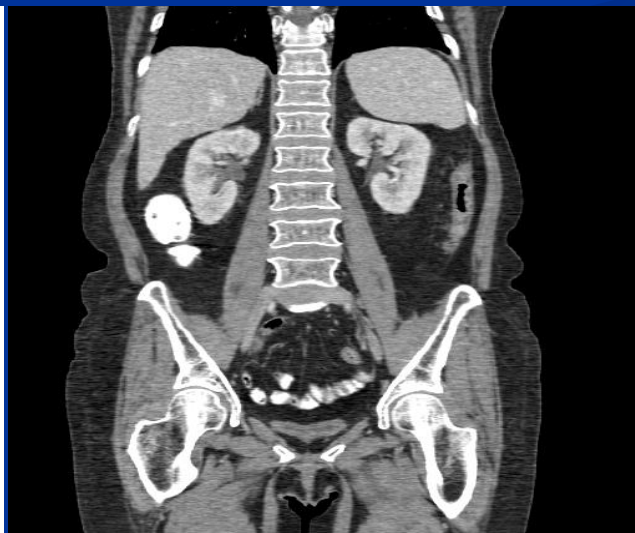


CAPACITAÇÃO EM MEDICINA NUCLEAR

Operação do equipamento Gama-Câmara. Seleção do sistema XELERIS para a aquisição de imagens cintilográficas. Controle de qualidade diário da gama-câmara, uso do controle de comando mesa de posicionamento, uso dos acrílicos e troca de colimadores de alta e de baixa, utilização do sistema de detectores e demais especificidades técnicas do aparelho.

Instrutores: Francisco Cleuce Costa dos Santos _ Matrícula: 2085278 CRTR/DF: 00387N
Ph.D. Hugo Campos Tosta – Matrícula: 2085135 CRF/DF: 5597



Equipamento Gama-Câmara (SPECT & PET-CT)



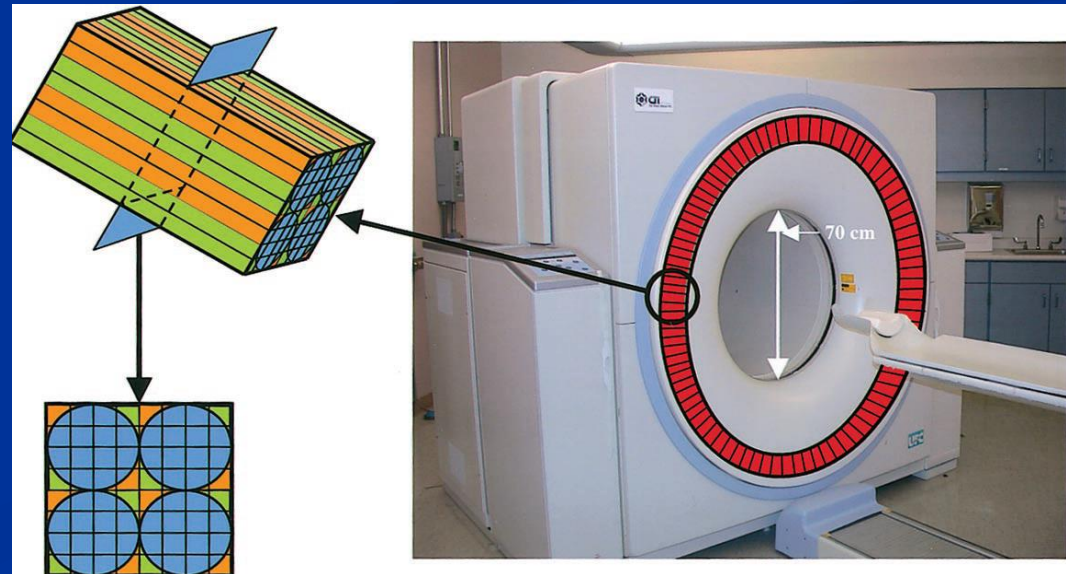
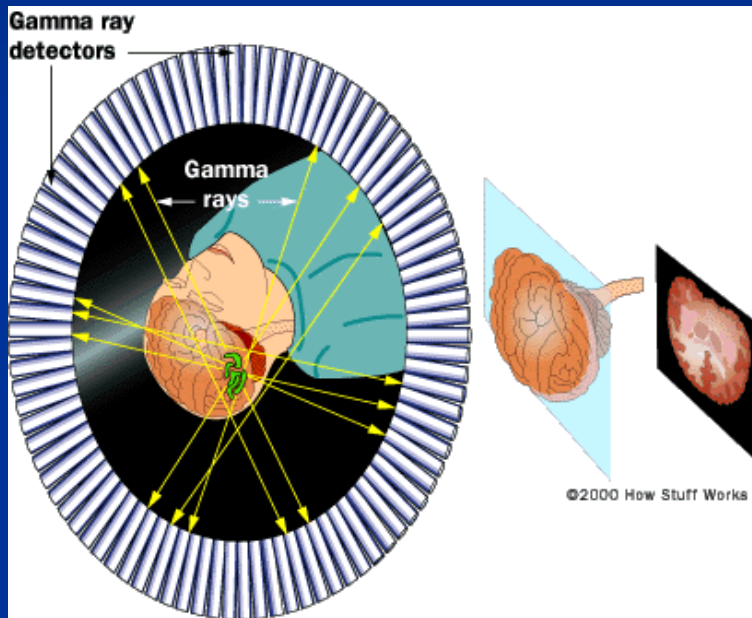
SPECT (Gama Câmara)



PET (Positron Emission Tomography)

