

PRINCÍPIOS DE AQUISIÇÃO DE IMAGENS EM MEDICINA NUCLEAR

MARINA DE SÁ REBELO

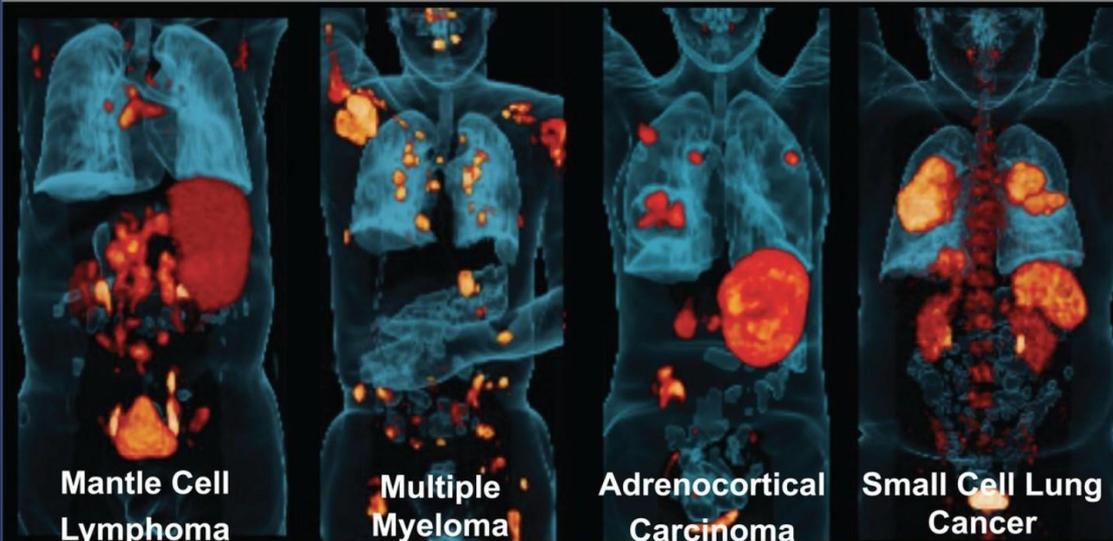
LABORATÓRIO DE INFORMÁTICA BIOMÉDICA

INCOR-HCFMUSP

Medicina Nuclear em perspectiva

- ▶ Capacidade de detectar alterações fisiológicas em seus estágios iniciais
 - ▶ Papel vital no diagnóstico precoce de doenças, como câncer, por exemplo.

Most Intense ^{68}Ga -PentixaFor PET Signal

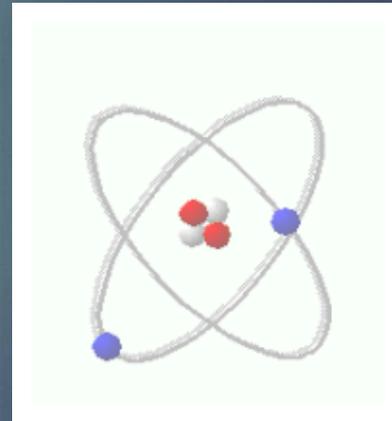


Usando materiais radioativos em baixas doses, permite a visualização e avaliação de processos fisiológicos que muitas vezes são imperceptíveis em outras modalidades.

- ▶ Combina química, física, matemática, engenharia, métodos computacionais e medicina;
- ▶ A qualidade das imagens da modalidade experimentaram melhoria constante:
 - ▶ Desenvolvimento de novos fármacos;
 - ▶ Avanços tecnológicos, com a inovação em detectores de estado sólido e melhorias em câmaras de cintilação;
 - ▶ O desenvolvimento contínuo de algoritmos de processamento de imagens
- ▶ Esses progressos aumentam a capacidade de diagnosticar e monitorar com mais precisão

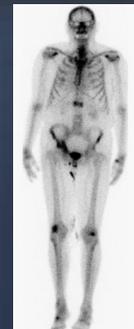
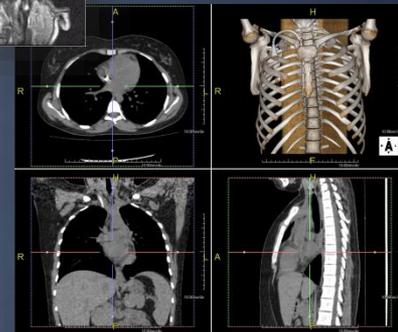
- ▶ Princípios físicos
- ▶ Princípios de formação de imagens
- ▶ Técnicas de aquisição
 - clássicas: imagens estáticas, imagens sincronizadas, imagens dinâmicas
 - Tomográficas: SPECT & PET
- ▶ Qualidade de imagem

Princípios Físicos



As imagens médicas para fins diagnósticos podem ser divididas em dois grandes grupos:

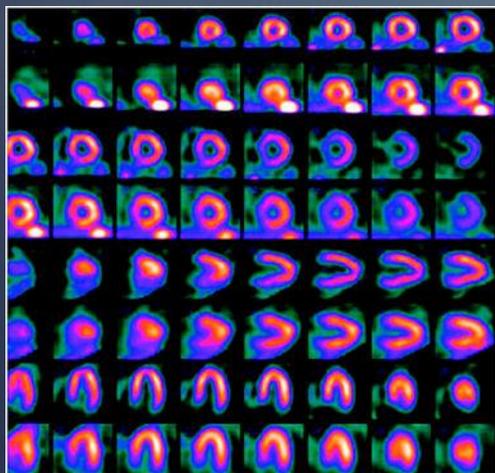
- Imagens anatômicas: permitem a visualização acurada das estruturas internas do corpo.
- Imagens funcionais: têm o objetivo de visualizar os processos fisiológicos que ocorrem dentro do corpo.



- ▶ Alterações anatômicas são precedidas por mudanças funcionais
- ▶ Imagens de Medicina Nuclear permitem a visualização de indicadores precoces de doença através da administração e mapeamento de agentes marcados com material radioativo no organismo, os radiofármacos

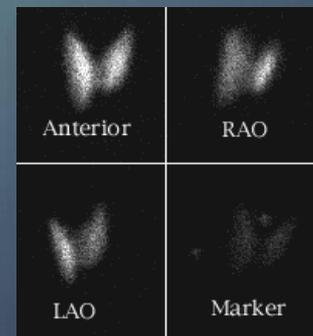
Agentes, ou fármacos marcados com material radioativo - radioisótopos, têm a função de mostrar a função fisiológica de órgãos ou sistemas

A distribuição desses agentes no corpo é determinada pela forma como eles são administrados e por processos metabólicos

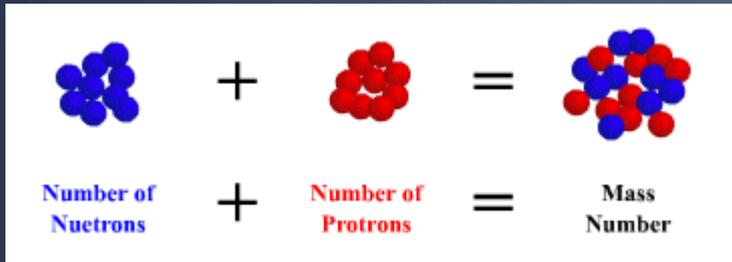


Cloreto de Tálcio
(Tl-201)
músculo
cardíaco

Iodeto de Sódio (I-131)
tireóide



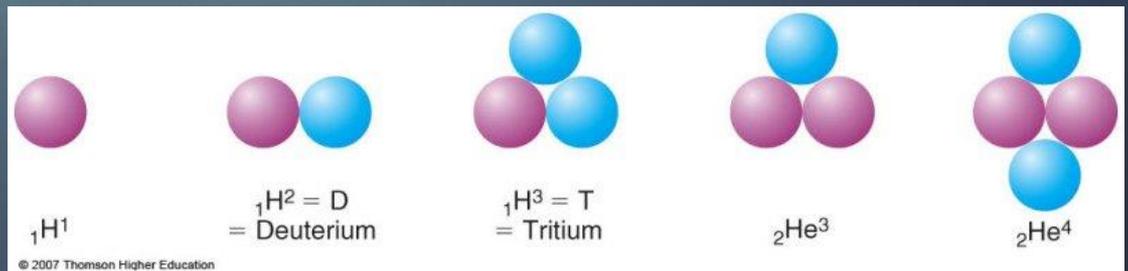
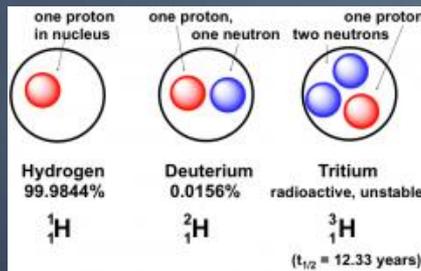
MDP (Tc-99M)
Osso



Um elemento tem sempre o mesmo número de prótons número atômico (Z)

Pode ter o número de nêutrons diferente

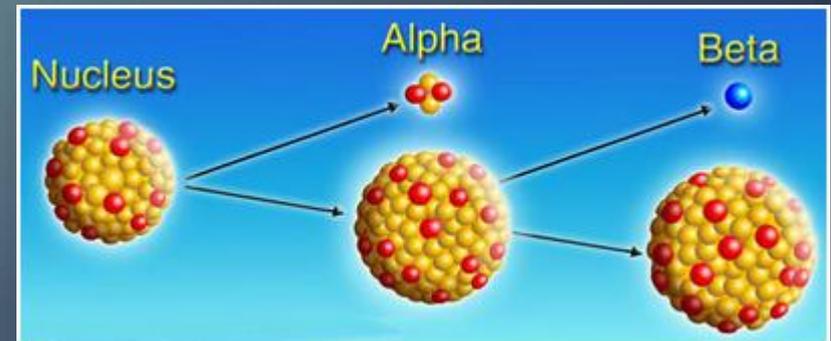
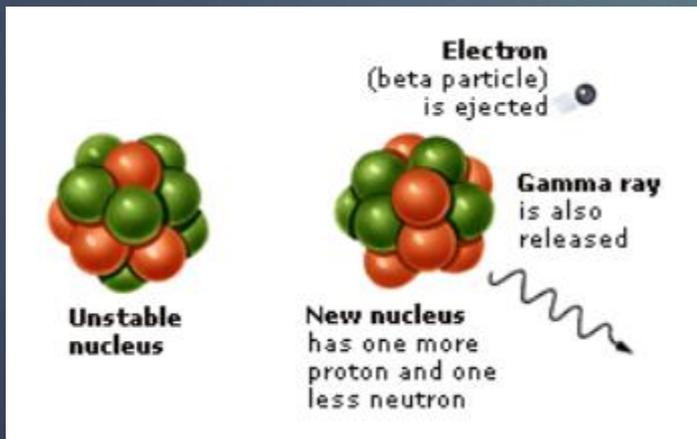
isótopos: átomos com **mesmo Z** e **número de nêutrons diferente**



Radioisótopos

porque Medicina **Nuclear**

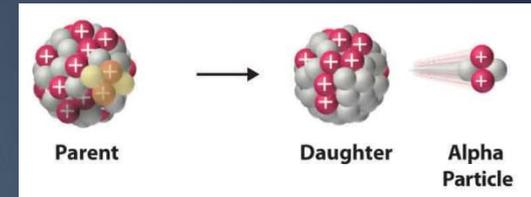
Núcleos de certos isótopos são instáveis :
estão em níveis energéticos excitados e
podem dar origem à emissão de partículas
no processo de decaimento.



Alguns tipos de decaimento radioativo

Decaimento α :

Emissão de núcleo de He (4-8 MeV) (terapia localizada)



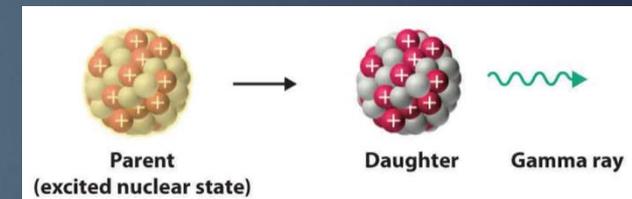
Emissão de partícula β :

Emissão de Elétron - espectro contínuo de energias



Emissão de raios γ :

Onda eletromagnética com valores discretos de energia



Emissão de pósitron:

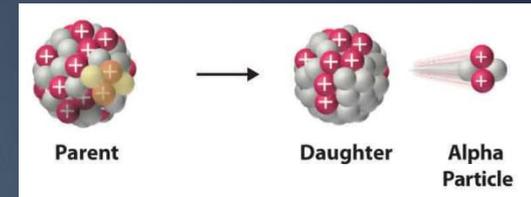
pósitron se combina com um elétron em uma reação de aniquilamento (511 MeV)



Alguns tipos de decaimento radioativo

Decaimento α :

Emissão de núcleo de He (4-8 MeV) (terapia localizada)



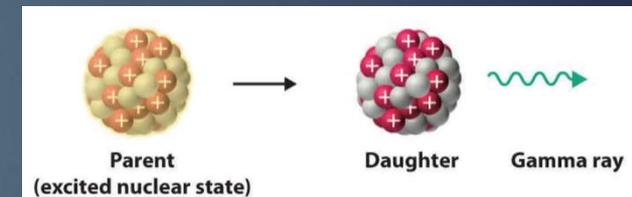
Emissão de partícula β :

Emissão de Elétron - espectro contínuo de energias



Emissão de raios γ :

Onda eletromagnética com valores discretos de energia

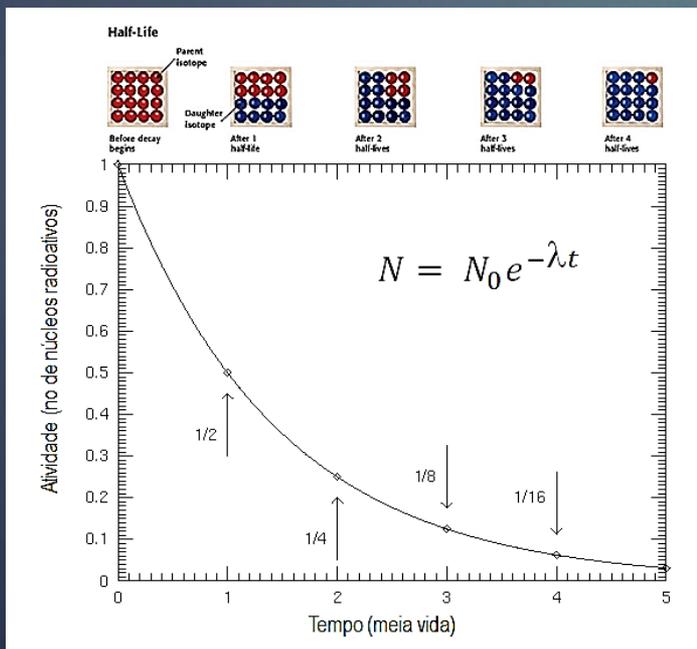


Emissão de pósitron:

pósitron se combina com um elétron em uma reação de aniquilamento (511 MeV)



- ▶ O decaimento de uma amostra radioativa é estatístico: é impossível prever quando um determinado núcleo vai desintegrar
- ▶ Atividade: número de núcleos radioativos que decai por unidade de tempo (**curie - Ci**)



Cada radioisótopo tem uma taxa de decaimento singular, que é a meia vida física.

Meia vida descreve o tempo necessário para que a quantidade de núcleos radioativos diminua para a metade do valor original

Alguns isótopos utilizados em MN

- ▶ **Tecnécio-99m** (diversas aplicações)
 - Energia: 140 Kev ; Meia vida: 6h
- ▶ **Tálio-201** (músculo cardíaco)
 - Energia: 135 Kev ; Meia vida: 62,5 h
- ▶ **Iodo-131** (tireóide)
 - Energia: 380 Kev ; Meia vida: 8 dias
- ▶ **Iodo-123** (tumores)
 - Energia: 159 KeV ; Meia vida: 13,22 horas

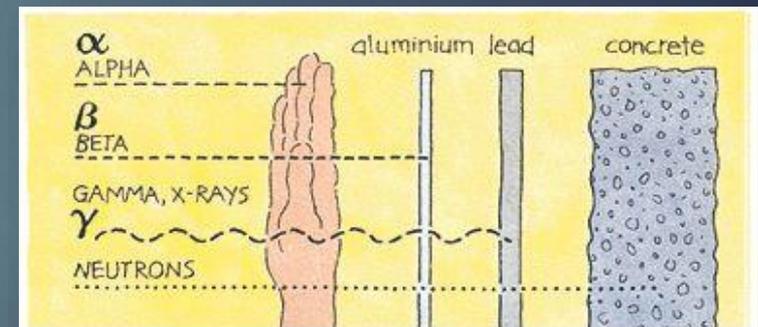
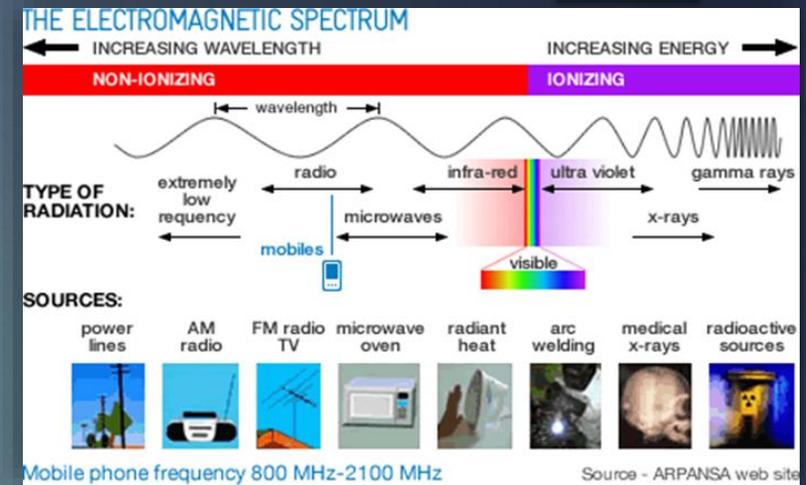
* $1 \text{ ev} = 1.602\ 176\ 53(14) \times 10^{-19} \text{ J}$

energia ganha por um elétron não ligado quando ele é acelerado por uma diferença de potencial de 1 volt.

