstrução tomográfica: a câmara de cintilação gira ao redor do paciente, adquirindo um conjunto de perfis unidimensionais das projeções do objeto bidimensional, que são utilizados para calcular a distribuição bidimensional da radioatividade do objeto[14]. .....	25
Figura 5	Figura Bidimensional de intensidade do Conjunto de Perfis de Projeções, conhecido como sinograma. Cada linha na figura corresponde a um perfil de projeção individual, sequencialmente mostrado de cima para baixo. A fonte puntual apresenta o caminho senoidal no sinograma[14]. .....	26
Figura 6	Distribuição bidimensional da atividade $f(x, y)$ e sua projeção $p(r, \theta)$ .....	27
Figura 7	A transformada de Fourier de uma projeção é a transformada de Fourier do objeto ao longo de uma linha radial. ....	29
Figura 8	Fluxograma da correção de atenuação por Chang em 1ª ordem. ....	36
Figura 9	Fluxograma da correção de atenuação em 2ª ordem.....	37
Figura 10:	Gama Câmera Millennium MG com dois detectores modelada neste trabalho....	40
Figura 11	Esquema de estrutura do Pacote SimSET .....	42
Figura 12	Fonte linear simulada. (a)vista frontal (b) vista lateral .....	43
Figura 13	Movimento respiratório simulado no phantom NCAT. [26] .....	45
Figura 14	Interface gráfica com o usuário do aplicativo para modelagem do modelo antropomórfico 4D NCAT FONTE: SEGARS, [26] .....	46
Figura 15	Mapas de atividade do <i>phantom</i> NCAT com mamas. ....	47
Figura 16	Mapa de atenuação não-uniforme do <i>phantom</i> NCAT com mamas. ....	47
Figura 17	Efeito visual do borramento dos mapas com uma função gaussiana com três valores de desvio padrão: $\sigma= 4$ pixel; $\sigma=8$ pixels, e $\sigma=16$ pixels. ....	51
Figura 18	Reconstrução da fonte linear usando ML-EM .....	53
Figura 19	(a) Perfil de Contagens da Fonte Linear (b) Perfil de superfície da Fonte Linear .....	54
Figura 20	Sinogramas dos fótons primários simulados dos cortes do modelo NCAT 4D. ....	56
Figura 21	Sinogramas dos fótons secundários simulados dos cortes do modelo NCAT 4D. ....	57
Figura 22	Soma dos sinogramas dos fótons primários e secundários simulados dos cortes do modelo NCAT 4D.....	58

Figura 23 Cortes do modelo NCAT 4D reconstruídos sem correção de atenuação .....	59
Figura 24 Cortes do modelo NCAT4D reconstruídos com correção de atenuação, usando o mapa de atenuação real não-uniforme. ....	60
Figura 25 Perfil de contagens do corte 16.....	62
Figura 26 Reconstrução do corte 16 sem correção de atenuação comparada com a imagem ideal.....	63
Figura 27 Reconstrução do corte 16 com correção de atenuação comparada com a imagem ideal.....	64
Figura 28 Reconstrução do corte 16 de todos os fótons com e sem aplicação da correção de atenuação com o mapa real não-uniforme.....	65
Figura 29 Reconstrução dos cortes 16 e 20 com correção de atenuação utilizando o mapa real não-uniforme.....	66
Figura 30 Comparações entre os perfis do corte 16, com correção utilizando o mapa de atenuação não-uniforme borrado com gaussiana de: (a) $\sigma = 4$ pixels; (b) $\sigma = 8$ pixels ; (c) $\sigma = 16$ pixels. ....	67
Figura 31 Comparações dos perfis do corte 20, com correção utilizando o mapa de atenuação não-uniforme borrado com gaussiana de: (a) $\sigma = 4$ pixels; (b) $\sigma = 8$ pixels ; (c) $\sigma = 16$ pixels .....	68
Figura 32 Contagem total em todos os cortes do modelo NCAT 4D. ....	69
Figura 33 Reconstrução da imagem ideal.....	70
Figura 34 Reconstrução da imagem com a correção utilizando mapa real não-uniforme....	71
Figura 35 (a) $\sigma = 4$ pixels (b) $\sigma = 8$ pixels (c) $\sigma = 16$ pixels .....	72

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Concentração de atividade ( $^{99m}\text{Tc}$ -SESTAMIBI) de diferentes órgãos no <i>phantom</i> NCAT 4D.....	49
Tabela 2: Coeficientes de atenuação das estruturas de interesse dos órgãos no modelo NCAT 4D.....	49

## LISTAS DE SIGLAS

*SPECT - Single Photon Emission Computerized Tomography*

*NCAT 4D - 4D NURBS-based Cardiac-Torso*

*NURBS - Non Uniform Rational B-Splines*

*CT – Computerized Tomography*

*PET – Positron Emission Tomography*

*FBP – Filtered Backprojection*

*ML – EM – Maximum Likelihood Expectation Maximization*

*SIMSET – Simulation System for Emission Tomography*

*LEHR – Low Energy High Resolution*

# 1 INTRODUÇÃO

A cintilografia tornou-se, nos últimos anos, uma das mais poderosas ferramentas para localização in vivo de radiofármacos em estudos de Medicina Nuclear. Importantes áreas clínicas utilizam as imagens cintilográficas, como a nefrologia, cardiologia, neurologia, psiquiatria e oncologia. Em conjunto com os novos radiofármacos desenvolvidos, a quantificação de imagens cintilográficas pode ser utilizada para medir, de forma não-invasiva, o fluxo sanguíneo, a função metabólica, a densidade de receptores e a distribuição de drogas.

No entanto, vários fatores afetam a qualidade da imagem e a precisão dos dados obtidos de um equipamento de Medicina Nuclear, como as propriedades físicas dos detectores, a configuração dos colimadores, os métodos de correção de atenuação e espalhamento e os algoritmos de reconstrução. Um dos objetivos do físico médico envolvido em pesquisa nesta área é a otimização da configuração dos sistemas de produção das imagens e melhoria da qualidade e precisão quantitativa das imagens reconstruídas.

A modelagem matemática pode ser utilizada para avaliar vários parâmetros das imagens de Medicina Nuclear, visto que não existe solução analítica para resolver as equações de transporte que descrevem a interação dos fótons com as estruturas atenuadoras não-uniformes do corpo e as geometrias complexas dos detectores e colimadores. O método Monte Carlo costuma ser utilizado para resolver problemas que envolvem processos estatísticos, sendo utilizado em diversas áreas da Física Médica devido à natureza estocástica dos processos de emissão, transporte e detecção das radiações. Este método é bastante útil para problemas complexos que são de difícil modelagem através de métodos determinísticos ou quando medidas experimentais são impraticáveis devido ao custo ou às questões éticas relacionadas aos efeitos biológicos das radiações ionizantes em humanos.[1][2]

Os modelos antropomórficos computacionais, denominados *phantoms* matemáticos são úteis na área de diagnóstico por imagens, particularmente em

simulações que estudam a influência da anatomia do paciente na produção de imagens e das configurações dos equipamentos, dos métodos de processamento de imagens e dos algoritmos de reconstrução e quantificação.

Estudos anteriores [3] mostram que a quantificação das imagens de Medicina Nuclear sofre forte influência dos métodos de correção de atenuação e espalhamento aplicados. Os efeitos degradadores devido à atenuação e ao espalhamento devem-se principalmente ao fato das imagens de Medicina Nuclear serem formadas pelo processo de emissão, onde a fonte radioativa encontra-se distribuída dentro do corpo do paciente e não externamente.

Particularmente nas imagens de emissão que utilizam isótopos emissores de radiação gama, emitidos principalmente pelo  $Tc^{99m}$ , a atenuação dos tecidos que circundam as regiões de interesse, o espalhamento Compton e a redução da resolução espacial com a profundidade degradam a imagem, reduzindo sua sensibilidade e precisão na detecção da atividade real captada. A modelagem de tais efeitos pode ser avaliada através de simulações Monte Carlo, simulando a configuração da aquisição e utilizando modelos matemáticos antropomórficos estáticos que representam o corpo humano. A maior parte dos estudos está direcionada para imagens cintilográficas do miocárdio, devido à sua alta aplicabilidade na cardiologia e dificuldade para correção devido à grande falta de homogeneidade do tórax. [1][4]

Uma das formas de corrigir os efeitos de atenuação em imagens de emissão consiste na utilização de imagens anatômicas obtidas por transmissão para a determinação do mapa de coeficientes de atenuação dos tecidos. Os chamados mapas de atenuação podem ser obtidos com o uso de uma imagem simultânea ou posterior à de emissão, com uma fonte externa de radiação.

As imagens de transmissão podem ser realizadas com a colocação de uma fonte radioativa linear externa ao paciente [5] ou utilizando imagens de Tomografia Computadorizada por Raios X. As imagens de CT possuem maior qualidade e resolução, sendo superiores às aquelas adquiridas com a transmissão de radiação

gama. Este fato se deve ao alto contraste gerados pelas diferenças de atenuação dos raios X em sua interação com os tecidos do corpo humano.

Em outro estudo sobre a correção de atenuação com o uso de imagens de transmissão, foi observado que imagens produzidas com baixas contagens e truncagem inadequada dos dados de transmissão devem ser evitados, pois podem levar a sérios erros de diagnóstico. A opção pela segmentação das imagens de transmissão para criar mapas de atenuação pode gerar erros nas posições das interfaces entre os órgãos com diferentes atenuações. Além disso, devido às diferenças entre os pacientes, com formas e tamanhos diferentes para o corpo e para os órgãos internos, os artefatos resultantes podem diferir de pessoa para pessoa.

Artefatos produzidos pelo movimento do paciente representam uma dificuldade no sistema de formação de imagem, principalmente naquelas modalidades de imagem que requerem um longo tempo para a aquisição, como é o caso da tomografia de emissão como a SPECT. Na CT, as técnicas de reconstrução de imagem assumem que os dados foram gerados de um objeto estacionário. Se o objeto se move durante a aquisição dos dados de projeção, a projeção é desconsiderada. Caso a projeção seja considerada, os artefatos de movimento aparecem como um borramento ou um sombreamento na estrutura na imagem.

Segundo trabalho realizado por Segars e Tsui[6], artefatos de movimento respiratório podem ser observados a partir da redução na atividade da parede superior e inferior do ventrículo esquerdo do miocárdio em exames de perfusão cardíaca realizadas pela técnica de SPECT.

Com o avanço tecnológico e a obtenção de imagens de transmissão com alta resolução, a falta de alinhamento entre as imagens de transmissão e emissão passou a ser uma fonte importante de artefatos. O correto registro ou fusão entre as imagens de emissão e transmissão deve ser verificado para cada paciente, fato que gera alto custo computacional [7].

Estudos clínicos mostram que mapas de atenuação obtidos a partir de imagens de CT de baixa corrente produzem correções de atenuação adequadas para imagens de PET e em imagens de SPECT [8].

Este trabalho busca avaliar a influência da resolução espacial dos mapas de coeficientes de atenuação na reconstrução quantitativa em SPECT cardíaco. O estudo baseia-se em diversas simulações de Monte Carlo de imagens de SPECT, com ênfase especial no modelo *phantom* matemático NCAT 4D (*4D NURBS-based Cardiac Torso*) e avalia o efeito da variação da resolução espacial dos mapas de atenuação não-uniformes utilizados na correção de atenuação.

## 1.1 Justificativa

O principal fator degradador do diagnóstico de perfusão miocárdica em SPECT é a presença de tecido atenuador ao redor e nas proximidades do coração. Apesar da educação médica para interpretação das imagens e da aplicação do *gated*-SPECT (sincronizado com o ECG) ter tido um impacto favorável no valor clínico da imagem de perfusão miocárdica, a comunidade de cardiologia nuclear vêm exigindo um estudo mais aprofundado dos métodos de correção de atenuação.

A quantificação das imagens de SPECT cardíaca sofre forte influência dos métodos de correção de atenuação e espalhamento [3][4]. Estes efeitos foram avaliados através de técnicas de Monte Carlo, modelando a configuração da aquisição em SPECT e utilizando modelos matemáticos antropomórficos estáticos, sem a inclusão de movimentos involuntários, como o batimento cardíaco e a respiração.

Utilizando modelos matemáticos antropomórficos com movimento respiratório e batimentos cardíacos, este estudo pretende investigar os efeitos da correção de atenuação em imagens de SPECT de perfusão cardíaca reconstruídas



com a utilização de mapas de coeficientes de atenuação com diferentes resoluções espaciais, desde aqueles obtidos por equipamentos de alta resolução (mapas ideais) como mapas gerados com um borramento gaussiano, simulando as situações nas quais as imagens de transmissão para correção são produzidas por equipamentos tomográficos de maior borramento.

## **1.2 Problema**

Como a resolução espacial do mapa de coeficientes de atenuação afeta a qualitativamente e quantitativamente as imagens produzidas em exames de perfusão miocárdica em SPECT?

## **1.3 Hipótese**

A qualidade dos mapas de coeficientes de atenuação utilizados na reconstrução tomográfica afeta qualitativa e quantitativamente as imagens produzidas nos estudos de perfusão cardíaca em SPECT.

## **1.4 Objetivos**

### **1.4.1 Objetivo Geral**

Avaliar os efeitos da variação da resolução espacial dos mapas de coeficientes de atenuação na reconstrução tomográfica em estudos de perfusão

cardíaca em SPECT para imagens simuladas do modelo matemático antropomórfico NCAT 4D.

#### **1.4.2 Objetivos Específicos**

Avaliar qualitativamente e quantitativamente a reconstrução tomográfica de imagens de perfusão miocárdica em SPECT com e sem correção de atenuação

Determinar quantitativamente os erros produzidos pela correção de atenuação nas imagens de SPECT do miocárdio utilizando mapas de coeficientes de atenuação com baixas resoluções espaciais.

Determinar qualitativamente a influência da correção de atenuação nas imagens de SPECT do miocárdio utilizando mapas de coeficientes de atenuação com baixas resoluções espaciais.

### **1.5 Estrutura do trabalho**

No capítulo 2 será apresentada a fundamentação teórica do trabalho, com a descrição da aquisição de imagens em Medicina Nuclear, dando uma atenção especial para os parâmetros físicos da câmara gama, princípios de formação de imagens, assim como, aos fatores físicos que degradam a qualidade da imagem. Também são apresentados os métodos de reconstrução tomográfica e os métodos de correção de atenuação.

No capítulo 3, será apresenta a descrição dos parâmetros físicos e geométricos das simulações realizadas neste estudo, os métodos de reconstrução e correção de atenuação utilizados, assim como a metodologia de análise das imagens resultantes.

No capítulo 4 são apresentados e discutidos os resultados obtidos, dos pontos de vista qualitativos e quantitativos.

O capítulo 5 apresenta as conclusões do trabalho e as perspectivas futuras para continuidade do tema.

## 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

### 2.1 SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography)

Na Tomografia de Emissão de Fóton Único ou SPECT, uma câmara de cintilação gira ao redor do corpo do paciente, coletando projeções da radiação emitida pelo órgão no qual se concentrou um radiofármaco que emite radiação gama (Figura 1). As projeções são imagens bidimensionais formadas pela incidência dos fótons sobre o plano da câmara, que está visualizando o volume de interesse sob um determinado ângulo.

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

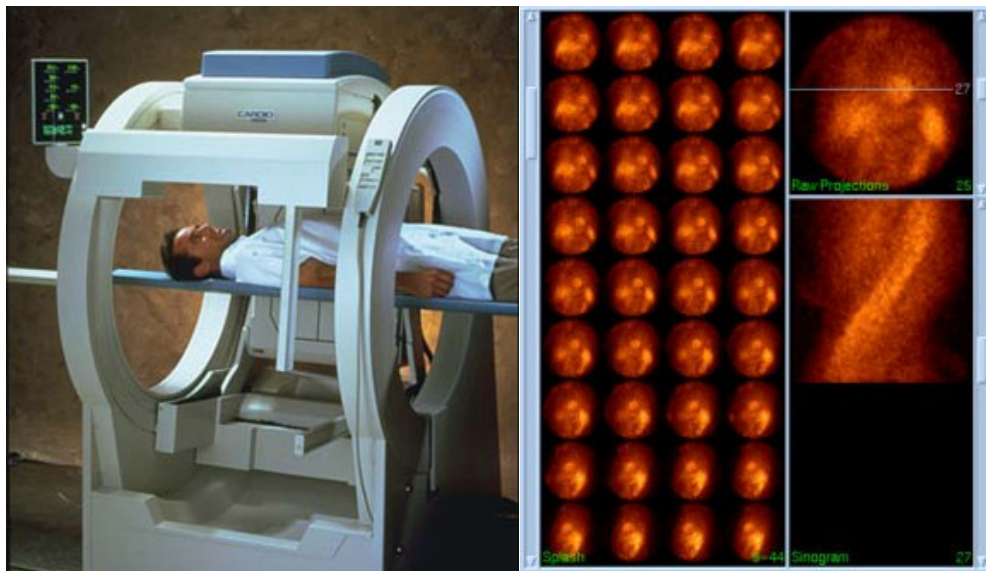


Figura 1 Câmara SPECT e a aquisição das projeções planas e do sinograma.

A partir dessas projeções, cortes tomográficos da distribuição de atividade são reconstruídos de modo que regiões adjacentes possam ser analisadas

separadamente, isto é, sem sobreposição. A imagem produzida é essencialmente fisiológica, mas também fornece informação anatômica, com resolução espacial de 10-20 mm [3][9]. A distribuição de atividade no SPECT é desconhecida e os fótons gama que atingem o detector podem já ter sofrido interações com o corpo.

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

Um fato a ser considerado está relacionado à natureza estocástica do decaimento radioativo, que obedece a estatística de Poisson. A contagem total de fótons a ser adquirida por projeção é limitada pela atividade que pode ser injetada ao paciente, pela eficiência dos detectores e pelo tempo do exame.

Quanto aos fatores técnicos, deve ser considerada a degradação da resolução geométrica do sistema de formação de imagens com a distância, já que a quantidade de radiação espalhada que atinge o cristal depende do tipo de colimador usado e da distância paciente-colimador.

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

Deve-se mencionar, ainda, o número de vistas ou ângulos de projeção a ser adquirido. Este tem um efeito crítico sobre a quantificação em SPECT e a sua escolha deve ser baseada no teorema de amostragem. Para ângulo varrido completo de  $360^\circ$ , o número ótimo de projeções, que previne a perda de resolução espacial, devido à sub-amostragem e o surgimento de artefatos, deve ser maior do que o perímetro da região de interesse dividido pela menor dimensão linear que pode ser resolvida pela câmara (o tamanho do pixel deve ser menor que a metade dessa dimensão – frequência de Nyquist)[10][11].