PET

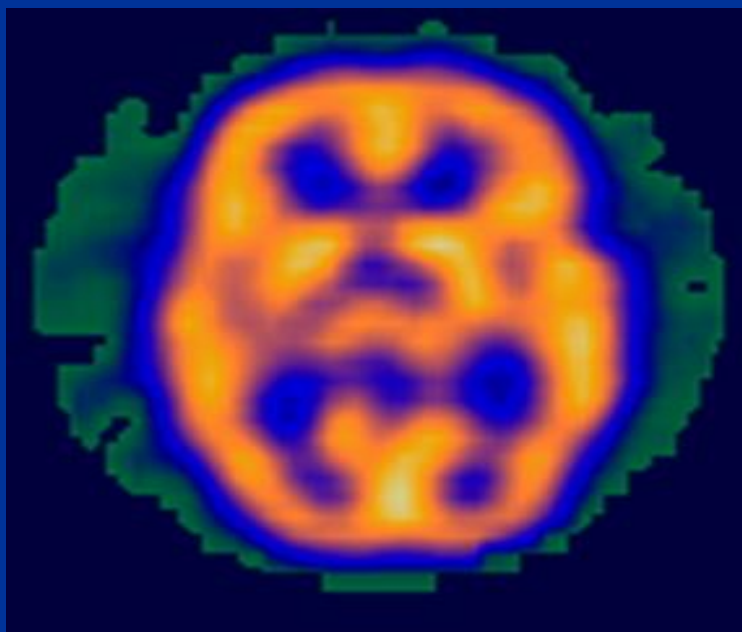
Tomografia por emissão de pósitrons



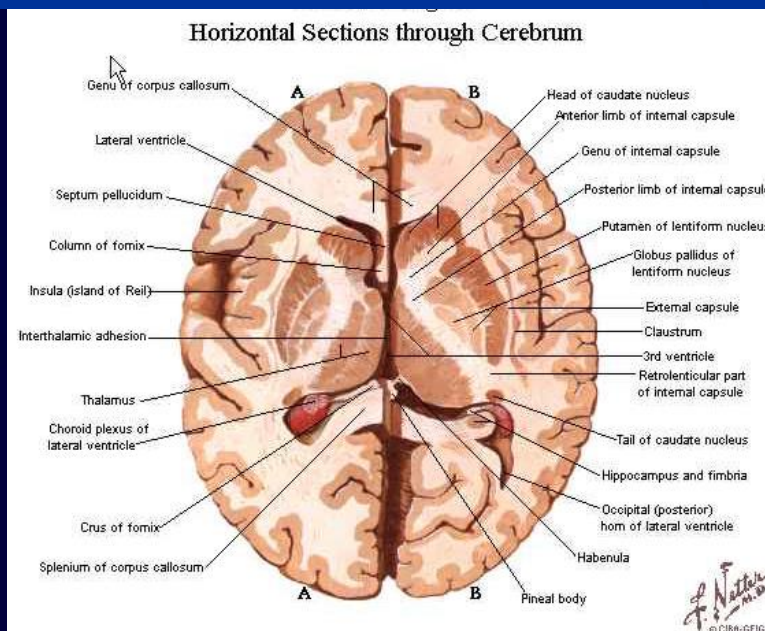
SPECT – “Cintilografia”

Tomografia por emissão de fóton único

Método de diagnóstico por imagem em **Medicina Nuclear**. Através da combinação de um radioisótopo (material radioativo) e um fármaco que leva o material radioativo para o órgão a ser estudado, o método permite informações funcionais e metabólicas dessas estruturas.



FISIOLOGIA



ANATOMIA

Diferenças SPECT x PET

Exemplo Prático

SPECT (Gama Câmara)

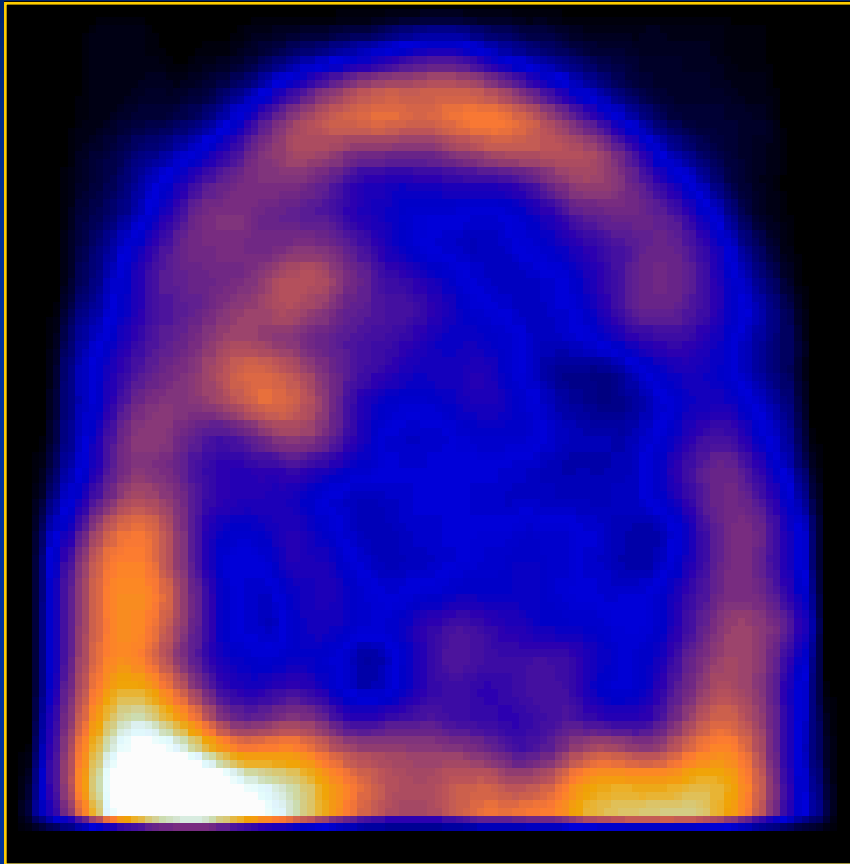
- Perfução
 - HMPAO-99mTc
 - ECD-99mTc
- Atividade Neoplásica
 - Tálzio-201
 - Sestamibi-99mTc

PET

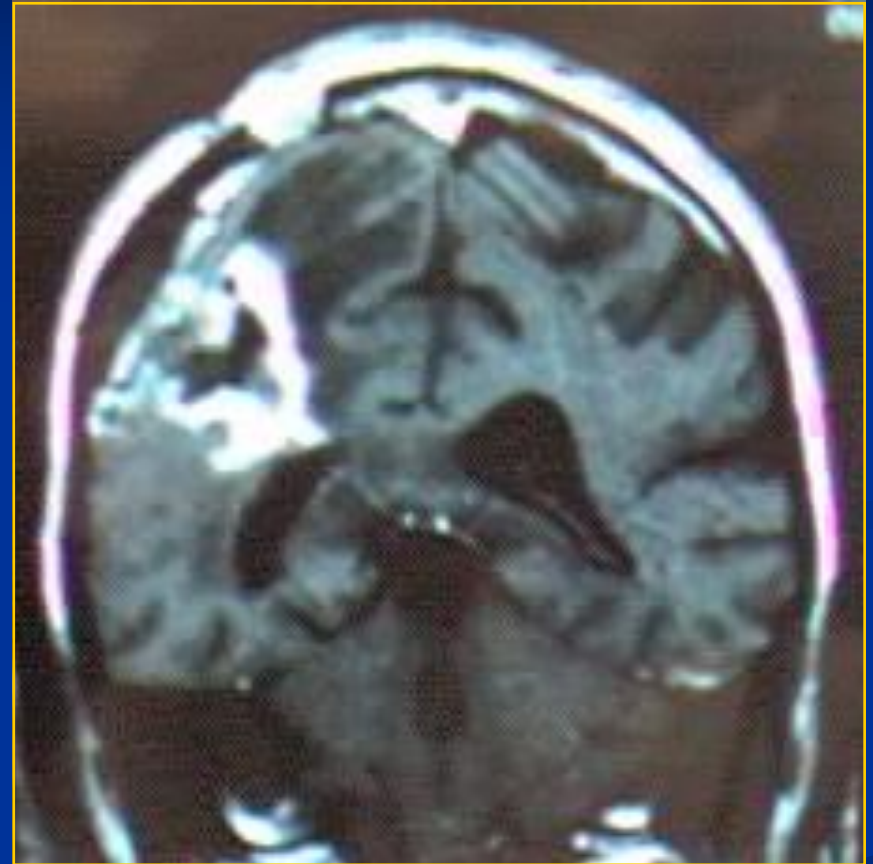
- Metabolismo Glicolítico
 - FDG-18F
- Receptores

O **PET** usa um emissor de pósitrons que emite 2 fótons a 180° em direções opostas, enquanto o **SPECT** utiliza um único emissor de fótons.