Radiação: energia na forma de ondas eletromagnéticas (ou partículas)

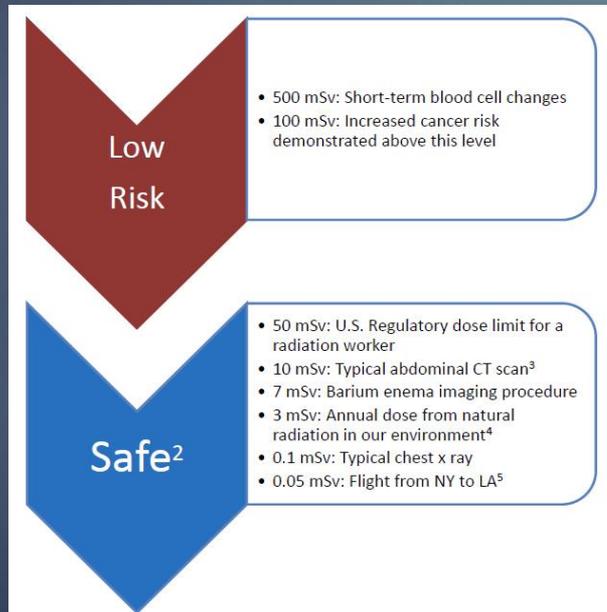
Ionizante: tem energia para remover elétrons de átomos nos materiais que atravessa
→ ionização

Não ionizante: não possui energia suficiente para ionizar átomos: microondas, luz visível, RF, ultra-violeta



▶ Conceito importante: Dose

- ▶ **Dose absorvida (D)** - é a energia depositada pela radiação em um pequeno volume de tecido dividida pela massa do volume
- ▶ **Dose efetiva (E)** – fornece um indicador aproximado de danos potenciais da radiação ionizante. É usada como um parâmetro na avaliação da adequação dos exames envolvendo radiação ionizante. Unidade: Sievert (Sv)



Algumas doses efetivas*

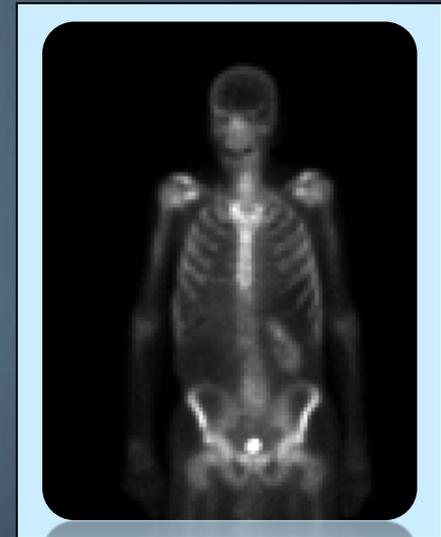
RX: 0,01 – 10 mSv

CT: 2 – 20 mSv

MN: 0,3 – 20 mSv

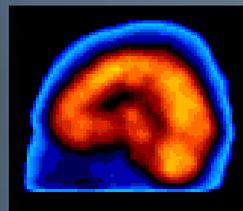
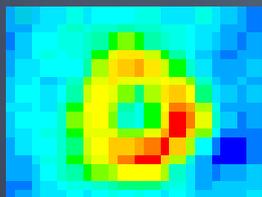
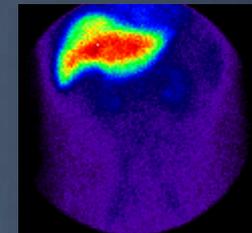
*From: Mettler et al. Effective Doses in Radiology and Diagnostic Nuclear Medicine: A Catalog. (2008) Radiology, 248(1).

Formação de Imagens



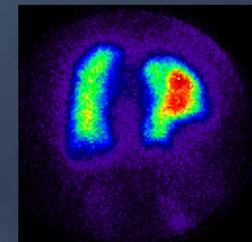
Uma imagem de Medicina Nuclear é o mapa da distribuição do composto marcado com material radioativo dentro do paciente

distribuição predominante do órgão que se deseja estudar



resolução espacial baixa comparada com CT ou MRI

valor diagnóstico muito alto
→ fornece informações funcionais



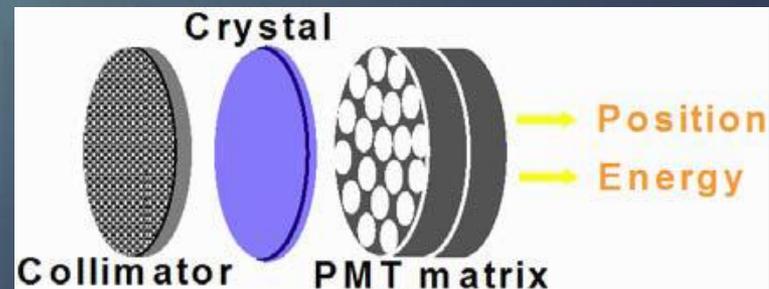
Sistema clássico de detecção

CÂMERA DE CINTILAÇÃO

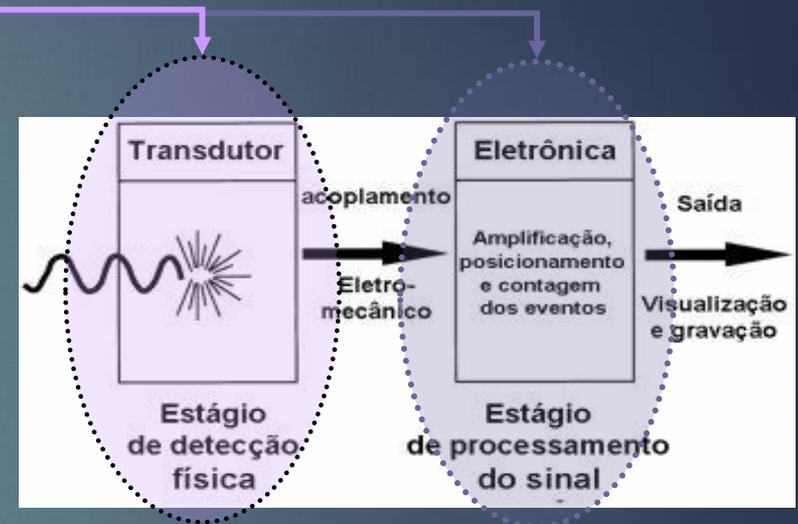
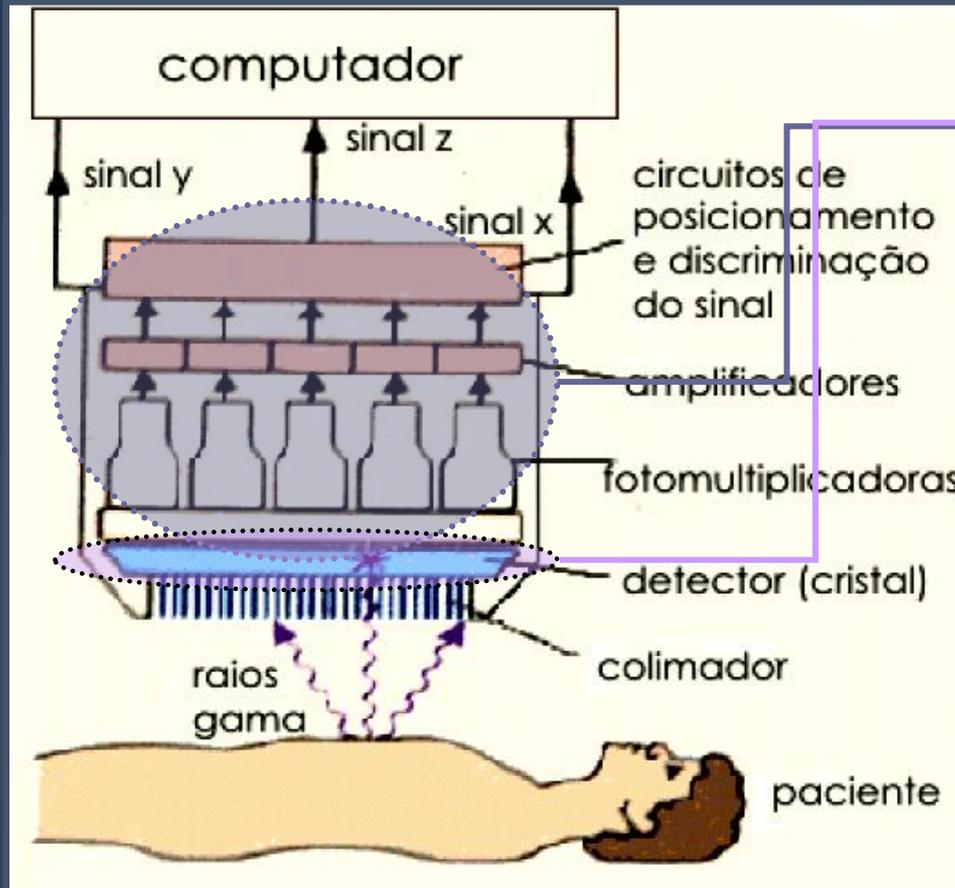
A Câmara de Cintilação ainda é o sistema mais utilizado para detecção em Medicina Nuclear diagnóstica

Composta basicamente por:

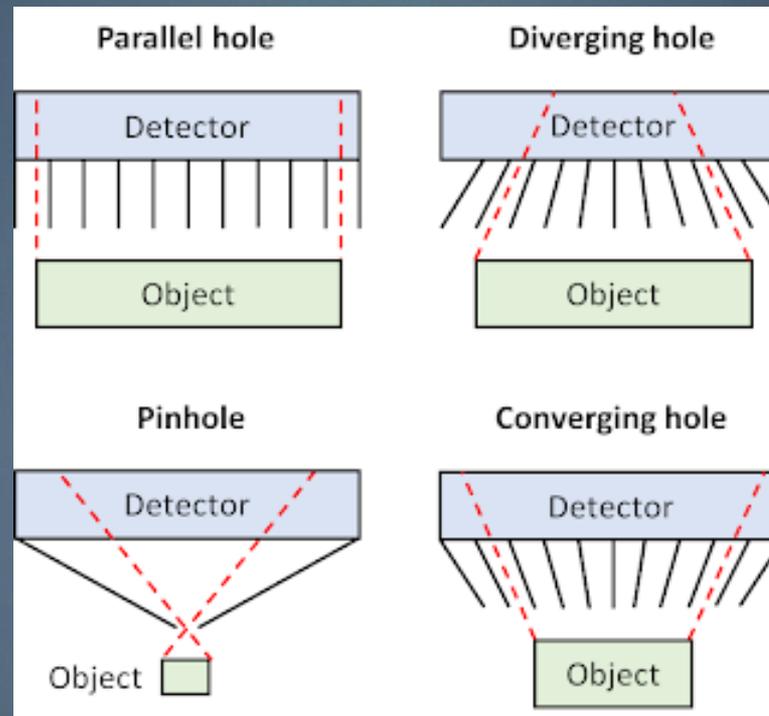
- Cristal de NaI (extenso e fino) ativado com Tl
- Colimador
- Sistema eletrônico de amplificação e análise dos sinais captados



Detecção do sinal

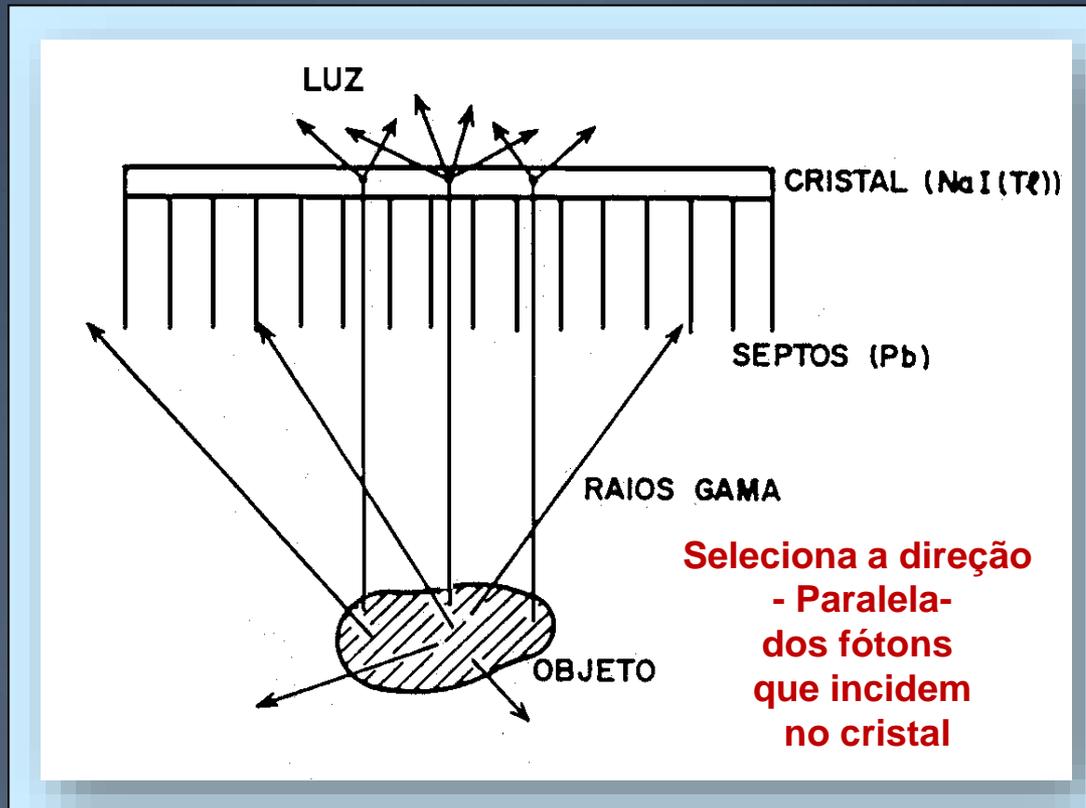


Selecionam os sinais de interesse



Existem diferentes tipos de colimadores, para diferentes tipos de exames

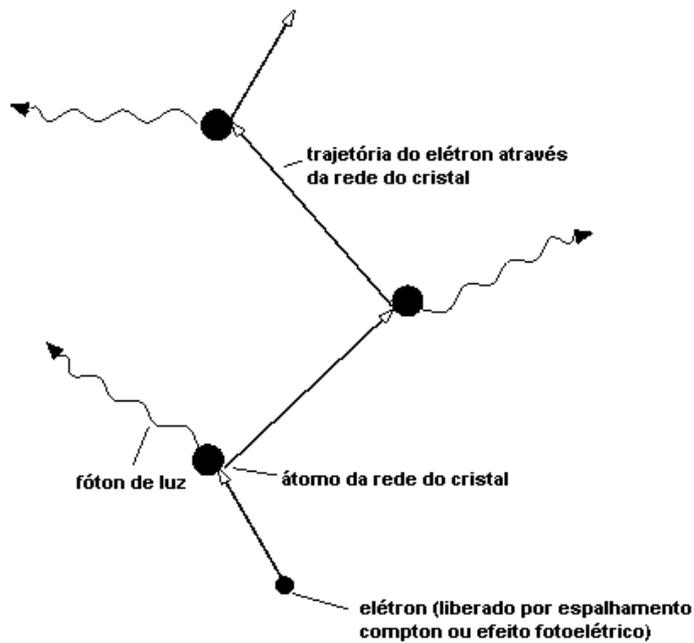
Colimador (septos paralelos)



A imagem formada no cristal é uma projeção bidimensional da distribuição tridimensional do radiofármaco no organismo

Detector de cintilação

- ▶ Para detectar a radiação gama são utilizados detectores de cintilação
- ▶ Mais utilizados clinicamente:
 - Detectores de cristal de iodeto de Sódio ativado com Tálcio - **NaI(Tl)**
 - Eficiência máxima para detecção de fótons com energia na faixa comumente utilizada em MN ($70 - 300 \text{ keV}$)
- ▶ Tipicamente tem espessura de $3/8''$ (0,95 cm) e diâmetro de 30-50 cm



Cintilação

Um elétron liberado de um átomo do cristal, por espalhamento Compton ou efeito fotoelétrico, se desloca através do cristal, colidindo com seus átomos e causando a emissão de fótons com energia na faixa da luz visível.

