

**FABIO RODRIGUES DE MATTOS**

SPECT (Single photon emission tomography):

Gama Câmara, Reconstrução Tomográfica e

Características Funcionais

# **FABIO RODRIGUES DE MATTOS**

SPECT (Single photon emission tomography):

Gama Câmara, Reconstrução Tomográfica e  
Características Funcionais

Trabalho de Conclusão de Curso de  
Graduação apresentado ao Instituto de  
Biotecnologia, Universidade Estadual  
Paulista “Júlio de Mesquita Filho”,  
Campus de Botucatu, para obtenção do  
título de Bacharel em Física Médica

Orientador: Prof. Dr. José Ricardo de Arruda Miranda

Botucatu  
2009

## **AGRADECIMENTOS**

Ao término de mais uma etapa de minha vida, percebo com mais clareza de que não é possível conquistar o que queremos sem o apoio de pessoas que fazem do sonho da conquista uma realidade.

Utilizando esse princípio, gostaria de agradecer minha família que sempre me apoiou em todas as minhas escolhas profissionais e pessoais e me fizeram acreditar que sempre é possível, com muita dedicação e trabalho, buscar aquilo que se deseja.

Agradeço a todas as pessoas que de uma forma ou de outra moldaram minha personalidade durante o tempo de permanência nesta faculdade, pessoas as quais estiveram comigo não importando quais situações estávamos enfrentando em determinado momento, pessoas dentre as quais se destacam as de minha república, a qual dividi todos os meus passos aqui em Botucatu, meus amigos de classe; e a duas pessoas em especial, Gabriela Cabral Rezende e Júlio Cezar Martin Ribeiro, que se propuseram a me ajudar a construir um trabalho de conclusão mais completo em detalhes e conteúdo.

Agradeço também a todos os professores que me transmitiram os conhecimentos necessários para minha formação, bem como meu Orientador e supervisor Prof. Dr. José Ricardo de Arruda Miranda, que me apoiou na escolha de meu estágio, e a Dra. Beatriz Lotufo Griva, que me proporcionou o estágio em Medicina Nuclear, permitindo que eu pudesse desenvolver este trabalho que é apresentado a seguir.

A todos, minhas eternas considerações e meu muito obrigado.

## RESUMO

Os sistemas SPECT (*Single Photon Emission Computed Tomography*) fazem parte de uma tecnologia de aquisição de imagens médicas cuja importância vem ganhando mais destaque, pois as imagens resultantes são imagens funcionais complementares àquelas que trazem informações anatômicas, como tomografia computadorizada por raios X, possuindo um alto valor diagnóstico. Esses equipamentos obtêm, de modo não invasivo, imagens do interior do corpo humano através do mapeamento tomográfico de material radioativo administrado ao paciente. Os sistemas SPECT se baseiam no sistema de detecção de Gama Câmaras, sendo que uma Gama Câmara montada em um *gantry* rotacional é suficiente para obter os dados necessários para uma imagem tomográfica.

As imagens obtidas pelos sistemas SPECT consistem em um conjunto de imagens planas que descrevem a distribuição da radioatividade no paciente. Os cortes tomográficos transaxiais são obtidos a partir de técnicas de reconstrução tomográfica.

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

Dentre os métodos analíticos, o método da retroprojeção filtrada (*filtered backprojection* – FBP) talvez seja o mais simples de todas as técnicas de reconstrução tomográfica.

Este trabalho tem como objetivo apresentar o funcionamento do sistema SPECT, o mecanismo de detecção Gama Câmara, alguns métodos de Reconstrução tomográfica, e requisitos para implantação deste sistema em um serviço de Medicina Nuclear.

Palavras-chave: Medicina Nuclear - SPECT - Gama Câmara - Reconstrução Tomográfica.

## **ABSTRACT**

The SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography) systems are part of a medical image acquisition technology which has been outstanding, because the resultant images are functional images complementary to those that give anatomic information, such as X-Ray CT, presenting a high diagnostic value. These equipments acquire, in a non-invasive way, images from the interior of the human body through tomographic mapping of radioactive material administered to the patient. The SPECT systems are based on the Gamma Camera detection system, and one of them being set on a rotational gantry is enough to obtain the necessary data for a tomographic image.

The images obtained from the SPECT system consist in a group of flat images that describe the radioactive distribution on the patient. The trans-axial cuts are obtained from the tomographic reconstruction techniques.

There are analytic and iterative methods to obtain the tomographic reconstruction. The analytic methods are based on the Fourier Cut Theorem (FCT), while the iterative methods search for numeric solutions to solve the equations from the projections.

Within the analytic methods, the filtered backprojection (FBP) method maybe is the simplest of all the tomographic reconstruction techniques.

This paper's goal is to present the operation of the SPECT system, the Gamma Camera detection system, some tomographic reconstruction techniques and the requisites for the implementation of this system in a Nuclear Medicine service.

Key-words: Nuclear medicine - SPECT - Gamma Camera - tomographic reconstruction

## ÍNDICE DE FIGURAS

<b>FIGURA 1 - Aquisição rotacional de SPECT .....</b>	<b>7</b>
<b>FIGURA 2 - Movimentação de uma Câmara SPECT de três cabeças .....</b>	<b>7</b>
<b>FIGURA 3 - Câmara SPECT de apenas um cristal .....</b>	<b>8</b>
<b>FIGURA 4 - Câmara SPECT de duas cabeças: (a) fixa e paralela; (b) fixa e perpendicular; (c) ajustável .....</b>	<b>9</b>
<b>FIGURA 5 - Imagens de projeções tomográficas do fígado e baço .....</b>	<b>9</b>
<b>FIGURA 6 - As cinco imagens de projeções usadas em exame convencional de fígado e baço.....</b>	<b>10</b>
<b>FIGURA 7 - SPECT cardíaco de 180° .....</b>	<b>11</b>
<b>FIGURA 8 - Aquisição Step-and-shoot .....</b>	<b>12</b>
<b>FIGURA 9 - Aquisição contínua .....</b>	<b>12</b>
<b>FIGURA 10 - Órbita de rotação da câmara: (a) Circular; (b) Elíptica .....</b>	<b>13</b>
<b>FIGURA 11 - Gama Câmara de uma cabeça .....</b>	<b>14</b>
<b>FIGURA 12 - Representação esquemática dos componentes da Gama Câmara .....</b>	<b>15</b>
<b>FIGURA 13 - Ilustração de um evento ocorrendo entre dois tubos fotomultiplicadores. A amplitude do sinal esta inversamente relacionada com a distância (D) até o centro do tubo .....</b>	<b>17</b>
<b>FIGURA 14 - Ilustração dos parâmetros que alteram a sensibilidade e resolução do colimador de septos paralelos .....</b>	<b>19</b>
<b>FIGURA 15 - Representação dos quatro tipos de colimadores utilizados na Gama Câmara. São eles: (a) furos paralelos, (b) <i>pinhole</i>, (c) divergente, (d) convergente .....</b>	<b>20</b>
<b>FIGURA 16 - Representação dos componentes eletrônicos básicos do sistema de contagem de radiação .....</b>	<b>22</b>
<b>FIGURA 17 - Representação esquemática do analisador de altura de pulso, (a) saída do amplificador, (b) saída do analisador de altura de pulso de único canal .....</b>	<b>24</b>
<b>FIGURA 18 - Representação de janelas de energia assimétricas. São apresentadas duas assimetrias, uma janela deslocada para energias mais baixas (esquerda) e uma para energias mais altas (direita) .....</b>	<b>25</b>

<b>FIGURA 19 - (a) Projeções da imagem original; (b) Sinograma da imagem original .....</b>	<b>27</b>
<b>FIGURA 20 - Geometria de aquisição de uma projeção unidimensional no ângulo <math>\theta</math> de uma fonte pontual descentrada .....</b>	<b>28</b>
<b>FIGURA 21 - Aquisição das projeções de um círculo radioativo na forma numérica .....</b>	<b>29</b>
<b>FIGURA 22 - Método de backprojection, reconstrução utilizando diferentes números de ângulos, observando uma significativa melhora na qualidade da imagem com o aumento dos ângulos.....</b>	<b>30</b>
<b>FIGURA 23 - Técnica suavização de nove-pontos .....</b>	<b>31</b>
<b>FIGURA 24 - Uso do filtro na técnica de suavização de nove-pontos .....</b>	<b>31</b>
<b>FIGURA 25 - Espectro de frequências em função da amplitude do sinal referente a cada frequência obtida .....</b>	<b>32</b>
<b>FIGURA 26 - Gráfico representando a relação existente entre os três componentes de qualquer imagem: sinal da fonte, radiação de fundo (BG), ruído de alta frequência .....</b>	<b>33</b>
<b>FIGURA 27 - Diagrama de Blocos do algoritmo FBP .....</b>	<b>35</b>
<b>FIGURA 28 - Diagrama de blocos do algoritmo ML-EM .....</b>	<b>36</b>

## ÍNDICE DE QUADROS

<b>QUADRO 1 - Radiofármacos utilizados em Medicina Nuclear .....</b>	<b>5</b>
--	----------

# SUMÁRIO

<b>AGRADECIMENTOS .....</b>	<b>I</b>
<b>RESUMO.....</b>	<b>II</b>
<b>ABSTRACT .....</b>	<b>III</b>
<b>ÍNDICE DE FIGURAS .....</b>	<b>IV</b>
<b>ÍNDICE DE TABELAS .....</b>	<b>VI</b>
<b>1. INTRODUÇÃO .....</b>	<b>1</b>
<b>2. RADIONUCLÍDEOS E RADIOFÁRMACOS .....</b>	<b>2</b>
2.1 Decaimento Radioativo .....	2
2.2 Meia-Vida.....	4
2.3 Tempo de vida médio .....	4
2.4 Radiofármacos utilizados em Medicina Nuclear .....	4
<b>3. EQUIPAMENTO .....</b>	<b>7</b>
3.1 Tipos de Câmaras.....	7
3.1.1 Ângulo de rotação das cabeças .....	8
3.1.2 Câmara de duas cabeças.....	8
3.2 Aquisição .....	9
3.2.1 Arcos de aquisição.....	10
3.2.2 Número de projeções de imagens tomográficas.....	10
3.2.3 Tempos de Aquisição .....	11
3.3 Step-and-shoot <i>versus</i> Aquisição Contínua .....	11
3.4 Órbita Circular <i>versus</i> Órbita Elíptica .....	13
<b>4. GAMA CÂMARA .....</b>	<b>14</b>
4.1 Sistema de Detecção e Eletrônica.....	16
4.2 Colimadores .....	18
4.3 Detecção de Eventos .....	20
<b>5. INSTRUMENTAÇÃO ELETRÔNICA PARA SISTEMAS DE DETECÇÃO DE RADIAÇÃO .....</b>	<b>22</b>
5.1 Pré-amplificador.....	22
5.2 Amplificador .....	23
5.3 Analisador de Altura de Pulso (PHA) .....	23
5.4 Espectrometria de altura de pulso .....	25

5.5 Fotopico .....	25
5.5.1 Outros Picos no Espectro de Energia .....	25
<b>6. RECONSTRUÇÃO TOMOGRÁFICA .....</b>	<b>27</b>
6.1 Sinal x Ruído.....	30
6.2 Filtragem .....	30
6.2.1 Filtragem no domínio espacial .....	31
6.2.2 Filtragem no domínio da frequência .....	32
6.3 Filtros usados no processamento de imagens.....	33
6.4 Reconstrução iterativa .....	36
6.5 Correção de Atenuação.....	37
<b>7. REQUISITOS PARA INSTALAÇÃO E EXEMPLOS DE EXAMES DE SPECT .....</b>	<b>40</b>
7.1 Protocolo de realização de Imagens Cardiovasculares .....	40
7.2 Protocolo de realização de Cintilografia Óssea para corpo inteiro .....	41
<b>8. CONSIDERAÇÕES FINAIS.....</b>	<b>43</b>
<b>9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>44</b>

# 1. INTRODUÇÃO

Com o intuito de obter melhores diagnósticos e prognósticos na área médica, tornou-se necessário o desenvolvimento de uma grande variedade de métodos de obtenção de imagens.

Diversas técnicas foram aperfeiçoadas ao longo dos anos com o objetivo de avaliar informações anatômicas (ressonância magnética-RMN e ultra-som), funcionais (tomografia computadorizada e radiografia convencional bem como mamografia), e fisiológicas (ressonância magnética funcional-fRMN e medicina nuclear) do sistema biológico.

O tipo de técnica a ser utilizada depende do que se quer obter de uma dada região do corpo, e qual a sensibilidade necessária para detectar o problema. Referindo-se a imagens fisiológicas, a Medicina Nuclear possui grande sensibilidade de medida de processos fisiológicos dentro do organismo humano.