No caso de imagens da Medicina Nuclear (baixa energia e meios com número atômico menor do que 20), dois mecanismos de interação dos fótons são

significativos: o efeito fotoelétrico e o espalhamento Compton. A produção de pares não é considerada pois a energia dos fótons emitidos é menor do que 1,02 MeV.(Figura 2)

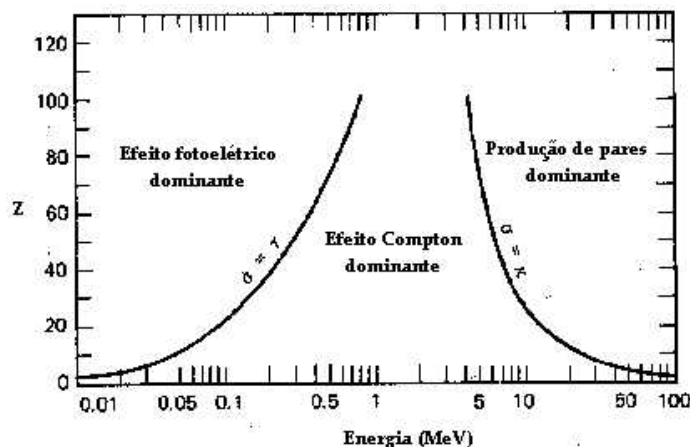


Figura 2 Importância relativa dos tipos principais de interação dos raios  $\gamma$  com a matéria. O retângulo hachurado corresponde à região de interesse em SPECT [3].

O efeito do espalhamento Compton é um aumento de contagem numa dada projeção, pois a contagem pode não ter vindo de uma posição perpendicular à câmara, mas de locais vizinhos, degradando a nitidez da imagem.

Devido à resolução finita em energia do sistema de detecção, as câmaras armazenam eventos de fótons não espalhados e fótons espalhados indistintamente dentro da janela energética de aquisição. Assim, a escolha desta janela pode ajudar a reduzir a contribuição do espalhamento Compton. No entanto, mesmo uma janela estreita não excluirá uma certa porção de fótons espalhados na imagem, como mostra a Figura 3, que apresenta o espectro simulado de uma fonte linear de  $^{99m}\text{Tc}$  imersa em um cilindro atenuador de água, obtidos em uma câmara cintilográfica.

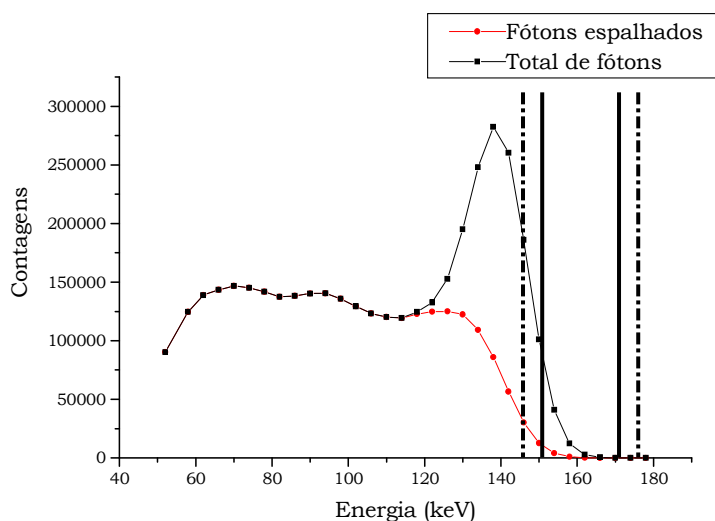


Figura 3 Espectros energéticos simulados de uma fonte linear de  $^{99m}\text{Tc}$  com janelas energéticas de  $\pm 7,5\%$  (linha contínua) e  $\pm 10\%$  (linha tracejada), em 140 keV. [3]

O espalhamento reduz o contraste na imagem devido à inclusão de um borrimento de baixa freqüência na imagem. O impacto do espalhamento geralmente depende da energia do fóton, da resolução energética da câmara, do posicionamento da janela de energia, da forma do objeto e da distribuição de radiofármacos da fonte.

As principais técnicas desenvolvidas para realizar a correção de espalhamento em imagens de SPECT são as que envolvem, de alguma maneira, uma análise do espectro de energia e as que se baseiam na modelagem de uma função de distribuição de espalhamento para ser deconvoluída da imagem obtida no fotopico. Esses métodos levam em conta a suposição de que o espalhamento é aditivo, a soma da distribuição dos fótons primários (fotopico) e dos fótons secundários (espalhados) [12].

## 2.2 Reconstrução Tomográfica

A reconstrução tomográfica consiste em extrair informações a partir de projeções em vários ângulos ao redor do paciente. Especificamente no caso do SPECT, o objetivo da reconstrução é encontrar a distribuição de radionuclídeos depositados no órgão em estudo. Para simplificar essa tarefa, primeiro reconstruímos cortes desse volume e depois eles podem ser agrupados, de forma que o resultado seja dado em 3D.[13].

O problema da reconstrução tomográfica é obter uma distribuição de atividade a partir da soma de todos os raios gamas da distribuição obtidos de diferentes ângulos. Essa não é uma tarefa simples, pois nem sempre ela se trata de uma distribuição uniforme. A Figura 4 mostra de forma simplificada os passos para reconstrução tomográfica.



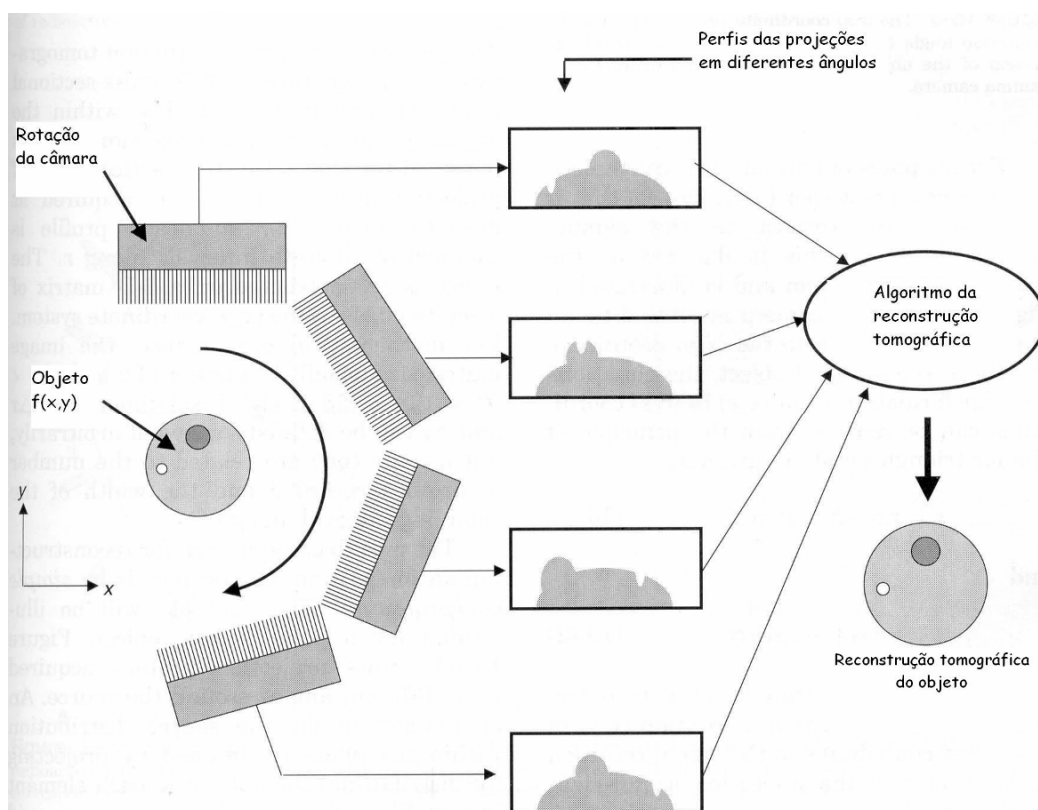


Figura 4 Passos da reconstrução tomográfica: a câmara de cintilação gira ao redor do paciente, adquirindo um conjunto de perfis unidimensionais das projeções do objeto bidimensional, que são utilizados para calcular a distribuição bidimensional da radioatividade do objeto[14].

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

O sinograma obtido das projeções dos cortes transaxiais é utilizado como ponto de partida para a reconstrução tomográfica. Um exemplo simples de sinograma é aquele proveniente de uma fonte pontual em um plano tomográfico. A fonte pontual aparecerá como uma imagem pontual em cada imagem da projeção, o centro dela estará localizado na fila que corresponde à posição do corte transaxial que contém a fonte. Usando as definições da Figura 5, a imagem da fonte pontual trocará sua posição dentro da fila de acordo com a equação:

$$r = \chi \cos \Phi + \chi \sin \Phi \quad (1)$$

que corresponde a uma variação senoidal da posição.

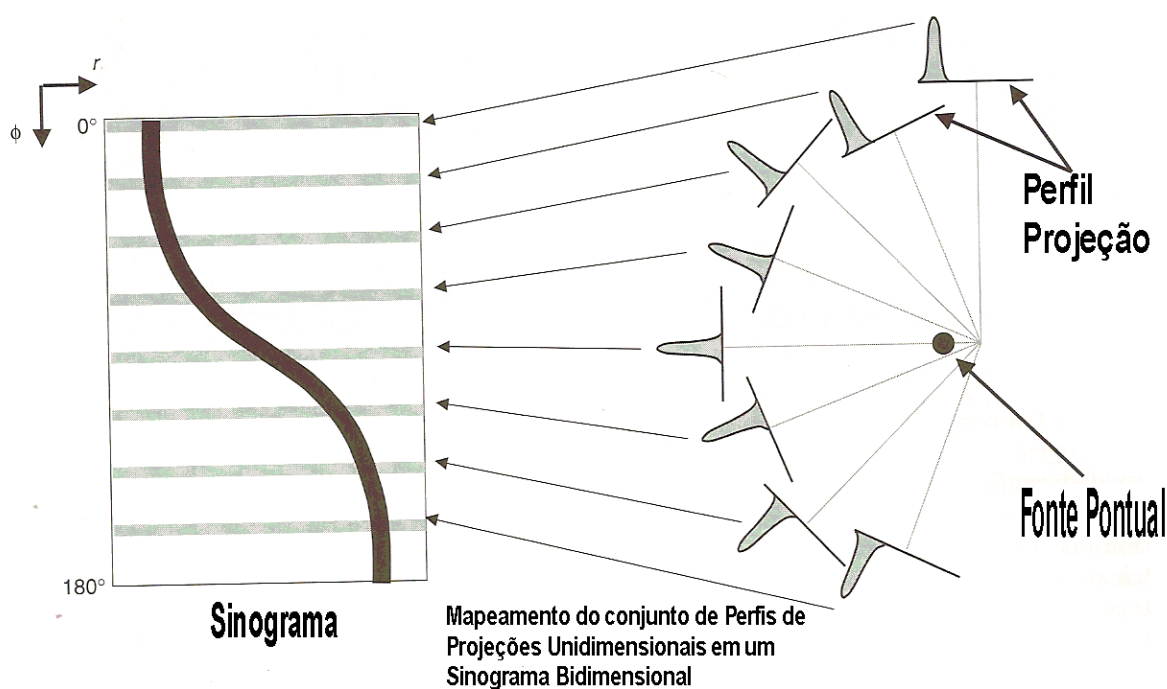


Figura 5 Figura Bidimensional de intensidade do Conjunto de Perfis de Projeções, conhecido como sinograma. Cada linha na figura corresponde a um perfil de projeção individual, sequencialmente mostrado de cima para baixo. A fonte pontual apresenta o caminho senoidal no sinograma[14].

Sobrepondo a fila de cada imagem de projeção que contém uma imagem da fonte em uma matriz em que o número da fila corresponde ao número da imagem da projeção, se obtém o sinograma da fonte pontual. O nome sinograma vem do fato que sempre se obtém estruturas senoidais a partir das projeções dos dados dos pacientes. Cada fila do conjunto de projeções produz um sinograma independente. O sinograma é um indicador sensível de movimento do paciente durante a aquisição. Como cada linha é formada pelo conjunto de projeções, produz-se um sinograma independente, o movimento de um paciente durante a aquisição produz uma descontinuidade na forma senoidal da estrutura do sinograma [8].

Uma análise matemática do problema de reconstrução tomográfica foi realizada por Radon em 1917, ao estudar a radiação de microondas solares numa

estrutura [15]. Dada uma distribuição volumétrica de radioatividade, deseja-se determinar a sua distribuição bidimensional,  $f(x, y)$ , num plano x-y desse volume. A Figura 6 representa tal plano [16].

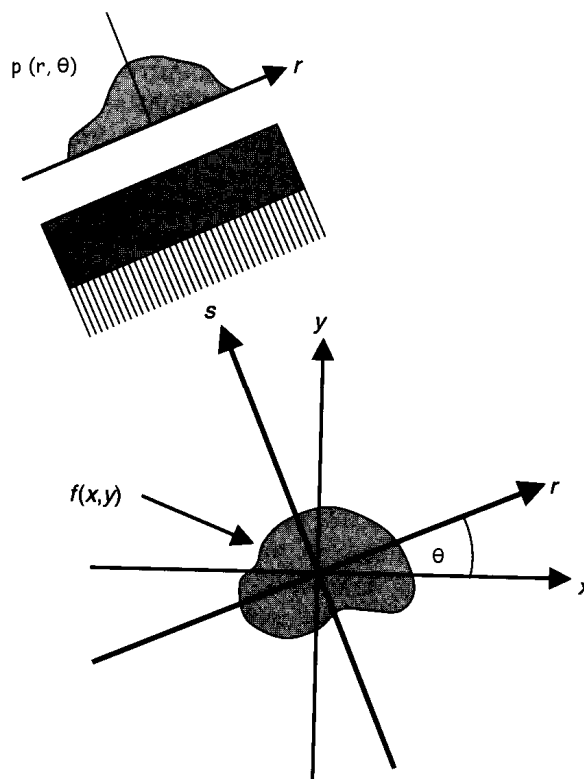


Figura 6 Distribuição bidimensional da atividade  $f(x, y)$  e sua projeção  $p(r, \theta)$

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

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

São adquiridas imagens que são projeções desse plano em diversos ângulos. Em cada ângulo, obtém-se um perfil (ou projeção)  $p(\theta)$  da distribuição radioativa. Cada valor  $p(r, \theta)$  é o somatório da atividade contida em uma faixa estreita, perpendicular ao detector na posição  $r$ , onde  $r = x \cos \theta + y \sin \theta$ . Pode-se representar essa faixa por uma linha  $L(r, \theta)$ , que é chamada de raio. Cada medida  $p(r, \theta)$  de radioatividade é a integral de  $f(x, y)$  ao longo de  $L(r, \theta)$  e denominada de

raio-soma:

$$p(r, \theta) = \int_L f(x, y).ds \quad (3)$$

Os dados experimentais obtidos em cada ângulo  $\theta$  são os perfis  $p(\theta)$ , constituídos pelos raios-soma  $p(r, \theta)$ . Através de sua manipulação matemática, na reconstrução tomográfica procura-se obter a distribuição de radioatividade  $f(x, y)$  a partir de todos os valores de  $p(r, \theta)$ . Na Equação 3 são desprezados os efeitos de atenuação, espalhamento, erro estatístico e resposta do colimador [16].

A solução analítica do problema de inversão bidimensional para recuperar a imagem  $f(x, y)$ , a partir do conjunto de projeções unidimensionais  $p(r, \theta)$ , é obtida utilizando o Teorema do Corte de Fourier (*Fourier Slice Theorem*).

Este teorema estabelece que a transformada de Fourier unidimensional  $S_\theta(w)$ , com relação a  $s$ , de uma função  $p(r, \theta)$  é igual à transformada de Fourier bidimensional  $F(\theta, w)$  da imagem  $f(x, y)$ , na linha de projeção definida pelo ângulo  $\theta$ . Esse teorema pode ser escrito como:

$$S_\theta(w) = F(\theta, w) = \int_{-\infty-\infty}^{\infty} \int_{-\infty-\infty}^{\infty} f(x, y) \exp(-i2\pi w(x \cos \theta + y \sin \theta)) dx dy \quad (4)$$

e sua representação gráfica dada pela Figura 7.

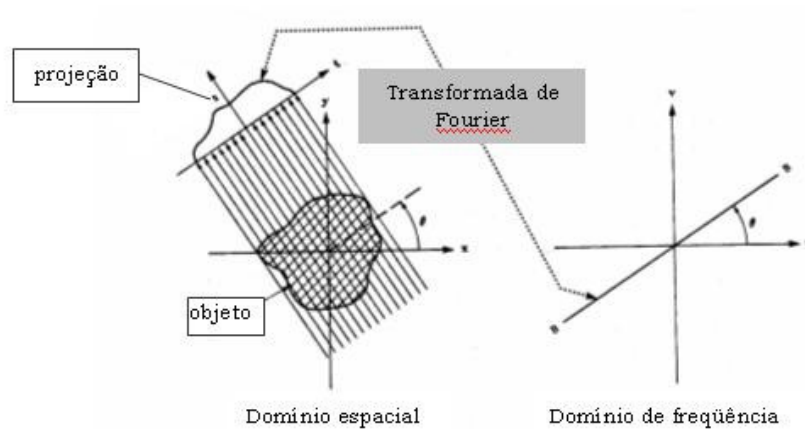


Figura 7 A transformada de Fourier de uma projeção é a transformada de Fourier do objeto ao longo de uma linha radial.

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

$$f(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} F(\theta, w) \exp(i2\pi w(x \cos \theta + y \sin \theta)) w dw d\theta \quad (5)$$

O algoritmo da retroprojeção filtrada (*FBP-Filtered Backprojection*) que utiliza o filtro rampa é o método analítico mais utilizado nos algoritmos de reconstrução tomográfica, pois é a técnica mais rápida e que apresenta resultados satisfatórios. O filtro tem função de eliminar o borramento introduzido pela retroprojeção simples. Além disso, eles também conseguem produzir imagens razoáveis para análise qualitativas e, por vezes, semi-quantitativas, como nos estudos cerebrais e cardíacos. A retroprojeção simples é descartada, pois ela introduz artefatos do tipo borramento, causados pela superposição dos raios soma. O refinamento alcançado pela retroprojeção filtrada está no fato dela filtrar as projeções e depois retroprojetá-las.