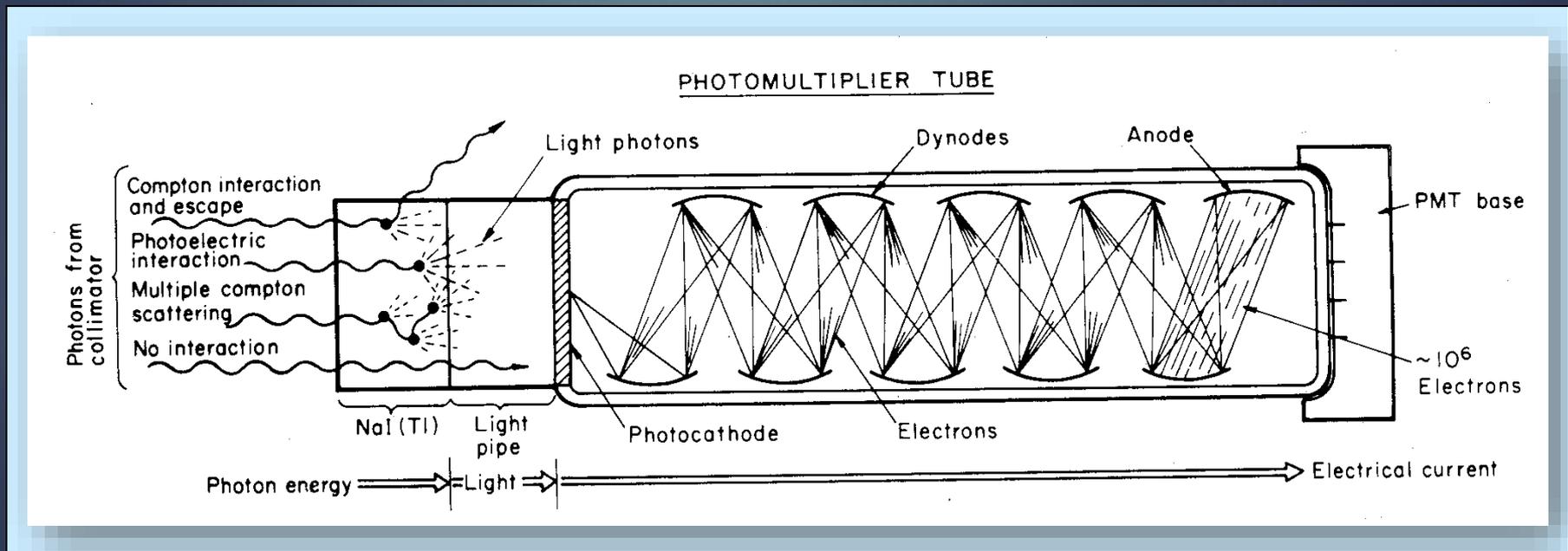
Quando o raio gama atinge o detetor (cristal) ele libera elétrons, que interagem com outros átomos do cristal para produzir luz

- processo conhecido como **cintilação**

Energia da luz é proporcional à energia depositada no cristal



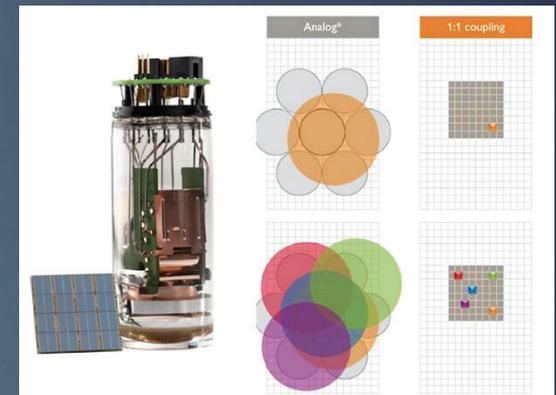
Conversão e ampliação do sinal



Interlúdio

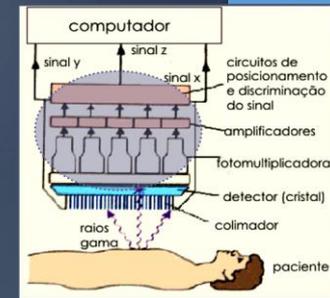
Tecnologia alternativa

- ▶ Fotomultiplicadoras de silício (SiPM)
 - compactas,
 - excelente razão sinal ruído

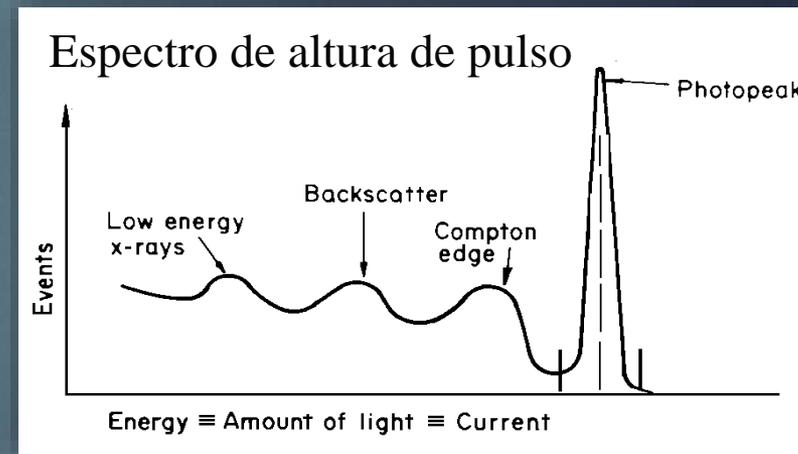


- ▶ Insensíveis a campos magnéticos:
 - adequados para imagens híbridas de PET ou SPECT e MRI.

Análise de amplitude do sinal detectado



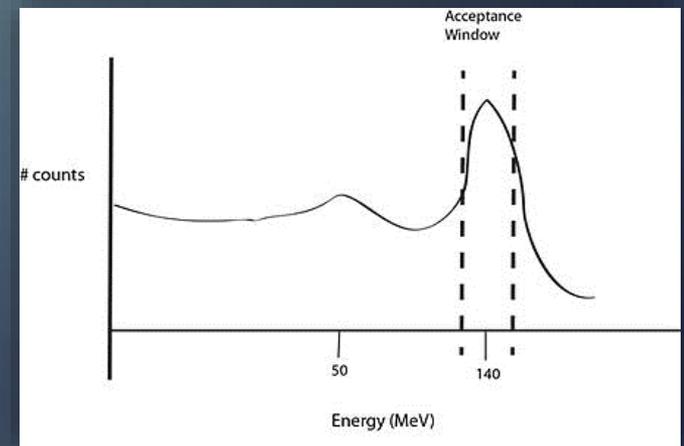
- ▶ Cada isótopo decai com fótons de energia característica: energia indica o elemento
- ▶ A amplitude do pulso detectado é proporcional à energia depositada pelo fóton no cristal
- ▶ O sinal obtido não é monoenergético:
 - Eventos concorrentes
 - Espalhamento dos fótons dentro no paciente e cristal



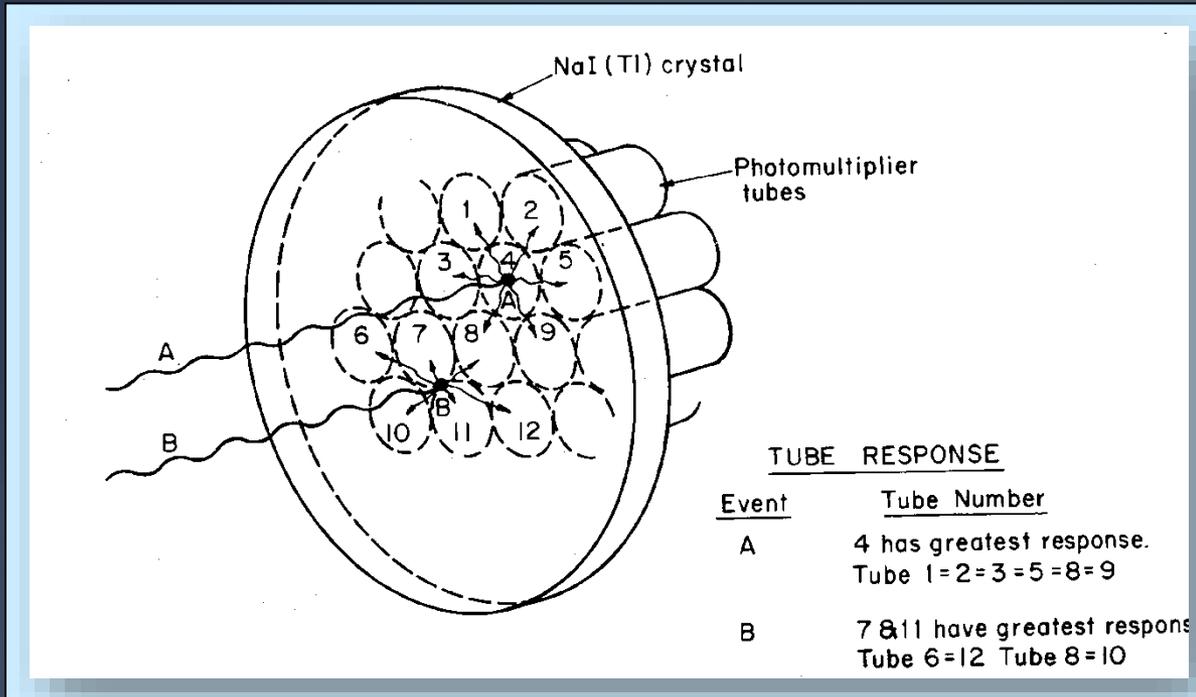
Janela de energia

- ▶ A curva do espectro de altura de pulso depende da energia do fóton e das características do cristal
- ▶ O analisador de altura de pulso é usado para selecionar apenas pulsos (z-pulsos) que correspondem a uma faixa de energias aceitáveis.
 - Este intervalo é chamado de janela de energia
 - Ex: energia do fóton $\pm 10\%$.

espectrometria de altura de pulso

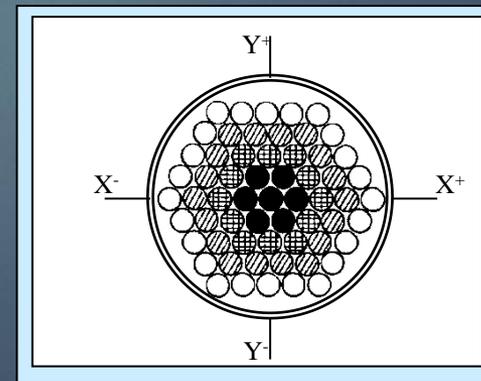


Posicionamento



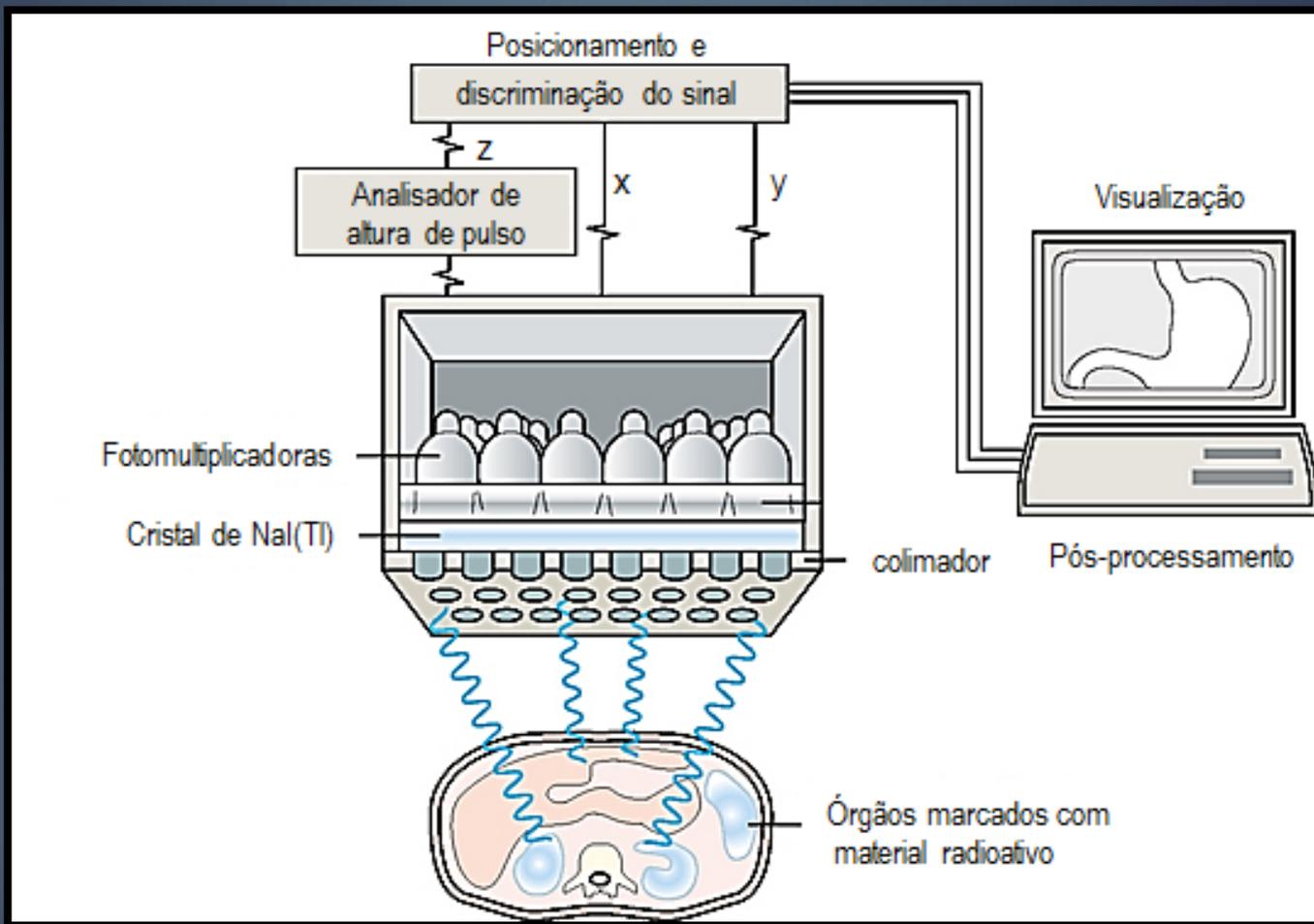
A luz recebida é proporcional à distância entre a fotomultiplicadora e a cintilação

Um circuito lógico determina a posição da cintilação e a energia depositada no cristal

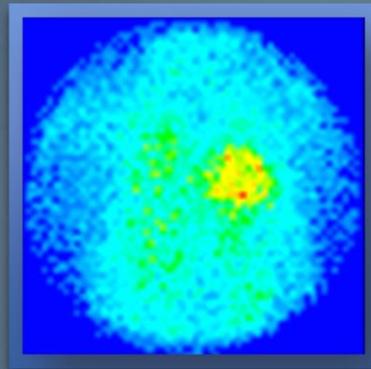


37 a 91 PMT's

Ciclo completo



Ao final do processo de aquisição e formação da imagem, em cada pixel a contagem é proporcional às cintilações produzidas nesse ponto



a contagem reflete o número de emissões ocorridas no órgão em estudo

Equipamentos



Detectores de estado sólido

Detector de estado sólido

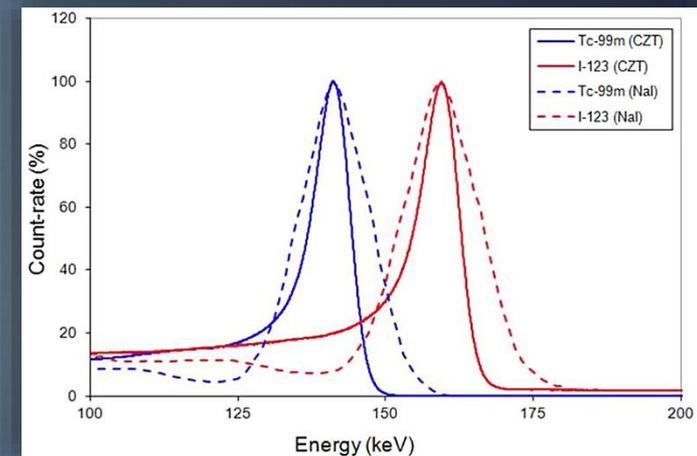
Detectores Semicondutores: conversão direta da energia do fóton em sinal elétrico mensurável

- ▶ produzem imagem com melhor resolução de energia
→ sinal-ruído maior
- ▶ tamanho e peso (\gg) menores

Telureto de Cádmio e Zinco

(Cadmium Zinc Telluride - CdZnTe ou CZT)