Com o aprimoramento e avanços tecnológicos na área de Medicina Nuclear, criou-se um equipamento capaz de utilizar radionuclídeos que emitem um único raio gama ou múltiplos raios gama, mas que não possuem nenhuma correlação angular, obtendo múltiplas imagens planares provindas da radioatividade emitida pelo órgão que se quer analisar, esse equipamento é conhecido como SPECT (*Single Photon Emission Tomography*).

O objetivo deste trabalho é apresentar, de uma maneira geral, o que é necessário para a utilização do sistema SPECT, com uma breve noção de radiofármacos e radionuclídeos, mecanismos e funcionamentos, Gama Câmara, Reconstrução Tomográfica, normas utilizadas para a implantação do SPECT em um serviço de Medicina Nuclear, e apresentar alguns exemplos de protocolos de exames realizados pelo equipamento.

## 2. RADIONUCLÍDEOS E RADIOFÁRMACOS

Um isótopo radioativo é caracterizado por possuir instabilidades nucleares que são eliminadas via emissão de partículas (neutras ou carregadas) ou de fótons para que o átomo decaia para um núcleo de menor número atômico, instável ou estável (não-radioativo).

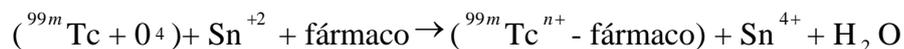
Os radionuclídeos utilizados para diagnóstico em Medicina Nuclear seguem as seguintes características (Wiecek, 2007).

- Meia-vida relativamente curta, mas longa o suficiente para a realização da investigação clínica;
- Decaimento para um radioisótopo estável;
- Não emissão de radiação gama com alta energia, pois assim tornaria o detector insuficiente;
- Disponível em alta atividade específica para evitar o efeito tóxico ao paciente.

$$AtividadeEspecífica = \frac{quant.radioisótopo}{quant.totalisótopoestável} \quad (1)$$

A utilização de radionuclídeos visa obter informações sobre o funcionamento de um órgão ou sistema sem efetuar seu estado ou função. Um dos materiais utilizados em Medicina Nuclear com esse propósito é o radiofármaco, que se baseia em um fármaco, no qual foi incorporado um radionuclídeo, utilizado em concentração baixa para não afetar os processos bioquímicos (Wiecek, 2007).

Exemplo: DMSA-<sup>99m</sup>Tc



### 2.1 Decaimento Radioativo

O decaimento radioativo é um processo espontâneo, ou seja, não há como prever o momento exato em que um núcleo instável submete-se a uma transformação radioativa, tornando-se um núcleo mais estável. Matematicamente, o decaimento

radioativo é descrito em termos de probabilidades e taxas de decaimento médio (Wiecek, 2007).

A taxa de decaimento médio ( $\Delta N/\Delta t$ ) é a atividade da amostra. Ela é essencialmente uma medida da quantidade de radioatividade de uma amostra, podendo ter dimensão de desintegrações por segundo (dps) ou desintegrações por minuto (dpm). Suas unidades são Curie ou Bequerel. O Curie (Ci) é a mais antiga das unidades e é definida como  $3,7 \cdot 10^{10}$  dps ( $2,22 \cdot 10^{12}$  dpm), enquanto que a unidade de atividade no Sistema Internacional (SI) é o Bequerel (Bq), que equivale a uma taxa de decaimento de 1 dps. Então:

$$A(\text{Bq}) = \left( \frac{\Delta N}{\Delta t} \right) = -\lambda N \quad (2)$$

em que  $\lambda$  é a constante de desintegração,  $\Delta N$  é número de átomos iniciais da amostra e  $\Delta t$  é o tempo decorrido durante o decaimento (Wiecek, 2007).

Passando-se o tempo, o número  $N$  de átomos radioativos em uma amostra decresce, diminuindo, portanto, a sua atividade. Integrando a equação acima, obtém-se o número de átomos restantes na amostra.

$$\begin{aligned} \int \left( \frac{dN}{dt} \right) &= -\int \lambda N \\ \int \left( \frac{dN}{dt} \right) &= -\lambda \int dt \\ \ln \frac{N}{N_0} &= -\lambda t \\ \frac{N}{N_0} &= e^{-\lambda t} \\ N(t) &= N_0 e^{-\lambda t} \end{aligned} \quad (3)$$

em que  $N(t)$  é o número de átomos que permanecem após um certo tempo  $t$ ;  $N_0$  é o número de átomos no tempo inicial ( $t=0$ ) e  $e^{-\lambda t}$  é o fator de decaimento do tempo  $t$  (Wiecek, 2007).

A atividade  $A$  é proporcional ao número de átomos  $N$ , assim o fator de decaimento também pode ser aplicado à atividade *versus* tempo. Desse modo, tem-se a seguinte equação:

$$A(t) = A_0 e^{-\lambda t} \quad (4)$$

## 2.2 Meia-Vida

A meia-vida física ( $T_{1/2}$ ) de um radionuclídeo é um dos parâmetros mais importantes na escolha de determinado isótopo para uso na rotina clínica. Este parâmetro representa o tempo necessário para que metade dos átomos radioativos em uma amostra decaia para átomos estáveis, ou seja, para que a atividade inicial diminua 50% (Wiecek, 2007). A partir da equação 3 obtém-se:

$$T_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda} \Rightarrow \lambda = \frac{\ln 2}{T_{1/2}} \quad (5)$$

## 2.3 Tempo de vida médio

O tempo de vida de um átomo radioativo individual pode ser muito longo ou muito curto, alguns átomos decaem quase imediatamente enquanto outros demoram um longo tempo. A meia-vida média ( $\tau$ ) de um átomo em uma amostra é uma característica do radionuclídeo e está relacionada com o decaimento constante  $\lambda$  por:

$$\tau = \frac{1}{\lambda}$$

Temos então que:

$$\tau = \frac{T_{1/2}}{\ln 2} \quad (6)$$

A importância do tempo de vida médio de um radionuclídeo está nos cálculos dosimétricos que levam em consideração a quantidade de radiação que o órgão alvo está recebendo (Wiecek, 2007).

## 2.4 Radiofármacos utilizados em Medicina Nuclear

A Medicina Nuclear é uma ferramenta utilizada para uma ampla variedade

de diagnósticos. Muitos exames dessa área empregam radiofármacos, nos quais radionuclídeos são incorporados a marcadores que possuem alguma propriedade biológica de interesse, já que, em sua forma elementar, os radionuclídeos possuem poucas propriedades biológicas de interesse. O número de radionuclídeos utilizados em Medicina Nuclear é pequeno devido a algumas considerações práticas, conforme descrito a seguir (Wiecek, 2007).

O tipo e a energia de emissão de um radionuclídeo determinam a disponibilidade de raios  $\gamma$  ou fótons que são aproveitados para contagem ou para formação da imagem. Para que um radionuclídeo que se encontra dentro do corpo possa ser detectado externamente, a energia dos fótons ou raios  $\gamma$  deve estar entre 50 a 600 KeV. Fótons ou raios  $\gamma$  com energias menores que 50 KeV apresentam grande probabilidade de interação com o corpo, podendo não ser detectáveis externamente. A presença dessa baixa energia é representada como um aumento de dose para o paciente (Wiecek, 2007).

A meia-vida física de um radionuclídeo deve estar no intervalo de segundos a dias, possibilitando a aplicação clínica. Se o radionuclídeo apresentar uma meia-vida muito curta, o tempo é insuficiente para a preparação do radiofármaco e administração deste no paciente. Porém, se a meia-vida for muito longa, pode ocorrer oxidação do fármaco (Wiecek, 2007).

A atividade específica do radionuclídeo determina a quantidade de massa necessária para alcançar a atividade requerida para a realização do exame; e as propriedades químicas de um radionuclídeo determinam se ele reagirá facilmente com os fármacos ou com biomoléculas (Wiecek, 2007).

A pureza radioquímica também é levada em consideração, pois impurezas originadas por reação química de competição no processo de marcação ou decomposição da amostra adicionam radiação de fundo na imagem (Wiecek, 2007).

Radiofármacos não devem ser tóxicos nos níveis de massa administrados. Sua atividade específica, diferentemente dos radionuclídeos, é determinada pela perda de atividade que ocorre durante a síntese química (Wiecek, 2007).

O quadro 1 apresenta os radiofármacos utilizados em Medicina Nuclear (Wiecek, 2007):

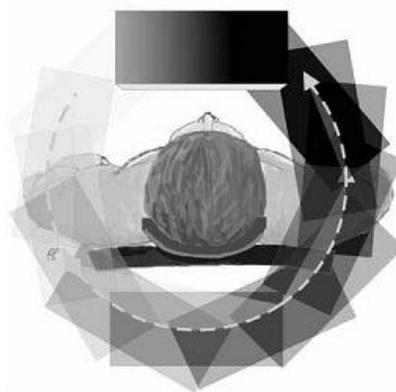
<b>Nuclídeo</b>	<b>Componente</b>	<b>Tipo imagem</b>	<b>Aplicação</b>	<b>Uso clínico</b>
<sup>99m</sup> Tc	(MDP)	Planar	Metabolismo ósseo	Metástase Osteomielite
<sup>99m</sup> Tc	Sestamibi	SPECT / planar	Perfusão miocárdica	Doenças da artéria coronária
<sup>99m</sup> Tc	Tetrofosmin			
<sup>201</sup> Tl	Cloreto de tálio	Planar	Função renal e cerebral	Disfunção renal
<sup>99m</sup> Tc	MAG3			
<sup>99m</sup> Tc	DTPA			
<sup>99m</sup> Tc	HMPAO			
<sup>99m</sup> Tc	ECD	SPECT	Fluxo sanguíneo cerebral	Disfunções neurológicas
<i>(cont.)</i>				
<sup>131</sup> I	Iodeto de sódio	Planar	Função da tireóide	Disfunções tireoidianas
<sup>67</sup> Ga	Citrato de gálio	Planar	Metabolismo tumoral	Localização tumoral
<sup>111</sup> In	Linfócitos marcados	Planar	Locais de infecção	Deteção de inflamações
<sup>99m</sup> Tc	DMSA	Planar	Função renal	Cintilografia Renal
<sup>99m</sup> Tc	GHA	Planar	Função renal e cerebral	Cintilografia Renal e Cerebral
<sup>99m</sup> Tc	Estanho Coloidal	Planar	Função hepáto- esplênica	Esvaziamento gástrico
<sup>99m</sup> Tc	Fitato	Planar	Função hepática	Linfonodo sentinela
<sup>131</sup> I	MAA	Planar	Função Pulmonar	Cintilografia Pulmonar
<sup>153</sup> Sm	EDTMP	Planar	Metabolismo ósseo	Tratamento paliativo de metástases ósseas
<sup>99m</sup> Tc	Dextran-70/500	Planar	Estudo do sistema linfático	Linfografia

**QUADRO 1** - Radiofármacos utilizados em Medicina Nuclear

### 3. EQUIPAMENTO

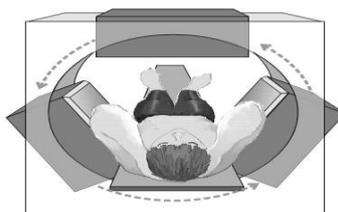
#### 3.1 Tipos de Câmaras

O design mais simples de uma câmara de visualização SPECT é semelhante àquela de uma câmara planar, mas com duas características adicionais. Primeiro, a câmara SPECT é construída para que a cabeça possa girar gradual ou continuamente sobre o paciente, adquirindo múltiplas imagens, como nos mostra a figura 1. Em segundo lugar, ele é equipado com um computador que integra as múltiplas imagens para produzir uma visão seccional do órgão (Powsner e Powsner, 1998).

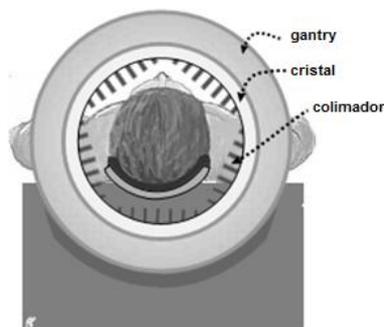


**FIGURA 1** - Aquisição rotacional de SPECT (Powsner e Powsner, 1998)

Os designs mais avançados da câmara SPECT possuem mais de uma cabeça ou são construídos com um anel de detectores. Em caso de câmaras com uma cabeça de detecção ou múltiplas cabeças de detecção, as cabeças são mecanicamente desenvolvidas para girar em volta do paciente para obter múltiplas imagens de projeção (Figura 2). O anel de detecção possui acoplado a ele um anel de pequenos cristais individuais ou apenas um cristal que não rotaciona (Figura 3). (Powsner e Powsner, 1998).