Função x Anatomia

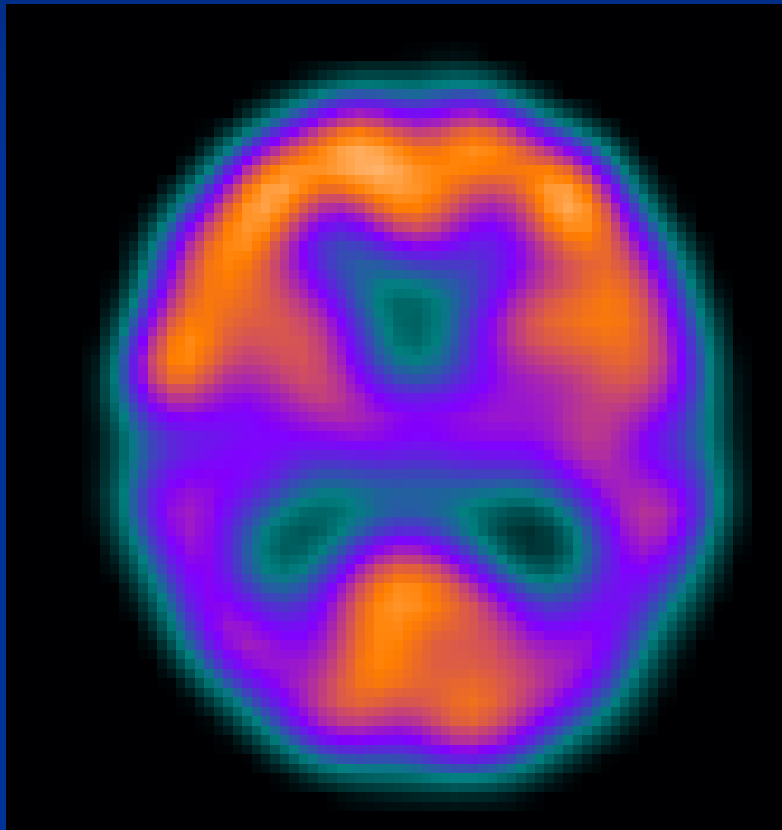


SPECT c/ tálio-201



RM

Função x Anatomia

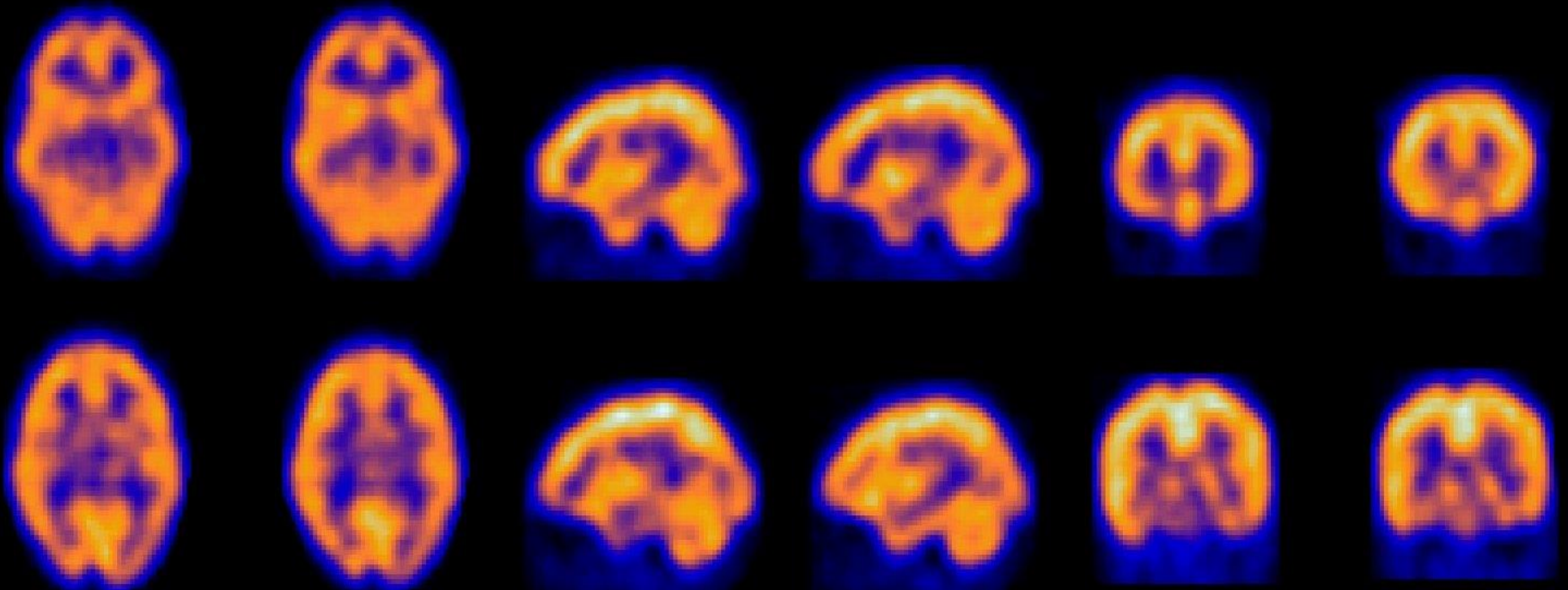


SPECT HMPAO-99mTc



CT

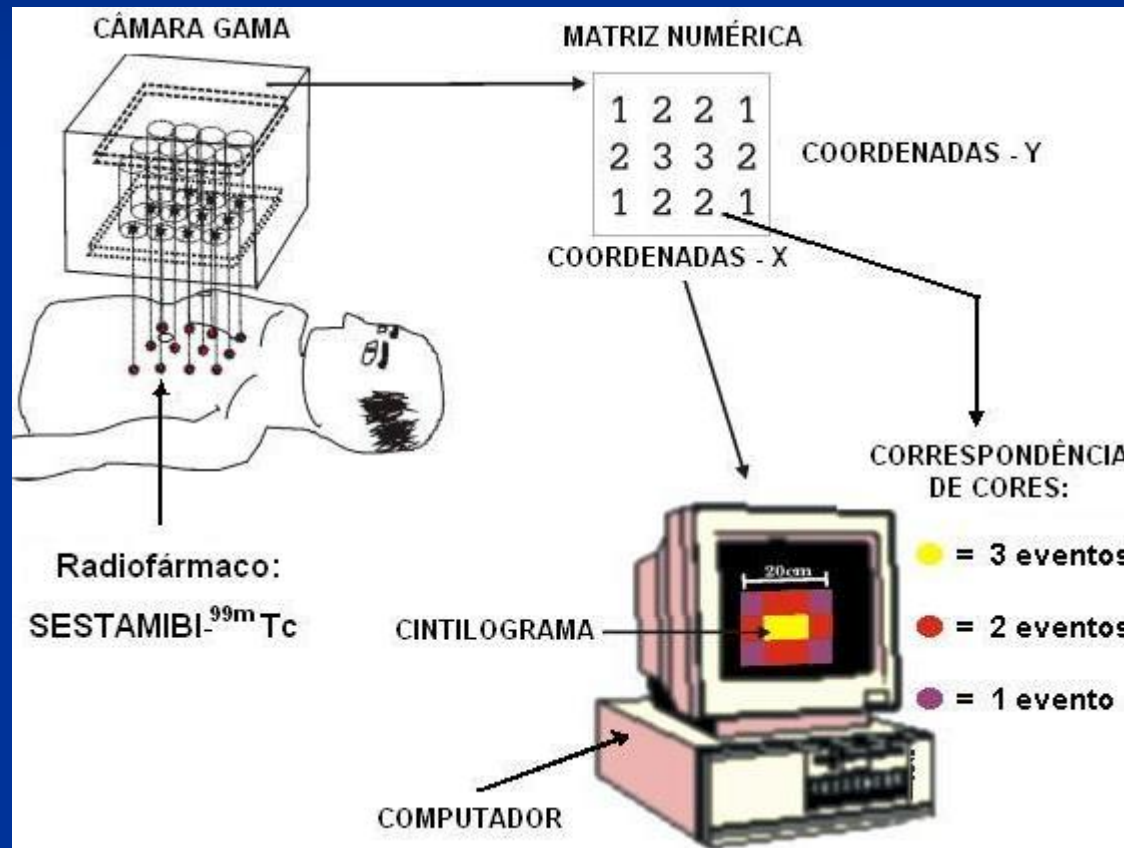