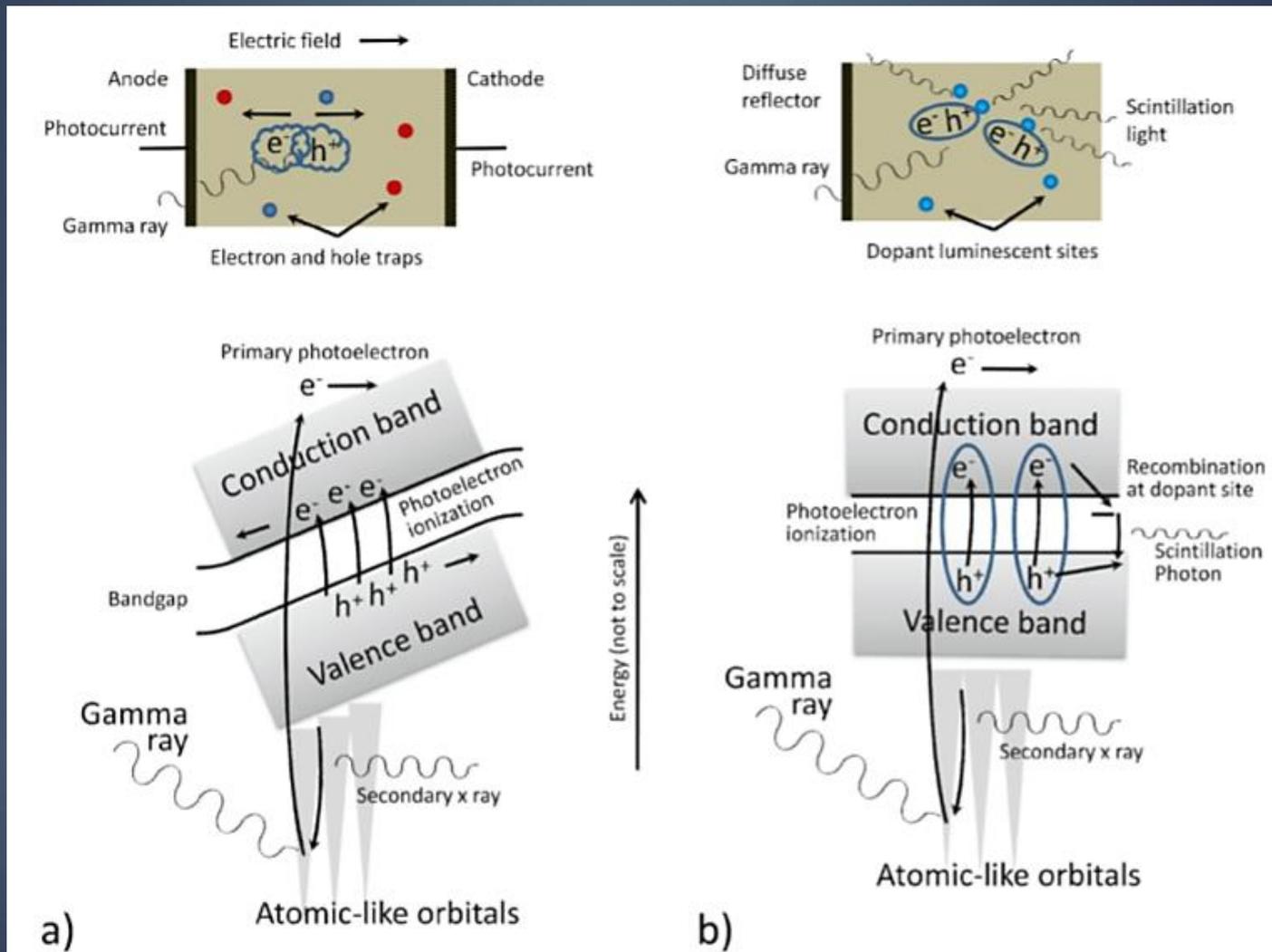
- ✓ Alta resolução espacial, resolução energética muito boa para energias típicas utilizadas em MN
- ✓ Baixa sensibilidade



CZT- Conversão de energia

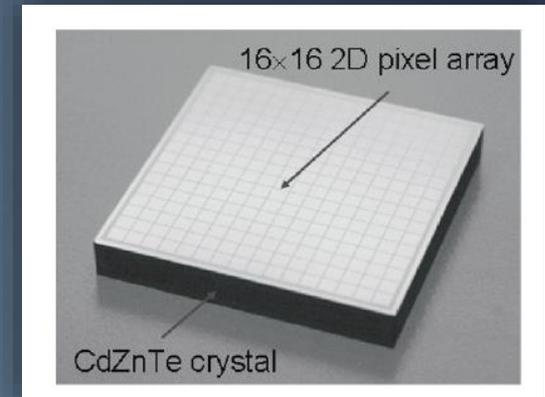
- ▶ Detectores CZT tem eletrodos metálicos finos, depositados sobre sua superfície
 - são submetidos a uma tensão criando diferença de potencial no interior do volume do detector
- ▶ Quando a radiação ionizante interage com o cristal CZT
 - são criados pares elétron-buraco em quantidades proporcionais à energia do fóton
 - Portadores de carga negativa vão em direção ao anodo e os portadores de carga positiva, em direção ao catodo.

CZT- Conversão de energia

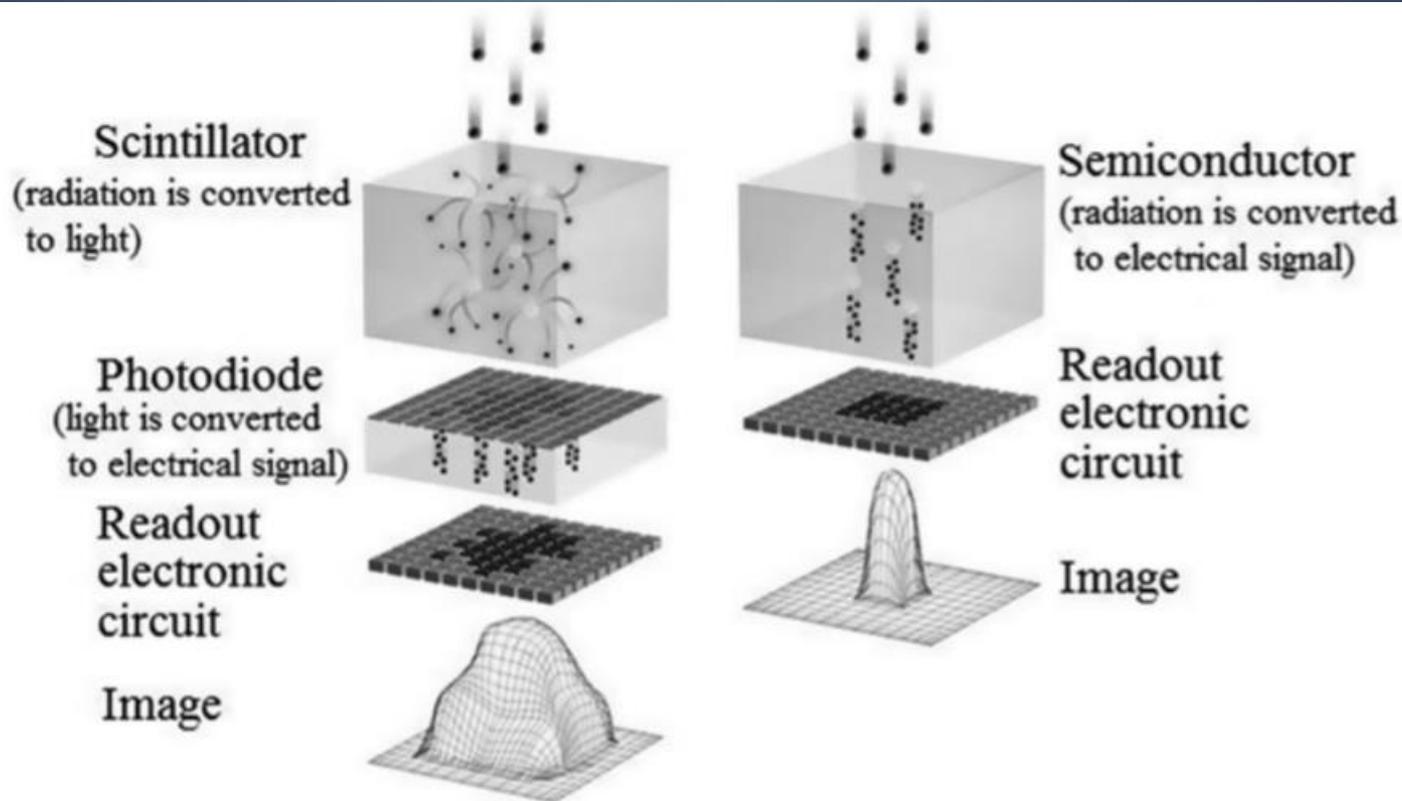


CZT – elementos

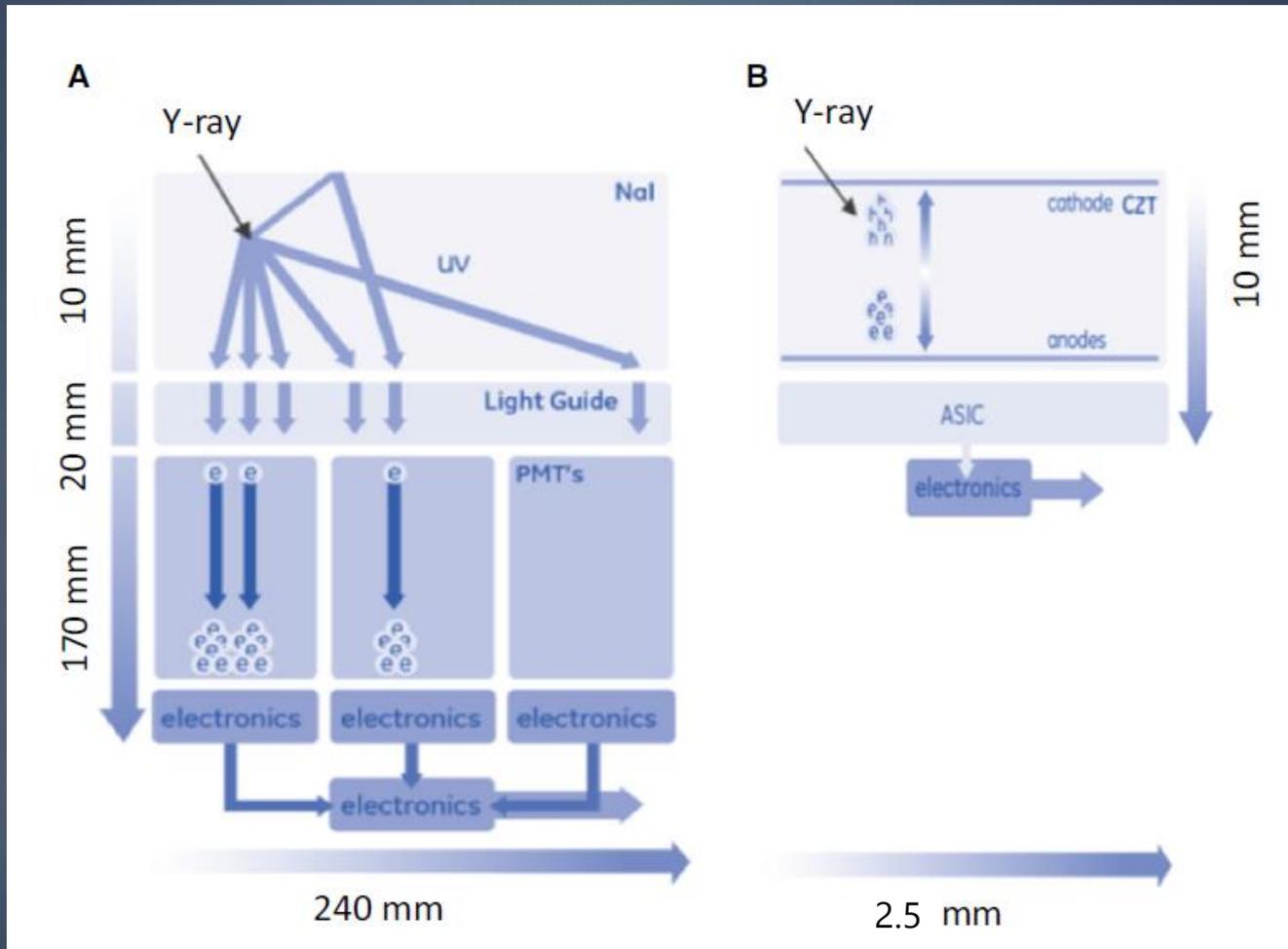
- ▶ Os detectores (read-out eletronic circuit) são projetados com pequenos elementos ou pixels
 - A localização espacial é baseada simplesmente na identificação do elemento onde o sinal se origina.
 - Na prática clínica, os elementos são geralmente de aproximadamente 2,5 mm × 2,5 mm
 - Espessura menor: sensibilidade menor
 - 140 KeV Tc99m: 70% (100% NaI)
 - Não são ideais para fótons de 511 KeV (PET)
- ▶ O pulso resultante é proporcional à energia do fóton incidente.



CZT x Cintiladores



Tamanho: CZT x Cintilador



Equipamentos



CZT scanners – cardiologia

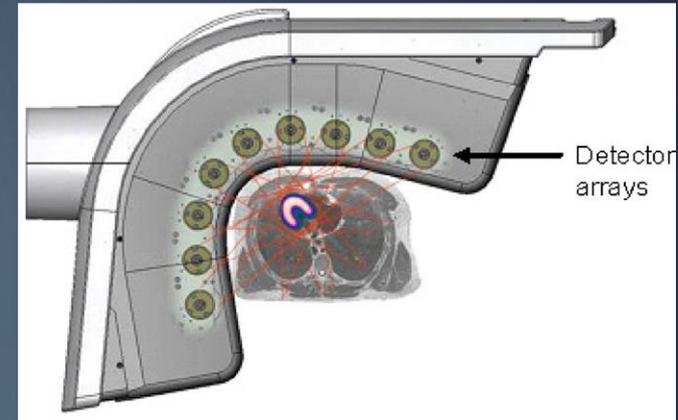
EX: D-SPECT: dedicado a estudos cardíacos de perfusão

- ▶ 9 arrays de detectores CZT
- ▶ Cada array rotaciona ao redor do próprio eixo
- ▶ Colimadores de tungstênio
- ▶ Septos:

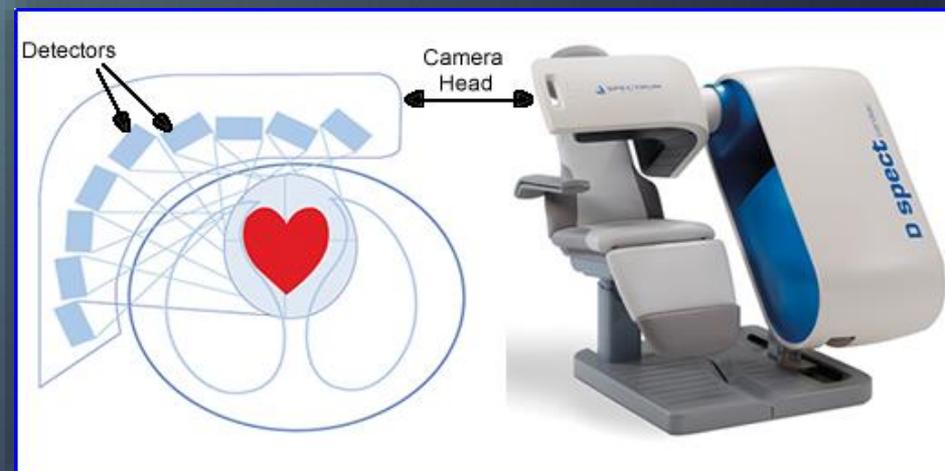
> aberto e < altura

> sensibilidade

< resolução espacial



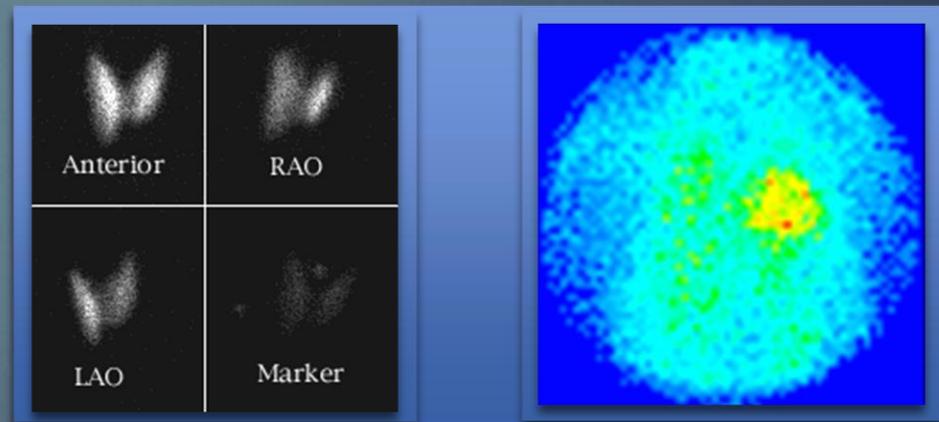
Algoritmo iterativo de reconstrução:
restaura a resolução



Técnicas de Aquisição

- ▶ Imagens estáticas: As contagens são acumuladas em uma única imagem até que um nível pré-determinado de contagens seja atingido ou até que um tempo pré-determinado seja transcorrido

- ▶ Imagens estáticas: As contagens são acumuladas em uma única imagem até que um nível pré-determinado de contagens seja atingido ou até que um tempo pré-determinado seja transcorrido



- ▶ Imagens estáticas: As contagens são acumuladas em uma única imagem até que um nível pré-determinado de contagens seja atingido ou até que um tempo pré-determinado seja transcorrido
- ▶ Imagens dinâmicas: técnica empregada quando o fenômeno a ser estudado é variável no tempo.
 - Aquisição é semelhante A imagens estáticas
 - Várias imagens sequenciais são adquiridas. Cada imagem é composta de contagens acumuladas em um período pré-fixado de tempo