**FIGURA 2** - Movimentação de uma Câmara SPECT de três cabeças (Powsner e Powsner, 1998)



**FIGURA 3** - Câmara SPECT de apenas um cristal (Powsner e Powsner, 1998)

### **3.1.1 Ângulo de rotação das cabeças**

As câmaras de uma cabeça devem girar uma volta inteira ( $360^\circ$ ) para obter todas as imagens necessárias da maior parte de órgãos. Em contraste, cada cabeça de uma câmara de cabeça dupla necessita girar só a metade ( $180^\circ$ ) para obter uma mesma imagem, e uma câmara de três cabeças necessita girar apenas  $120^\circ$  para obter uma mesma visão. (Powsner e Powsner, 1998).

### **3.1.2 Câmara de duas cabeças**

As câmaras de duas cabeças podem ter uma configuração paralela fixa, ou uma configuração perpendicular fixa como representado na figura 4. Câmaras com cabeças fixas paralelas, ou com oposição das cabeças (Figura 4a), podem ser usadas para visualização simultânea de imagem planar anterior e posterior ou podem rotacionar em torno do paciente como uma unidade de aquisição SPECT. Já as câmaras com cabeças fixas perpendiculares (Figura 4b), apresentadas em formato de “L”, são usadas quase exclusivamente para a visualização de SPECT cardíaca ou cerebral (Powsner e Powsner, 1998).

Câmaras com cabeças ajustáveis (Figura 4c) permitem o posicionamento destas em configurações angulares diferentes. O movimento da cabeça pode ser feito por aproximação ou distanciamento do anel de detecção da outra cabeça, estando elas dispostas paralelamente, perpendicularmente ou separadas por um determinado ângulo. Assim, o ajuste das câmaras de duas cabeças pode ser usado para a visualização planar e para tomografia de pequenos e grandes órgãos (Powsner e Powsner, 1998).

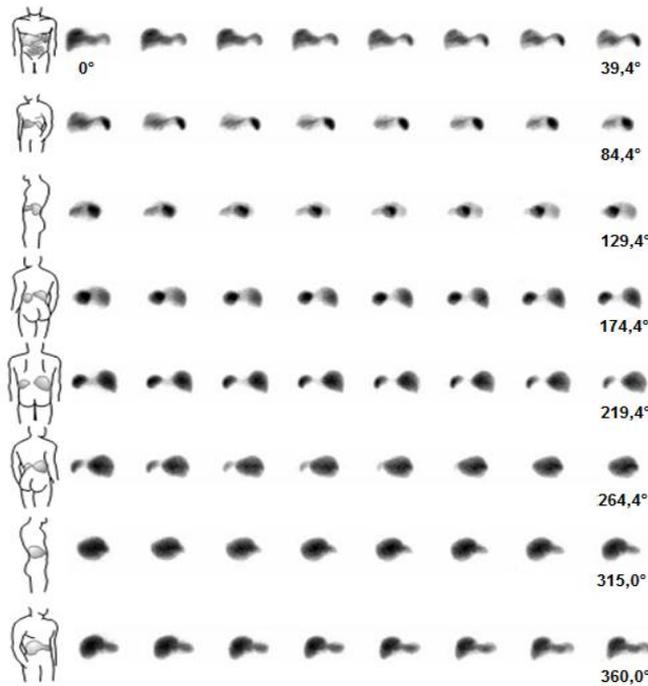


**FIGURA 4** - Câmara SPECT de duas cabeças:

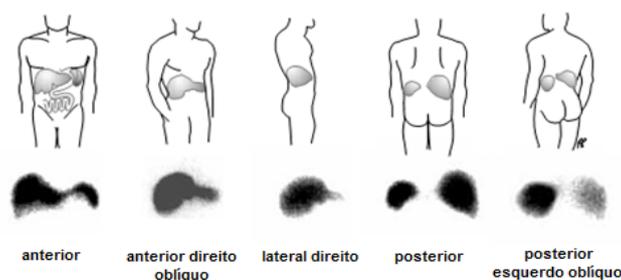
(a) fixa e paralela; (b) fixa e perpendicular; (c) ajustável (Powsner e Powsner, 1998)

### 3.2 Aquisição

Imagens planares seqüenciais adquiridas durante a aquisição tomográfica são chamadas visões de projeção. Eles são um pouco mais que um passo intermediário em direção à criação de fatias (Powsner e Powsner, 1998). A figura 5 mostra um conjunto de visões de projeção que podem ser usadas para construir imagens tomográficas do fígado e baço. Por causa do grande número de visões, 64 neste caso, em comparação com as cinco tipicamente usadas para um exame de baço e de fígado convencional (Figura 6), essas visões de projeção são mais úteis quando apresentadas em seqüências moderadamente rápidas, o assim chamado cine-visão. O termo cine é usado por causa da sua semelhança a filmes.



**FIGURA 5** - Imagens de projeções tomográficas do fígado e baço (Powsner e Powsner, 1998)

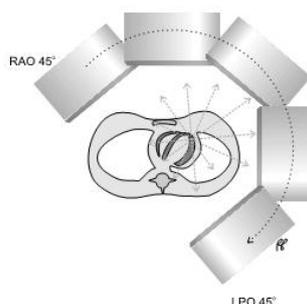


**FIGURA 6** - As cinco imagens de projeções usadas em exame convencional de fígado e baço (Powsner e Powsner, 1998)

### 3.2.1 Arcos de aquisição

As imagens de projeção tomográfica são muitas vezes adquiridas por cima de um arco de  $360^\circ$  ou  $180^\circ$ . A rotação com arco de  $360^\circ$  das cabeças da câmara é regularmente usado para a maior parte de órgãos. O arco de  $180^\circ$  é usado para órgãos que são posicionados em um lado do corpo, tal como o coração, visando evitar a atenuação dos fótons pelo tecido (Figura 7). (Powsner e Powsner, 1998).

Os dados obtidos com o arco de  $180^\circ$  são considerados adequados, porque os fótons que saem da parte posterior e lateral direita do peito atravessam mais tecidos e sofrem mais atenuação do que os que saem pelo lado esquerdo (Powsner e Powsner, 1998).



**FIGURA 7** - SPECT cardíaco de  $180^\circ$  (Powsner e Powsner, 1998)

### 3.2.2 Número de projeções de imagens tomográficas

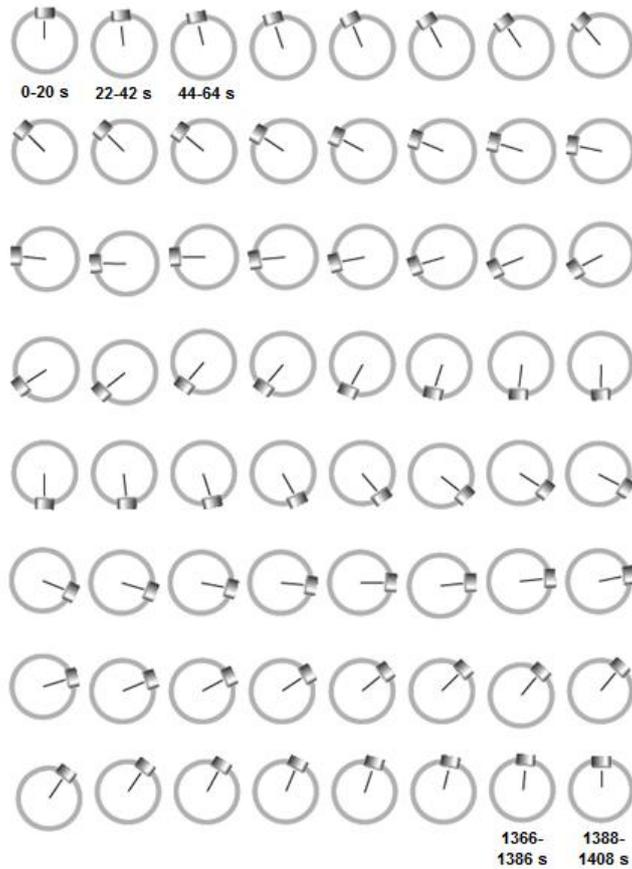
Utilizando um arco completo de  $360^\circ$ , 64 ou 128 projeções tomográficas são normalmente reunidas; de mesmo modo 32 ou 64 visões são geralmente obtidas utilizando um arco de  $180^\circ$  (Powsner e Powsner, 1998).

### **3.2.3 Tempos de Aquisição**

Baseando-se em uma determinada dose de um radiofármaco, melhores imagens são geradas utilizando altas contagens a partir de longas aquisições. Contudo, o conforto e a cooperação dos pacientes limitam o tempo de aquisição para melhor formação das imagens. Tempos de aquisição entre 20 e 40 segundos por imagem de projeção são utilizados como padrão (Powsner e Powsner, 1998).

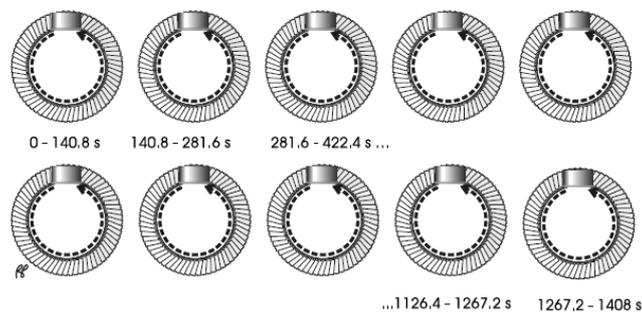
### **3.3 Step-and-shoot versus Aquisição Contínua**

O método padrão para aquisição de imagens de projeções tomográficas é chamado de aquisição *Step-and-shoot* (Powsner e Powsner, 1998). Nesta técnica, cada projeção de imagem é totalmente adquirida em determinada posição angular. Há uma pausa curta de alguns segundos entre cada posição angular para adquirir a imagem, e, após esta pausa, o *gantry* rotaciona novamente até um próximo ângulo de parada estipulado. A câmera faz uma rotação única em volta do paciente. No exemplo representado na figura 8, projeções de imagens obtidas em 20 segundos possuem um intervalo angular de  $5,6^\circ$ , apresentando um total de 64 imagens.



**FIGURA 8** - Aquisição *Step-and-shoot* (Powsner e Powsner, 1998)

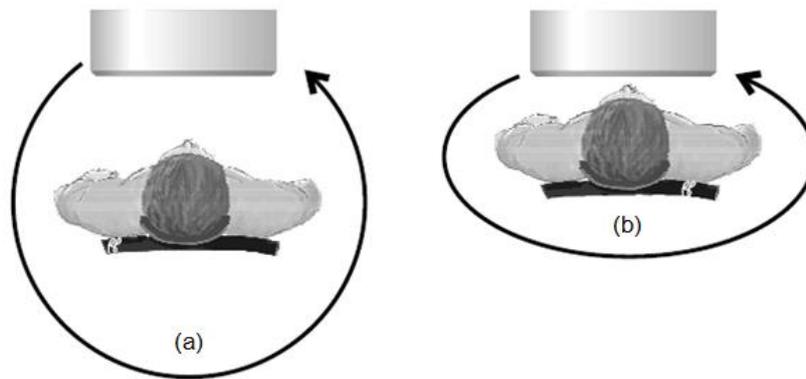
Na aquisição contínua, os dados são reunidos através de uma seqüência de aquisição rotacional em um ângulo de  $360^\circ$  (Powsner e Powsner, 1998). Não há nenhuma pausa; a rotação é contínua. No exemplo representado na figura 9, a câmara executa uma rotação de  $360^\circ$  a cada 140,8 segundos.



**FIGURA 9** - Aquisição contínua (Powsner e Powsner, 1998)

### 3.4 Órbita Circular *versus* Órbita Elíptica

A maior parte das aquisições é executada com uma órbita circular. A cabeça da câmara rotaciona a uma distância fixa do centro do corpo. Desde que o corpo esteja mais perto elípticamente do que circularmente em uma representação de corte seccional, como mostrado na figura 10a, a câmara não se aproxima do órgão tanto quanto possível. Sabendo que melhores imagens são obtidas com a câmara de detecção o mais próximo possível do órgão-alvo (Powsner e Powsner, 1998), algumas câmaras são desenvolvidas para rotacionar em órbitas elípticas, na qual permite que a cabeça da câmara siga mais precisamente o contorno do corpo, ficando mais próxima do órgão a ser imageado, como representado na figura 10b.