SPECT – Perfusão Cerebral

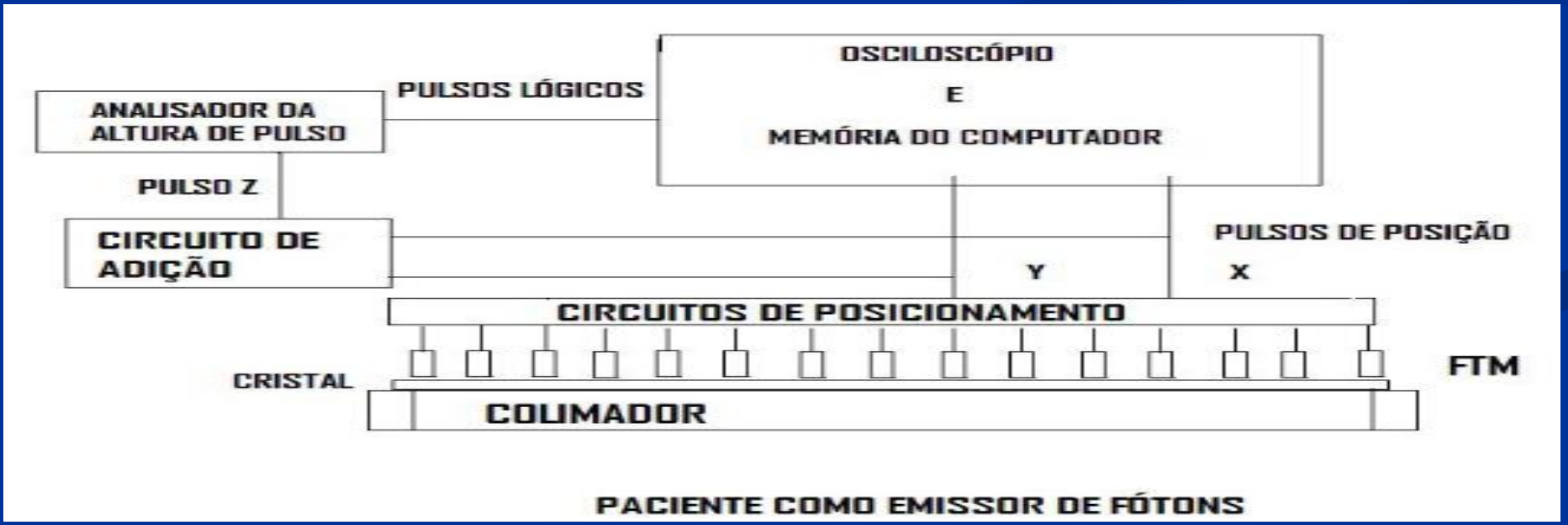
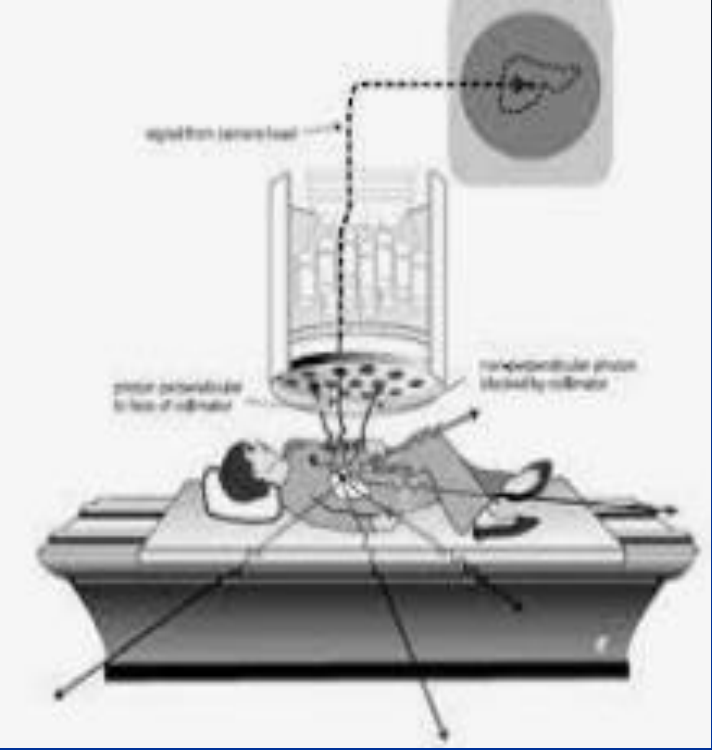
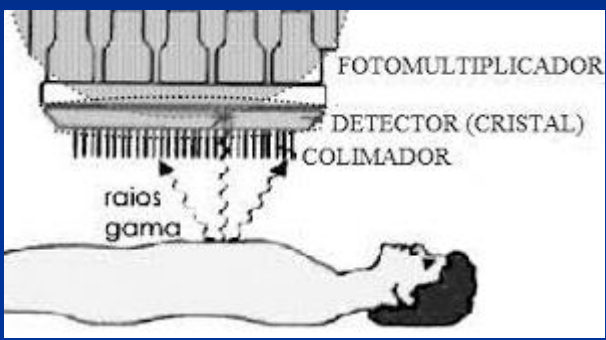
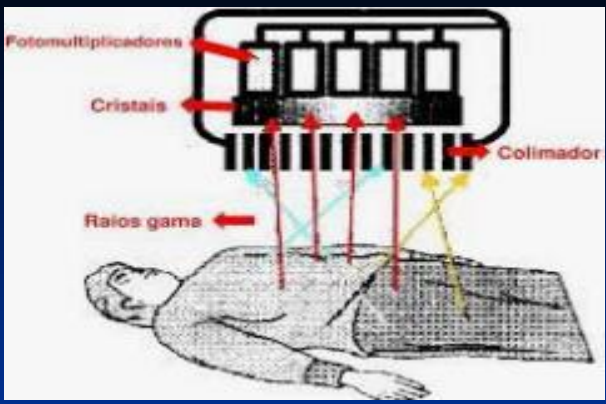