Técnicas clássicas

▶ Imagem

acquirida

nível

ati

sej

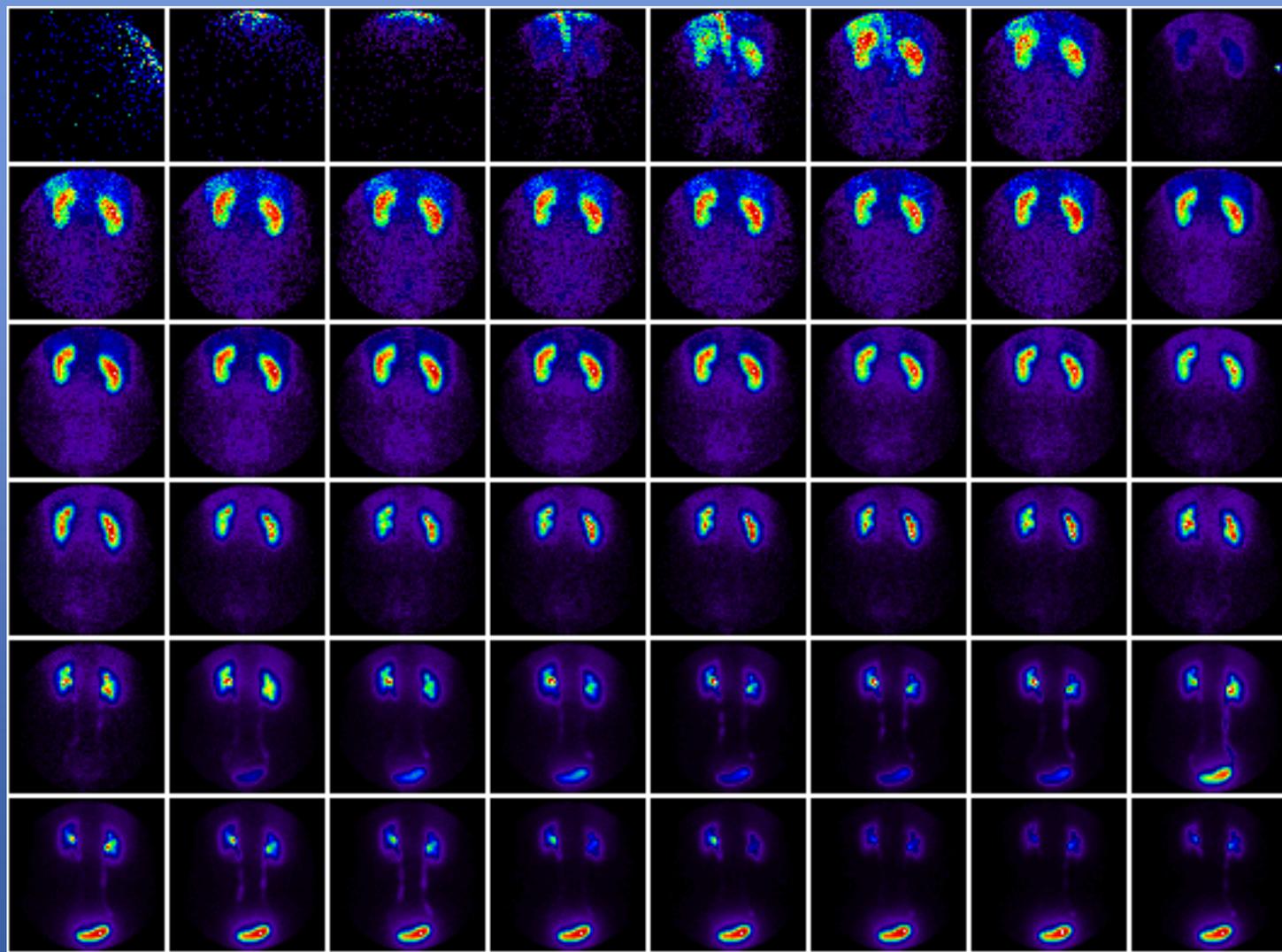
▶ Imagem

qu

no

▶

▶



um

do

ada

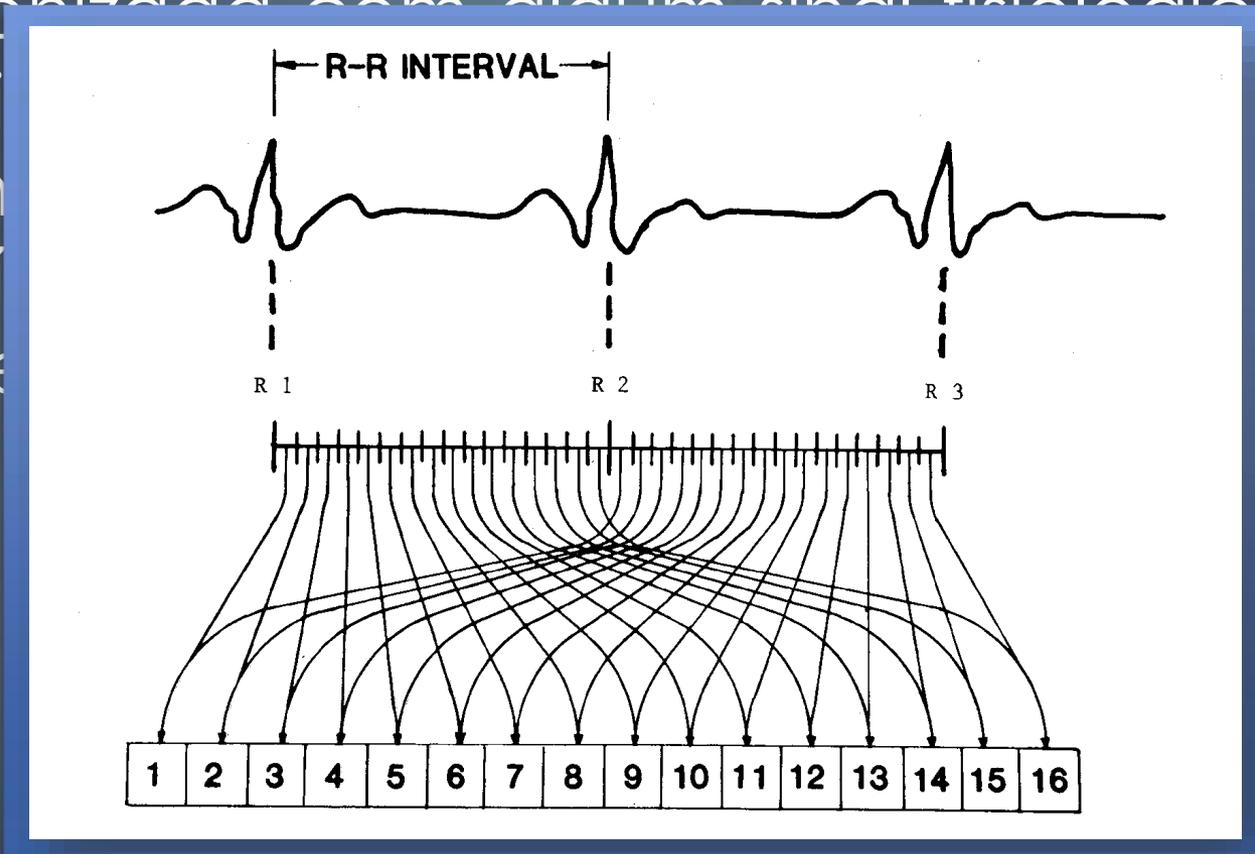
ível

ada

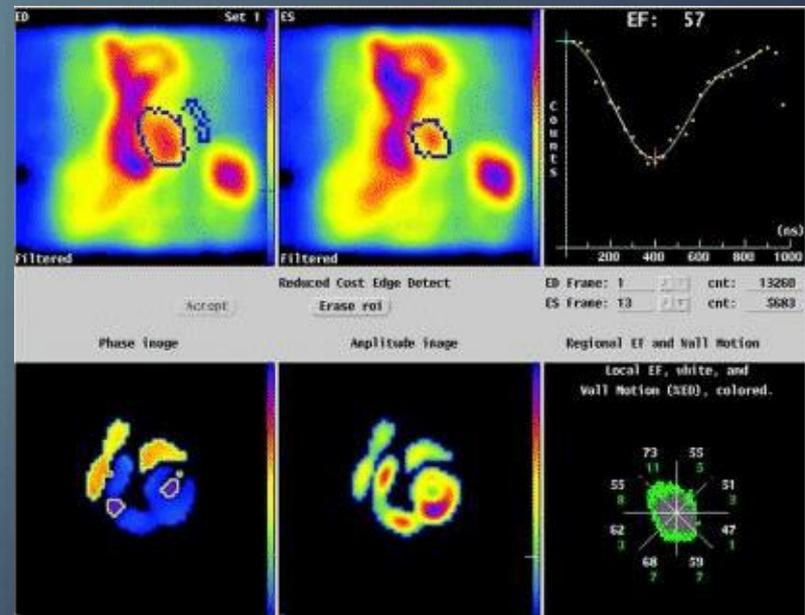
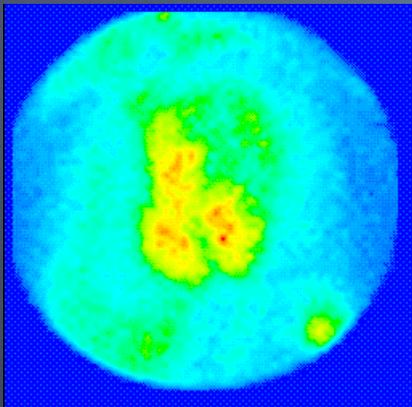
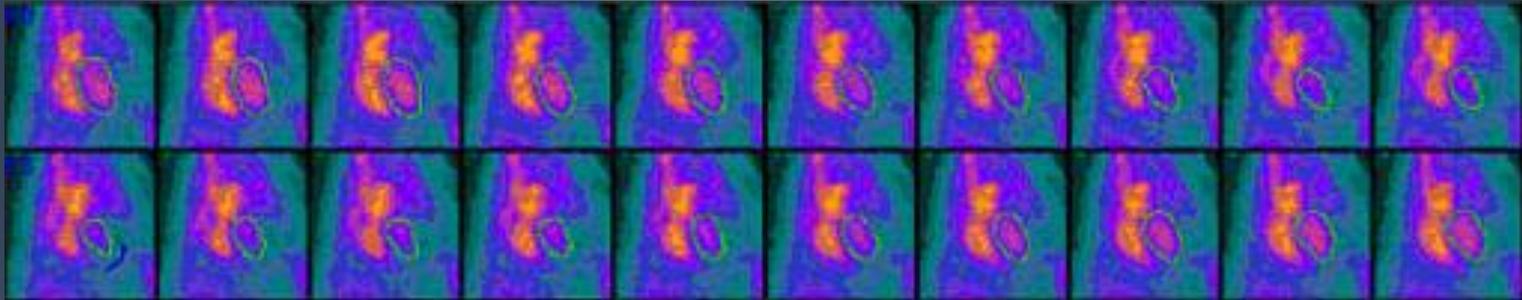
das

- Aquisição sincronizada (Gated): a aquisição de dados de imagem é sincronizada com algum sinal fisiológico. Em cardiologia, por exemplo, o sinal fisiológico de interesse é o ECG. As imagens do ciclo cardíaco são adquiridas ao longo de centenas de ciclos

- Aquisição sincronizada (Gated): a aquisição de dados de imagem é sincronizada com algum sinal fisiológico. Em cardiologia, o ciclo cardíaco é o ciclo de



Ventriculografia Radioisotópica: Aquisição sincronizada com o ECG

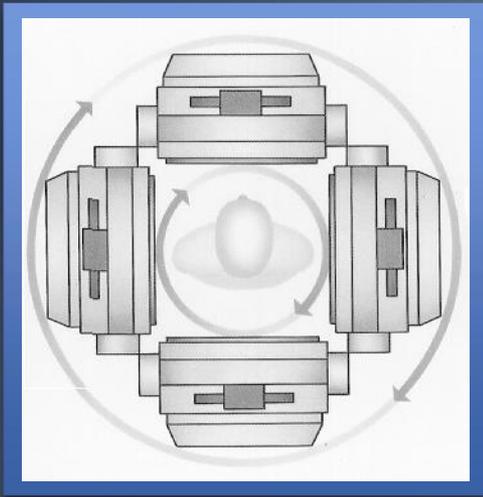


Imagens Tomográficas

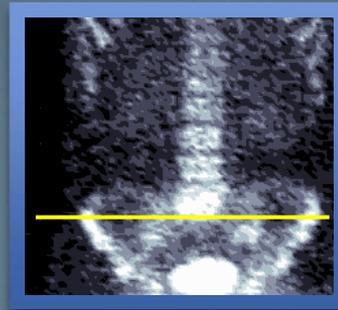
- ▶ SPECT - emissão de fóton único
- ▶ PET – emissão de pósitron

SPECT

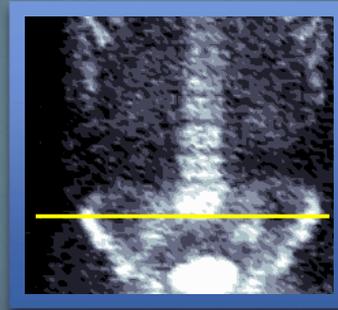
A Tomografia por emissão de fóton único (*Single Photon Emission Computed Tomography - SPECT*) é uma técnica que gera imagens em planos dentro de um volume radioativo a partir de projeções desses volumes obtidas em diferentes ângulos



Câmara de cintilação tomográfica

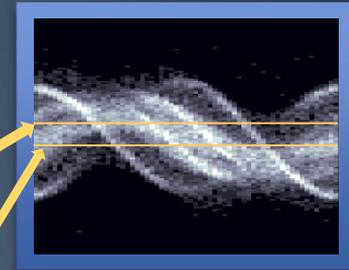


θ_x

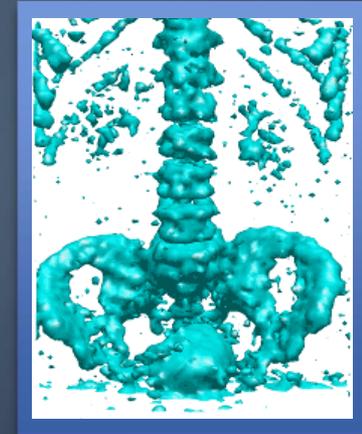


θ_y

projeções



sinograma

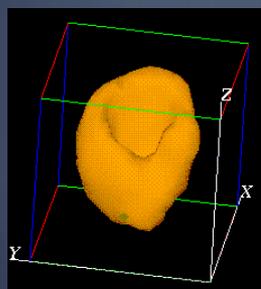
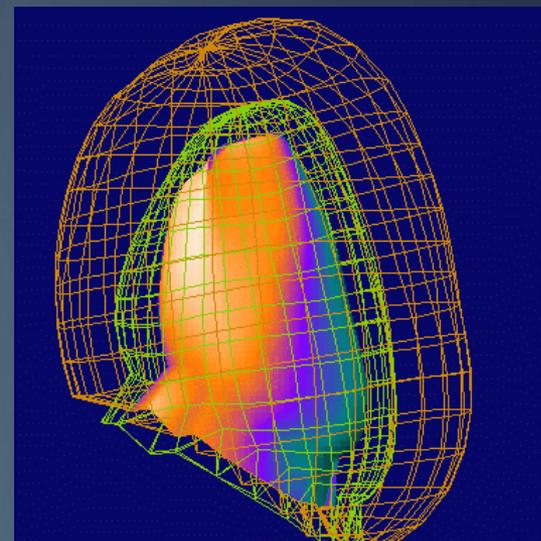
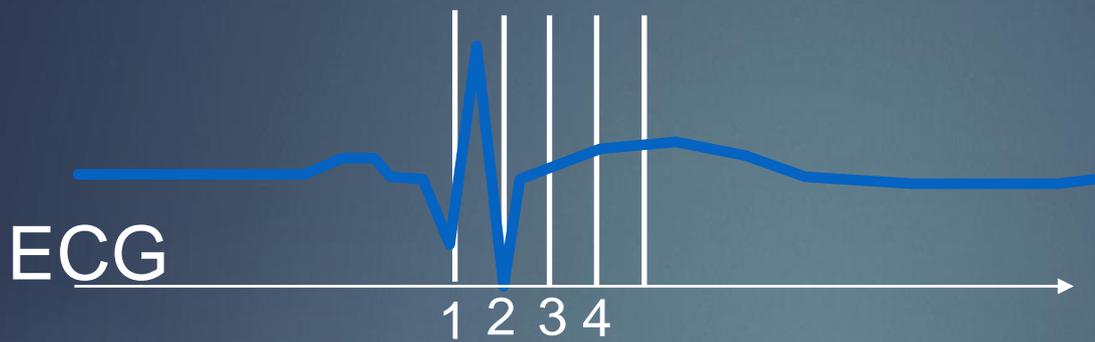


renderização 3D

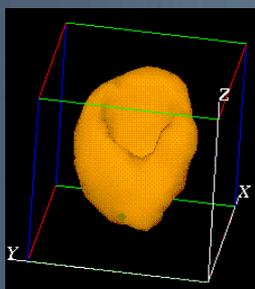


Equipamentos com múltiplas câmeras: diminuição do tempo de aquisição

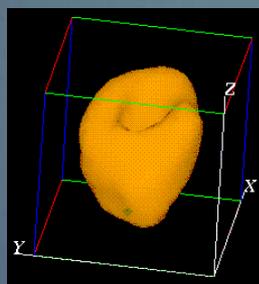
GATED SPECT



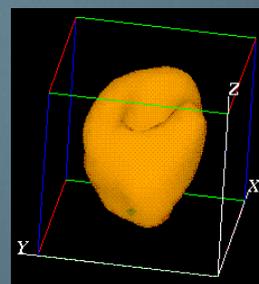
1



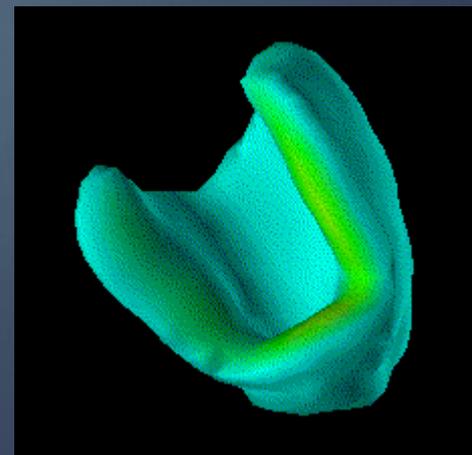
2



3



4



PET

Tomografia por emissão de pósitron - PET

- ▶ Utiliza materiais que decaem por emissão de pósitron
- ▶ Pósitron (β^+ ou e^+)
 - partícula sub-nuclear com as mesmas propriedades do elétron , exceto pela carga elétrica positiva
- ▶ Emissão de radiação
 - emitida por um radionuclídeo incorporado ao radio-fármaco administrado ao paciente