**FIGURA 10** - Órbita de rotação da câmara: (a) Circular; (b) Elíptica (Powsner e Powsner, 1998)

## 4. GAMA CÂMARA

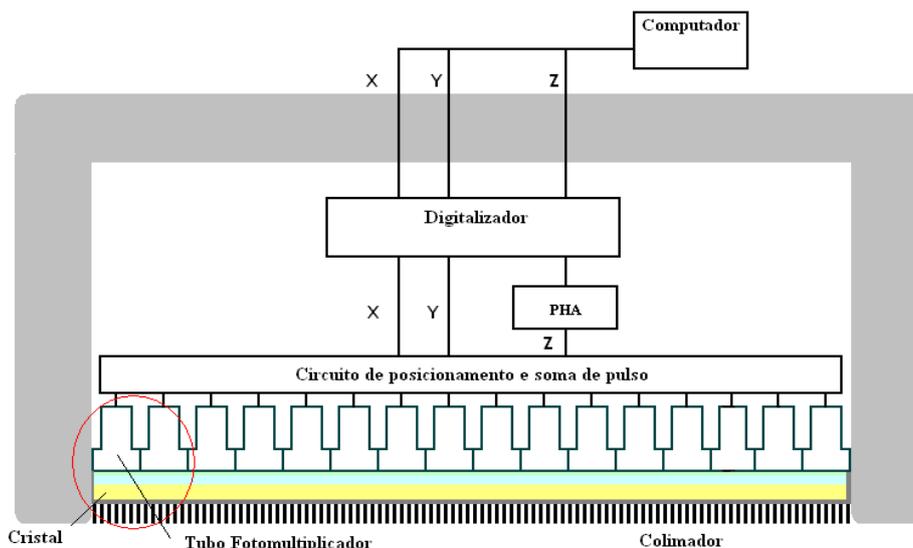
Quase todos os sistemas SPECT são comercializados baseados no sistema de detecção das Gama Câmaras. Uma Gama Câmara (Figura 11) montada em um *gantry* rotacional é suficiente para adquirir os dados necessários para uma imagem tomográfica.



**FIGURA 11** - Gama Câmara de uma cabeça (Wiecek, 2007)

Raios gama ( $\gamma$ ) na faixa de energia de 80 a 500 KeV são suficientemente penetrantes no tecido humano, sendo detectados de órgãos distantes e, também, detectados com eficiência pelos materiais cintiladores presentes no sistema de detecção de imagem (Wiecek, 2007).

O sistema de formação de imagem da Gama Câmara, desenvolvido por Hal Anger em 1958, tem como principais componentes um cristal cintilador de NaI(Tl), um guia de luz e um conjunto de tubos fotomultiplicadores (Figura 12). As diferenças entre um sistema de imagens e os contadores de radiação, ambos utilizados em Medicina Nuclear, podem ser resumidas pela presença de colimadores, que têm a finalidade de definir a direção dos raios- $\gamma$  detectados, e pelo arranjo de tubos fotomultiplicadores em uma grande área de cristal cintilador (Wiecek, 2007).



**FIGURA 12** - Representação esquemática dos componentes da Gama Câmara (Wiecek, 2007)

O colimador consiste em uma placa de chumbo contendo um grande número de orifícios que “controlam” quais fótons são aceitos, formando uma imagem projetada na superfície do cristal. Todos os fótons de luz gerados pelo cristal são detectados pela matriz de fotomultiplicadora e posicionados na imagem por um circuito de posicionamento lógico, que é obtido através de uma média ponderada dos sinais recebidos. Os eventos são analisados por um Analisador de Altura de Pulso (PHA), que evita que fótons secundários sejam considerados, fazendo com que fótons que se encontram entre a janela de energia sejam considerados nos cálculos de posicionamentos, e fótons que não se encontram nesta janela de energia sejam ignorados. A imagem formada é exibida em um computador que permite ajustes de brilho e contraste, bem como a seleção de outros mapas de cores (Cherry *et al.*, 2003).

O sistema Gama Câmara é utilizado para adquirir imagens estáticas ou dinâmicas. As imagens estáticas são coletadas a partir da distribuição do radionuclídeo em diferentes regiões do corpo, como no rastreamento de metástases, ou a partir de diferentes ângulos de visão de uma região particular de interesse. Elas podem também ser coletadas por número de contagens ou por tempo de aquisição (Powsner e Powsner, 1998).

As imagens dinâmicas são imagens nas quais as mudanças na distribuição do radionuclídeo ao longo do órgão são acompanhadas, fornecendo informações fisiológicas (assimilação ou “clearance”). Pode-se citar também o *Gated*, que é uma imagem dinâmica, apresentando imagens contínuas de um órgão em movimento

(normalmente o coração), sendo os dados obtidos organizados em função da razão do movimento (Powsner e Powsner, 1998).

#### **4.1 Sistema de Detecção e Eletrônica**

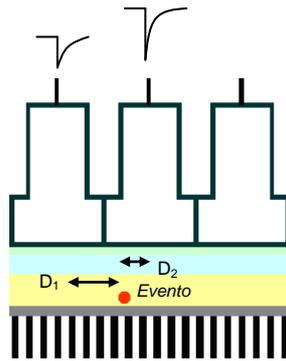
A Gama Câmara possui um detector único com ampla área de sensibilidade. Usualmente, os cristais de NaI(Tl) possuem espessuras entre 6,3mm e 16mm e diâmetro entre 25cm e 50cm. Esse cristal é coberto por um material altamente refletivo, como TiO<sub>2</sub>, e por um fino revestimento de alumínio, que servem, respectivamente, para maximizar a saída de luz e selar hermeticamente o cristal, evitando umidade. A região posterior do revestimento de alumínio possui uma janela ótica que permite que a luz de cintilação chegue até os tubos fotomultiplicadores (Wiecek, 2007).

A escolha do material cintilador, bem como sua espessura, está relacionada com a sensibilidade (aumentando com a espessura) e a resolução espacial (decrecendo com o aumento da espessura), sendo que, instrumentos para uso geral utilizam cristais com espessuras próximas a 9,5mm (Wiecek, 2007).

Tubos fotomultiplicadores possuem diâmetros em torno de 5mm e se acoplam óticamente ao cristal por um adesivo de material siliconado ou graxa. Esses tubos são montados em um padrão hexagonal e sua quantidade varia de 30 a 100, visando cobrir a maior região possível do cristal (Wiecek, 2007).

Por serem ultra-sensíveis às variações de intensidade no campo magnético terrestre, pois trabalham com elétrons em movimento, tornou-se necessário o encapsulamento dos tubos fotomultiplicadores em uma pequena blindagem magnética, que diminui o problema da sensibilidade, porém não o resolve por completo. Em sistemas modernos, parte da eletrônica, como, por exemplo, os pré-amplificadores e o analisador de altura de pulsos, é montada diretamente sobre as bases dos tubos fotomultiplicadores, reduzindo distorções nos sinais (Wiecek, 2007).

A quantidade de luz detectada por um tubo fotomultiplicador está inversamente relacionada com a distância lateral entre o local de interação e o centro do tubo fotomultiplicador, como nos mostra a figura 13 (Cherry *et al.*, 2003).



**FIGURA 13** - Ilustração de um evento ocorrendo entre dois tubos fotomultiplicadores. A amplitude do sinal está inversamente relacionada com a distância ( $D$ ) até o centro do tubo (Wiecek, 2007)

Em Gama Câmaras de sistema analógico, a posição do evento é obtida dividindo o sinal de cada tubo fotomultiplicador em quatro linhas de saída, sendo os sinais representados por:  $X^+$ ,  $X^-$ ,  $Y^+$ ,  $Y^-$ . Para cada linha de saída haverá uma fração de corrente que será determinada por um resistor. A soma das saídas de todos os tubos fotomultiplicadores é realizada por um circuito separado formando um sinal  $Z$ , que é proporcional à quantidade total de luz produzida por um evento de cintilação no cristal. O sinal  $Z$  também é usado para análise de altura de pulso (Cherry *et al.*, 2003).

Os sinais  $X^+$ ,  $X^-$ ,  $Y^+$  e  $Y^-$  são combinados para obter a posição- $X$  e a posição- $Y$  do sinal.

A posição- $X$  do evento de cintilação é dada por:

$$X = \frac{(X^+ - X^-)}{(X^+ + X^-)} \quad (7)$$

De forma similar, a posição- $Y$  é dada por:

$$Y = \frac{(Y^+ - Y^-)}{(Y^+ + Y^-)} \quad (8)$$

Os sinais das posições  $-X$  e  $-Y$ , quando são normalizados, fornecem o sinal total  $X$  e  $Y$ , sendo o cálculo posicional independente da altura de pulso. Porém, essas equações utilizadas não fornecem a posição exata do evento por conta das reflexões que ocorrem na superfície do cristal. Além disso, existem os problemas relacionados à falta de uniformidade do cristal e às respostas do tubo fotomultiplicador. Estes fatores podem levar a uma falta de linearidade no cálculo de posicionamentos (Cherry *et al.*, 2003).

Já em Gama Câmaras digitais, o sinal de saída de cada tubo fotomultiplicador é digitalizado e a posição do evento é calculada pelo software (Cherry *et al.*, 2003).

Em Câmaras digitais e analógicas utiliza-se de uma técnica comum para melhorar o cálculo de posicionamento, que consiste na realização dos cálculos utilizando apenas os tubos fotomultiplicadores que possuem sinal dentro de um limite. O uso desta técnica faz com que o ruído produzido pelas amplitudes descartadas não seja considerado no cálculo de posicionamento, causando um aumento na razão de contagens e diminuindo as perdas com o tempo morto, já que um menor número de tubos está sendo utilizado para detectar eventos em diferentes localizações na Gama Câmara (Cherry *et al.*, 2003).

A seleção de energia é de extrema importância para a imagem, pois descarta os fótons espalhados pelo corpo do paciente ou até mesmo pelo ar, o que poderia gerar artefatos na imagem. Essa seleção é realizada escolhendo-se uma janela relativamente estreita para o analisador de altura de pulso, de modo que, centrada no fotopico, garante que somente fótons sem ou com pouco espalhamento sejam considerados (Cherry *et al.*, 2003).

Para escolher os eventos do fotopico utilizam-se dois diferentes métodos. Para uma primeira “aproximação” usa-se a discriminação do sinal  $Z$ . Porém, as não-uniformidades no cristal, as deficiências na detecção de luz e os diferentes ganhos dos tubos fotomultiplicadores fazem com que o fotopico varie em pontos distintos do cristal. Portanto, a janela do discriminador precisa ser adequada a essas variações. Outra solução, disponível em algumas Câmaras digitais apenas, é levar em consideração essas variações analisando diferentes pontos do cristal, de maneira que os parâmetros do discriminador são computados considerando a região de interação. Tipicamente, a janela de energia é de 14% ou 20KeV, centrada no pico de 140KeV ( $^{99m}\text{Tc}$ ). As Câmaras ajustam o nível de discriminação para outros radionuclídeos baseados em uma relação entre a energia do raio gama depositado e a saída de luz do cristal cintilador (Cherry *et al.*, 2003).

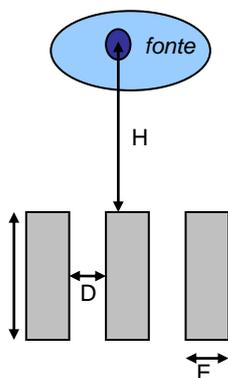
## 4.2 Colimadores

Para obter as imagens usando um sistema de cintilação, é necessário projetar a distribuição de radiação no detector da Câmara, o que não pode ser feito com um conjunto de lentes, mas com colimadores de absorção (Wiecek, 2007).

Existem quatro tipos de colimadores empregados em Medicina Nuclear: os de septos paralelos, *pinhole*, de septos convergentes e de septos divergentes.

O colimador de septos paralelos (Figura 15a) é o mais comum nos serviços. Ele fornece uma projeção de mesmo tamanho que a fonte e a espessura de cada septo. Isto é um dos fatores determinantes da qualidade e, principalmente, da resolução da imagem (Wiecek, 2007).

Os parâmetros que determinam a sensibilidade e a resolução de um colimador de furos paralelos são: diâmetro dos furos ( $D$ ), profundidade efetiva dos furos ( $P$ ), espessura dos septos ( $E$ ), distância da fonte ao colimador ( $H$ ) e formato dos furos (Figura 14). A profundidade efetiva dos furos ( $P$ ) é ligeiramente menor que o comprimento físico dos mesmos. Isso ocorre para levar em consideração a penetração dos raios gama pelas extremidades dos septos (Wiecek, 2007).



**FIGURA 14** - Ilustração dos parâmetros que alteram a sensibilidade e resolução do colimador de septos paralelos (Wiecek, 2007)

Dentro dos colimadores paralelos, existem dois importantes tipos de colimadores: LEAP e LEHR.