O filtro rampa reduz o borramento eliminando sinais de baixa frequência espacial, porém amplifica os sinais de alta frequência, como o ruído proveniente do processo de decaimento radioativo. A solução para esse problema é operar sobre a imagem um filtro de suavização. A multiplicação desse filtro pelo filtro rampa gera o que é chamado de janela de suavização, do tipo passa baixa, passa banda ou passa alta, dependendo da frequência de corte utilizada. O filtro de suavização pode ter várias formas como, por exemplo, os filtros Hann, Hamming, Butterworth, Shepp-Logan, entre outros.

Ajustando a frequência de corte, no caso do filtro Butterworth, encontram-se diferentes janelas. A escolha de cada uma deve levar em conta que, quanto menor for a frequência de corte, mais suavizada será a imagem. A resolução da imagem é prejudicada com a aplicação do filtro, pois os detalhes mais finos, como as bordas, também se localizam na região das altas frequências. Portanto, no momento da escolha do filtro deve ser feito um balanço entre a resolução espacial e o ruído de modo que a imagem não fique muito borrada ou ruidosa.

Apesar de sua grande aceitação e uso, a reconstrução por FBP não é a mais adequada pois ela não incorpora o processo de formação de imagens na sua formulação. Esta limitação torna impossível uma correção precisa dos fatores que degradam a qualidade da imagem, além de não permitirem uma quantificação absoluta das atividades e dimensões. Ainda, artefatos podem ser produzidos na presença de grandes diferenças de atividade em regiões adjacentes (situação freqüentemente encontrada em estudos clínicos), deformações geométricas podem ser geradas quando a amostragem angular não for completa, e outras degradações podem influir em uma análise para fins diagnósticos [21],[3].

Os métodos iterativos de reconstrução tomográfica procuram solução numéricas para resolver as equações das projeções. Esse método é utilizado em ocasiões em que não é possível medir o número total de projeções, ou em que essas projeções tenham uma uniformidade.

Entre as técnicas de resolução algébrica das equações de projeção desenvolvidas, temos: a *Algebraic Reconstruction Technique* (ART), *Simultaneous*

*Iterative Reconstruction Technique* (SIRT) e *Simultaneous Algebraic Reconstruction Technique* (SART). O SIRT é similar ao ART, porém usa todas as projeções simultaneamente. A técnica SART é uma combinação de ART com SIRT. Essa última produz reconstruções de qualidade satisfatória e com precisão numérica com apenas uma interação, além disso o pixel tradicional é abandonado em favor de elementos bilineares. Em todos esses métodos a qualidade da reconstrução é superior aos métodos analíticos, pois, como são técnicas iterativas que usam informações a priori, é possível embutir correções, como as de atenuação e de redução de ruído, diretamente no algoritmos de reconstrução.

Entre as abordagens para a resolução do problema da reconstrução iterativa, estão as que examinam a probabilidade da relação entre a imagem da seção transversal (a solução) e os dados de projeção, e buscam a solução baseando-se na máxima verossimilhança (*ML = Maximum Likelihood*) ou na máxima entropia. Esses métodos possuem maior custo computacional em relação à retroprojeção filtrada, no entanto, eles permitem a incorporação de modelos de formação de imagem. Com o desenvolvimento de sistemas computacionais mais potentes, a preferência por estes métodos entre os fabricantes tem crescido. Uma modificação do método de reconstrução por máxima verossimilhança, utilizando o algoritmo Expectation-Maximization, denominado ML-EM (*Maximum-Likelihood Expectation Maximization*), será descrito com maior detalhe a seguir[21],[3].

### **2.2.1 Reconstrução por ML-EM**

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

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

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

$$c_{jk} = P(\text{detectado em } k \mid \text{emitido em } j) \quad (6)$$

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

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

pixel  $j$  ao detector  $k$   $\left( g_k = \sum_j X_j \right)$ .

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

$$L(f) = P(g_k \mid f_j) = e^{-\sum c_{jk}f_j} \frac{(\sum c_{jk}f_j)^{g_k}}{g_k!} \quad (7)$$

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



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

$$l(f) = \log e^{L(f)}. \quad (8)$$

Um esquema iterativo bastante utilizado para maximizar a função  $l(f)$ , é o algoritmo de maximização da esperança (*Expectation Maximization - EM*). Proposto inicialmente por Dempster e colaboradores, o algoritmo *EM* foi aplicado em tomografia de emissão por Shepp e Vardi [17] e por Lange e Carson[18].

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

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

$$f_j^{n+1} = \frac{f_j^n}{\sum_k c_{jk}} \sum_k \frac{g_k c_{jk}}{\sum_{k'} f_j^n c_{jk'}}. \quad (9)$$

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

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

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

Dentre as vantagens da reconstrução via algoritmo *ML-EM*, podemos citar o fato de ela tratar a emissão e a transmissão de maneira análoga: incluir implicitamente a informação da não negatividade; convergir globalmente para a máxima verossimilhança e a cada iteração preservar a soma total de contagens [3].

## 2.3 Correção de Atenuação

A atenuação dos fótons pelos tecidos do paciente é um dos fatores de maior contribuição para a degradação da imagem em SPECT. A atenuação é a diminuição do número de fótons que saem do corpo, devido à absorção fotoelétrica e ao espalhamento pelos tecidos encontrados na trajetória. Dessa forma, a atenuação é uma função da energia do fóton, da espessura e composição do meio. Seu efeito em SPECT dependerá da espessura do corpo, da região do corpo a ser visualizada e da localização da fonte de radiação. Se não for compensada, a atenuação afetará a qualidade e a quantificação e, conseqüentemente, o diagnóstico clínico[3].

A atenuação pode ser caracterizada pela probabilidade fixa de ocorrência de remoção dos fótons por unidade de comprimento do absorvedor devido ao efeito fotoelétrico, ao espalhamento Compton e à produção de pares. A soma das probabilidades por unidade de comprimento de coeficiente de atenuação linear[23]:

$$\mu = \tau \text{ (fotoelétrico)} + \sigma \text{ (Compton)} \quad (10)$$

O número de fótons transmitidos  $I$  será dado em termos do número de fótons sem o absorvedor  $I_0$  como:

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu t} \quad (11)$$

onde  $t$  é a espessura do absorvedor.

Em SPECT, o problema da atenuação dos raios  $\gamma$  é amplificado, pois a solução do problema de reconstrução é dada pela superposição de várias projeções da fonte em vários ângulos. Se essas projeções possuírem artefatos, a imagem final será degradada, o que poderá induzir o médico a falsos positivos ou a falsos negativos. Observa-se que, nas regiões mais internas, a atenuação maior, pois o caminho que o fóton tem que percorrer é maior.

Para corrigir, ou compensar essas degradações foram desenvolvidos vários métodos em SPECT. Eles se dividem em três grupos: pré-processamento; pós-processamento e durante a reconstrução, quando são usados métodos iterativos.

O método de Sorenson[13][21] é um método de pré-processamento que executa a correção de atenuação antes da reconstrução. Ele consiste em calcular inicialmente a média geométrica (ou aritmética) de duas projeções opostas, para todas as projeções, e então multiplicá-las por um fator de correção

Um método de correção pós-processamento reconstrução da imagem é conhecido como Método de Chang[21], em homenagem a Lee Tsu Chang, seu propositor. Esse método modifica a imagem reconstruída multiplicando-a por uma matriz que considera o meio atenuante uniforme. A matriz de correção é calculada através do contorno do corpo e do coeficiente de atenuação linear da radiação (Figura 8).

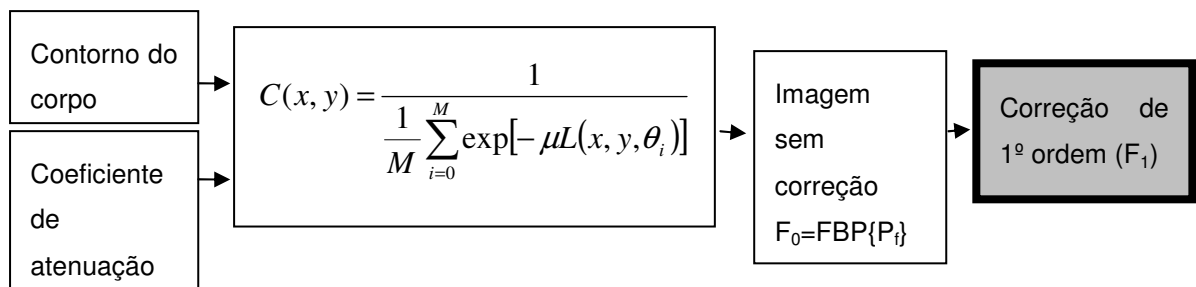


Figura 8 Fluxograma da correção de atenuação por Chang em 1ª ordem.

No fluxograma,  $M$  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. Esse método de correção apresenta o problema de surgimento de uma região central artificialmente mais ativa causada pela correção de uma fonte extensa. Para esse problema, o método de correção de Chang 1ª ordem foi aperfeiçoado pelo próprio Chang, gerando um outro algoritmo, que foi chamado de correção de Chang 2ª ordem (Figura 9).

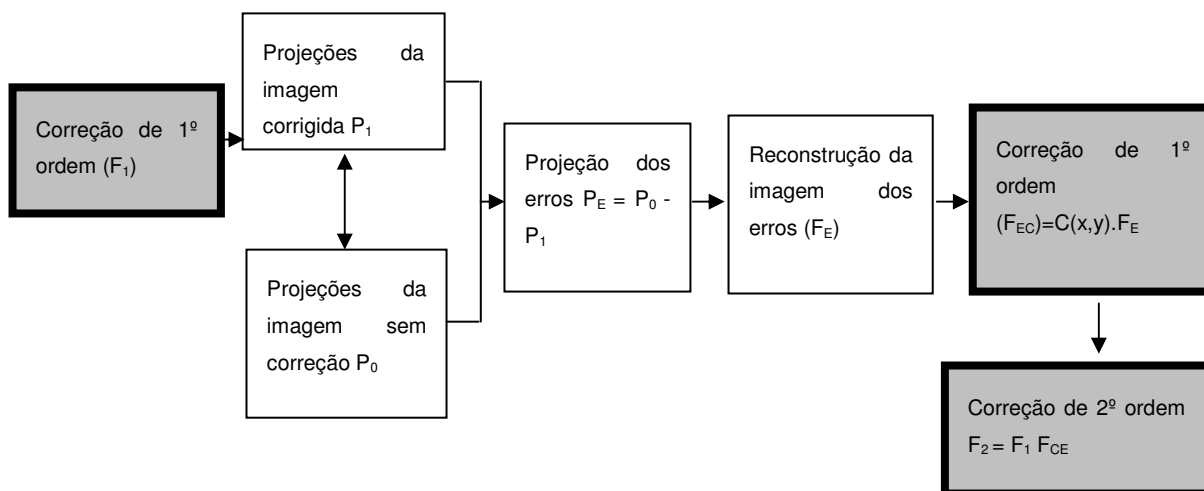


Figura 9 Fluxograma da correção de atenuação em 2ª ordem

Na correção de Chang 2ª ordem, são comparados os dados originais e os dados retroprojetados. As diferenças dessa comparação são retroprojetadas em uma imagem de erro, que é novamente corrigida para atenuação, e adicionada a imagem corrigida de 1ª ordem.

A correção de atenuação pode ser ainda mais precisa se forem incluídos mapas de atenuação, matrizes não-uniformes dos coeficientes de atenuação, obtidos com imagem de transmissão.[3]

Nos algoritmos iterativos de reconstrução tomográfica em SPECT, uma nova estimativa da distribuição de radioatividade é obtida durante cada iteração usando uma operação de projeção e uma de retroprojeção. A correção de atenuação pode ser incorporada no algoritmo de reconstrução durante estas operações. Para tanto é necessário conhecer o mapa de atenuação da distribuição, que pode ser obtido através de imagens de transmissão ou pode ser estimado a partir de condições de consistência[3]. Este método, desenvolvido por Gullberg e colaboradores [12], é denominado método do projetor-retroprojetor atenuado.

Métodos de correção de atenuação usando fontes de transmissão tem se mostrado muito útil em estudos clínicos. Isso pode ser demonstrado, usando várias técnicas de atenuação disponíveis comercialmente e phantoms cardíacos

padronizados, que sistemas utilizando um mapa de atenuação de alta qualidade produzem os melhores resultados[19].

Estudos anteriores [20], avaliaram de forma qualitativa (visual) a correção de atenuação a partir de imagens de transmissão de fontes de Gd-153. Este estudo foi realizado com a aquisição de um phantom cardíaco feminino em uma gama câmara de dois detectores ADAC®. O estudo mostrou que a homogeneidade de todas as paredes do miocárdio apresentou melhora considerável, mostrando-se mais evidente na parede anterior.

## **2.4 Resolução Espacial**

Para obtenção dos mapas de coeficientes de atenuação utilizados para correção de atenuação das imagens de SPECT, podem ser usados equipamentos que produzem imagens de transmissão com diferentes resoluções espaciais. Atualmente diversos equipamentos híbridos tipo SPECT/CT e PET/CT utilizam tomógrafos computadorizados de baixa dose, que produzem imagens de baixa resolução espacial [21].

A resolução espacial está associada à capacidade do equipamento em distinguir dois pontos muito próximos. Ela depende da distância em que o objeto se encontra do detector e das características do processo de formação da imagem. A resolução espacial de uma câmara de cintilação dependerá também do sistema de detecção e do colimador utilizados. No caso dos colimadores, a resolução espacial está associada ao tamanho dos orifícios e à sua profundidade. Quanto maior o diâmetro dos orifícios ou menor a sua profundidade pior será a capacidade seletiva do colimador e, por tanto, menor a resolução espacial do equipamento. Além disso, os colimadores de média e alta energia apresentarão resolução espacial mais baixa, quando comparados aos colimadores de baixa energia.

A resolução espacial de um sistema tem componentes intrínsecos e extrínsecos. A resolução intrínseca da câmara ( $R_i$ ) e a resolução extrínseca do colimador ( $R_c$ ) possuem a seguinte relação com a resolução espacial ( $R$ ):

$$R^2 = R_c^2 + R_i^2 \quad (12)$$

A resolução intrínseca refere-se à câmara (cristal, PMT e circuitos de posicionamento) na ausência de colimadores e do paciente, indicando a habilidade da câmara em determinar o local de interação do fóton com o cristal. A  $R_i$  varia com o número de fotomultiplicadoras e com espessura do cristal. Devido à espessura do cristal, a cintilação se dispersa à medida que viaja através deste. Utilizando-se cristais mais finos aumenta-se a  $R_i$ , porém reduz-se a sensibilidade de detecção. A resolução do colimador varia com o formato de suas septas, comprimento  $l$ , diâmetro  $d$  e com a distância  $b$  do objeto em estudo ao colimador. Quanto mais curto e largo a septa, maior a sensibilidade, porém pior a resolução espacial. Um compromisso entre esses dois parâmetros deve ser buscado. Por isso, em geral, temos diferentes colimadores que podem ser utilizados de acordo com o exame específico [9].

O parâmetro que caracteriza a resolução espacial do sistema de forma quantitativa é a largura a meia altura (FWHM) do perfil traçado sobre a imagem de uma fonte pontual. Ele depende da distância fonte – colimador. O valor do FWHM, este valor está relacionado com o desvio padrão ( $\sigma$ ) de uma distribuição gaussiana, pela seguinte fórmula [24]:

$$FWMH = 2,35 \cdot \sigma \quad (13)$$

Um estudo de TONGE C.M. [22] teve por objetivo determinar se correção de atenuação com um equipamento de tomografia computadorizada de baixa resolução acoplado a uma gama câmara GE Millennium VG reduz artefatos de atenuação em um certo grupo de pacientes. Este estudo revelou que correção de atenuação com o equipamento utilizado provoca uma redução significativa nos defeitos da parede posterior.

### 3 METODOLOGIA

Visando avaliar os efeitos da correção de atenuação em imagens de SPECT de perfusão cardíaca reconstruídas com a utilização de mapas de coeficientes de atenuação com diferentes resoluções espaciais, optou-se pelo uso de imagens simuladas de distribuições de atividade e de atenuação previamente conhecidas. Em estudos clínicos com pacientes, tais distribuições não são conhecidas devido às diferenças anatômicas e fisiológicas da biodistribuição dos radiofármacos dos indivíduos.

As simulações das imagens foram realizadas nos laboratórios em computadores PENTIUM D (2 GHz e 2 GB de memória RAM) do Núcleo de Pesquisa em Imagens Médicas (NIMed) localizado no Centro de Pesquisa e Desenvolvimento em Física/TECNOFUC, na PUCRS.

Na simulação foi modelada uma gama câmara SPECT de dois detectores da General Electric, modelo Millennium MG com colimadores de orifícios paralelos de baixa energia e alta resolução (LEHR), semelhante à câmara mostrada na Figura 10.



Figura 10: Gama Câmera Millennium MG com dois detectores modelada neste trabalho.



### 3.1 SIMULAÇÕES COMPUTACIONAIS - MONTE CARLO

O pacote SimSET<sup>1</sup>, desenvolvido por uma equipe da Universidade de Washington, utiliza técnicas de Monte Carlo para modelar processos físicos e instrumentação usados na formação de imagens de emissão, tais como a cintilografia plana, SPECT e PET,. O software é escrito no formato modular, onde o módulo central é o **Gerador de Histórico dos Fótons** ou **PHG**, que modela a criação e transporte dos fótons através de atenuadores heterogêneos para imagens de emissão. O **Módulo Colimador** recebe fótons do PGH e fótons rastreados pelo colimador modelado em todas as suas características geométricas, tais como espessura, forma e profundidade das septas. O **Módulo Detector** recebe fótons provenientes do módulo PHG ou do módulo Colimador. Ele rastreia fótons através de um detector específico, registrando as interações físicas dentro do detector para cada fóton. Cada módulo pode criar um **Arquivo de Histórico dos Fótons com as informações dos fótons que foram rastreados**. O **Módulo Binning** é usado para processar os fótons e as detecções registradas em histogramas, e pode ser usado durante a simulação ou como arquivos históricos pré-existentes. Módulos de detector e colimador são configurados usando **Arquivos de Parâmetros** e **Arquivos de Tabelas** que convertem os valores dos pixels em valores de atividade e atenuação reais. O PHG simula o transporte dos fótons gerados por uma distribuição de um radioisótopo (objeto de atividade) através de um meio atenuante (objeto de atenuação). Apesar dos dois objetos fornecerem informações diferentes para a simulação, eles compartilham de uma definição geométrica/paramétrica comum. O pacote SimSET permite a geração de objetos de atividade e atenuação regulares, como pontos, cilindros e esferas, ou a utilização de imagens digitalizadas. Diversos trabalhos de pesquisa vêm utilizando este pacote para simulações de imagens de Medicina Nuclear [25].