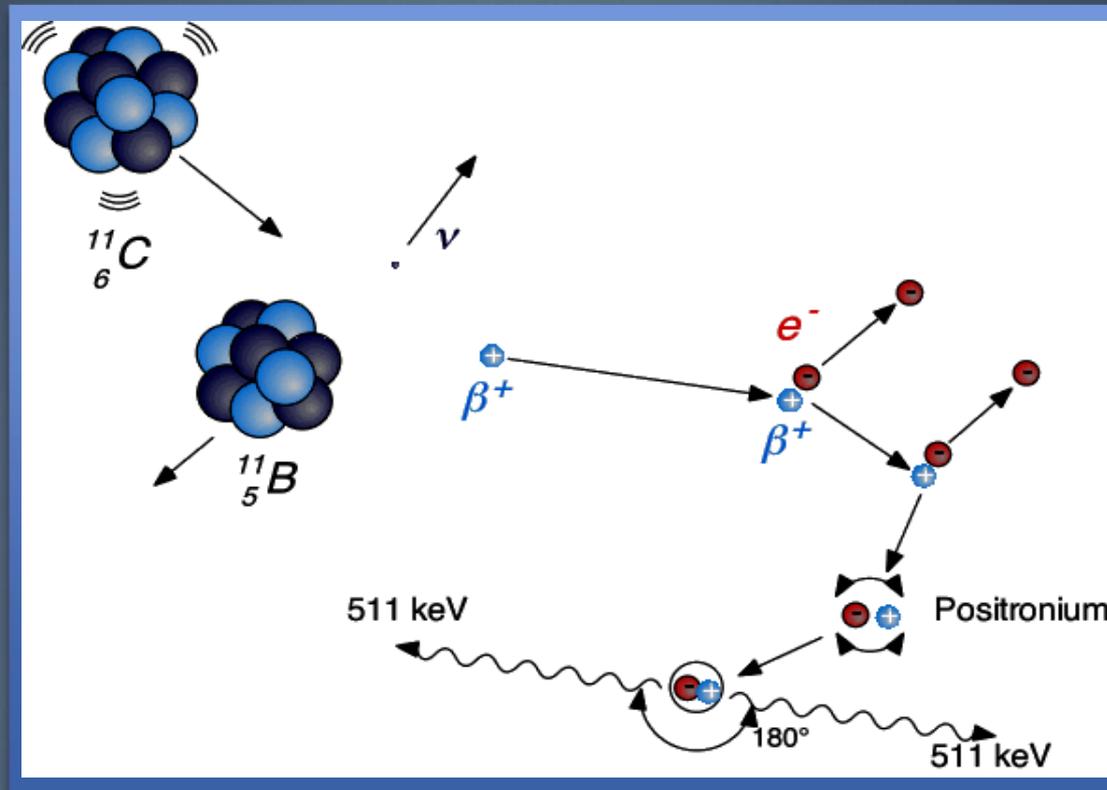
Emissores de β^+ mais usados em Medicina

- ▶ Possuem meia-vida física bastante curta, entre 1,5 e 110 minutos, resultando em baixas doses absorvidas pelos pacientes
- ▶ Naturalmente encontrados em sistemas biológicos : $^{11}\text{C}^*$, $^{18}\text{F}^\clubsuit$, $^{13}\text{N}^\blacklozenge$, $^{15}\text{O}^\#$, $^{82}\text{Rb}^\heartsuit$
- ▶ Podem ser incorporados em moléculas biologicamente ativas (*metabolismo*):
 - açúcares, proteínas, água, gases, aminoácidos
- ▶ Molécula mais comum
 - fluorodeoxyglucose (FDG): um açúcar análogo à glicose.

* C: meia vida: 20,3 min, \clubsuit F: meia vida: 109,7 min,

\blacklozenge N: meia vida: 10min; $\#$ O: meia vida: 2 min; \heartsuit Rb: meia vida: 76s

Criação e aniquilação do pósitron

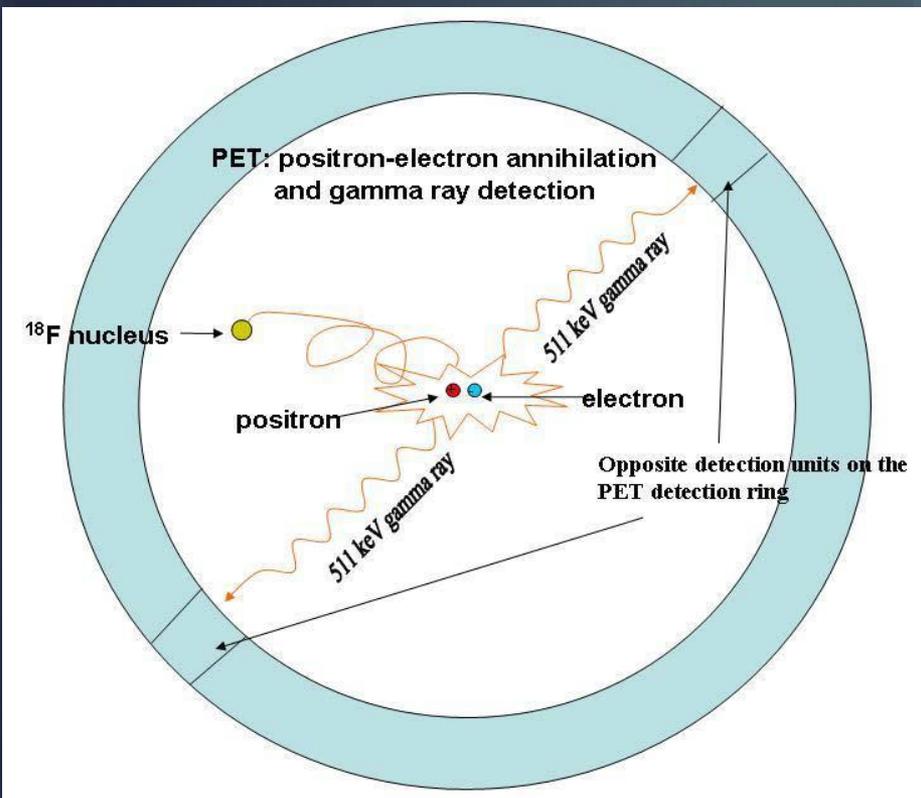


A faixa de alcance do pósitron e a não-colinearidade dos fótons são fontes de possível erro na detecção da posição do evento.

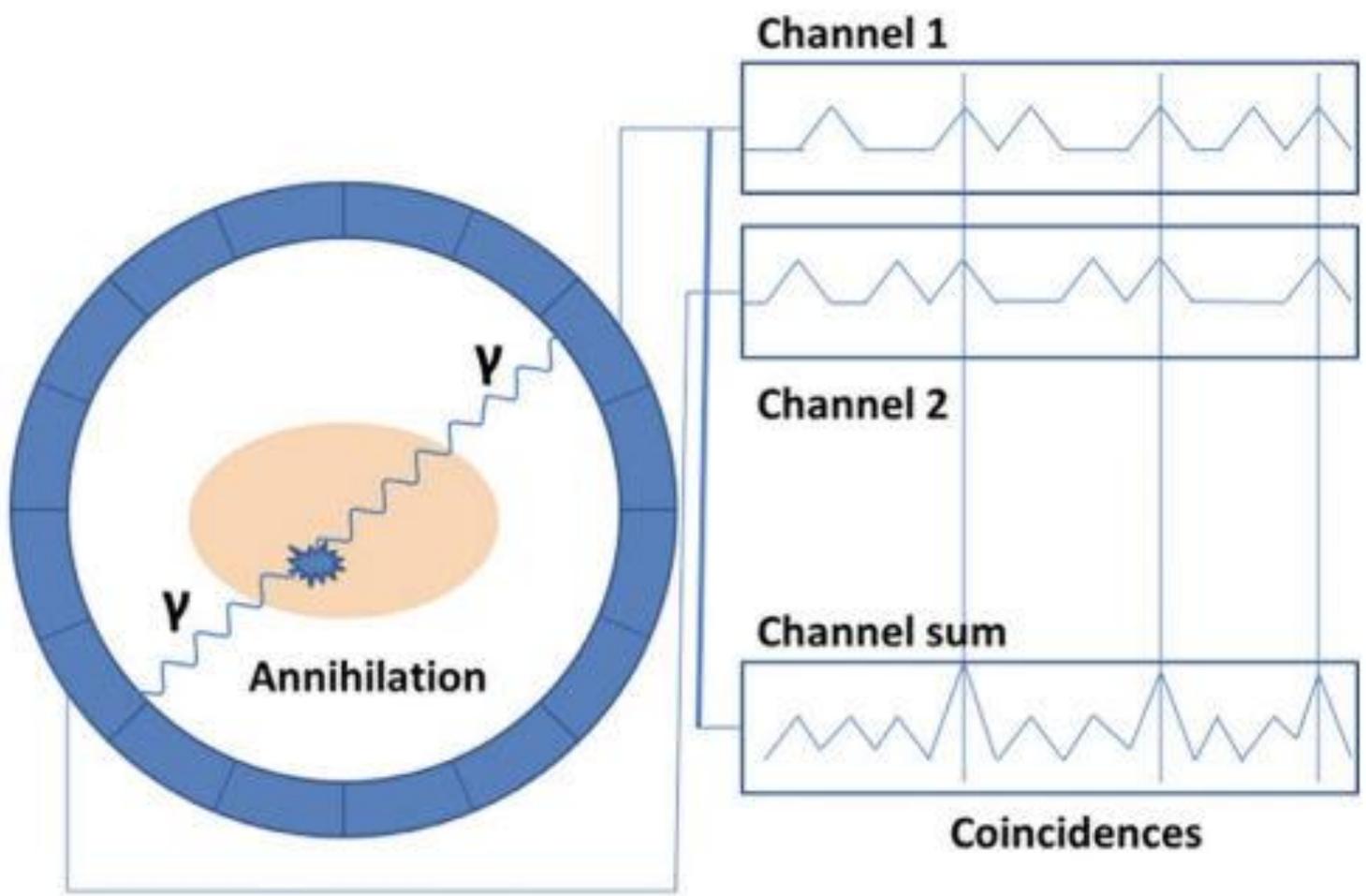
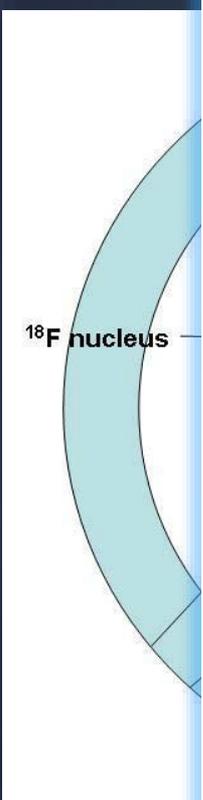
Aniquilação do pósitron

Resultado da aniquilação:

- 2 fótons de 511 keVs
- $\sim 180^\circ$
- O evento de coincidência é atribuído a uma **linha de resposta (LOR)**.

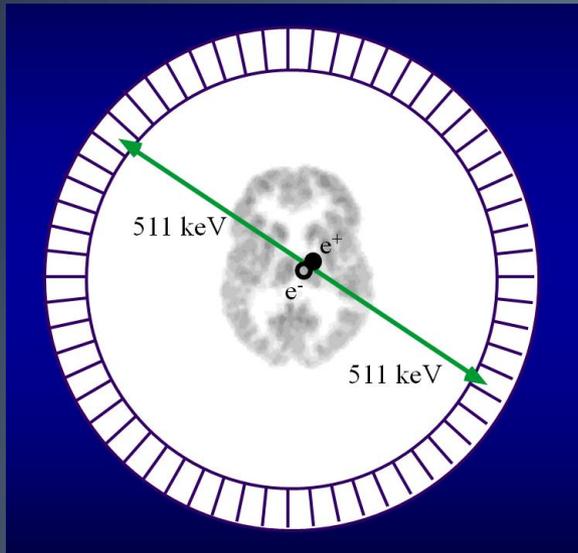


Aniquilação do pósitron



cia
cia
a

Aniquilação do pósitron



- O número de coincidências medidas em um par de detectores é proporcional à atividade do radiofármaco na LOR
- Informação de posição sem necessidade de um colimador físico: **Colimação eletrônica**

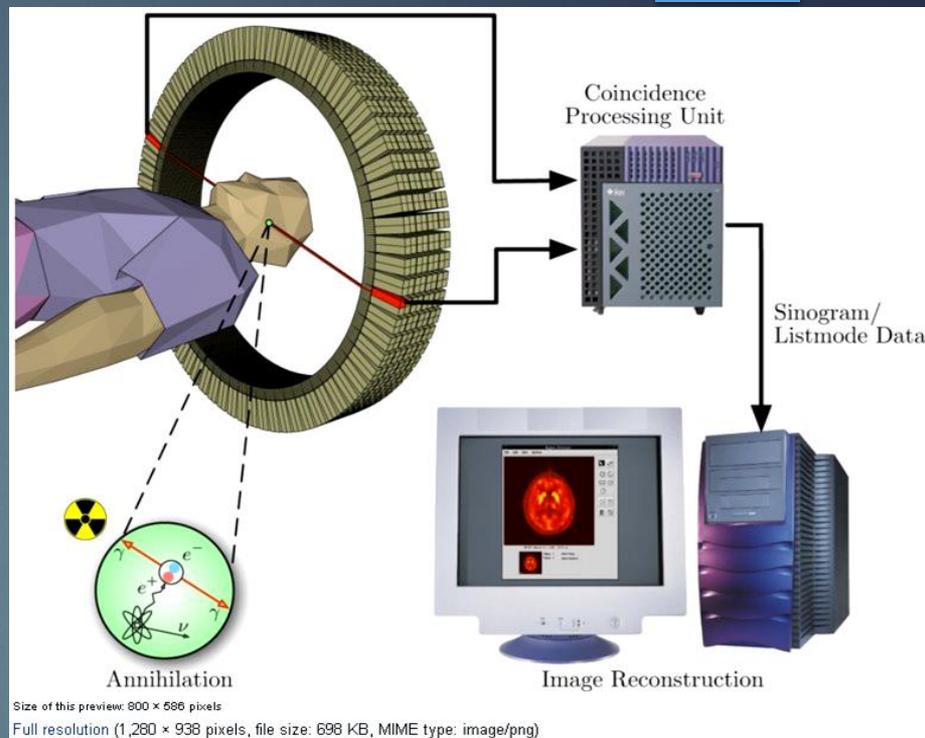
Vantagem : Maior sensibilidade

- 10 – 100 vezes maior em comparação com SPECT

Aniquilação do pósitron

Sistema dedicado:

- ▶ Anéis de múltiplos detectores
- ▶ Os cristais cintiladores* são acoplados a fotomultiplicadoras
- ▶ Os dois fótons com mesma direção e em sentidos opostos são detectados por um circuito de coincidência



*Cristais: Óxido de Bismuto Germânico (Bismuth Germanium Oxide - BGO), (GSO), lutetium yttrium orthosilicate (LYSO) ou lutetium oxyorthosilicate (LSO). Otimizados para fótons de 511KeV