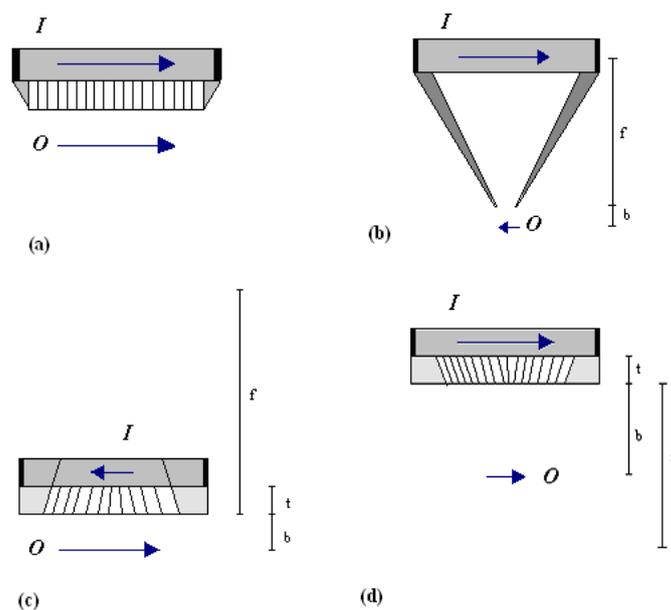
O colimador LEAP possui furos largos (septos finos e furos maiores) que permitem a passagem de muitos fótons. Portanto, possui alta sensibilidade, porém baixa resolução. Muito dos fótons que passam pelo colimador são fótons espalhados que diminuem a resolução da imagem. Este tipo de colimador é utilizado para imagens que devem ser feitas em curto tempo, como estudos dinâmicos (Wiecek, 2007).

O colimador LEHR apresenta imagens com maior resolução por possuir furos menores e mais profundos. Os fótons com pequenos ângulos de espalhamento são detectados. Por conta disso, as imagens são fornecidas com mais detalhes, exibindo entre pontos próximos uma separação mais clara e definida, sendo ideal para imagens estáticas (Wiecek, 2007).

O colimador *pinhole* (Figura 15b) apresenta abertura de 2 a 8mm de diâmetro, em um pedaço de chumbo, tungstênio ou outro metal absorvedor localizado no final de um cone cuja altura varia entre 20 e 30cm. A base maior do cone é posicionada sobre o cristal e a menor sobre o objeto do qual se deseja uma imagem. Este tipo de colimador produz algumas distorções nas imagens de um objeto de três dimensões. Ele é aplicado nos casos de imagens de pequenos órgãos (tireóide ou coração) (Wiecek, 2007).

Os colimadores divergentes (Figura 15c) possuem septos que divergem da face do detector, projetando imagens reduzidas e diretas da distribuição de radionuclídeos. São empregados em sistemas de detectores pequenos, possibilitando obter imagens de grandes órgãos em uma única aquisição (Wiecek, 2007).

Por último, os colimadores convergentes (Figura 15d) possuem septos que convergem para um ponto cerca de 40cm a frente do colimador, fornecendo uma imagem direta e magnificada da fonte. Estes são usados para grandes áreas de detecção, permitindo o uso de todos os detectores para imagear órgãos pequenos (Powsner e Powsner, 1998).



**FIGURA 15** - Representação dos quatro tipos de colimadores utilizados na Gama Câmara: (a) furos paralelos, (b) *pinhole*, (c) divergente, (d) convergente (Powsner e Powsner, 1998)

### 4.3 Detecção de Eventos

De 4 eventos possíveis para a detecção pela Gama Câmara, apenas um fornece uma informação verdadeira sobre o posicionamento do evento. Quando um raio gama é emitido paralelamente ao furo do colimador, ele atravessa o furo e interage com o cristal de NaI(Tl) por efeito fotoelétrico, depositando toda sua energia em apenas um local do cristal. Esse tipo de evento é considerado como um evento válido. Se o raio gama atravessar o furo, mas interagir com o cristal por espalhamento Compton, o raio gama pode ter uma segunda interação com o cristal. Caso essas duas interações sejam detectadas, toda energia será depositada no cristal, e assim o Analisador de Altura de Pulso não irá discriminar esse evento e ele será posicionado em uma localização entre os dois pontos de interação. Caso apenas um evento seja detectado a energia formará um pulso de menor amplitude, sendo rejeitado pelo analisador. Esse evento é conhecido como Evento de Espalhamento do Detector (Wiecek, 2007).

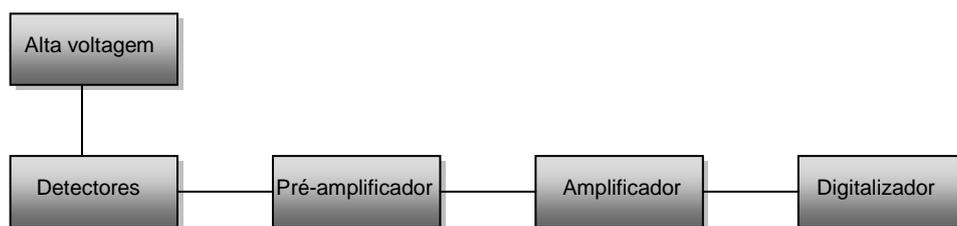
Outro possível evento ocorre quando o raio gama sofre espalhamento ainda no corpo do paciente e atravessa o colimador atingindo o cristal. Esse raio, devido ao espalhamento sofrido, perde energia, fornecendo um sinal de menor amplitude. Caso esse sinal não seja rejeitado pelo Analisador de Altura de Pulso ele contribuirá para

formação de uma imagem “borrada”. Esse evento é conhecido como Evento de Espalhamento do Objeto (Wiecek, 2007).

O último tipo de evento que falta ser mencionado é o Evento de Penetração Septal. Neste caso, o raio gama é emitido através do colimador, atravessando a parede septal com determinado ângulo, isso devido à atenuação incompleta da parede septal. Caso esse raio gama chegue ao cristal, ele contribuirá com a falta de qualidade da imagem, que novamente pode aparecer “borrada” (Wiecek, 2007).

## 5. INSTRUMENTAÇÃO ELETRÔNICA PARA SISTEMAS DE DETECÇÃO DE RADIAÇÃO

Detectores usados em Medicina Nuclear costumam operar no “modo de pulso”, onde são gerados pulsos de cargas elétricas que são utilizados para determinar o número de eventos de radiação detectados. Em adição, através da amplitude dos pulsos do detector pode-se, com uso de um detector de energia sensível, determinar a energia de cada evento de radiação. A partir desta informação se torna possível discriminar eventos que não contribuem para formação de uma imagem de boa qualidade como radiação espalhada, radiação de fundo, ou múltiplas emissões, causados por misturas de radionuclídeos. A Figura 16 mostra os componentes eletrônicos básicos do sistema de contagem de radiação que permitem amplificação e análise dos pulsos e seleção de energias para a obtenção de uma boa qualidade de imagem (Cherry *et al.*, 2003).



**FIGURA 16** - Representação dos componentes eletrônicos básicos do sistema de contagem de radiação

### 5.1 Pré-amplificador

A maior parte dos pulsos de saída característicos da Medicina Nuclear produz um sinal com amplitude relativamente pequena. Além disso, os detectores acima mencionados possuem uma impedância de saída relativamente alta, ou seja, existe uma resistência interna alta para o fluxo de corrente elétrica (Powsner e Powsner, 1998).

O pré-amplificador tem a função de:

- Amplificar se necessário o sinal relativamente pequeno produzido pelo detector de radiação;
- Igualar os níveis de impedâncias entre o detector e o componente subsequente no sistema;

- Dar forma ao pulso de sinal para que os componentes seguintes possam fazer o processamento do mesmo.

Para obter melhores resultados é importante que o pré-amplificador fique localizado o mais próximo possível do detector, pois durante o percurso do pulso dos detectores até os componentes seguintes pode ocorrer uma adição de ruído, provocando uma distorção no sinal e gerando uma imagem de má qualidade. Essa aproximação do detector gera um aumento da razão sinal-ruído (Powsner e Powsner, 1998).

## **5.2 Amplificador**

O componente amplificador de contagens nucleares possui as funções de amplificar o pulso ainda pequeno gerado pelo pré-amplificador (normalmente milivolts) para uma amplitude que seja suficiente para o processamento do sinal pelos componentes seguintes (analisador de altura de pulso, instrumentos de medida, etc.), e dar uma nova forma ao pequeno decaimento gerado pelo pré-amplificador no pulso para evitar o problema de soma de diferentes pulsos (*pile-up*) em situações de razão de alta contagem e melhorar a razão eletrônica sinal-ruído (Powsner e Powsner, 1998).

A moldagem do pulso é a principal função do amplificador. O sinal de saída do pré-amplificador é um pulso de formação ascendente que decai de forma constante com o tempo. Assim, se um segundo pulso ocorre, este se soma com o final do primeiro, fornecendo uma informação de amplitude incorreta. O sistema não pode operar em razões de contagem que excedam algumas centenas de eventos por segundo sem introduzir esse tipo de distorção de amplitude do sinal (Powsner e Powsner, 1998)

Esse sistema de formação de pulso do amplificador deve fornecer uma saída de pulsos claramente separados, ainda que o pulso de saída do pré-amplificador se sobreponha (Powsner e Powsner, 1998).

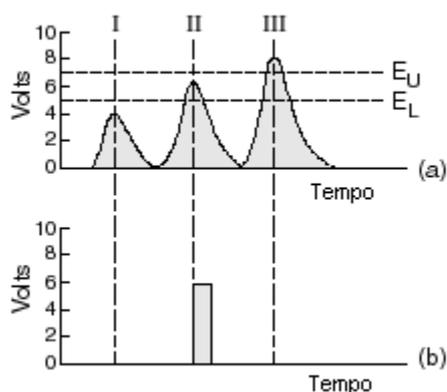
## **5.3 Analisador de Altura de Pulso (PHA)**

Ao se utilizar um detector de energia sensível, a amplitude do pulso de voltagem do amplificador é proporcional à quantidade de energia depositada no detector pelo evento de radiação. Analisando as amplitudes dos sinais de saída do amplificador, é possível determinar a energia dos eventos de radiação detectados (Wiecek, 2007).

O objetivo dessa análise é obter um espectro do número de contagens pela energia e assim poder selecionar apenas as contagens de energia que interessam, aceitando a maioria das contagens sem espalhamento e rejeitando o máximo possível de contagens espalhadas (radiação de fundo, radiação espalhada, etc.).

O dispositivo usado é conhecido como *Analizador de Altura de Pulso (PHA)*. A figura 17 ilustra pulsos de sinais obtidos e um intervalo de voltagem selecionado, apenas o pulso II é aceito, sendo os pulsos I e III excluídos pelo analisador de altura de pulso (Wiecek, 2007)

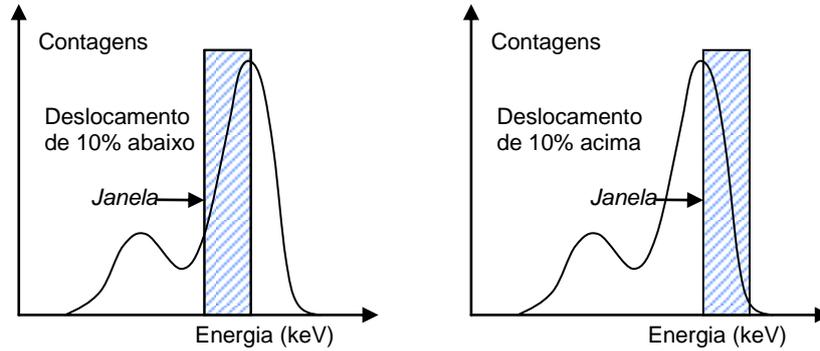
O analisador é utilizado para selecionar as contagens do pulso gerado no amplificador que estão em um intervalo de amplitude de voltagem ou “canais”. Se apenas um canal é selecionado, o dispositivo, neste caso é chamado de *Analizador de único canal*. Quando mais de um canal é analisado simultaneamente o dispositivo é conhecido como *Analizador multicanal* (Cherry *et al.*, 2003).



**FIGURA 17** - Representação esquemática do analisador de altura de pulso, (a) saída do amplificador, (b) saída do analisador de altura de pulso de único canal (Cherry *et al.*, 2003).

Ao se tratar o intervalo de voltagem (canal) como um intervalo de energia, este fica conhecido como *janela de energia*. A escolha da janela é feita em um valor de porcentagem acima e abaixo do pico da energia do raio gama no espectro, sendo assim ele depende do radionuclídeo e do sistema que está sendo utilizado para realizar o exame (Cherry *et al.*, 2003).

Uma janela é dita simétrica quando está centrada no pico da energia do raio gama detectado (fotopico). Quando esta janela se encontra deslocada, é chamada de janela assimétrica (Figura 18). A janela assimétrica é usada para verificar hidratação do cristal, desajuste em tubos fotomultiplicadores e problemas eletrônicos (Cherry *et al.*, 2003).