---

<sup>1</sup> [http://depts.washington.edu/simset/html/simset\\_main.html](http://depts.washington.edu/simset/html/simset_main.html)

A Figura 11 a seguir, mostra um esquema da estrutura geral do pacote SimSET.

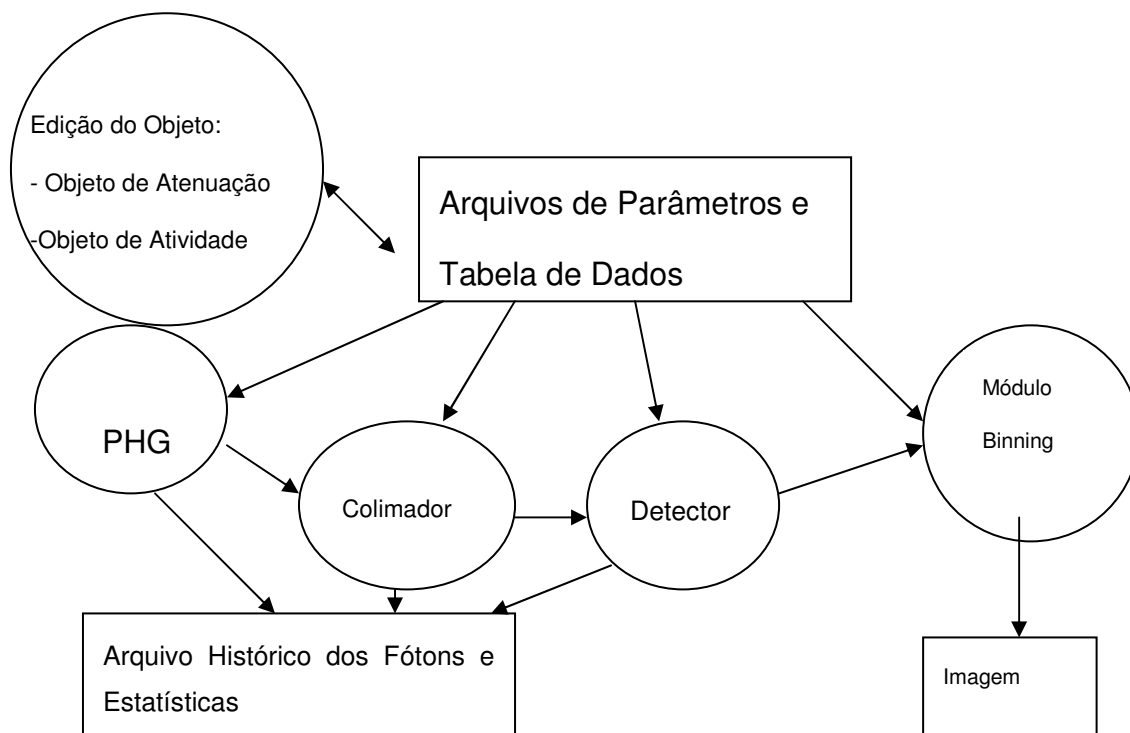


Figura 11 Esquema de estrutura do Pacote SimSET

No pacote SimSET, para avaliar a influência da resolução espacial dos mapas de atenuação nas correções realizadas em imagens de SPECT de perfusão miocárdica foram desenvolvidas as seguintes simulações:

Fonte Linear

*Phantom* matemático NCAT 4D

### 3.1.1 Fonte Linear

A fonte linear foi simulada pois esse é um modelo tradicionalmente utilizado para a avaliação da resolução espacial em Medicina Nuclear. As medidas da fonte linear permitem a determinação da resolução espacial das câmaras de cintilação em situações reais, fornecendo a FWHM de uma fonte de pequenas dimensões.

A fonte linear simulada (Figura 12) possui diâmetro de 1 cm e comprimento 30 cm, estando posicionada no centro do eixo de rotação da câmara, com atividade específica  $10 \mu\text{Ci}/\text{cm}^3$ , imersa no ar. As projeções foram simuladas em matrizes de  $128 \times 128$  pixels de 0,3125 cm, 128 projeções em  $360^\circ$  Com raio de rotação de 20 cm.

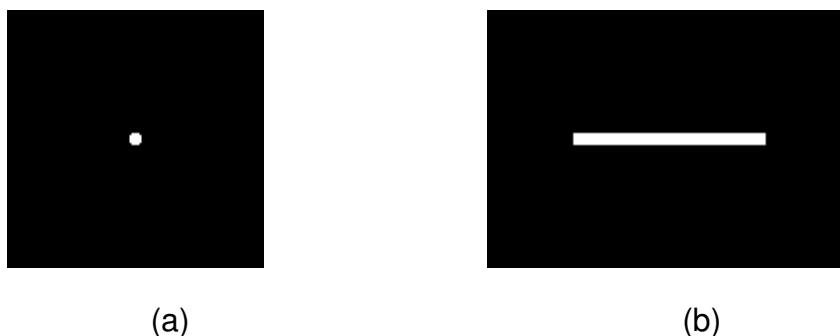


Figura 12 Fonte linear simulada. (a)vista frontal (b) vista lateral

### 3.1.2 NCAT 4D

O *phantom* matemático NCAT<sup>2</sup> 4D (*4D NURBS-based Cardiac Torso*) foi desenvolvido para fornecer modelos flexíveis e realísticos de pacientes em pesquisas em imagens médicas [2]. Superfícies B-splines não-uniformes (NURBS) foram utilizadas para modelar os órgãos, a partir dos dados do projeto *Visible Human CT* como base para as superfícies. A definição das superfícies deformáveis

---

<sup>2</sup> [http://dmip.rad.jhmi.edu/people/faculty/Paul/Segars\\_research.htm#simulation](http://dmip.rad.jhmi.edu/people/faculty/Paul/Segars_research.htm#simulation)

[26] permite um alto grau de flexibilidade na modelagem das variações anatômicas dos indivíduos.

O modelo NCAT 4D é gerado por um aplicativo escrito em Visual C++ e inclui uma visão 3D, assim como três vistas de cortes 2D (transaxial, coronal e sagital). Ele também inclui uma série de transformações que podem ser aplicadas aos pontos de controle das superfícies deformáveis, definindo os órgãos. Aplicando transformações a tais pontos de controle, as formas dos órgãos podem ser modificadas. Os modelos dos órgãos foram 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 geométricas, as superfícies podem ser alteradas.

O movimento respiratório envolve o movimento do diafragma, coração, caixa torácica, órgãos abdominais e pulmões. Durante a inspiração, o diafragma é contraído forçando os órgãos abdominais para baixo e para frente aumentando o volume do tórax. Além disso, a caixa torácica move-se para baixo e para cima aumentando mais o volume da caixa torácica. Durante a expiração, o diafragma relaxa permitindo com que os órgãos abdominais se movimentem para baixo e para dentro diminuindo o volume da caixa torácica. O movimento da caixa torácica para baixo e para dentro diminui mais o volume da cavidade do tórax. O pulmão enche-se e esvazia-se com mudanças no volume da cavidade torácica. O coração movimentase para baixo e para cima com o diafragma. Tipicamente, durante o movimento de respiração normal o diafragma e o coração movimentam-se 1 – 2 cm e 10 cm em movimentos de exercícios pesados. Esses movimentos foram incorporados no modelo respiratório do *phantom* NCAT 4D, que pode ser observado na Figura 13 [26].

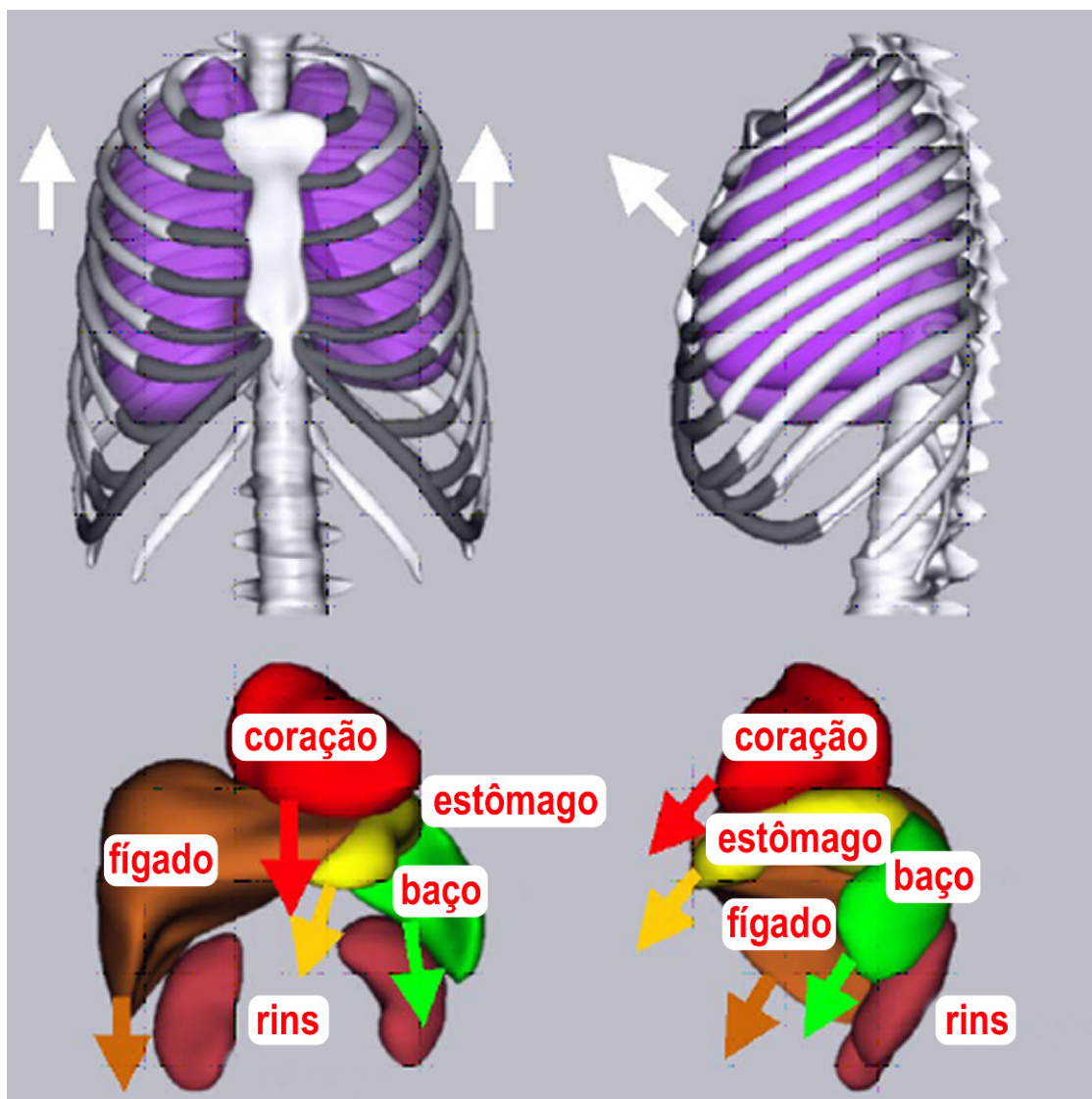


Figura 13 Movimento respiratório simulado no phantom NCAT. [26]

Durante a inspiração, a superfície que define a caixa torácica e o esterno são rotados para cima e para baixo aumentando o volume do tórax. Além disso, a superfície que define fígado, coração, estômago e baço é transladada nas direções indicadas pelas setas para simular seu movimento pelo diafragma, durante a inspiração. A superfície do pulmão expande com mudanças na cavidade torácica. O movimento de expiração é simulado ao contrário do movimento de inspiração.

A Figura 14 mostra a visualização 3D dos órgãos do modelo NCAT 4D em diferentes estágios do movimento respiratório.

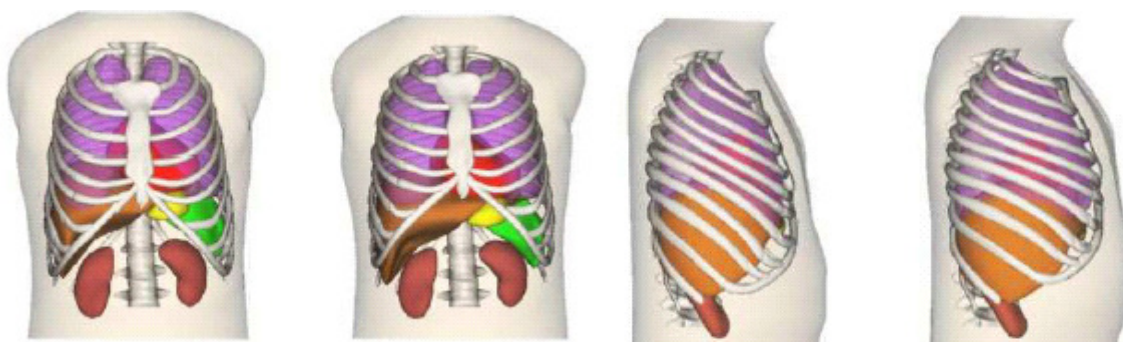


Figura 14 Interface gráfica com o usuário do aplicativo para modelagem do modelo antropomórfico 4D NCAT FONTE: SEGARS, [26]

Nesse trabalho o *phantom* NCAT 4D foi utilizado com as opções de movimento de respiratório e batimentos cardíacos, além da inclusão de mamas.

A extensão do movimento simulado do diafragma foi de 2 cm e a extensão máxima ântero-posterior com respiração normal foi de 1,2 cm. Para as dimensões dos órgãos internos foram utilizados dados do projeto *Visible Human CT* [27], com eixo maior do corpo 35,2 cm, eixo menor com 23,3cm e altura do corpo de 41,7cm. As mamas foram modeladas com altura de 14,9 cm, eixo maior 18.2 cm e eixo menor 7.0 cm.

Na figuras a seguir (Figura 15, Figura 16) são apresentados os mapas de atividade e de atenuação não-uniforme de alguns cortes do *phantom* NCAT 4D simulado com as mamas.

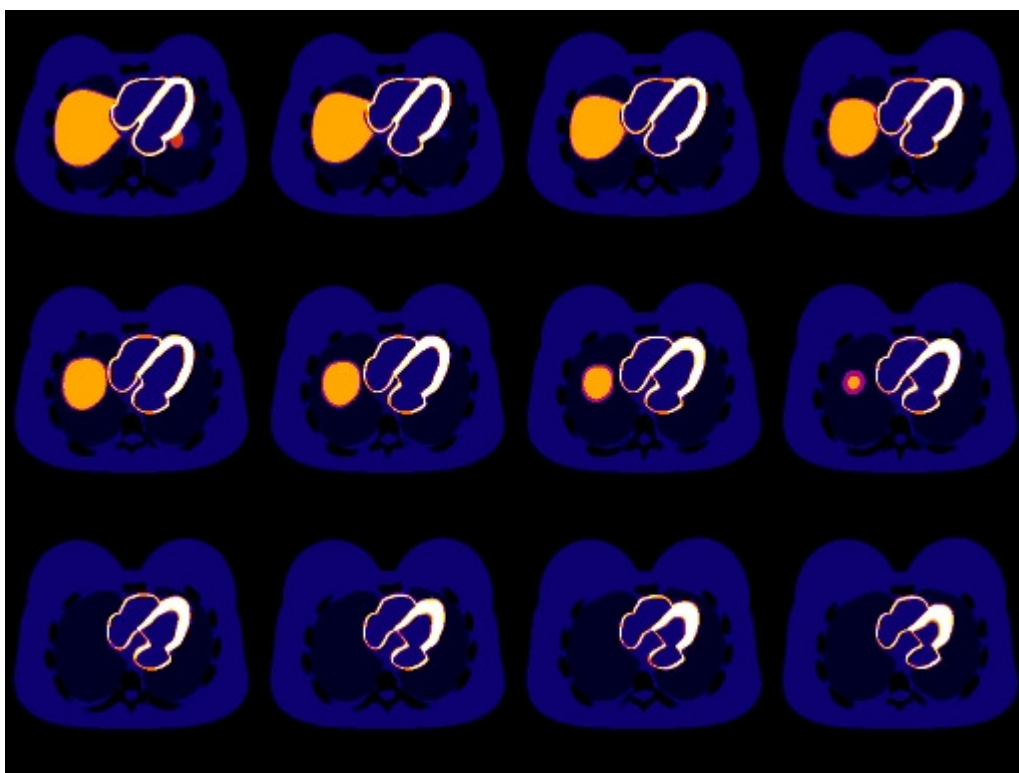


Figura 15 Mapas de atividade do *phantom* NCAT com mamas.

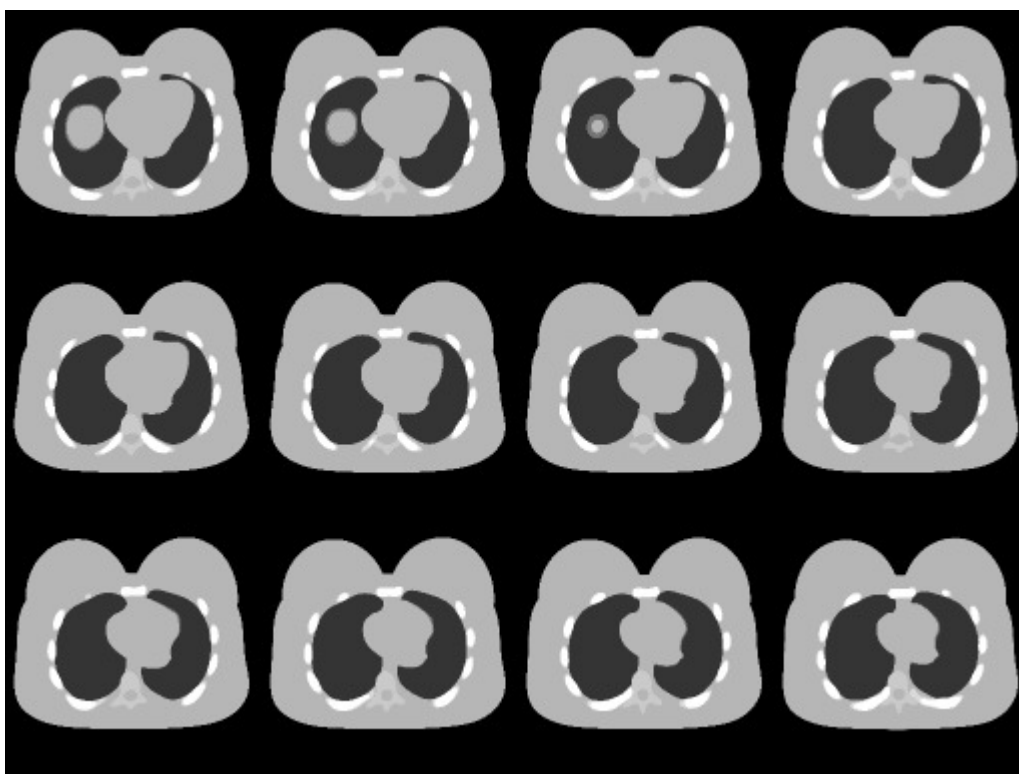


Figura 16 Mapa de atenuação não-uniforme do *phantom* NCAT com mamas.