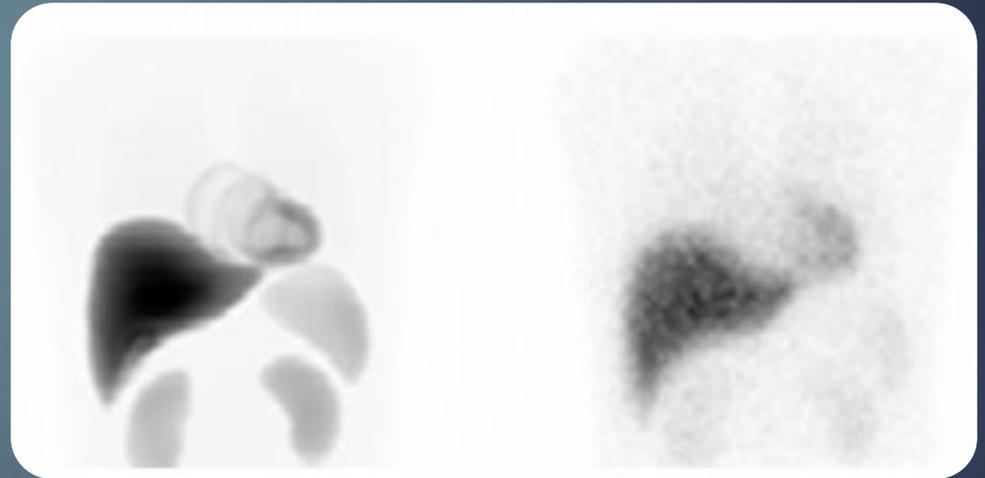
PET scanner



Qualidade da Imagem

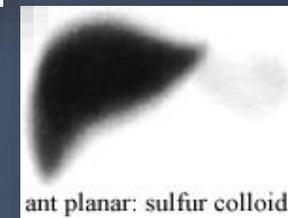
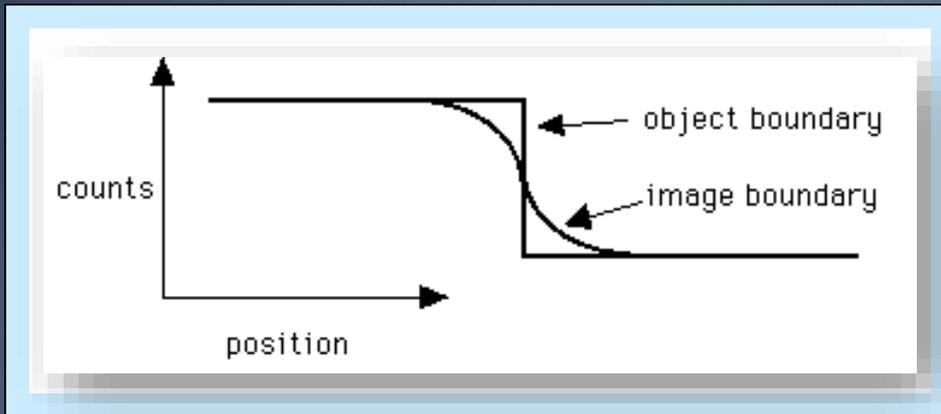
Emissão de Fóton único

- Resolução
- Atenuação
- Espalhamento
- Ruído estatístico



Resolução espacial

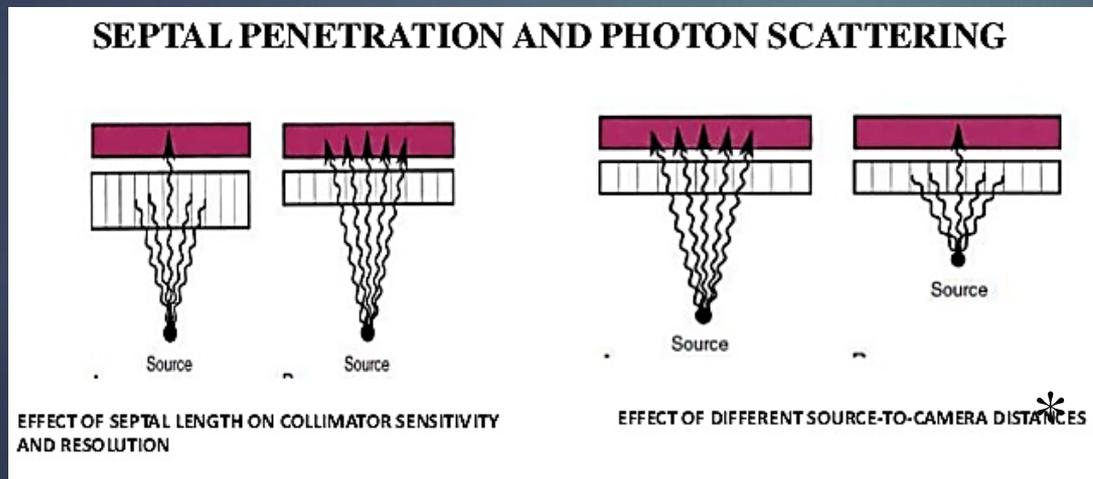
Refere-se ao grau de borramento nas bordas entre diferentes regiões da imagem



Característica da câmara: descreve sua habilidade em distinguir duas fontes radioativas pontuais como entidades distintas

- ▶ Depende de alguns fatores:
 - Resolução intrínseca (cristal + fotomultip.*)
 - Resolução do colimador (septos diam/comp)

* CDR – resposta colimador-detector



A correção matemática da degradação da resolução pode ser realizada em novos algoritmos de Reconstrução - *resolution recovery*

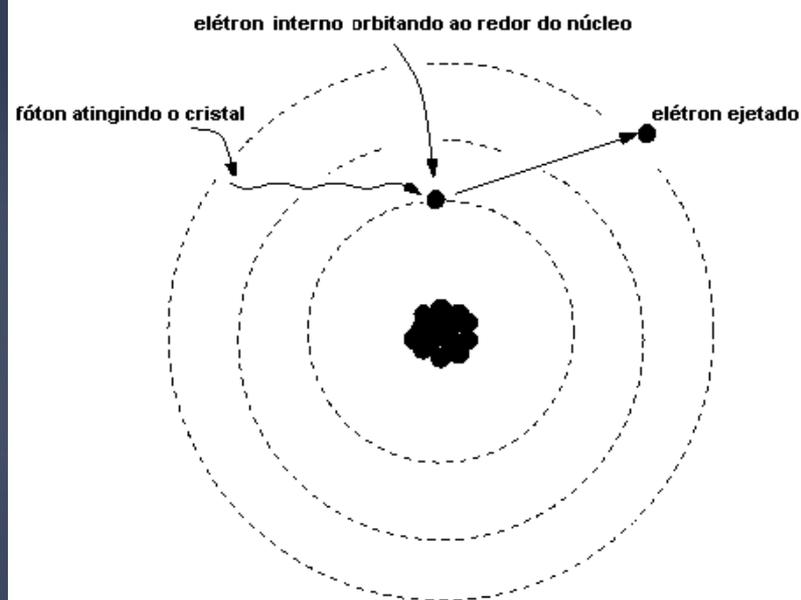
- > Resolução espacial
- < ruído

Tipos de interação (Atenuação e espalhamento)

efeito fotoelétrico

espalhamento compton

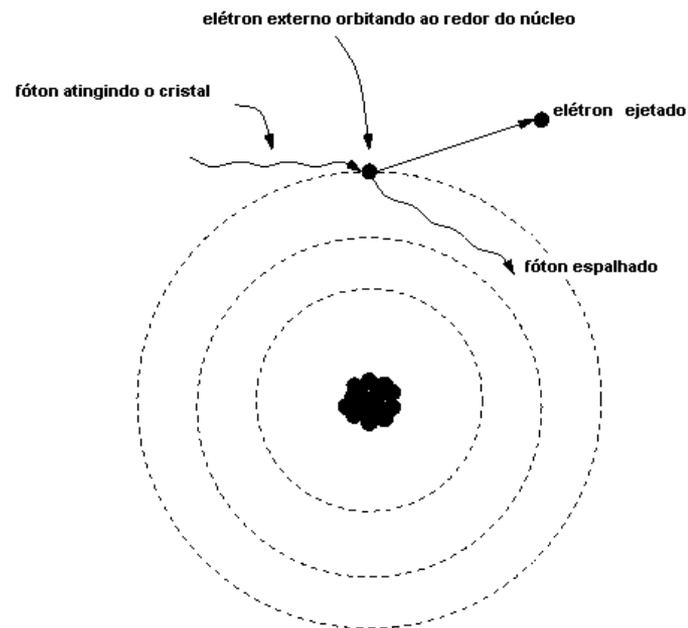
Modelo de Rutherford



Efeito Fotoelétrico

A energia do fóton é completamente absorvida pelo átomo.
Com a absorção dessa energia, um elétron é ejetado

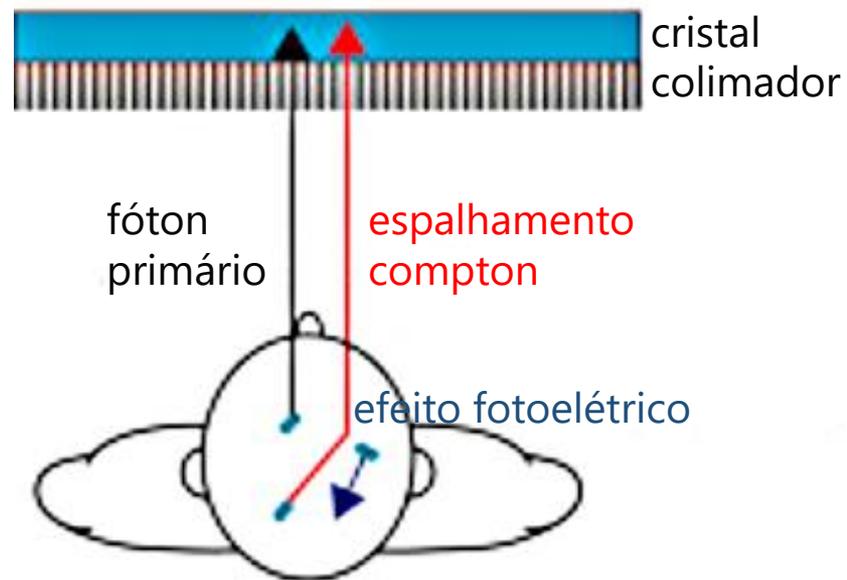
Modelo de Rutherford



Espalhamento Compton

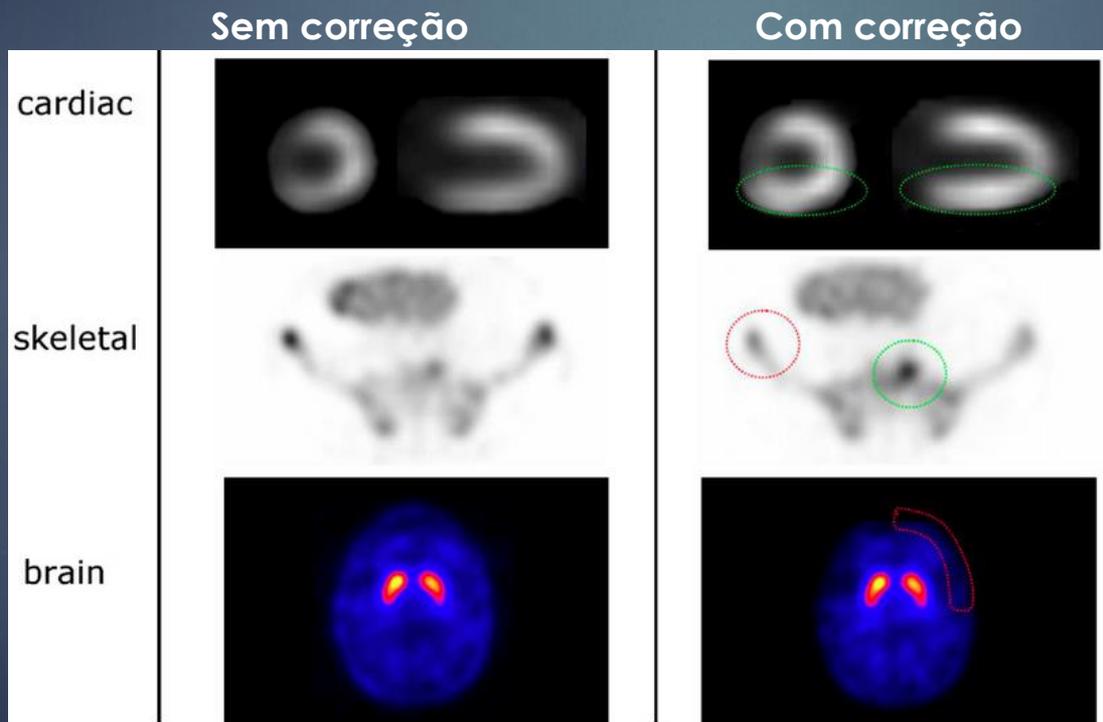
A energia do fóton é parcialmente absorvida pelo átomo,
um elétron é ejetado e o fóton é espalhado

Gamma camera



Redução da taxa de contagem: não linear

- ▶ a taxa de atenuação é proporcional a $e^{(-\mu x)}$
- ▶ são detectados menos eventos originados em fontes profundas do que de fontes superficiais equivalentes.



Atenuação uniforme:

- Chang

SPECT/CT:

- mapa de coefs. de atenuação
- Método de reconstr. Iterativo

CNN – sem CT

Espalhamento

O principal efeito do espalhamento Compton é que a **localização da origem** de um fóton pode ser feita de forma errônea, provocando uma queda na resolução e contraste da imagem

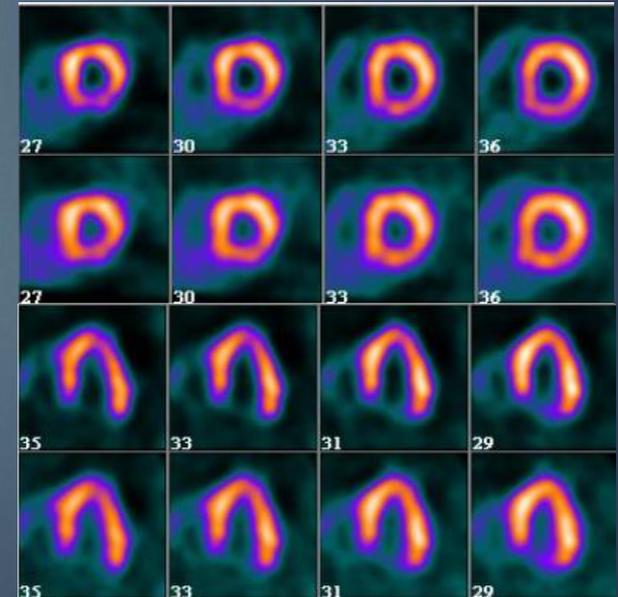
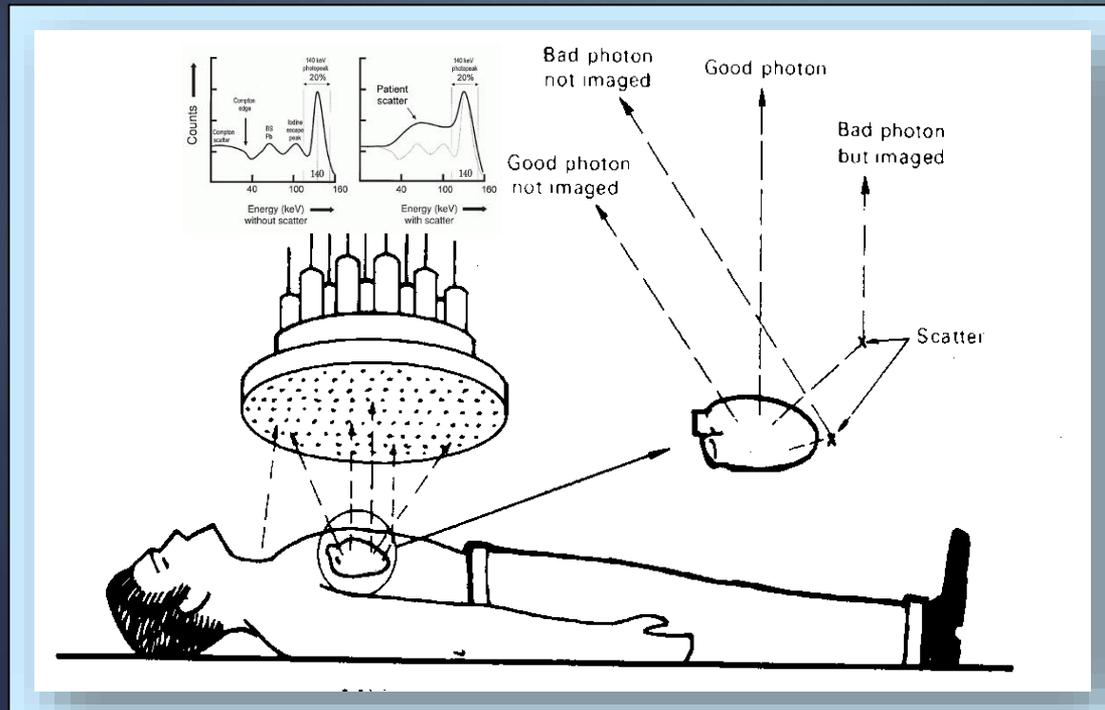


Image. Chuanyong et al. Emission-based Scatter correction In SPECT Imaging. Tsinghua Science and Technology (2010), 15(1).