- **Análise Qualitativa**
 - Baseada no conhecimento da distribuição normal do traçador
 - Simetrias x Assimetrias
 - Padrão de Normalidade – Adulto e Criança

Operação do Equipamento Gama-Câmara (SPECT)

A cintilografia tomográfica adicionada à tomografia computadorizada por raios X (do inglês, single photon emission computed tomography and computed tomography - **SPECT-CT**) alia as informações funcionais com uma imagem anatômica derivada de uma tomografia computadorizada de baixa dose.





Single photon emission tomography – Spect
Manual de Operação e Funcionamento
Aula Teórica e Aula Prática



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).

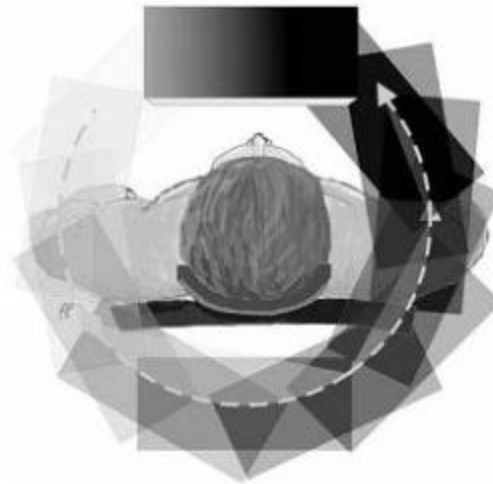


FIGURA 1 - Aquisição rotacional de SPECT (Powsner e Powsner, 1998)

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).

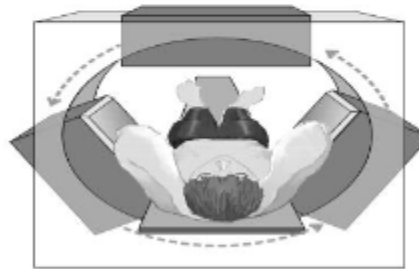


FIGURA 2 - Movimentação de uma Câmara SPECT de três cabeças (Powsner e Powsner, 1998)

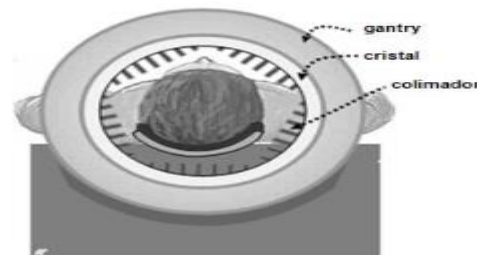


FIGURA 3 - Câmara SPECT de apenas um cristal (Powsner e Powsner, 1998)

Ângulo de rotação das cabeças

As câmaras de uma cabeça devem girar uma volta inteira (360°) 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°) para obter uma mesma imagem, e uma câmara de três cabeças necessita girar apenas 120° para obter uma mesma visão. (Powsner e Powsner, 1998).

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)

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.