A escolha do pacote SimSET para a simulação das imagens nesse trabalho deveu-se à facilidade de implementação de objetos de atividade e atenuação complexos, através do uso de modelos binários. O pacote permite a utilização de diferentes geometrias de colimadores e a variação da resolução energética do detector. A simulação pode produzir imagens diferentes dependendo do tipo de fóton, apenas com fótons primários (que não sofreram nenhum espalhamento até saírem do corpo) e/ou fótons espalhados. Os fótons espalhados podem ser agrupados pelo número de vezes que os mesmos sofreram espalhamento, possibilitando a estatística das ordens de espalhamento.

Os parâmetros de simulação utilizados foram aqueles que melhor representaram uma aquisição de SPECT cardíaco normal em clínicas de Medicina Nuclear. Para simular a Gama Câmara foi utilizado o colimador de alta resolução e baixa energia (LEHR) da Millennium<sup>TM</sup> MG, modelo com furos paralelos (diâmetro do orifício 1,8 mm, espessura septal 0,18 mm); A resolução energética utilizada foi de 9,8% (FWHM) centrada em 140 keV com janela de energia de 20%. A resolução energética é de 7,9 mm (FWHM) centrada em 140 keV. O raio de rotação utilizado foi de 25 cm. As simulações utilizaram a distribuição do radiofármaco <sup>99m</sup>Tc-SESTAMIBI em pacientes normais. A atividade específica do coração foi fixada em 50  $\mu\text{Ci}/\text{cm}^3$  e as atividades nos órgãos como rins, baço, pulmão e o resto do corpo foram definidas como fração desse valor: 0,69; 0,84; 0,96; 0,03 e 0,09 respectivamente. A atividade no miocárdio e nas estruturas que se localizam ao seu redor nos cortes selecionados se apresentam na tabela a seguir, a partir do trabalho de King e Tsui[26]. Como mostra na Tabela 1.



Tabela 1: Concentração de atividade ( $^{99m}\text{Tc}$ -SESTAMIBI) de diferentes órgãos no *phantom* NCAT 4D

Órgão	Concentração de Radioatividade ( $\mu\text{Ci}/\text{cm}^3$ )
Miocárdio	50,0
sangue	4,0
Fígado	34,0
Pulmão	1,0
Estômago	8,0
Rins	42,0
Baço	48,0

Para a simulação do mapa de atenuação, foram determinadas todas as estruturas presentes nos cortes selecionados. A Tabela 2, que apresenta os coeficientes de atenuação utilizada na simulação, foi simplificada de forma que foram atribuídos valores dos coeficientes de atenuação do miocárdio, pulmão, fígado, baço, osso e rins.

Tabela 2: Coeficientes de atenuação das estruturas de interesse dos órgãos no modelo NCAT 4D.

Órgão	Coeficiente de atenuação ( $\text{cm}^{-1}$ )
Miocárdio	0,14992544
Pulmão	0,04304416
Oso	0,20900576
Fígado,baço	0,14992544

As aquisições de SPECT de perfusão miocárdica simuladas foram realizadas em 128 projeções em 360°, com matrizes de 128 X 128 pixels, de dimensão 0,3125 cm.

### 3.2 MÉTODO DE RECONSTRUÇÃO

Para a reconstrução tomográfica da imagem simulada foi utilizado o programa PRIOR, de reconstruções tomográficas bidimensionais desenvolvido por Matthias Egger e Ana Maria Marques da Silva [3]. O programa oferece um conjunto de métodos de reconstrução iterativa de imagens bidimensionais de Medicina Nuclear, com correção de atenuação, para aquisições com geometria paralela.

A correção de atenuação está incorporada no algoritmo de reconstrução durante as operações de projeção e retroprojeção, baseada no conhecimento *a priori* do mapa de coeficientes de atenuação. O método de reconstrução utilizado foi o *Maximum Likelihood – Expectation Maximization (ML-ME)*. De acordo com estudos anteriores[3], o número de iterações utilizados na reconstrução tomográfica foi escolhido em 10 iterações, de forma a minimizar o ruído.

Simultaneamente foi utilizado um *plugin* NucMed do *ImageJ*<sup>3</sup> de reconstrução tomográfica, desenvolvido por A.M. da Silva, M.A. Andrade e M.V. da Costa[28]. O *plugin* tem o objetivo de desenvolver um sistema de reconstrução tomográfica, visualização e quantificação de imagens médicas que permite a interpretação quantitativa de exames adquiridos em ambiente clínico em linguagem JAVA. O *ImageJ* é um pacote para processamento de imagens de domínio público, de fontes abertos, de fácil extensão através de *plugins* escritos em Java.

---

<sup>3</sup> <http://rsb.info.nih.gov/ij/>

### 3.3 CORREÇÃO DE ATENUAÇÃO

#### 3.3.1 Mapas de atenuação

Como, na prática, o mapa de atenuação real não pode ser reproduzido fielmente por qualquer sistema de aquisição de imagens de resolução finita, foi incluída uma avaliação sobre a influência da resolução espacial na correção de atenuação. Os mapas de atenuação ideais do NCAT 4D foram borrados com uma função gaussiana com três valores de desvio padrão: (i) 4 pixels; (ii) 8 pixels, e (iii) 16 pixels.

O efeito visual do borramento dos mapas pode ser observado na Figura 17, a seguir, em alguns cortes representativos.

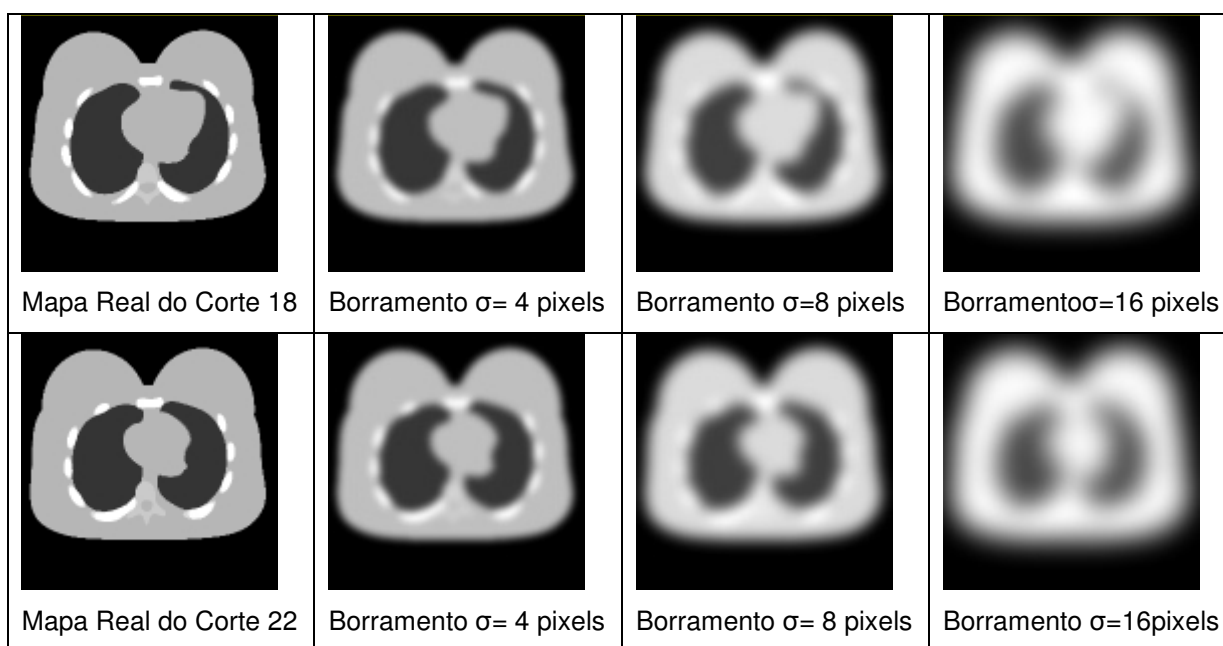


Figura 17 Efeito visual do borramento dos mapas com uma função gaussiana com três valores de desvio padrão:  $\sigma=4$  pixel;  $\sigma=8$  pixels, e  $\sigma=16$  pixels.

### **3.4 Métodos de Avaliação**

Para analisar o desempenho do método de reconstrução tomográfica quantitativa, foi utilizado o sistema Khoros<sup>4</sup>, devido à disponibilidade de rotinas de processamento de imagens e a possibilidade de inclusão de bibliotecas desenvolvidas pelo usuário, em linguagem C. Além da avaliação visual, foram utilizados os seguintes instrumentos de medição:

#### **3.4.1 Perfil de contagem**

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

#### **3.4.2 Total de contagens nos cortes**

Foram determinadas as contagens totais em cada corte da imagem corrigida e tais resultados foram comparados com a contagem na imagem ideal.

---

<sup>4</sup> <http://www.dca.fee.unicamp.br/projects/khoros/>

## 4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

### 4.1 Resolução Espacial

A imagem da fonte linear foi utilizada para verificar a resolução espacial do equipamento simulado, como mostra a Figura 18, a seguir.

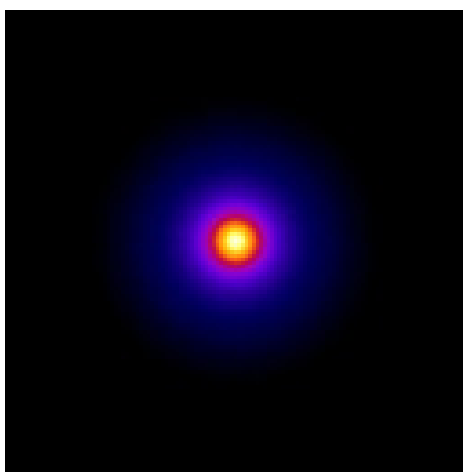


Figura 18 Reconstrução da fonte linear usando ML-EM

Essa simulação foi realizada com o objetivo de verificar qual a degradação que o equipamento realizava ao reconstruir uma imagem de uma fonte linear. A partir dessa informação, foi possível determinar o nível de borrimento gaussiano que seria aplicado aos mapas de atenuação, simulando equipamentos de produção de imagens de transmissão com diferentes resoluções espaciais.

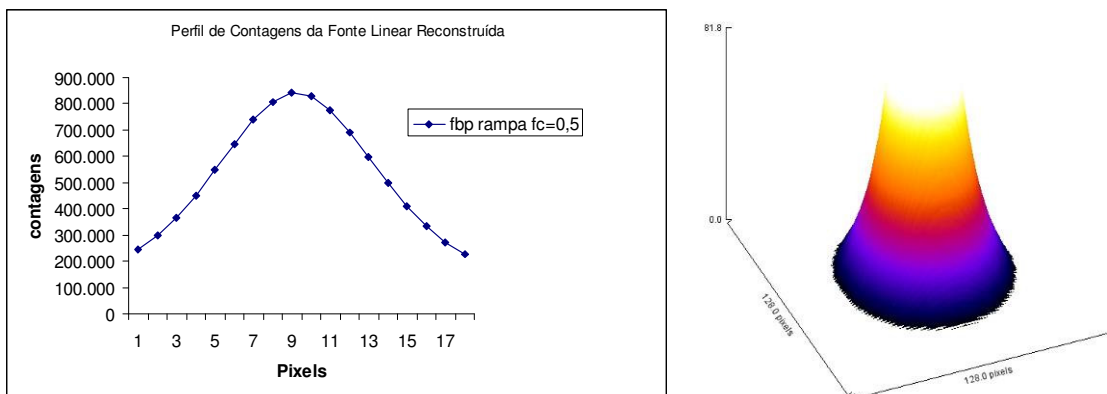


Figura 19 (a) Perfil de Contagens da Fonte Linear (b) Perfil de superfície da Fonte Linear

O diâmetro original da fonte linear simulada foi de  $\sigma_0 = 5$  pixels. Após a simulação e reconstrução por ML-EM, o diâmetro da fonte reconstruída, determinado pelo perfil (Figura 19(a)), foi igual a  $\sigma_R = 18$  pixels. Fazendo  $\sigma_R/\sigma_0$ , que representa a razão entre o diâmetro reconstruído e o diâmetro real da fonte, obteve-se 3,6, que representa o borramento gerado pelo equipamento para cada pixel, relacionado com a sua resolução espacial. Assim, os borramentos gaussianos utilizados nos mapas foram selecionados do seguinte modo: (a)  $\sigma_1 = 4$  pixels, representa o valor inteiro mais próximo do borramento produzido pelo equipamento; (b)  $\sigma_2 = 8$  pixels, representa um valor intermediário de borramento; (c)  $\sigma_3 = 16$  pixels, valor de borramento severo, indicando baixíssima resolução espacial do mapa de atenuação.

## 4.2 Sinogramas

Utilizando modelos matemáticos antropomórficos com movimento respiratório e batimentos cardíacos, este estudo investigou os efeitos da correção de atenuação em imagens de SPECT de perfusão cardíaca reconstruídas com a utilização de mapas de coeficientes de atenuação com diferentes resoluções espaciais.

As simulações realizadas com o programa SimSET geram sinogramas em diferentes conjuntos, de forma que é possível ter acesso aos fótons primários, fótons secundários (ou espalhados). Na realidade clínica não temos acesso a tais imagens, pois devido à resolução energética da câmara gama, todos os fótons são detectados. A Figura 20 e a Figura 21 apresentam, respectivamente, os sinogramas dos fótons primários e secundários simulados do modelo NCAT 4D na configuração descrita na metodologia.

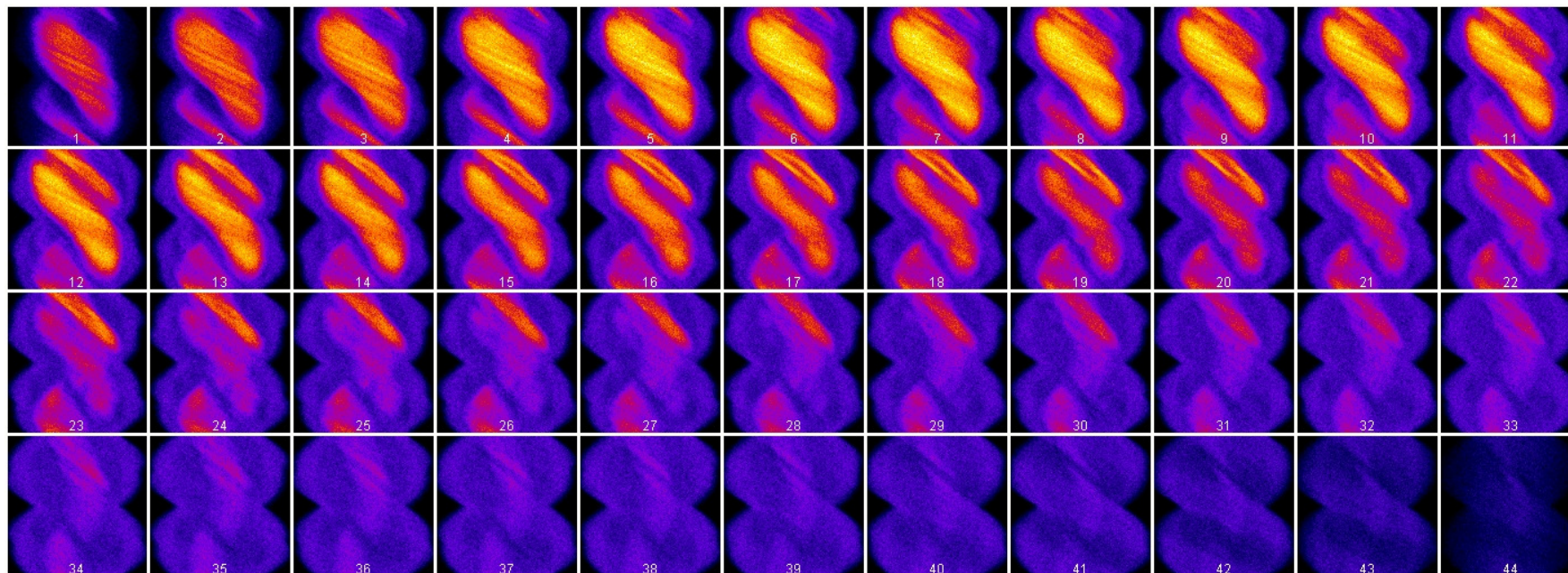


Figura 20 Sinogramas dos fótons primários simulados dos cortes do modelo NCAT 4D.



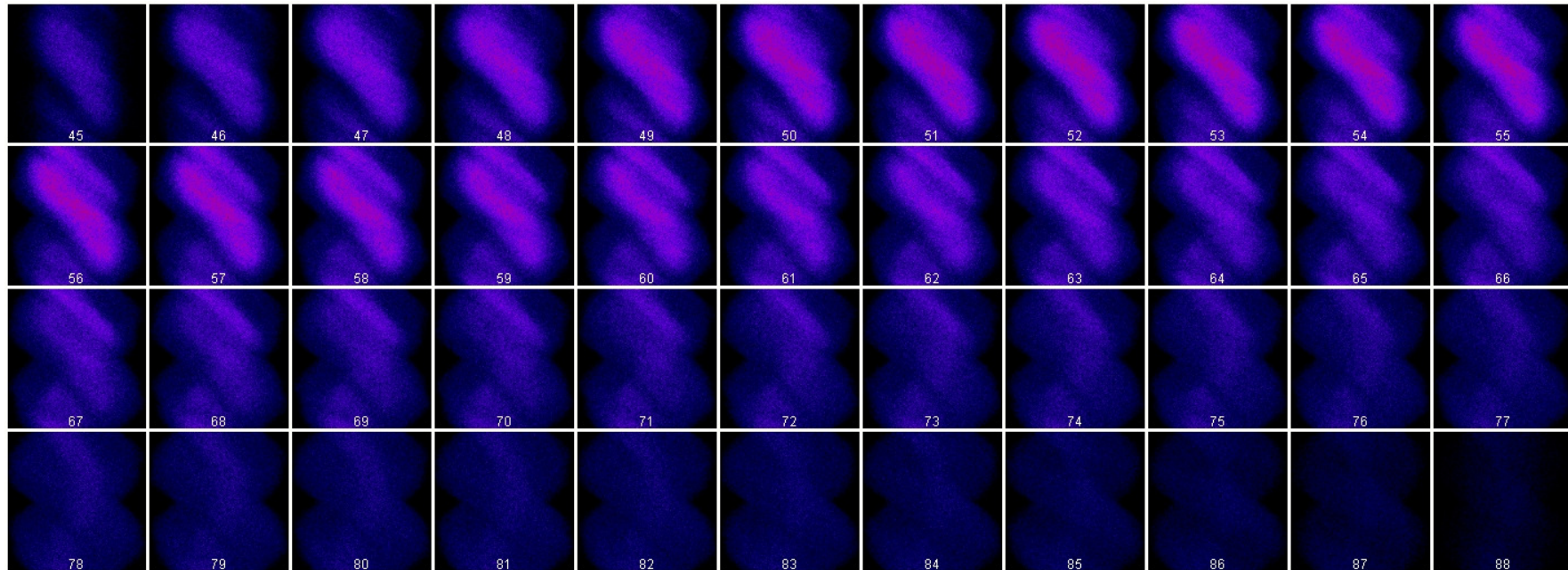


Figura 21 Sinogramas dos fótons secundários simulados dos cortes do modelo NCAT 4D.