- ▶ Não é possível prever exatamente qual átomo vai decair em um dado instante
- ▶ O número de desintegrações por unidade de tempo flutua ao redor de um valor médio, segundo a distribuição de Poisson

⇒ Erro na medida da intensidade de cada ponto da imagem

$$\sqrt{N}$$



Ruído baixo: dose injetada, tempo de aquisição, sensibilidade da câmara, radiofármaco

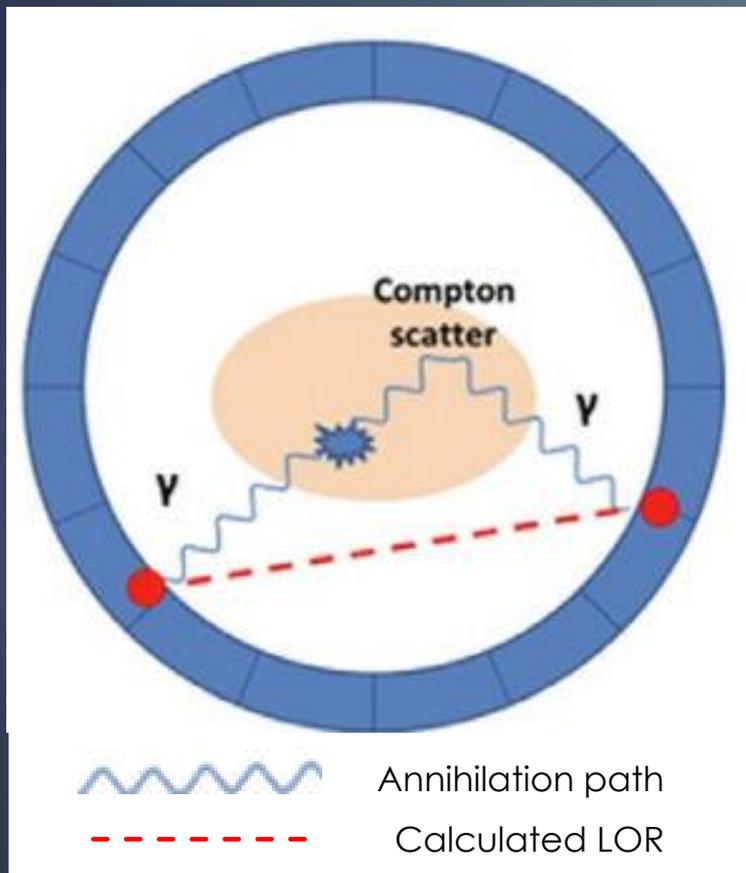
Qualidade da Imagem

Emissão de Pósitron

- Espalhamento
- Randômicos



Eventos de coincidência de espalhamento

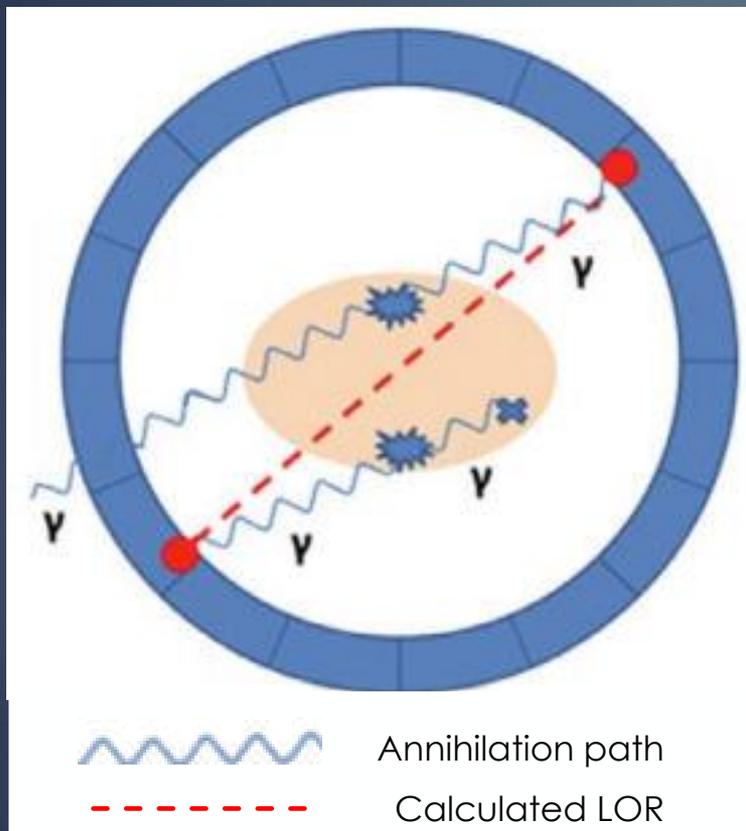


- ▶ Uma única aniquilação
 - Pelo menos um dos fótons sofre espalhamento
 - A linha de resposta ocorre em uma projeção falsa

$$E_{\text{Pos}} \cong E_{\text{Ant}}$$

Eventos de coincidências por espalhamento aumentam linearmente com a atividade no paciente.

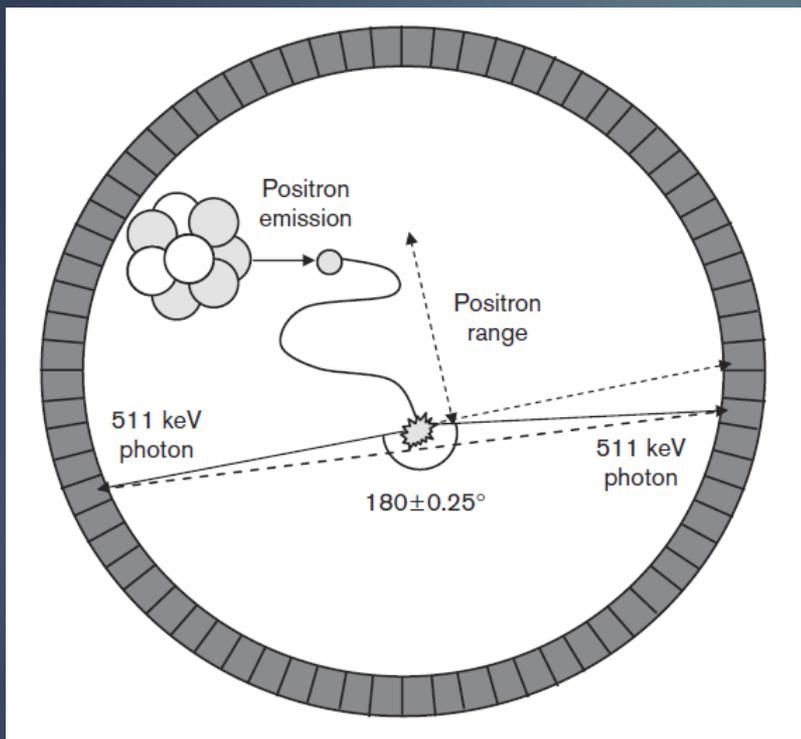
Eventos de coincidência randômicos



- ▶ Mais de uma aniquilação
 - Fótons de aniquilações diferentes são detectados simultaneamente
- ▶ Determina-se uma linha de resposta falsa
- ▶ Depende de propriedades do detector
 - Resolução temporal
 - Janela de energia

O aumento das As coincidências aleatórias predominam em atividades elevadas (aumento quadrático em relação à atividade)

Resolução espacial



- ▶ Tamanho do detetor
- ▶ Propriedades físicas
 - Alcance do pósitron
 - Não colinearidade

Resolução espacial

SPECT & PET

- ▶ Depende de um número grande de fatores:
 - ▶ Radionuclídeo;
 - ▶ Colimação (S/N, colimador)
 - ▶ Detetor (Anger ou CZT)
 - ▶ Raio de rotação (SPECT: resol. Cérebro > resol. Cardíaca)
 - ▶ Método de reconstrução

	SPECT	PET
Clínica	7mm – 15mm	2mm – 6mm
Pré-clínica	0,6mm – 1,2mm*	0,5 mm <i>ou mais baixa</i> #

* Prieto, E., Irazola, L., Collantes, M. et al. Performance evaluation of a preclinical SPECT/CT system for multi-animal and multi-isotope quantitative experiments. Sci Rep 12, 18161 (2022). <https://doi.org/10.1038/s41598-022-21687-2>

Adler SS, Seidel J, Choyke PL. Advances in Preclinical PET. Semin Nucl Med. 2022 May;52(3):382-402. doi: 10.1053/j.semnuclmed.2022.02.002. Epub 2022 Mar 18. PMID: 35307164; PMCID: PMC9038721.

Equipamentos híbridos

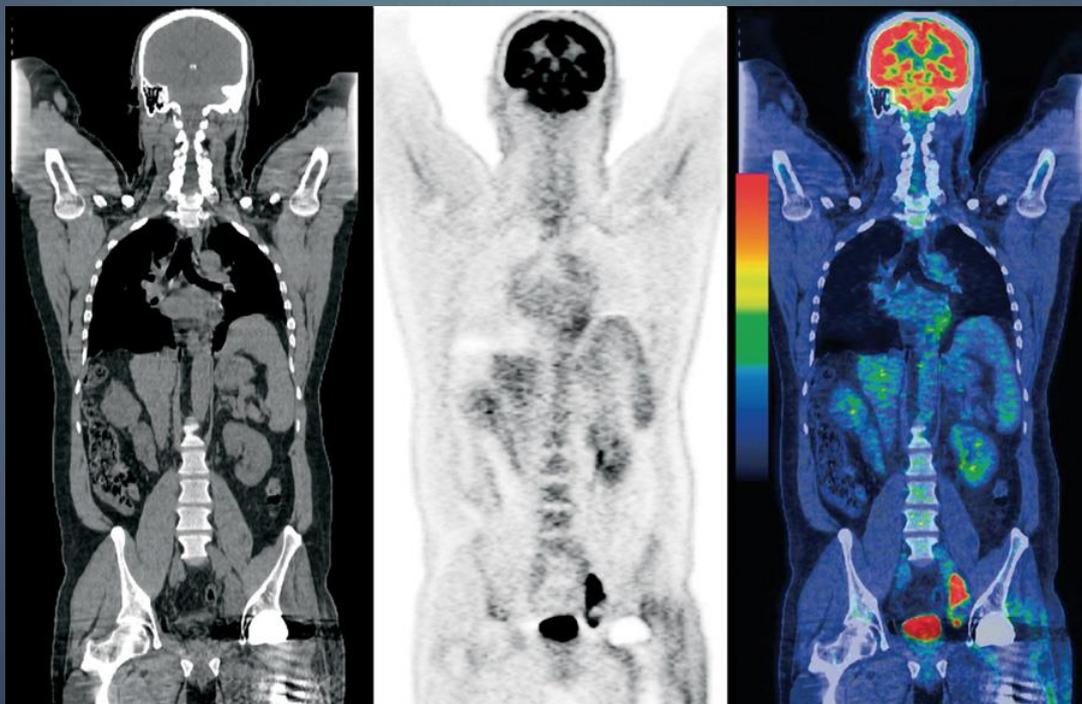
- ▶ Equipamentos integrados (PET/CT, SPECT/CT, PET/MRI)
- ▶ Fazem o registro, ou fusão, das duas imagens: informação funcional e anatômica

PET/CT

CT
órgãos e ossos

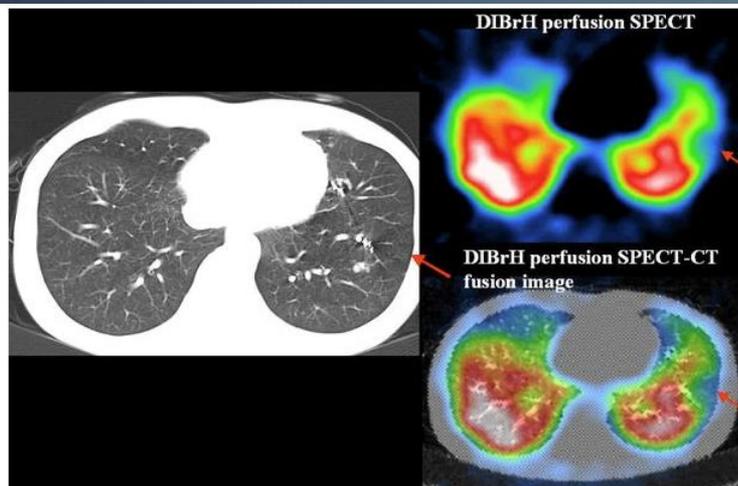
PET
Atividade celular

Fusão
Localização exata da
alta atividade celular



Equipamentos híbridos

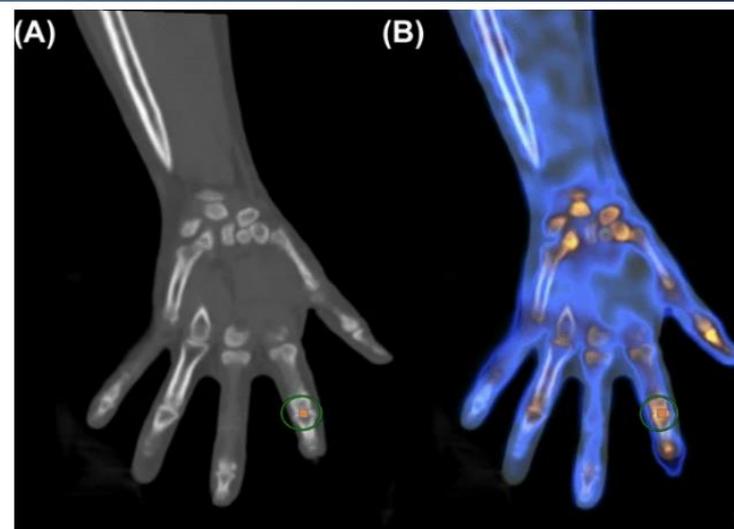
► SPECT/CT



A 63-year-old female who teeth mounting material into bronchus in the left lower lung lobe. CT shows LAA at the distal lung of obstructed bronchus with teeth mounting material in the left lower lung lobe (*left, arrow*). DIBrH perfusion SPECT and SPECT–CT fusion images show perfusion defect corresponding to LAA (*right, arrows*)

Pulmonary function–morphologic relationships assessed by SPECT–CT fusion images.

Suga, K. *Ann Nucl Med* 26, 298–310 (2012).
<https://doi.org/10.1007/s12149-012-0576-5>

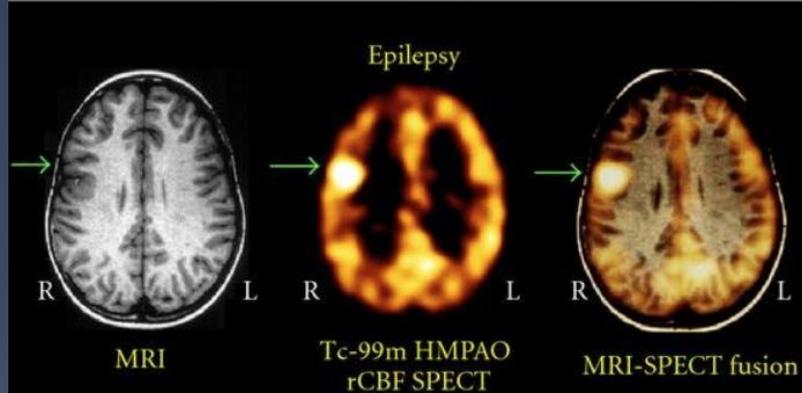


(A) CT and (B) SPECT/CT images demonstrate how the **SUV** was measured at the hand joint. The **SUV**_{max} was derived from a spherical VOI drawn over the periarticular region, placing the joint space at the center of the VOI.

Clinical significance of quantitative bone SPECT/CT in the evaluation of hand and wrist pain in patients with rheumatic disease.

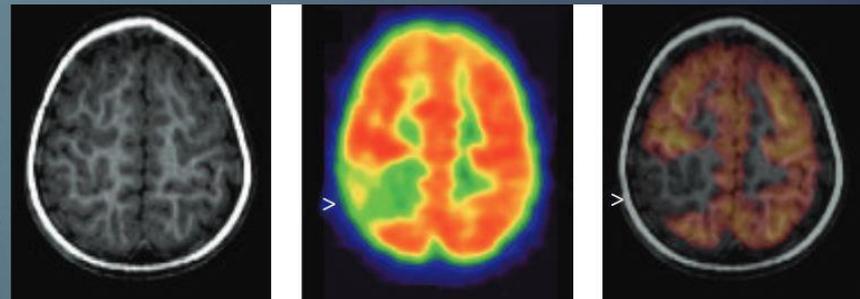
Lim, C.H., Kim, H.S., Lee, K.A. et al. *Sci Rep* 12, 327 (2022).
<https://doi.org/10.1038/s41598-021-03874-9>

Equipamentos híbridos



SPECT/MRI

PET/MRI



SPECT Imaging of Epilepsy: An Overview and Comparison with F-18 FDG PET

Referências

- ▶ Technological Advances in SPECT and SPECT/CT Imaging. *Diagnostics* 2024, 14, 1431. <https://doi.org/10.3390/diagnostics14131431>.
- ▶ Advances in clinical molecular imaging instrumentation. *Clinical and Translational Imaging*, 2018, Volume 6, 31-45.
- ▶ SPECT Myocardial Perfusion Imaging Guidelines: Instrumentation, Acquisition, Processing and Interpretation. *Journal of Nuclear cardiology*, 2018, Volume 25, Number 5, 1784-1846.
- ▶ Recent Advances and Future Perspectives in Nuclear Medicine. *Seminars in Nuclear Medicine*, January 2016 Volume 46, Issue 1, p1-96.
- ▶ SPECT detectors: the Anger Camera and Beyond. *Phys. Med. Biol.* 56 (2011) R145–R182
- ▶ Basics of PET imaging
<http://mariorad.com/books/General%20radiology/025%20Basics%20of%20PET%20Imaging%20Physics,%20Chemistry,%20and%20Regulations%20-%20Gopal%20B.%20Saha.pdf>
- ▶ Nuclear Medicine Physics Lecture Series.
<https://www.youtube.com/playlist?list=PL0FpKQ-EgTObAsB7r1bGbdBdOkt5f1W-z>



Obrigada!

Marina de Sá Rebelo
marina.rebelo@hc.fm.usp.br