**FIGURA 18** - Representação de janelas de energia assimétricas. São apresentadas duas assimetrias, uma janela deslocada para energias mais baixas (esquerda) e uma para energias mais altas (direita) (Cherry *et al.*, 2003)

## 5.4 Espectrometria de altura de pulso

A espectrometria de altura de pulso analisa os sinais de amplitude do detector de radiação para reconhecer as energias ou então para selecionar apenas as contagens que estão em um intervalo de energia (Wiecek, 2007).

O espectro da altura de pulso mostra o número de eventos detectados (contagens) *versus* a amplitude desses eventos. A forma desse espectro depende da energia dos fótons e das características do cristal detector (Wiecek, 2007).

## 5.5 Fotopico

Quando um raio gama deposita sua energia no cristal, a saída do amplificador é um único pulso elétrico, cuja amplitude é proporcional à energia do raio gama original. Os fotopicos em um espectro correspondem à principal energia dos raios gama da fonte radioativa (Powsner e Powsner, 1998).

### 5.5.1 Outros Picos no Espectro de Energia

Outros importantes picos aparecem no espectro, como por exemplo, Compton, fuga de iodo, aniquilação e coincidência.

Quando ocorre espalhamento Compton, é gerado o elétron Compton e o fóton defletido. A soma das energias é igual à energia do fóton incidente, porém apenas

o elétron Compton atinge o cristal. Sendo assim, o sistema registra um fotopico de menor energia devido a esse elétron. (Wiecek, 2007).

No caso do pico de escape do iodo, o responsável é o efeito fotoelétrico. Quando o fóton atinge o cristal de iodeto de sódio ocorre interação fotoelétrica e um elétron é ejetado, emitindo assim raio-X. Se este escapa da detecção, gera um pequeno pico antes do fotopico (Wiecek, 2007).

Para que exista um pico de aniquilação, o fóton deve ter energia suficiente para passar pelo processo de aniquilação de pares, produzindo um elétron e um pósitron. Neste caso existem duas possibilidades, de que os dois sejam detectados, ou de que apenas um deles o seja (Powsner e Powsner, 1998).

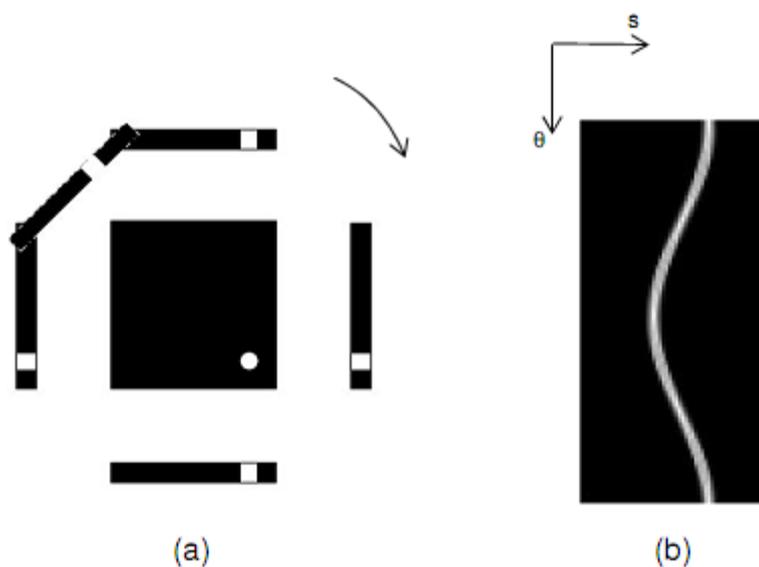
O pico de coincidência ocorre quando dois fótons atingem simultaneamente o cristal, que considera como se fosse um único evento e soma suas energias (Wiecek, 2007).

## 6. RECONSTRUÇÃO TOMOGRÁFICA

Durante a aquisição tomográfica em SPECT, o detector realiza movimento de rotação em torno do objeto e, para cada ângulo, armazena projeções de um volume de radioatividade contido nesse. As projeções são compostas das somas das contagens de radioatividade do volume ao longo de linhas perpendiculares ao detector (em um determinado ângulo  $\theta$ ), que serão tratadas como  $g(s, \theta)$ , onde  $s$  corresponde à posição no detector e  $\theta$  à posição angular onde ele se encontra (Andrade, 2003).

Fótons emitidos na mesma direção, porém em profundidades diferentes podem produzir cintilações na mesma região do detector. Assim, a distância entre a região emissora e a de detecção é desconhecida. Por este motivo, apenas uma projeção é insuficiente para obter a imagem da distribuição do volume radioativo no órgão que está sendo estudado (Andrade, 2003).

Costuma-se representar o conjunto de projeções em um sinograma. O sinograma é uma figura bidimensional, na qual se representa no eixo horizontal o local de detecção dos fótons e no vertical a posição angular do detector (Andrade, 2003). A figura 19 mostra esquematicamente o princípio das projeções e sua representação no sinograma.

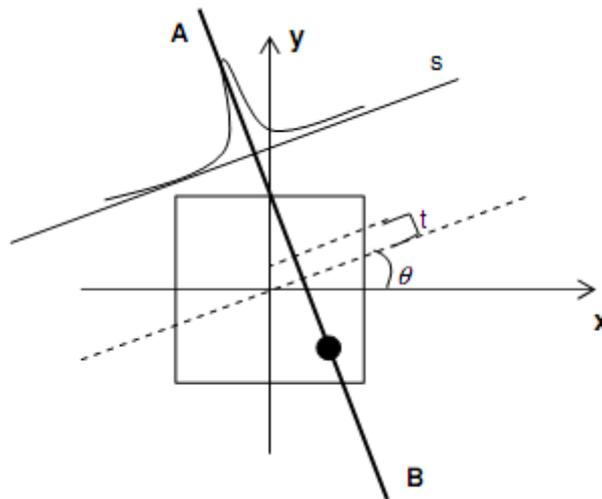


**FIGURA 19** - (a) Projeções da imagem original; (b) Sinograma da imagem original (Andrade, 2003)

As projeções coletadas são organizadas ordenadamente em uma imagem denominada sinograma, na qual cada linha corresponde à projeção adquirida em um ângulo  $\theta$ . O sinograma representa a Transformada de Radon da imagem original, e é definida pela equação 9:

$$\mathfrak{R}(f) = \int_{\text{linha } AB} f(x, y) dt \quad (9)$$

onde  $f(x, y)$  é a distribuição bidimensional de atividade do objeto e  $t$  é a distância medida ao longo da *linha AB* (Figura 20). (Andrade, 2003)



**FIGURA 20** - Geometria de aquisição de uma projeção unidimensional no ângulo  $\theta$  de uma fonte pontual descentrada (Andrade, 2003)

O algoritmo mais comum usado para reconstrução da imagem por meio das projeções é o método da retroprojeção filtrada.

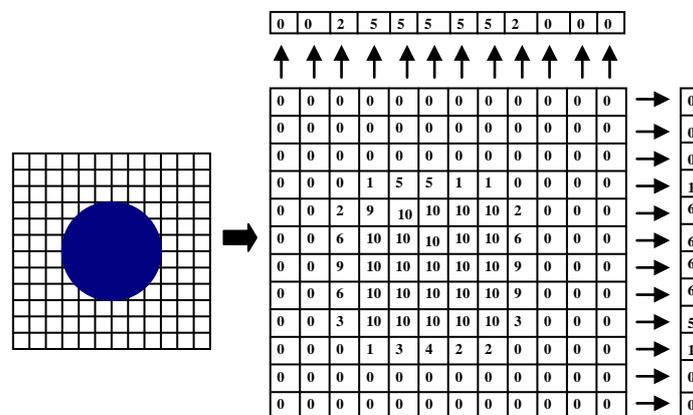
A aproximação da distribuição da fonte através do plano é obtida pelo registro dos dados de cada elemento da projeção em uma grade. Contagens coletadas em um elemento particular do perfil da projeção são distribuídas uniformemente em uma quantidade de pixels. Essa operação é chamada de retroprojeção (*backprojection*). Quando as *backprojections* referentes a todos os perfis adquiridos são colocadas juntas, uma aproximação da distribuição de radioatividade é obtida (Andrade, 2003).

A *backprojektion* de  $N$  perfis é dada por:

$$f(x, y) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N p(x \cos \varphi_i + y \sin \varphi_i, \varphi_i) \quad (10)$$

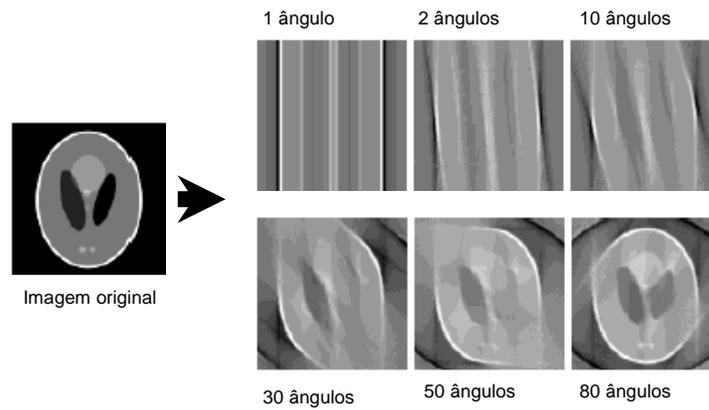
onde  $\varphi_i$  denota o ângulo de projeção  $i$  e  $f(x, y)$  representa a aproximação da verdadeira distribuição  $f(x, y)$  (Andrade, 2003).

A figura 21 é uma representação dos dados obtidos na aquisição das projeções de um disco de radioatividade. Nesta figura, uma grade imaginária é colocada sobre o disco e as contagens referentes aos pixels são recolhidas em uma matriz. Para a reconstrução pelo método da retroprojeção, é feita uma soma das colunas e das linhas dessa matriz. Essas somas são utilizadas para recriar o disco original e os valores delas somas passam através das fileiras adicionando aos valores de cada célula os valores da soma (Powsner e Powsner, 1998).



**FIGURA 21** - Aquisição das projeções de um círculo radioativo na forma numérica

A formação da imagem pelo método citado assemelha-se à verdadeira distribuição da fonte. Porém, existem artefatos nos quais contagens são projetadas na imagem fora da sua localização verdadeira, resultando em uma imagem com “borrão”. A qualidade da imagem pode ser melhorada com o aumento do número de ângulos de projeções e do número de amostras ao longo do perfil (Figura 22). Mas, mesmo com o número de ângulos aumentado, a imagem continuará borrada, pois o método de retroprojeção filtrada sempre apresenta locais de atividade fora da localização da fonte. Esse método só é utilizado em situações simples que envolvem objetos de alto contraste (Wiecek, 2007).



**FIGURA 22** - Método de *backprojection*, reconstrução utilizando diferentes números de ângulos, observando uma significativa melhora na qualidade da imagem com o aumento dos ângulos (Wiecek, 2007)

### 6.1 Sinal x Ruído

O sinal é a parte da informação que produz a imagem real; ruído são informações externas que podem ou não ter relação com a imagem (Wiecek, 2007).

A imagem do ruído pode ser caracterizada como estruturada (sobreposição ao sinal da estrutura de interesse) ou randômica (aparência manchada na imagem). Alguns tipos de ruídos surgem da distribuição do radiofármaco no corpo do paciente, pelo fato de poder ocorrer captação fora da estrutura de interesse, e outros ruídos são gerados de artefatos da imagem, como no processo de reconstrução das imagens tomográficas (Cherry *et al.*, 2003).

O tipo de ruído específico no processo de reconstrução é o artefato estrela, onde raios das projeções do objeto no método de backprojection formam uma estrela ao redor da imagem. O problema deste tipo de artefato pode ser reduzido com métodos de filtragem (Wiecek, 2007).

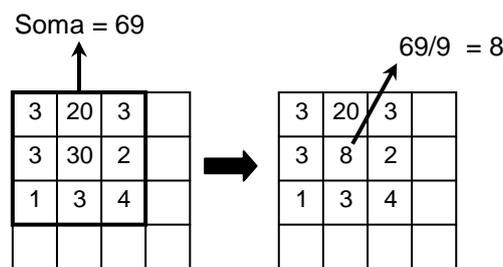
### 6.2 Filtragem

A filtragem consiste em técnicas matemáticas aplicadas para melhorar a aparência da imagem, pois reduzem o efeito do artefato estrela e removem o ruído devido ao espalhamento de fótons e variações estatísticas de contagem (Wiecek, 2007).