A Figura 22 representa a soma dos sinogramas dos fótons primários e secundários que representam de forma mais realística os dados obtidos em um equipamento de SPECT na clínica.

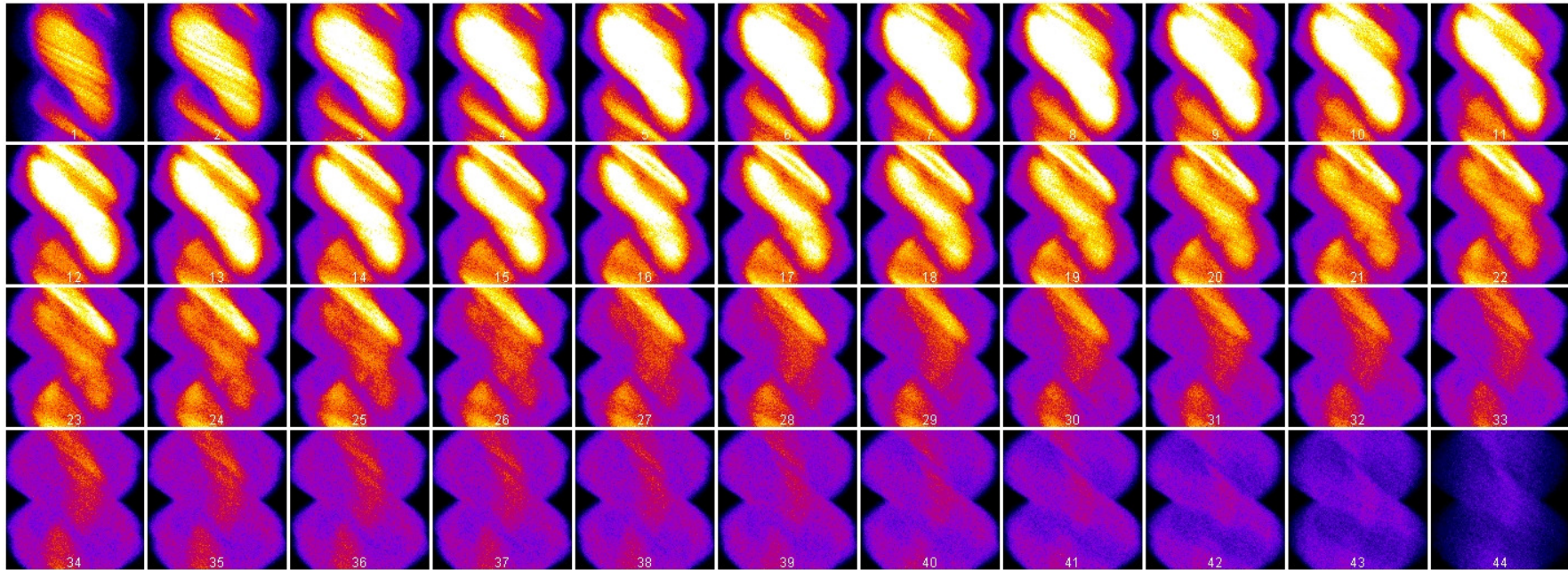


Figura 22 Soma dos sinogramas dos fótons primários e secundários simulados dos cortes do modelo NCAT 4D.

A partir dos sinogramas, foram reconstruídos tomograficamente os cortes do modelo NCAT4D utilizando o método ML-EM descrito anteriormente. Visando analisar o efeito da correção de atenuação na qualidade visual das imagens, os sinogramas totais foram reconstruídos sem a utilização da correção de atenuação (Figura 23) e com a utilização do mapa de atenuação real não-uniforme (Figura 24).

### 4.3 Análise Qualitativa Visual

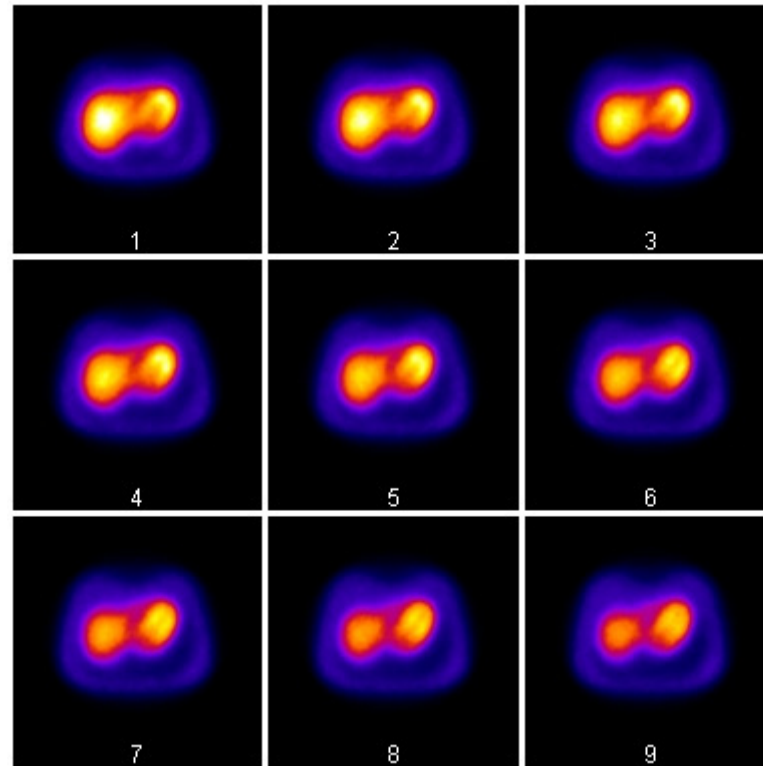


Figura 23 Cortes do modelo NCAT 4D reconstruídos sem correção de atenuação



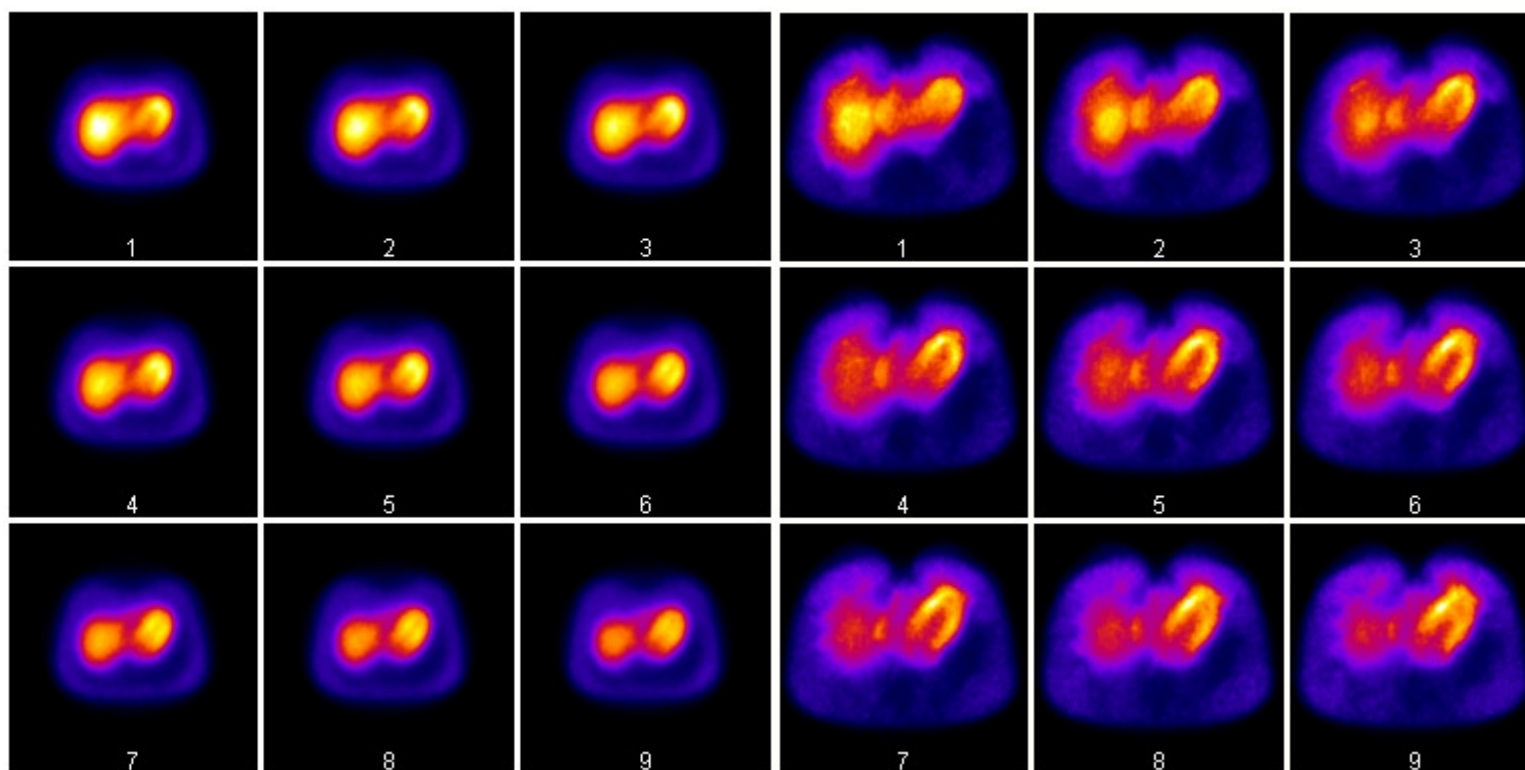


Figura 24 Cortes do modelo NCAT4D reconstruídos com correção de atenuação, usando o mapa de atenuação real não-uniforme.

A comparação visual entre os mesmos cortes reconstruídos sem e com correção de atenuação mostra que a falta de correção gera uma diminuição do contraste entre as estruturas e um maior borramento da imagem. Apesar da geração de ruído de alta frequência devido à correção de atenuação, as estruturas são melhor delineadas e existe maior contraste entre a parede do miocárdio e a cavidade. Esta característica permite que a integridade da parede do miocárdio seja melhor analisada pelo cardiologista.

#### 4.4 Análise Quantitativa

Para a realização de uma análise quantitativa, foi escolhida a reconstrução do corte 16, devido a melhor visualização do miocárdio. O perfil de contagens AB foi traçado de maneira que pudessem ser observadas as contagens presentes no externo, mamas, músculo miocárdio e pulmão, como ilustra a Figura 25.

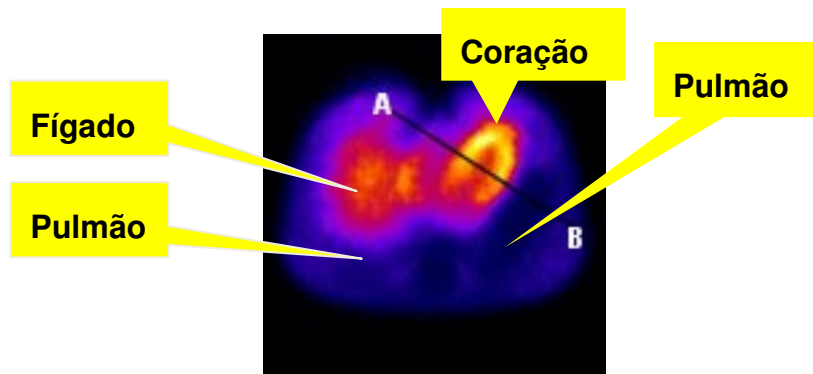


Figura 25 Perfil de contagens do corte 16

O gráfico da Figura 26 mostra a contagem dos fótons ao longo da linha AB para o corte 16. Os picos à esquerda representam a parede anterior do miocárdio, localizada próxima do fígado. Os picos à direita representam a parede posterior do miocárdio, próxima ao ponto A. A parede anterior do miocárdio está mais próxima do ponto B.

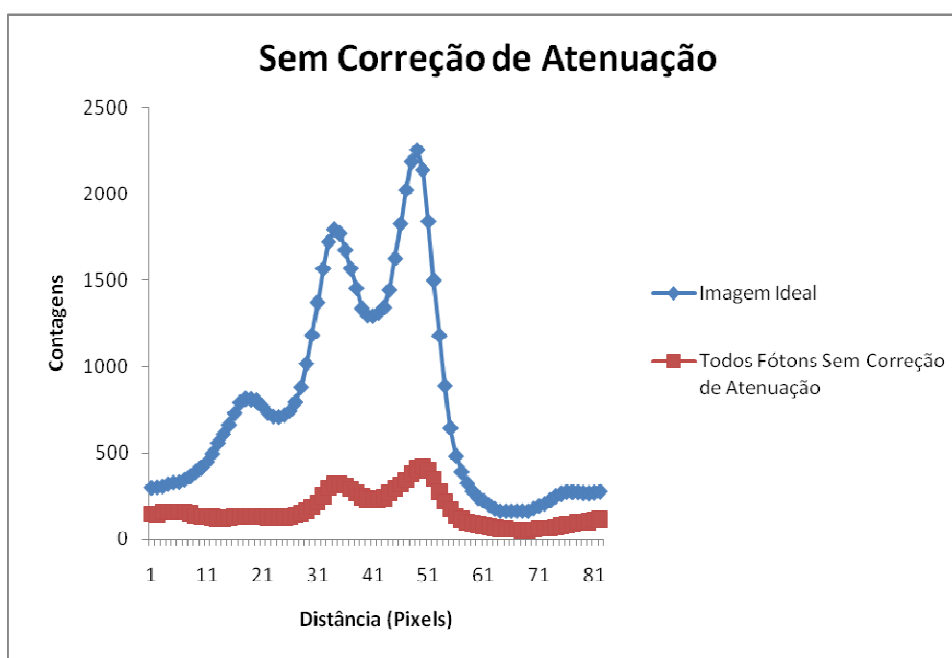


Figura 26 Reconstrução do corte 16 sem correção de atenuação comparada com a imagem ideal.

Na imagem sem correção de atenuação observa-se um alargamento nos picos das paredes anterior e posterior do miocárdio e uma pequena diferença entre a cavidade (vale) e as paredes, caracterizando o pequeno contraste (ver figura 25). Comparada com a imagem ideal (simulada sem meio atenuador), observa-se os picos das paredes anterior e posterior bem definidos. Quando a correção de atenuação não é efetuada, ocorre um grande erro no valor das contagens.

O gráfico da Figura 27 possui a mesma estruturação do gráfico anterior, comparando a imagem ideal com atenuação. Verifica-se que a correção de atenuação corrige a contagem da parede posterior, localizada próxima do fígado. Além disso, a diferença entre as contagens da parede posterior e anterior com a cavidade aumenta em relação ao gráfico da Figura 26, revelando o aumento de contraste. Portanto, a correção de atenuação uniformiza as contagens das paredes posterior e anterior, melhorando a quantificação. O aumento da contagens da parede posterior em relação à imagem ideal simulada sem atenuação é explicada pela existência da mama, que ao ser considerada no mapa de correção de atenuação sobrecorre as contagens dessa parede.

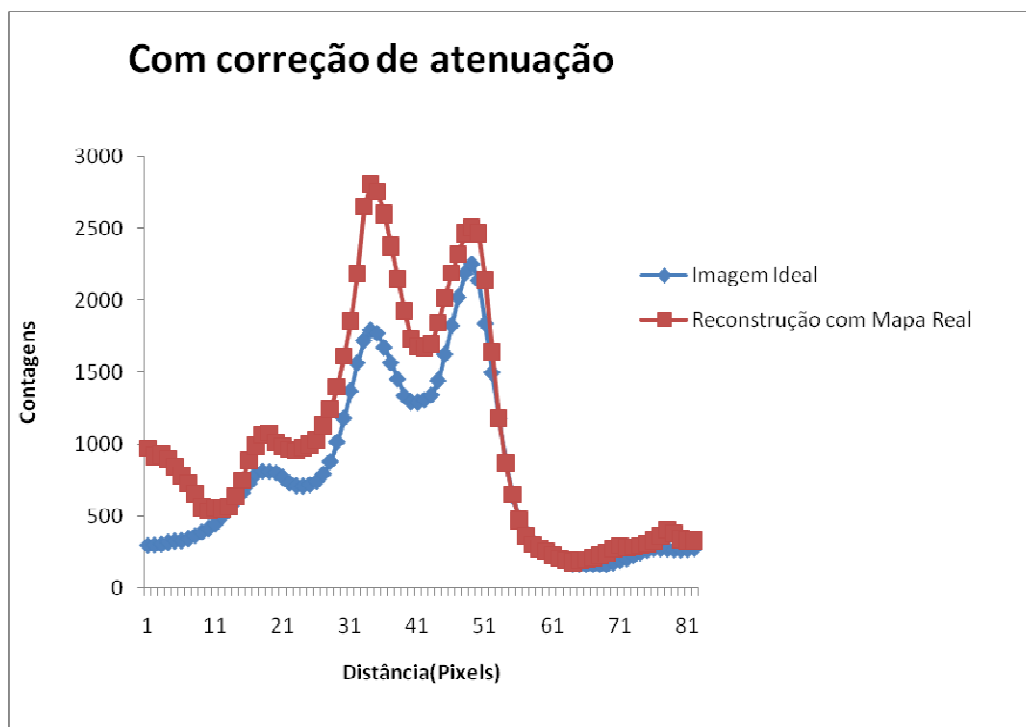


Figura 27 Reconstrução do corte 16 com correção de atenuação comparada com a imagem ideal.