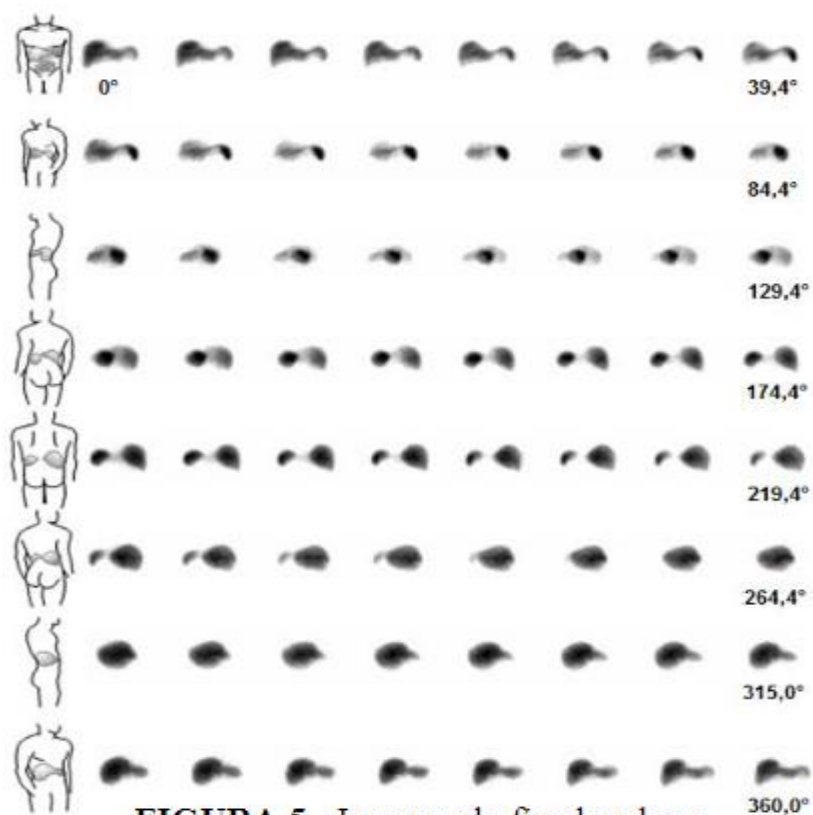


FIGURA 5 - Imagens do fígado e baço

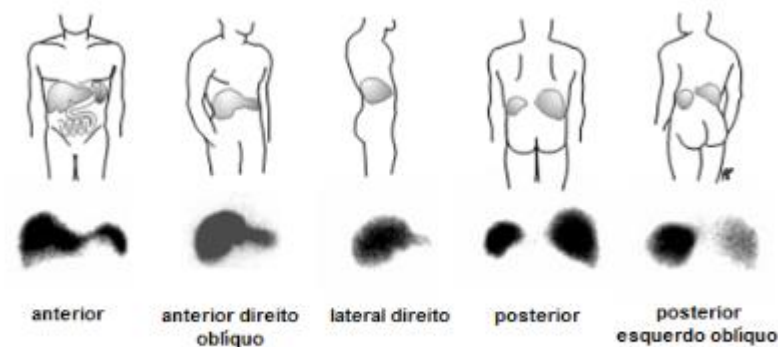


FIGURA 6 - As cinco imagens de projeções usadas em exame

Arcos de aquisição

As imagens de projeção tomográfica são muitas vezes adquiridas por cima de um arco de 360° ou 180° . A rotação com arco de 360° das cabeças da câmara é regularmente usado para a maior parte de órgãos. O arco de 180° 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° 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)

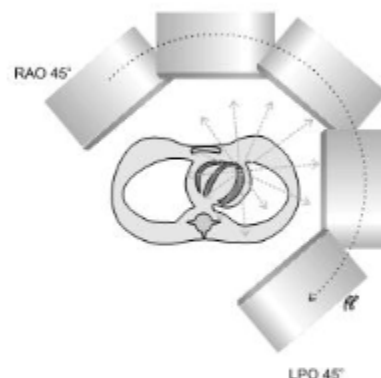


FIGURA 7 - SPECT cardíaco de 180° (Powsner e Powsner, 1998)

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).

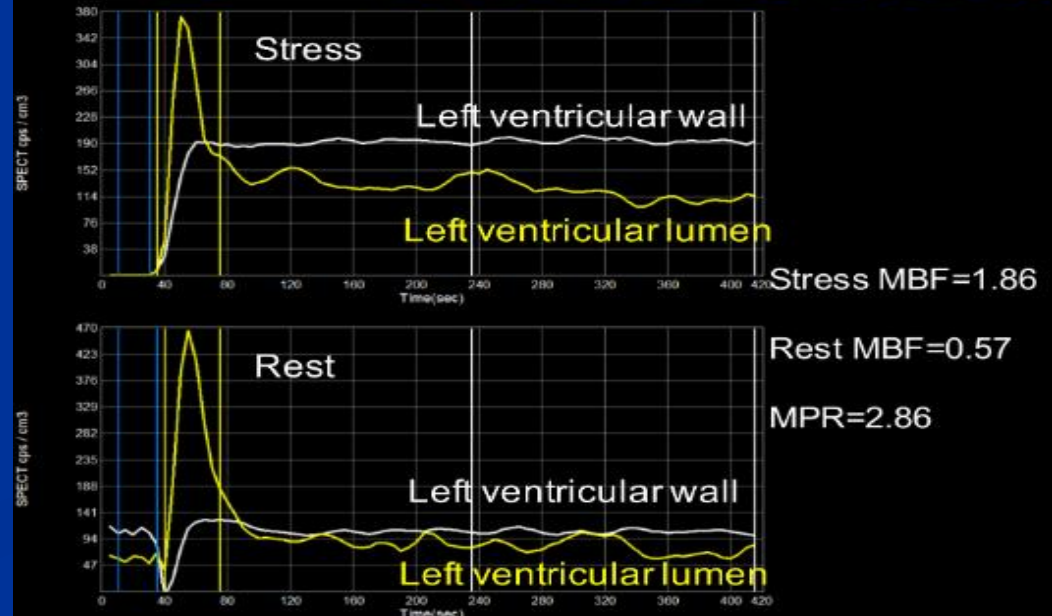
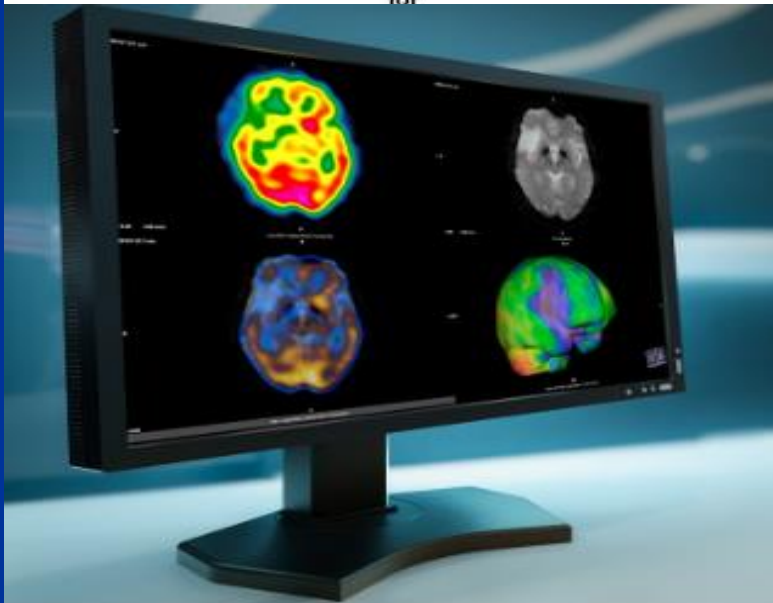
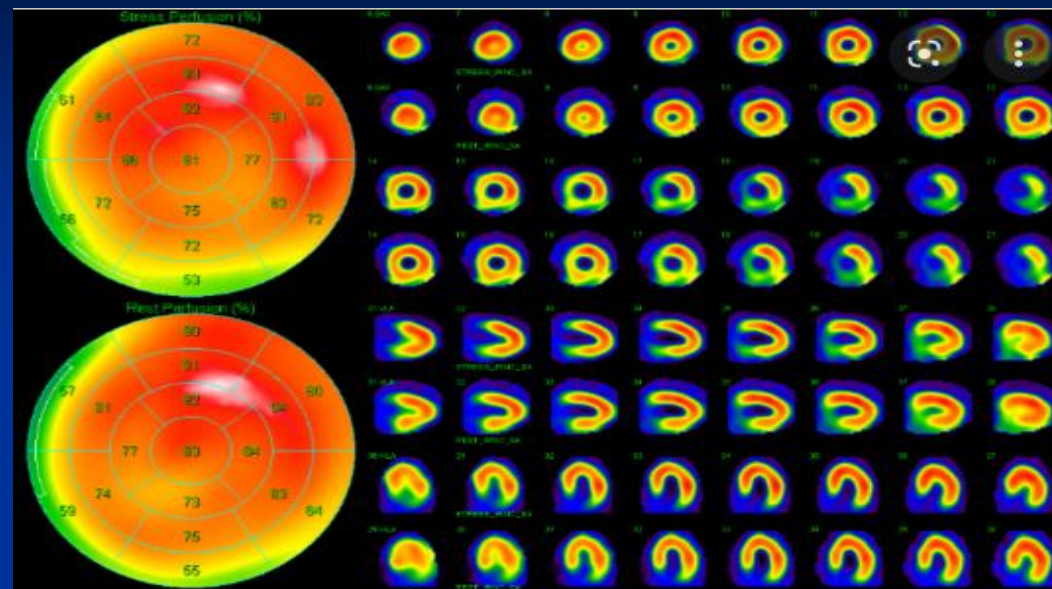
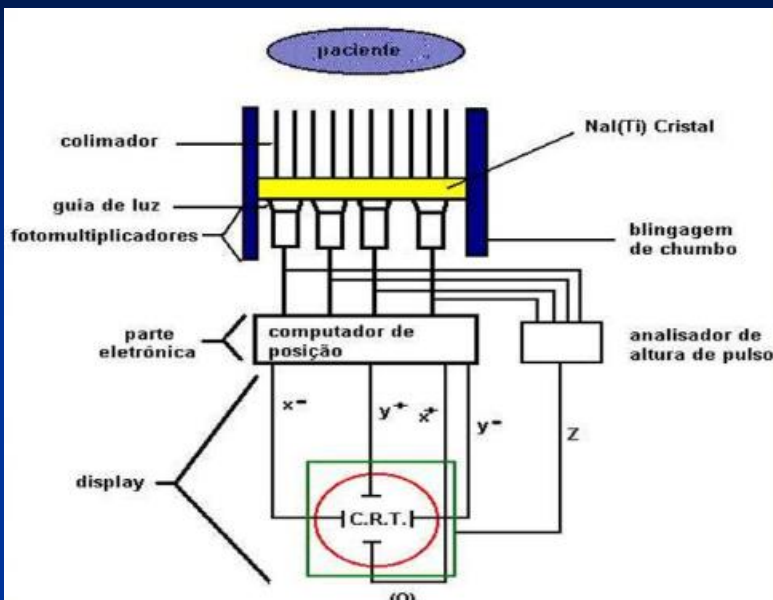
Existem quatro tipos de colimadores empregados em Medicina Nuclear: os de septos paralelos, *pinhole*, de septos convergentes e de septos divergentes.