Quando os dados estão representados por contagem por pixel, é dito que esses dados estão no domínio espacial. Podem-se apresentar os dados através de uma soma de *senos* e *co-senos*, sendo analisados no domínio da frequência (Wiecek, 2007).

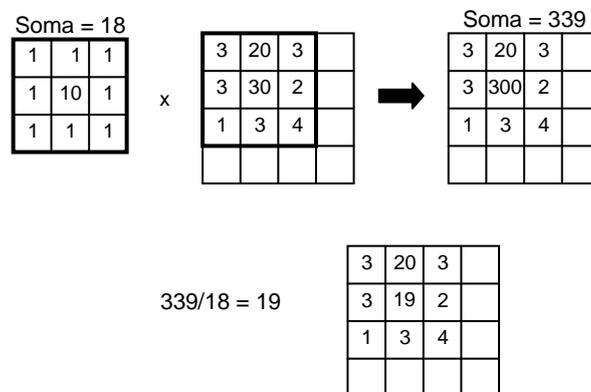
### 6.2.1 Filtragem no domínio espacial

Esta técnica tem como objetivo a moderação das contagens de eventos que sofreram algum tipo de efeito, como espalhamento, variação estática e também de contagens de radiação de fundo. É feita redistribuindo as contagens dos pixels com maiores valores com os seus vizinhos. Esta técnica de filtragem é conhecida como “suavização de nove-pontos”, onde é calculada uma média entre o pixel central e os adjacentes e o valor da média encontrada é substituído no pixel central (Figura 23) (Wiecek, 2007). Esse processo é repetido pixel por pixel da matriz.



**FIGURA 23** - Técnica suavização de nove-pontos

Em uma variação desta técnica, é dado peso diferente para o pixel central por meio da multiplicação de uma matriz que irá funcionar como um filtro. Após realizar a multiplicação pixel por pixel, é feita uma soma dos nove elementos da nova matriz e esse valor é dividido pela soma dos valores do filtro (Figura 24) (Wiecek, 2007).



**FIGURA 24** - Uso do filtro na técnica de suavização de nove-pontos

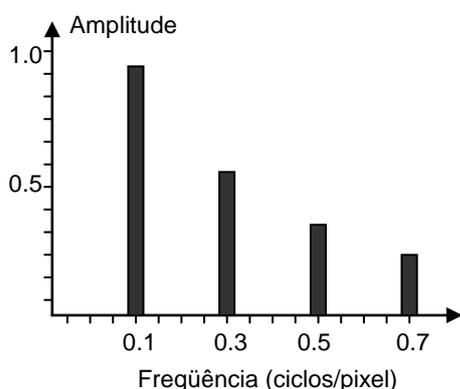
Este tipo de filtragem é utilizado para diminuir o efeito do artefato estrela. Para esse caso utiliza-se o filtro com valores negativos nos pixels periféricos e um valor positivo no centro. Esse filtro tende a realçar as extremidades da imagem diminuindo assim o efeito estrela, pois os valores negativos cancelam a soma dos valores adjacentes (Powsner e Powsner, 1998).

### 6.2.2 Filtragem no domínio da frequência

O termo mais familiar para se referir aos dados é contagem por tempo ou contagem por pixel, ou seja, no domínio do tempo ou no domínio espacial. Embora sirvam para o mesmo propósito, esses dois domínios não são inteiramente independentes. Eles representam diferentes formas de representação de um mesmo conjunto de dados (Wiecek, 2007).

Pensando no domínio espacial estendido ao domínio do tempo encontramos o domínio da frequência. Neste caso, a distribuição de contagens na imagem é expressa em um espectro de frequência espacial. Frequências são dadas em ciclos por centímetro ou ciclos por pixel. A transformação dos dados para esse domínio facilita a filtragem (Powsner e Powsner, 1998).

O primeiro passo a ser seguido para essa transformação é representar o objeto como uma soma de *senos* e *co-senos* (Wiecek, 2007). O objeto representado no domínio da frequência plotado em amplitudes de ondas referentes a cada frequência é chamado de espectro da frequência (Figura 25).



**FIGURA 25** - Espectro de frequências em função da amplitude do sinal referente a cada frequência obtida (Powsner e Powsner, 1998)

A informação obtida na Câmara não muda com esse tipo de transformação dos dados do domínio espacial para o domínio da frequência (Powsner e Powsner, 1998). Todas as mudanças ocorrem apenas no modo de descrição dos dados. Podemos

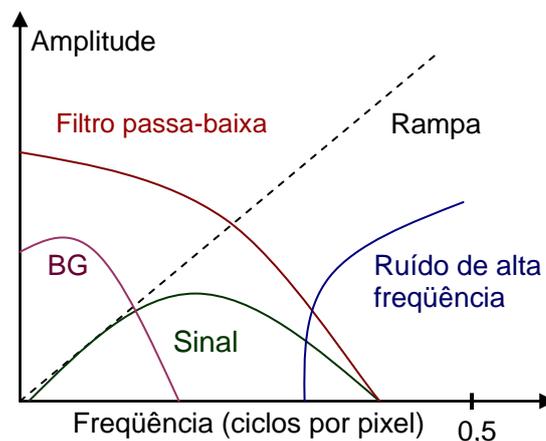
dizer que os dados podem ser transferidos de um domínio a outro sem ganho ou perda de informação, mantendo-se sempre como fator limitante a frequência de aquisição (Powsner e Powsner, 1998).

A transformação dos dados para o domínio da frequência é baseada em um método conhecido como Transformação de *Fourier* (Andrade, 2003).

A frequência *Nyquist* (0,5 ciclos/pixel) é a mais alta frequência usada para mostrar que dois pontos adjacentes estão separados em um objeto (Powsner e Powsner, 1998).

### 6.3 Filtros usados no processamento de imagens

A figura 26 mostra a distribuição de frequências de uma imagem hipotética. Nela podem-se observar as distribuições de frequências referentes ao sinal da fonte, ruídos de alta frequência e radiação de fundo. Estes filtros são usados para aperfeiçoar o sinal na presença de ruído. Também são apresentados nessa figura dois tipos de filtro: o filtro rampa e o filtro Hamming (um tipo de filtro passa baixa). A combinação desses dois tipos de filtros dá um novo perfil às curvas, melhorando a qualidade da imagem (Early e Sodee, 1995).



**FIGURA 26** - Gráfico representando a relação existente entre os três componentes de qualquer imagem: sinal da fonte, radiação de fundo (BG), ruído de alta frequência (Wiecek, 2007)

Sistematizando então, um filtro é uma operação matemática efetuada em uma imagem capaz de atenuar ou enfatizar diferentes frequências, destacando diferentes características na imagem (Silva, 1998). Podem ser aplicados tanto no domínio espacial,

através da convolução da função matemática que descreve o filtro com a da imagem, ou no domínio de *Fourier*, através da multiplicação das transformadas de *Fourier* do filtro e da imagem e realizando a transformada inversa de *Fourier* do resultado.

Computacionalmente, a filtragem no domínio da frequência é muito mais rápida do que a convolução no domínio espacial (Silva, 1998). O filtro rampa caracteriza-se por possuir pesos proporcionais às frequências que compõe a imagem. A multiplicação das projeções com o filtro rampa gera imagens com melhor resolução, pois amplifica os valores das frequências mais altas. Cada projeção é filtrada e no processo, poderá receber valores negativos. O borramento é reduzido na retroprojeção, pois esses valores irão se cancelar com valores positivos nas vizinhanças das bordas das imagens (Wiecek, 2007).

Uma desvantagem das imagens em Medicina Nuclear reconstruídas por retroprojeção filtrada (*Filtered BackProjection* – FBP) é a amplificação do ruído estatístico inerente às imagens, que é uma componente de alta frequência presente na imagem. Este problema pode ser solucionado através da combinação do filtro rampa com uma função “janela”, que reduz o peso dos componentes das altas frequências. O termo janela é uma analogia, pois essa função permite a presença das altas frequências e atenua as baixas frequências (Groch e Erwin, 2000). Janelas definidas pela função de *Parzen*, por exemplo, produzirão imagens com baixa resolução e devem ser utilizadas apenas em imagens com baixas contagens, enquanto janelas que apliquem pouca suavização, como *Shepp-Logan*, resultarão em imagens bastante ruidosas, sendo utilizadas nas situações de altas contagens. As janelas mais utilizadas são as janelas intermediárias, como *Butterworth* (Gelfand e Thomas, 1988).

A seleção do filtro mais apropriado e da frequência de corte dependerá da aplicação clínica. Tipicamente, essa frequência de corte varia entre 0,2 a 1,0 vezes a frequência de *Nyquist*. No caso das janelas *Butterworth*, também se pode variar um parâmetro denominado ordem. Quanto maior a ordem, mais abrupta será a curva do filtro e maior a banda de frequências atenuadas. A maior vantagem dessas janelas é a adaptação da sua função às características dos dados das projeções (Groch e Erwin, 2000).

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

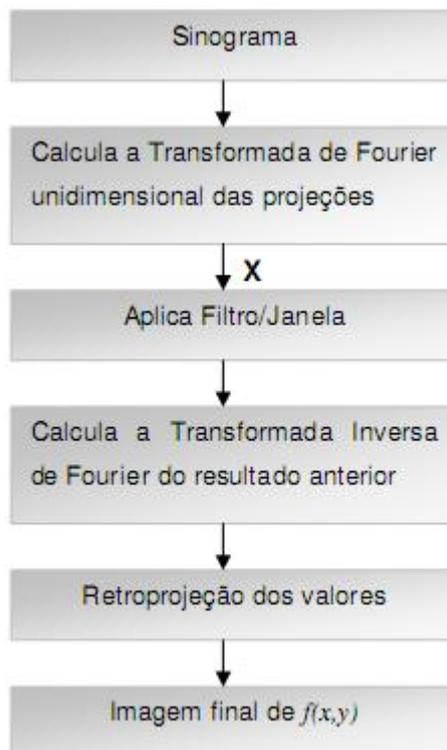
Rampa:  $R(\omega) = \omega$  (11)

Shepp-Logan:  $SL(\omega) = \frac{\sin\left(\frac{\pi\omega}{2\omega_c}\right)}{\frac{\pi\omega}{2\omega_c}}$  (12)

Hamming:  $H(\omega) = \left(0,54 + 0,46 \cos\left(\frac{\pi\omega}{\omega_c}\right)\right)$  (13)

Butterworth:  $B(\omega) = \frac{1}{1 + \left|\frac{\omega}{\omega_c}\right|^{2N}}$  (14)

Resumidamente, o algoritmo de reconstrução tomográfica por FBP recuperação de distribuição do radioisótopo  $f(x,y)$ , obedecendo às etapas representadas conforme mostra o diagrama de blocos da figura 27:



**FIGURA 27** - Diagrama de Blocos do algoritmo FBP (Andrade, 2003)

## 6.4 Reconstrução iterativa

O princípio dos algoritmos iterativos baseia-se na busca de uma solução através de sucessivas estimativas. As projeções da estimativa atual são comparadas com as projeções medidas (originais) e o resultado desta comparação é utilizado para modificar a estimativa corrente. Os algoritmos iterativos diferem no modo como as projeções são comparadas e no tipo de correção aplicada a cada uma. O processo inicia-se com uma imagem inicial arbitrária, que pode ser, por exemplo, uma imagem reconstruída pelo método FBP ou uma imagem contendo a média das contagens do sinograma (Bruyant, 2002).

Em cada método escolhe-se um critério para corrigir as projeções, podendo ser, por exemplo, minimizar o erro quadrático médio, maximizar a entropia ou otimizar algum outro parâmetro (Rebelo, 1998). Dentre os métodos iterativos mais conhecidos está o algoritmo ML-EM (*Maximum Likelihood-Expectation Maximization*) cujo objetivo é calcular a distribuição da fonte radioativa que melhor reproduza os dados de projeção (Figura 28). Este processo considera que as projeções podem ser modeladas supondo que a contagem de fótons segue uma distribuição de Poisson, levando em conta a natureza estocástica do processo físico de geração da radiação (Andrade, 2003).