O gráfico da Figura 28 mostra a grande diferença quantitativa entre as imagens reconstruídas de todos fótons com e sem correção de atenuação. Nos gráficos 27 e 28, observa-se um grande aumento nas contagens quando a correção de atenuação é aplicada. Analisando visualmente as imagens, observa-se na reconstrução sem correção de atenuação que as contagens encontram-se dispersas ao redor do miocárdio e do fígado. Esse efeito produz uma imagem com maior borramento do que a imagem com correção de atenuação, onde é possível visualizar melhor a delimitação das estruturas. A melhoria do contraste entre as paredes e a cavidade pode ser visualizada na imagem com correção de atenuação.



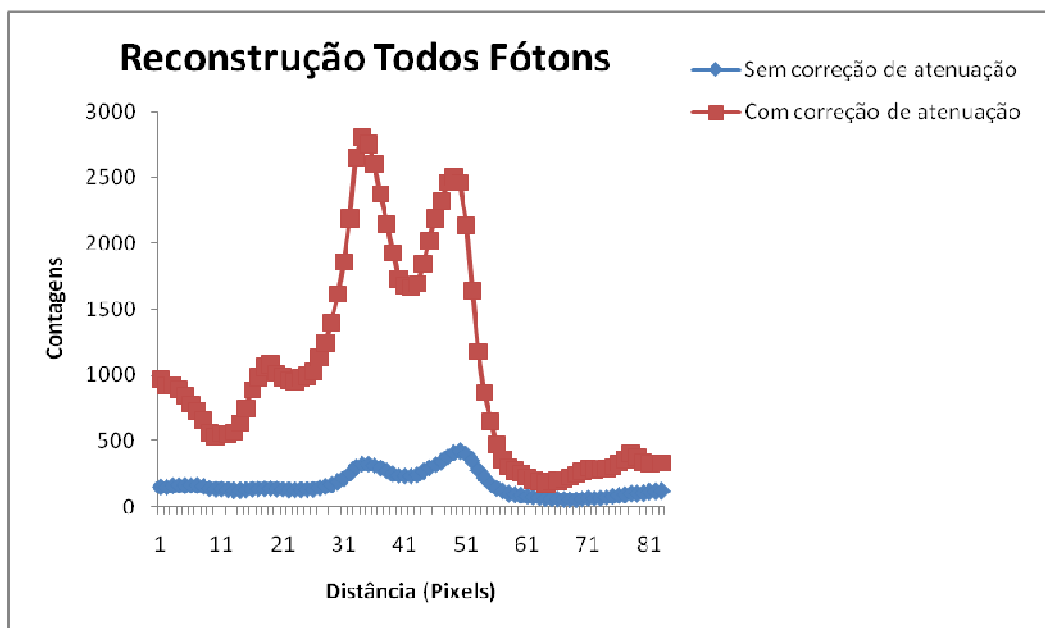


Figura 28 Reconstrução do corte 16 de todos os fótons com e sem aplicação da correção de atenuação com o mapa real não-uniforme.

#### 4.5 Utilização dos mapas de atenuação borrados

Dois cortes do miocárdio, 16 e 20, foram usados para avaliar os efeitos produzidos pela utilização e mapas de atenuação de diferentes resoluções espaciais na correção. O corte 16 caracteriza-se pela grande área de fígado com alta atividade. No corte 20, além da presença do músculo do miocárdio, ainda existe uma pequena porção ativa do fígado.

A Figura 29 ilustra a reconstrução dos cortes escolhidos utilizando a correção de atenuação com o mapa de atenuação real não-uniforme de cada corte.

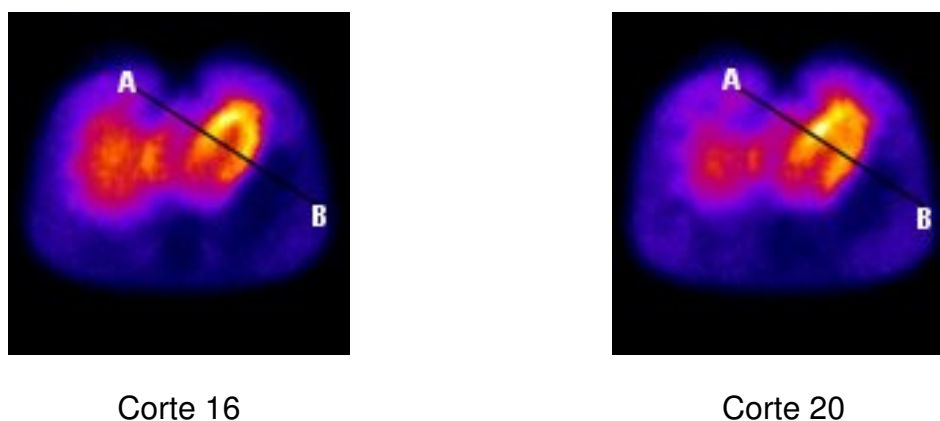


Figura 29 Reconstrução dos cortes 16 e 20 com correção de atenuação utilizando o mapa real não-uniforme.

O efeito da diminuição da resolução espacial dos mapas de atenuação reais foi analisado através do borrimento dos mapas reais não-uniformes através da convolução com um kernel gaussiano com diferentes desvios-padrões. Foram utilizados três níveis de borrimento gaussiano: (a)  $\sigma = 4$  pixel; (b)  $\sigma = 8$  pixels e (c)  $\sigma = 16$  pixels.

As figuras abaixo ilustram os cortes 16 e 20 reconstruídos a partir dos sinogramas de todos fótons do modelo NCAT 4D, com diferentes resoluções espaciais dos mapas de atenuação e seus respectivos perfis de contagem, comparados com a imagem reconstruída com o mapa ideal. O efeito visual do borramento dos mapas de atenuação pode ser observado na metodologia.

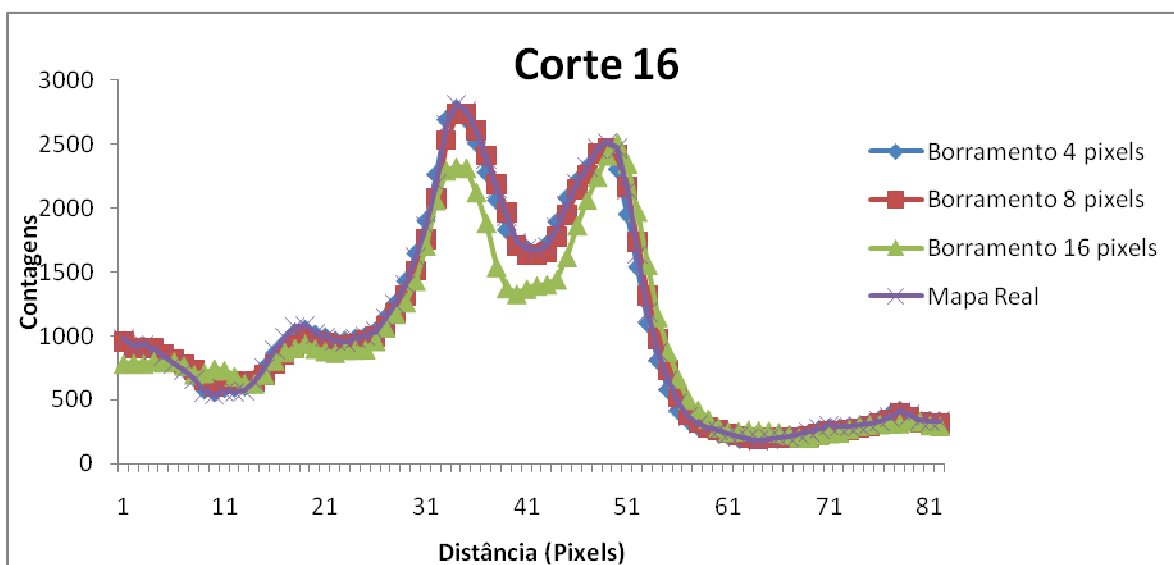
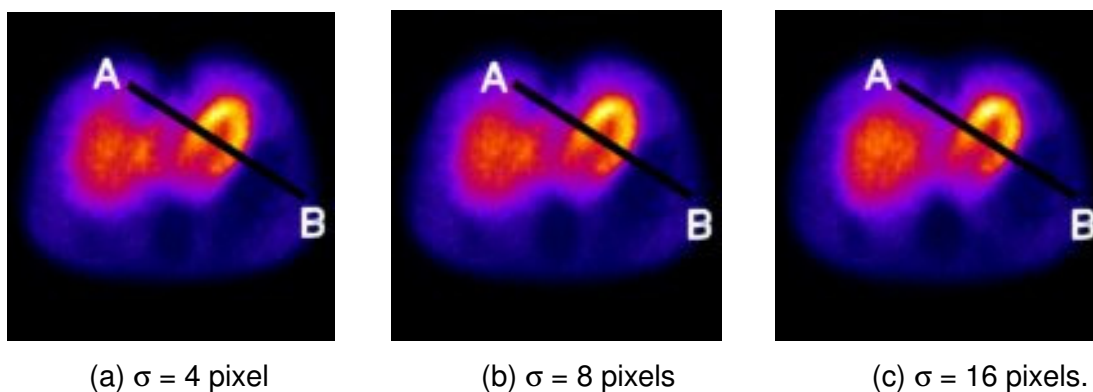


Figura 30 Comparações entre os perfis do corte 16, com correção utilizando o mapa de atenuação não-uniforme borrado com gaussiana de: (a)  $\sigma = 4$  pixels; (b)  $\sigma = 8$  pixels ; (c)  $\sigma = 16$  pixels.

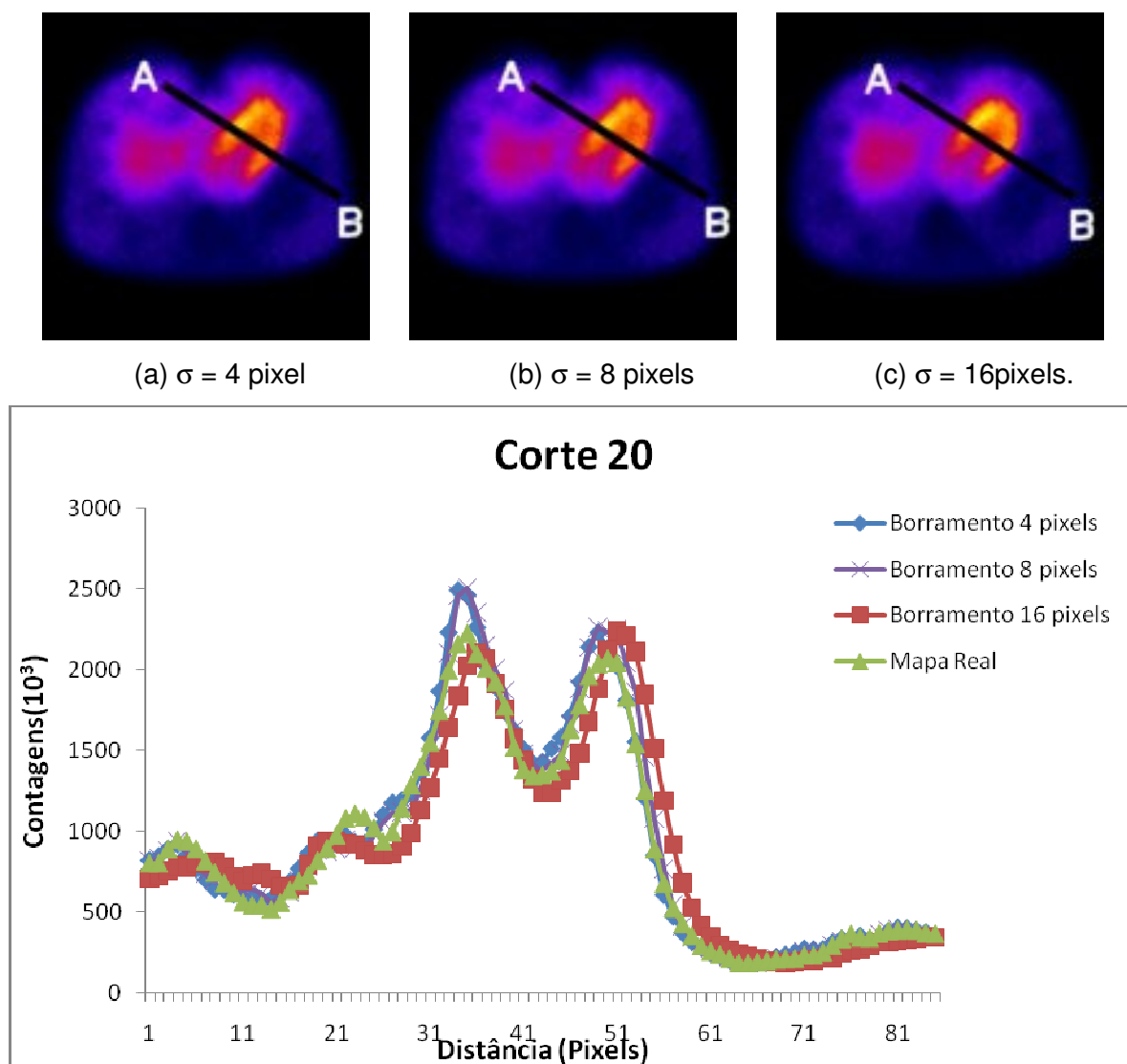


Figura 31 Comparações dos perfis do corte 20, com correção utilizando o mapa de atenuação não-uniforme borrado com gaussiana de: (a)  $\sigma = 4$  pixels; (b)  $\sigma = 8$  pixels ; (c)  $\sigma = 16$  pixels

A presença da alta atividade do fígado nos cortes de 12 ao 22 da Figura 31 provoca uma diferença na quantificação do perfil de contagem, com um aumento de contagem nas paredes do miocárdio em relação ao caso do corte 20, sem a presença do fígado. Isso pode ser observado comparando os perfis do corte 16 (com a presença de alta atividade no fígado) e do corte 20 (baixa atividade no fígado).

Os resultados dos perfis de contagem mostram que, mesmo do caso de borrimento severo, não existe mudança significativa na quantificação das paredes do miocárdio,

tanto com relação à intensidade quanto ao contraste entre as paredes e a cavidade. Observa-se também que a utilização dos mapas de atenuação borrados na correção não provoca o surgimento de artefatos no corte reconstruído. Qualitativamente, as imagens reconstruídas com mapas de maior borramento (menor resolução espacial) geram imagens mais suavizadas, com menor ruído.

O gráfico da Figura 32 mostra os valores das contagens totais em todos os cortes de interesse do modelo NCAT 4D.

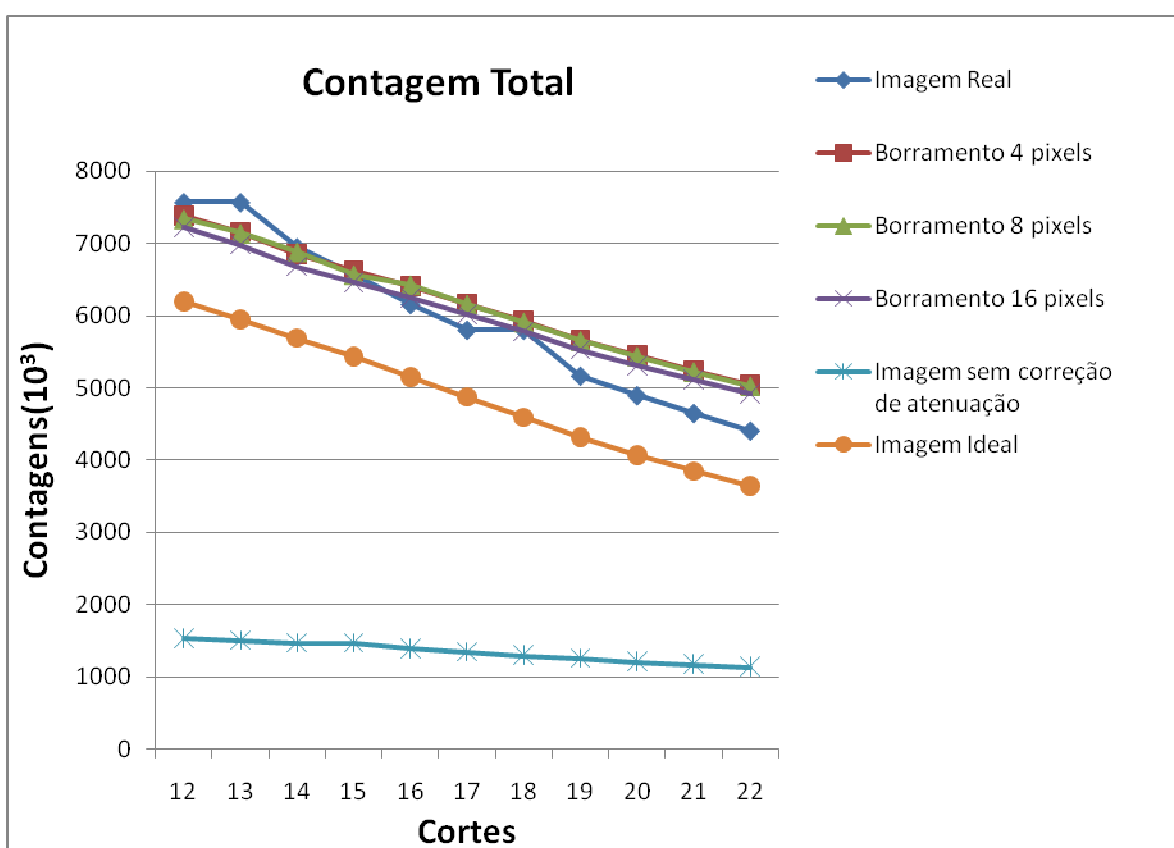


Figura 32 Contagem total em todos os cortes do modelo NCAT 4D.

Observa-se que os valores das contagens totais das imagens reconstruídas com a correção que utiliza os mapas de atenuação com borramento gaussiano não diferem de forma significativa entre si, muito próximo do valor da imagem reconstruída com o mapa de atenuação real não-uniforme de melhor resolução espacial. A maior diferença na quantificação ocorre quando não há correção de atenuação.