O colimador de septos paralelos 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).

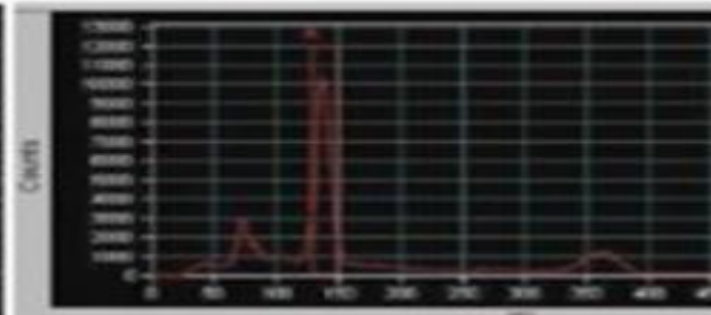
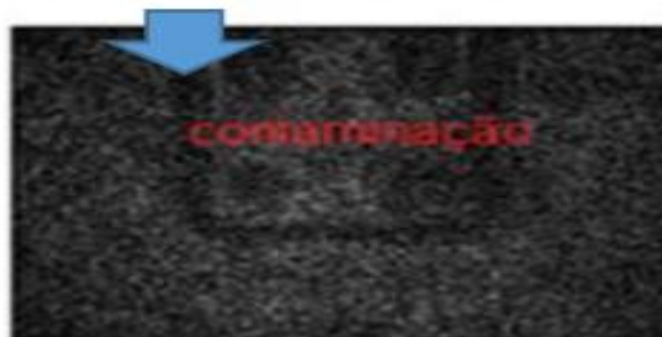
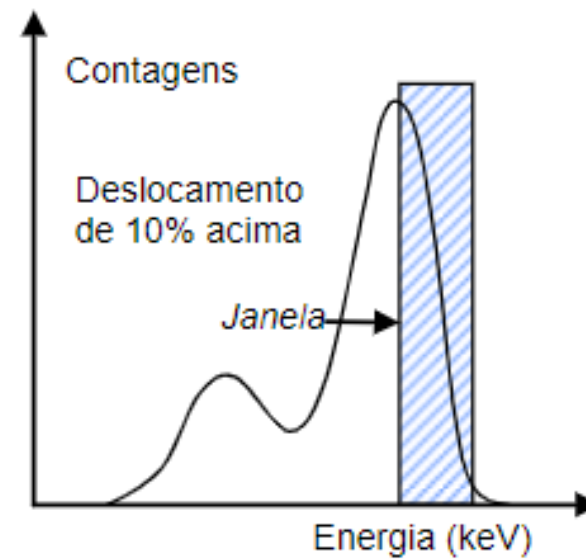
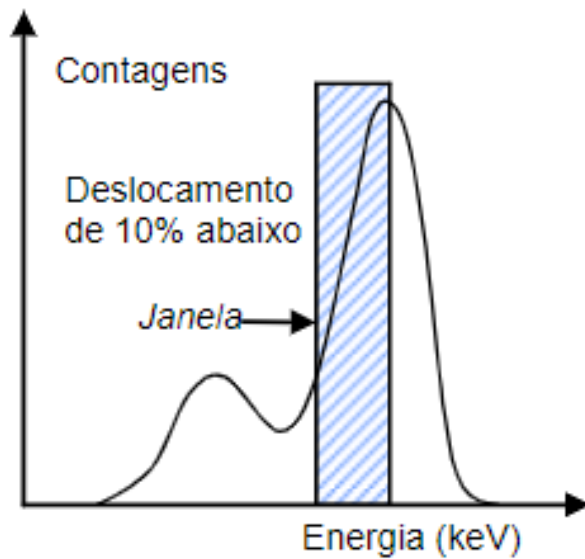
Os parâmetros que determinam a sensibilidade e a resolução de um colimador de furos paralelos são: diâmetro dos furos (D), profundidade efetiva dos furos (P), espessura dos septos (E), distância da fonte ao colimador (H) e formato dos furos.