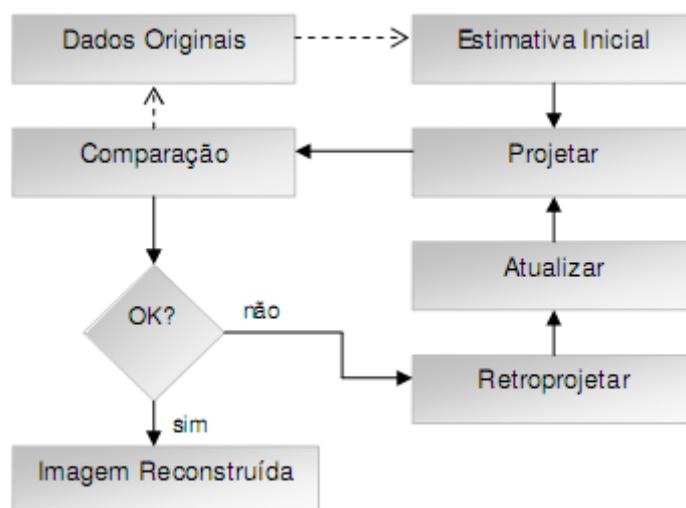


FIGURA 28 - Diagrama de blocos do algoritmo ML-EM (Andrade, 2003)

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

fornecer a estimativa nova. O algoritmo ML-EM proposto por Lange e Carson em 1984 (Bruyant, 2002) pode ser descrito pela equação:

$$\bar{f}_j^{(k+1)} = \frac{\bar{f}_j^k}{\sum_{i=1}^n a_{ij}} \sum_{i=1}^n \frac{g_i}{\sum_{j=1}^m a_{ij} \bar{f}_j^k} a_{ij} \quad (15)$$

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

O algoritmo converge quando a mudança entre sucessivas iterações é dita mínima, analisada a partir de uma função custo. No método de reconstrução por FBP, o ruído é constante no campo de visão reconstruído. O ruído em estudos com o método iterativo ML-EM é relacionado com o sinal: a amplitude do ruído é menor em regiões de menores contagens, porém amplifica-se proporcionalmente com o número de iterações. Ainda em relação ao algoritmo FBP, o algoritmo ML-EM melhora a resolução da imagem, pois define melhor as bordas dos objetos, além de permitir uma quantificação absoluta a partir da inserção de métodos de correção de efeitos físicos (Andrade, 2003).

Muitos sistemas SPECT já estão oferecendo um método de reconstrução iterativa em suas plataformas. Isso se deve basicamente a dois motivos: (a) a reconstrução iterativa permite realizar correção de atenuação baseada nos dados de uma imagem de transmissão; (b) as plataformas computacionais já possuem velocidade de processamento capaz de realizar esse tipo de reconstrução em tempo razoável (Groch e Erwin, 2000).

## 6.5 Correção de Atenuação

A atenuação produz uma diminuição do número de fótons que saem do corpo, devido à absorção fotoelétrica pelos tecidos encontrados na trajetória da radiação. Ela é uma função da energia do fóton, da espessura e composição do meio atravessado pelo fóton. Seu efeito em SPECT 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 das imagens e, conseqüentemente, o diagnóstico clínico (Andrade, 2003).

Em SPECT, no entanto, não existe informação *a priori* da intensidade e da posição das fontes de radiação, e estes são exatamente os parâmetros que se deseja conhecer. Como os fótons provenientes destas fontes desconhecidas são atenuados pelo material existente entre as fontes e o detector, torna-se necessário conhecer a distribuição dos coeficientes de atenuação, ou o mapa de atenuação do objeto (Silva, 1998).

Os métodos de correção de atenuação são dependentes do tipo de algoritmo que será usado na reconstrução das projeções. Os métodos mais simples e comuns de correção de atenuação são aqueles que podem ser aplicados antes ou depois da reconstrução por retroprojeção filtrada e assumem uma distribuição constante do coeficiente de atenuação em todo corpo. Tais métodos funcionam razoavelmente bem para secções do corpo relativamente simétricas e uniformes, tais como o crânio. Na SPECT cardíaca, a correção de atenuação é especialmente problemática devido à geometria não-uniforme do tórax, que contém os pulmões, ossos e tecido mole, com coeficientes de atenuação distintos (Tsui *et al.*, 1989).

Nos algoritmos iterativos de reconstrução, cada nova estimativa da distribuição de atividade obtida durante a iteração utiliza uma operação de projeção e outra de retroprojeção. A correção de atenuação pode ser incorporada ao algoritmo de reconstrução durante essas operações de projeção e retroprojeção, conhecendo-se o mapa de atenuação. Esses algoritmos vêm sendo bastante utilizados em reconstruções, pois incorporam a correção e permitem uma compensação mais acurada, principalmente no caso da atenuação não-uniforme (Webb *et al.*, 1983).

O algoritmo projetor-retroprojetor desenvolvido por Gullberg *et al.* (1986) calcula os fatores que ponderam o valor de cada pixel na projeção e retroprojeção, em função do comprimento da trajetória do fóton e do coeficiente de atenuação do pixel. No caso da operação de projeção, a expressão será:

$$p_{km} = \sum_{i,j} W_{ij}(k,m) x_{ij} \quad (16)$$

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

$$W_{ij}(k,m) = \begin{cases} \frac{A_{ij}(k,m)}{\mu_{ij}} \{1 - e^{-\mu_{ij}l_{ij}(k,m)}\}, & \text{se } \mu_{ij} > 0 \\ l_{ij}(k,m)A_{ij}(k,m), & \text{se } \mu_{ij} = 0 \end{cases} \quad (17)$$

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

$$A_{ij}(k,m) = e^{-\int_{b_{ij}}^{\text{detector}} \mu(S_{km}) dS_{km}} \quad (18)$$

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

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

$$x_{ij} = \sum_{k,m} W_{ij}(k,m) p_{km}. \quad (19)$$

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

## 7. REQUISITOS PARA INSTALAÇÃO E EXEMPLOS DE EXAMES DE SPECT

Os Requisitos Para a Instalação de SPECT são os mesmos requisitos necessários para a instalação de um serviço de Medicina Nuclear. Estes requisitos seguem a norma CNEN-NE-3.05 (Requisitos de Radioproteção e Segurança para Serviços de Medicina Nuclear) e, como descrito no item 4.3 da própria norma, o serviço deve possuir as seguintes dependências de instalação:

- Sala de espera de pacientes;
- Sanitário exclusivo de pacientes;
- Local para armazenamento de rejeitos radioativos;
- Laboratório de manipulação e armazenamento de fontes em uso;
- Sala de administração de radiofármacos;
- Sala(s) de exame(s);
- Quarto para internação de pacientes com dose terapêutica, com sanitário privativo, quando forem aplicadas doses terapêuticas de Iodo-131, acima de 1, 11 GBq (30 mCi) pelo SMN.

### 7.1 Protocolo de realização de Imagens Cardiovasculares

Administração de Tecnécio-  $^{99m}\text{Tc}$ -sestamibi.

Preparo do Paciente: Preparo padrão e cuidados para os estudos de esforço.

Dose e Via de Administração dos Radiofármacos: 10 a 30 mCi para cada dose, administração intravenosa.

SPECT- Protocolo de Imagem: protocolo de 1 dia- repouso/esforço.

Repouso: 8 a 10 mCi de  $^{99m}\text{Tc}$ -sestamibi; imagem aos 30 a 90 minutos.

Esforço 20 a 30 mCi de  $^{99m}\text{Tc}$ -sestamibi; imagem aos 15 a 30 minutos.

Protocolo de 2 dias: repouso/esforço ou esforço/repouso; 25 mCi de  $^{99m}\text{Tc}$ -sestamibi

### SPECT – Parâmetros de Aquisição

Posição do paciente: supina, braço esquerdo levantado (arco de 180°);

Rotação: sentido horário

Imagem/arco: 64 imagens (180, desde OAD até OPE 135)

Matriz: 64 X 64

### SPECT- Parâmetros de Reconstrução

Filtro interfatias

Filtro de convolução: Butterworth

Repouso: corte = 0,6; ordem = 8

Esforço = corte = 0,6; ordem = 8

Correção de atenuação: sim, sempre que possível

SPECT gatilhado

Aquisição de dados em sincronia com o ECG: gatilho pela onda R 8 imagens por ciclo cardíaco.

## **7.2 Protocolo de realização de Cintilografia Óssea para corpo inteiro**

Preparo do Paciente e acompanhamento:

- o paciente deve estar bem hidratado;
- o paciente deve esvaziar a bexiga antes do exame
- o paciente deve urinar bastante mesmo após o exame
- o paciente deve retirar objetos de metal para a realização do exame.

Dose e Via de Administração:

20 mCi de tc99m difosfanato

Administração intravenosa

Tempo de Imagem:

Iniciar de 2 a 4 horas após a administração da dose

Procedimento:

Incidências anterior e posterior de todo o esqueleto

No caso de SPECT de uma cabeça, obter 300.000 a 500.000 contagens por cada imagem parcial (spot)

No caso de SPECT de duas cabeças, posicionar estas paralelamente adquirindo visão anterior e posterior simultâneas, então é feita a varredura contínua do corpo do paciente enquanto a maca se move horizontalmente.

Reconstrução: retroprojeção filtrada, filtro Butterworth, corte de 0,4 com ordem 7; matriz de 128 X 128.( Thrall e Ziessman, 2003)

## **8. CONSIDERAÇÕES FINAIS**

Os sistemas SPECT têm sido implantados em diversos serviços de Medicina Nuclear por possuir um baixo custo, um menor tamanho e uma facilidade maior de instalação em hospitais, quando comparado com o sistema de obtenção de imagens chamado PET.

Possui vantagem singular de ser aplicável na grande maioria dos procedimentos realizados em Medicina Nuclear, porém, deve-se possuir um grande conhecimento do sistema, visando sempre à obtenção de melhores imagens, fornecendo assim, resultados mais confiáveis ao paciente.

O estágio realizado permitiu que houvesse um contato direto com o equipamento e, junto com a rotina médica e os profissionais envolvidos, um maior entendimento a respeito de suas propriedades.

## 9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ANDRADE, M.A. **Implementação de uma interface gráfica em JAVA para reconstrução tomográfica em Medicina Nuclear.** 2003. 48f. Trabalho de Conclusão de Curso (Física) - Faculdade de Física, PUCRS, Porto Alegre.
- BRUYANT, P.P. Analytic and Iterative Reconstruction Algorithms in SPECT. **J. Nuclear Med.**, v.43, n.10, p.1343-1358, 2002.
- CABREJAS, M.L. **Tomografía en Medicina Nuclear.** Argentina: Comité de Instrumentación y Garantía de Calidad Del ALASBIMN, 1999. 247p.
- CHERRY, S.R.; SORENSON, J.A.; PHELPS, M.E. **Physics in Nuclear Medicine.** 3.ed. Pennsylvania: Saunders, 2003. 523p.
- EARLY, P.J.; SODEE, D.B. **Principles and practice of Nuclear Medicine.** 2.ed. Toronto: Mosby, 1995. 877p.
- FILHO, O. M.; NETO, H. V. **Processamento digital de imagens.** Rio de Janeiro: Brasport, 1999. p.1-5.
- GELFAND, M. J.; THOMAS, S. R. Single Photon Emission Computed Tomography. In: **Effective use of computers in Nuclear Medicine.** United States of America: McGraw-Hill Book Company, 1988. p.31-74.
- GROCH, M.W.; ERWIN, W.D. SPECT in the year 2000: Basic Principles. **J. Nuclear Med. Technol.**, v.28, n.4, p.233-244, 2000.
- GULLBERG, G.T. et al. An attenuated projector-backprojector for iterative SPECT reconstruction. **Phys. Med. Biol.**, v.30, p.799-816, 1985.
- KAK, A.C.; SLANEY, M. Algorithms for Reconstruction with Nondiffracting Sources. In: **Principles of computerized tomographic imaging.** New York: IEEE, 1988. p.49-112.
- POWSNER, R.A.; POWSNER, E.R. **Essentials of Nuclear Medicine Physics.** Oxford: Blackwell Science, 1998. 199p.
- REBELO, M. **Uma análise da qualidade de imagens tomográficas do miocárdio por emissão de fótons.** 1998. 105f. Dissertação (Mestrado em Física) - Faculdade de Física, Universidade de São Paulo, São Paulo.
- REQUISITOS DE RADIOPROTEÇÃO E SEGURANÇA PARA SERVIÇOS DE MEDICINA NUCLEAR. Resolução CNEN-NE-3.05. D.O.U., 19/04/1996. 14p.

SILVA, A.M.M. **Reconstrução quantitativa de SPECT**: avaliação de correções. 1998. 134f. Tese (Doutorado em Física) - Faculdade de Física, Universidade de São Paulo, São Paulo.

TSUI, B.M.W. et al. Correction of Nonuniform Attenuation Correction in Cardiac SPECT Imaging. **J. Nuclear Med.**, v.30, n.4, p.497-507, 1989.

WEBB, S. *et al.* A comparison of attenuation correction methods for quantitative SPECT. **Phys. Med. Biol.**, v.28, p.1045-1056, 1983.

WIECEK, D.P. **Instrumentação em medicina nuclear**, 2007. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharelado – Física Médica) – Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista, Botucatu.

THRALL, J.H; ZIESSMAN, H.A. **Medicina Nuclear**, 2003. 2 ed. Rio de Janeiro.