A seguir estão apresentados as reconstruções dos cortes 12 ao 22 da imagem ideal e da imagem do mapa real não uniforme:

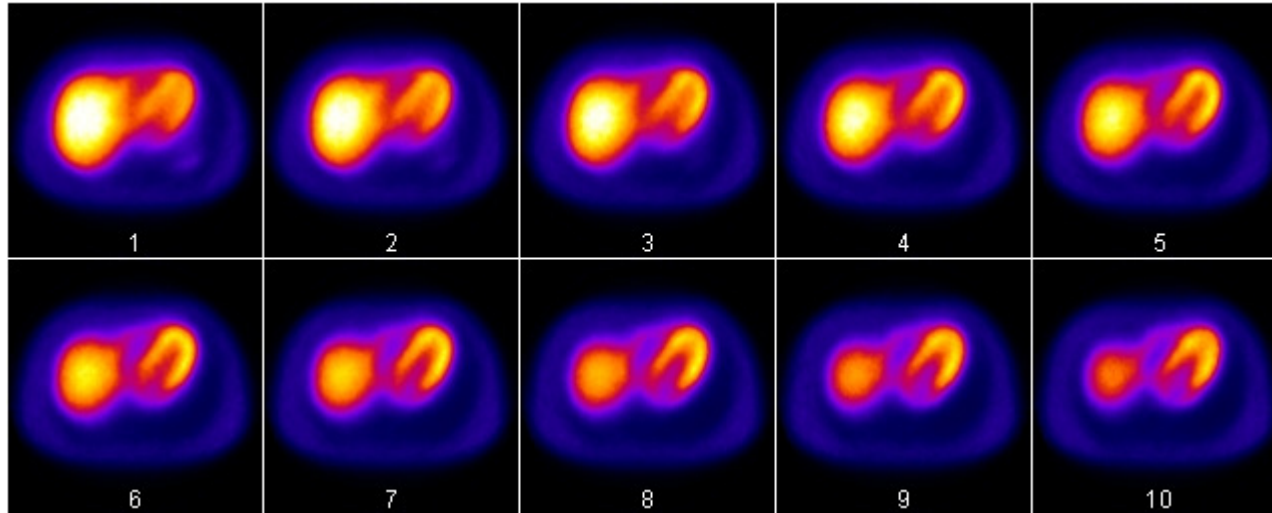


Figura 33 Reconstrução da imagem ideal

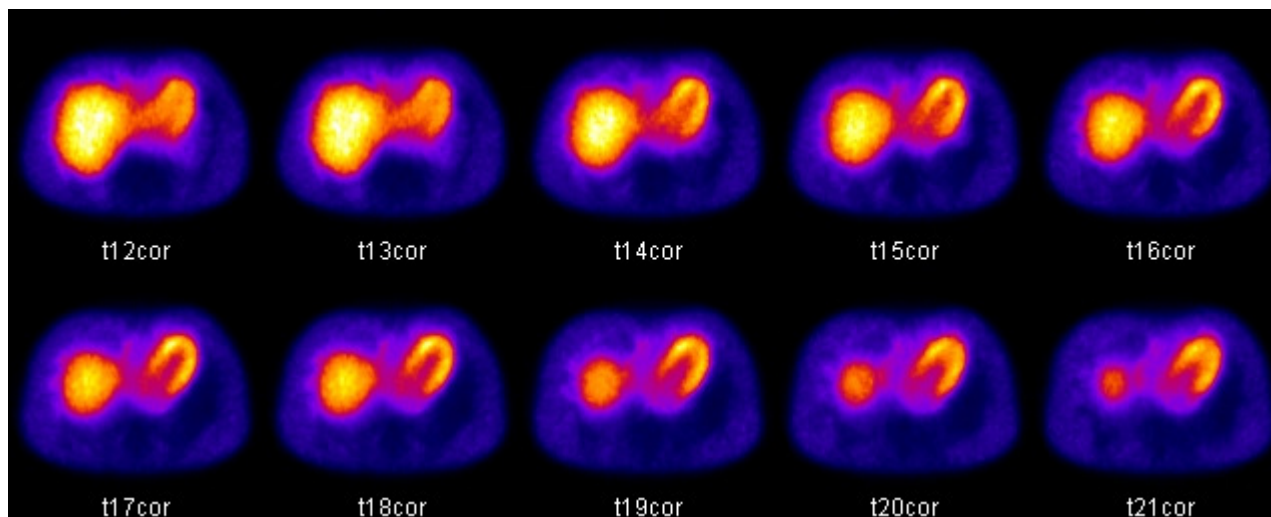


Figura 34 Reconstrução da imagem com a correção utilizando mapa real não-uniforme

A seguir estão apresentadas as reconstruções dos cortes 12 ao 22 com correção utilizando o mapa de atenuação não-uniforme borrado com gaussiana de: (a)  $\sigma = 4$  pixels; (b)  $\sigma = 8$  pixels ; (c)  $\sigma = 16$  pixels.

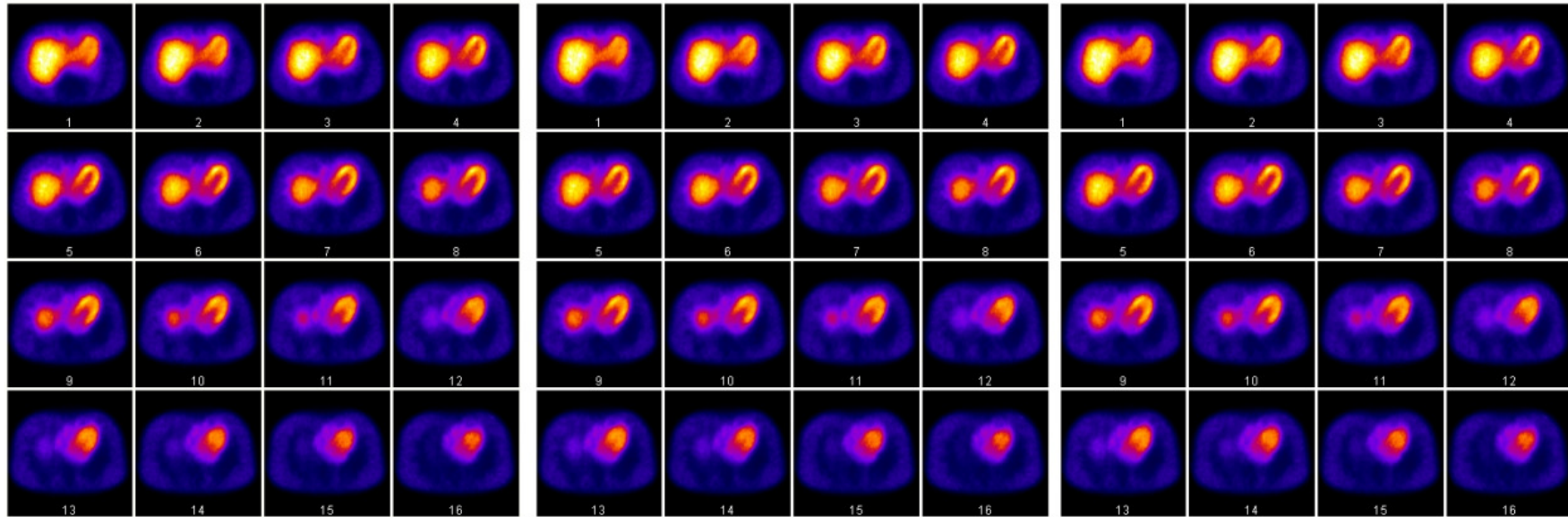


Figura 35 (a)  $\sigma = 4$  pixels

(b)  $\sigma = 8$  pixels

(c)  $\sigma = 16$  pixels

Na Figura 35 pode-se observar que visualmente não existem diferenças significativas entre as imagens dos cortes reconstruídos com os mapas de atenuação de baixa resolução. Observa-se que as imagens reconstruídas com o mapa de atenuação de menor resolução (maior borrimento  $\sigma = 16$  pixels) apresenta maior uniformidade e menor ruído.



## 5 CONCLUSÕES E SUGESTÕES

As simulações de Monte Carlo vêm sendo utilizadas para validar métodos de correção de atenuação e espalhamento em SPECT, pois as projeções dos fótons primários e espalhados podem ser calculadas para qualquer distribuição de atividade e atenuação. Os parâmetros geométricos e energéticos dos colimadores e detectores também podem ser incluídos na simulação. O acoplamento à simulação de um *phantom* matemático como o NCAT 4D, com movimentos respiratórios e batimentos cardíacos, permite uma modelagem ainda mais adequada e realista das aquisições em Medicina Nuclear.

O objetivo deste trabalho foi avaliar os efeitos da variação da qualidade dos mapas de coeficientes de atenuação na reconstrução tomográfica em estudos de perfusão cardíaca em SPECT para imagens simuladas do modelo matemático antropomórfico NCAT 4D, utilizando o método de Monte Carlo. Essa avaliação foi feita para verificar a influência quantitativa e qualitativa da correção de atenuação nas imagens reconstruídas, particularmente na região do miocárdio.

A análise visual das imagens simuladas reconstruídas revelou que a falta de correção de atenuação criou uma dispersão das contagens ao redor do miocárdio e do fígado. Nas imagens corrigidas para a atenuação, esse efeito de borramento foi substituído pela uniformização da atividade nas paredes do miocárdio, permitindo a melhor visualização da delimitação das estruturas ocultas por esse efeito de borramento e melhoria do contraste. No entanto, observa-se que a correção de atenuação introduz componentes de alta frequência nas imagens reconstruídas .

Do ponto de vista quantitativo, nas imagens reconstruídas que não sofreram correção de atenuação, observa-se na parede posterior, localizada próxima ao fígado, um menor número de contagens, sugerindo que essa região seria hipocaptante. Nas imagens com correção de atenuação, existe uma recuperação das contagens da parede posterior, localizada próxima do fígado. Além disso, a diferença entre as contagens da parede posterior e anterior diminuiu em relação à imagem reconstruída sem correção de atenuação. Portanto, a correção de

atenuação uniformiza as contagens das paredes posterior e anterior, corrigindo a hipocaptção devido à presença da atenuação das mamas. Observou-se também um aumento de contraste quantitativo e qualitativo com a aplicação da correção de atenuação, conforme descrito nos resultados. O principal fator degradador do diagnóstico de perfusão miocárdica em SPECT foi a presença de tecido atenuador ao redor e nas proximidades do coração, particularmente o fígado.

Os resultados dos perfis de contagem mostram que, mesmo do caso de borramento severo, não existe mudança significativa na quantificação das paredes do miocárdio, tanto com relação à intensidade quanto ao contraste entre as paredes e a cavidade. Observa-se também que a utilização dos mapas de atenuação borrados na correção não provoca o surgimento de artefatos e de componentes de alta frequência, suavizando a imagem reconstruída.

A aplicação do método de correção de atenuação nas imagens de perfusão miocárdica em SPECT revelou-se significativo para a melhoria da qualidade das imagens reconstruídas, particularmente do ponto de vista quantitativo. De forma a diminuir as componentes de alta frequência geradas pela correção de atenuação com os mapas de atenuação de alta resolução, sugere-se que sejam utilizados na correção, mapas de atenuação convoluídos com um kernel gaussiano para suavização da imagem reconstruída, visto que esse borramento não gera erros quantitativos relevantes.

Como sugestões de trabalhos futuros, as simulações de Monte Carlo e o uso do *phantom* matemático NCAT 4D poderão ser utilizados para estudar os artefatos produzidos pelo desalinhamento dos mapas de atenuação de alta resolução com as imagens de emissão, assim como os efeitos combinados da correção de espalhamento Compton e atenuação nas reconstrução quantitativa.

## 6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] MARQUES DA SILVA, AM; FURLAN, AM and ROBILOTTA, CC Influence of the photopeak window width in scatter correction methods for cardiac SPECT. **World Journal of Nuclear Medicine**, v. 1, n. 1, Suppl. p.156-157, Sept. 2002.
- [2] SILVA, Maria Teresa Santos da; SILVA, Ana Maria Marques da. Simulações de Monte Carlo do Modelo Antropomórfico Zubal em aquisições de SPECT cerebral. In: **Anais do VIII Congresso Brasileiro de Física Médica**. Porto Alegre: ABFM/PUCRS, p. 450-453, 2003.
- [3] SILVA, A. M. M. **Reconstrução Quantitativa de SPECT: Avaliação de Correções**. 1998. Tese (Doutorado em Física) - Faculdade de Física, Universidade de São Paulo, São Paulo
- [4] MARQUES DA SILVA, AM and ROBILOTTA, CC. Use of consistency conditions to estimate the attenuation map in cardiac SPECT studies, without using transmission map. **European Journal of Nuclear Medicine**, v. 25, n. 8, p.911, Sept. 1998.
- [5] C.M. Tonge, M. Manoharan, R.S. Lawson, R.A. Shields and M.C. Prescott, Attenuation correction using low resolution computed tomography images, *Nucl Med Commun* **26** (2005), pp. 231–237
- [6] FRICKE, H.; FRICKE, E.; WEISE, R.; KAMMEIER, A., LINDNER, O., BURCHERT, W.; A Method to Remove Artifacts in Attenuation-Corrected Myocardial Perfusion SPECT Introduced by Misalignment Between Emission Scan and CT-Derived Attenuation Maps. **J Nucl Med** **2004; 45:1619-1625**
- [7] GRAHAM, S.L.; FAHEY, F.F.; MADSEN, M.T.; ASWEGEN, A.V.; YESTER, M.Y (1995) Quantitation of SPECT Performance. REPORT OF AAPM NUCLEAR MEDICINE COMMITTEE TASK GROUP 4. MEDICAL PHYSICS, Vol22, Issue4
- [8] CABREJAS, M. L. Tomografia em Medicina Nuclear. 1 ed., ALASBIMN, Argentina, 1999, ISBN: 987-43-1317-X
- [9] CELLER, A.; DIXON, K.L.; CHANG, Z., BLINDER, S.; POWE, J. and HARROP, R.; Problems Created in Attenuation -Corrected SPECT Images by Artifacts in Attenuation Maps: A Simulation Study. **J Nucl Med** **2005; 46:335-343**

- [10] GELFAND, M. J. and THOMAS, S. R. (1988) *Effective use of computers in nuclear medicine*. McGraw-Hill Book Company, New York, p.111.
- [11] HUESMAN, R. H. (1977) The effects on a finite number of projections angles and finite lateral sampling of projections on the propagation of statistical errors in transverse section reconstruction. *Phys. Med. Biol.*, 32:511-521.
- [12] KEMP, M. C.; SKILLING, J. (1982) Image reconstruction by maximum entropy. *Proc. IEEE Electronic Image Processing*. 6: 63-67.
- [13] CASTRO, A. J.; ROSSI, G.; DIMENSTEIN, R. **Guia Prático em Medicina Nuclear: A Instrumentação**. 1 ed., SENAC, São Paulo, 2000, ISBN 85-7359-167-6
- [14] SORENSON, J. A and PHELPS, M. E. **The Physics of Nuclear Medicine**. W.B. Saunders Company. Philadelphia, 2003.
- [15] PARKER, J.A, HOLMAN, B.L. **Computer-Assisted Cardiac Nuclear Medicine**. Little Brown. Boston, 1981.
- [16] REBELO, Marina F. Uma Análise da Qualidade de Imagens Tomográficas do Miocárdio por Emissão de Fótons. 1989. Dissertação de Mestrado, IFUSP.
- [17] SHEPP, L. A.; VARDI, Y. (1982) Maximum likelihood reconstruction for emission tomography. **IEEE Trans. Med. Imag.** 1: 113-121.
- [18] LANGE, K.; and CARSON, R. (1984) EM reconstruction algorithms for emission and transmission tomography. **J. Comp. Ass. Tomog.**, 8(2): 306-316.
- [19] O'CONNOR MK, KEMP B, ANSTETT F, CHRISTIAN P, FICARO EP, FREY E, et al. A multicenter evaluation of commercial attenuation compensation techniques in cardiac SPECT using phantom models. **J Nucl Cardiol** 2002; 9:361-376.
- [20] POZZO, L; ABE, R. Avaliação da correção de atenuação por imagens de transmissão utilizando phantom cardíaco. Abstracts XIX Brazilian Congress of Nuclear Medicine. Article Nº AJ02-6

- [21] E. KAMEL, T.F. HANY, C. BURGER, V. TREYER, A.H.R. LONN, G. K. VON SCHULTHESS, A.BUCK, CT vs 68Ge attenuation correction in a combined PET/CT system: evaluation of the effect of lowering the CT tube current, **Eur J Nucl Med** (2002) **29:346–350**.
- [22] TONGE C.M., MANOHARAN M., LAWSON R., SHIELDS R. and PRESCOTT M. Attenuation correction of myocardial SPECT studies using low resolution computed tomography images. **Nuclear Medicine Communications** 2005, 26:231-237
- [23] HAYNOR DR, HARRISON RL, and LEWELLEN TK. The Use Of Importance Sampling Techniques to Improve the Efficiency of Photon Tracking in Emission Tomography Simulations. **Medical Physics**, v. 18, n. 5, p. 990-1001, 1991.
- [24] CAO, Z.; HOLDER, L. E. and CHEN, C. H. (1996) Optimal number of views in 360° SPECT imaging. **J. Nucl. Med.**, 37(10): 1740-1744.
- [25] ZAIDI, H. **Relevance of Accurate Monte Carlo Modeling in Nuclear Medical Imaging**. Medical Physics, v.26, n.4, abr.1999.
- [26] SEGARS WP and TSUI, B. M. W. Study of the Efficacy of Respiratory Gating in Myocardial SPECT Using the New 4D NCAT Phantom. IEEE
- [27] PIEGL,L. and W. TILLER.**The Nurbs Book**. New York, Springer-Verlag,1997.
- [28] ANDRADE M.A.; COSTA M.V.; SILVA A.M.; **Java-Based Plugin for Tomographic Reconstruction for SPECT Data**. Medical Physics – June 2006 – Volume 33, Issue, p.2015.
- [29] LJUNGBERG, M.; KING, M. A.; HADEMENOS, G. J. and STRAND, S-E. (1994) Comparison of four scatter correction methods using Monte Carlo simulated source distributions. **J. Nucl.Med.** **35**, 143-151.

## GLOSSÁRIO

Atenuação - efeito de diminuição do número de fótons incidentes em relação aos fótons emitidos devido à absorção fotoelétrica e/ou espalhamento produzidos pela interação da radiação com um meio.

Freqüência de Corte – 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 isso corresponde a redução em 70,7% da faixa de passagem.

Filtro Rampa – filtro no domínio de freqüências espaciais, que amplifica seletivamente as componentes de alta freqüência em relação às de baixa freqüência. É utilizado para remover o borramento  $1/r$  presente na retroprojeção simples.

*Phantom* – simulador físico ou virtual utilizado para validação e testes de controle de qualidade dos programas de reconstrução e processamento de imagens médicas.

Sinograma – representação matricial dos dados de projeção de um corte transaxial, onde cada linha representa a intensidade ao longo dos detectores em um único ângulo de projeção. As linhas sucessivas, de cima para baixo, representam os diferentes ângulos de projeção do mesmo corte. O nome deve-se ao fato de que o sinograma de uma fonte de radiação pontual descentrada em relação ao eixo de rotação do detector produz uma imagem senoidal.