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).

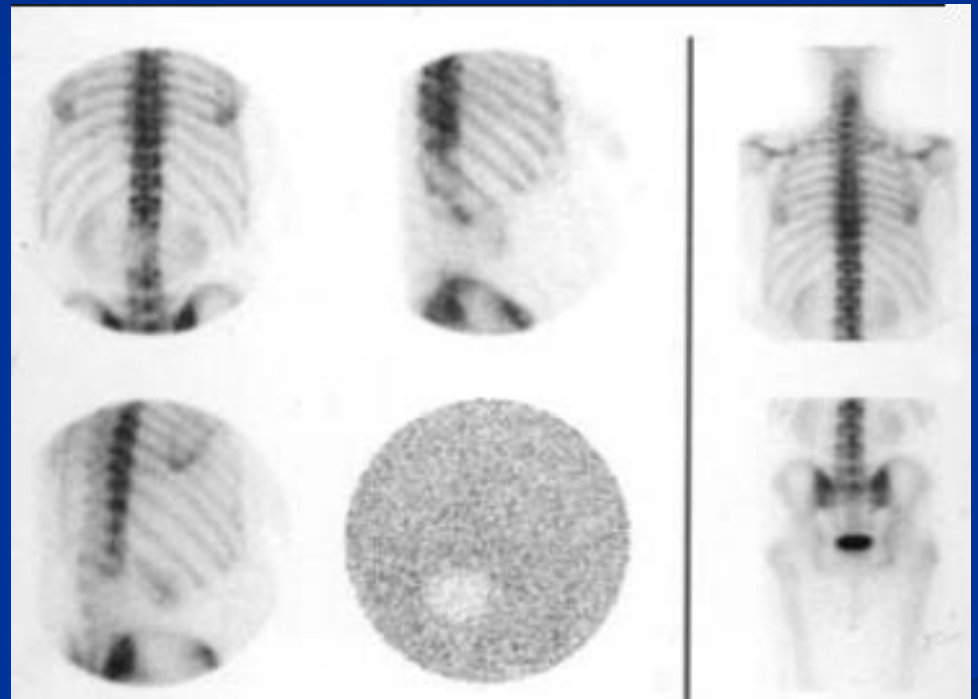
Seleção do sistema XELERIS para a aquisição de imagens cintilográficas



Controle de qualidade diário da gama-câmara



Uso do controle de comando mesa de posicionamento



Uso dos acrílicos e troca de colimadores de alta e de baixa

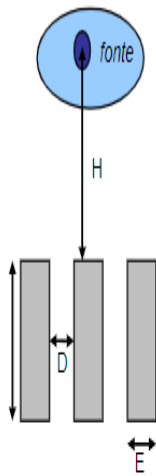


Ilustração dos parâmetros que alteram a sensibilidade e resolução do colimador de septos paralelos (Wiecek, 2007)

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

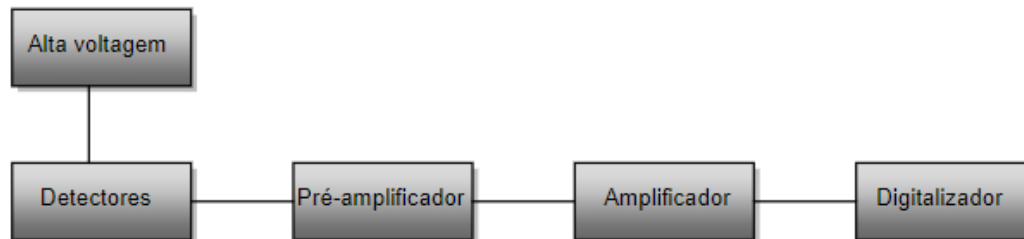
O colimador LEAP possui furos largos (septos finos e furos maiores) que permitem a passagem de muitos fótons. Portanto, possui alta sensibilidade, porém baixa resolução. Muitos dos fótons que passam pelo colimador são fótons espalhados que diminuem a resolução da imagem. Este tipo de colimador é utilizado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



Utilização do sistema de detectores

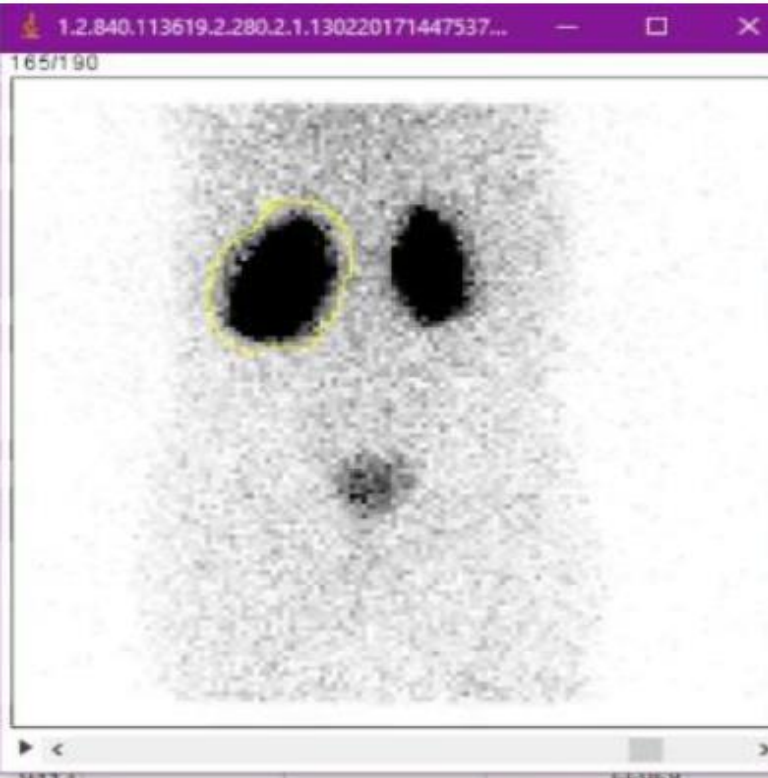
INSTRUMENTAÇÃO ELETRÔNICA PARA SISTEMAS DE DETECÇÃO DE RADIAÇÃO

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 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).



Representação dos componentes eletrônicos básicos do sistema de contagem de radiação





7 fps

H I J K L

B&C

0 28

Minimum

Maximum

Brightness

Contrast

Auto Set Reset Apply

RO...

Rim E

Rim D

Add [T]

Update

Delete

Rename...

Measure

Deselect

Properties...

Flatten [F]

More >

Show All

Labels

D

74263

75400

75113

78303

Cintilografia Renal DTPA-TC99m

